



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109674493 A

(43)申请公布日 2019.04.26

(21)申请号 201811448833.9

(22)申请日 2018.11.28

(71)申请人 深圳蓝韵医学影像有限公司

地址 518000 广东省深圳市宝安区石岩街道浪心居委会砖厂村梨园工业区鸿隆高科技工业园(蓝韵工业园)2栋1楼

(72)发明人 龙丽 孙瑞超 邢锐桐 陈晶
程霞

(74)专利代理机构 深圳市智胜联合知识产权代理有限公司 44368

代理人 齐文剑

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

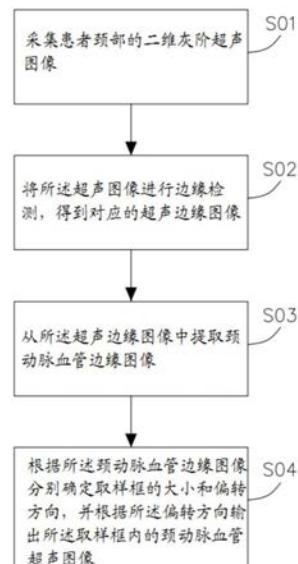
权利要求书2页 说明书15页 附图14页

(54)发明名称

医用超声自动追踪颈动脉血管的方法、系统及设备

(57)摘要

本发明公开一种医用超声自动追踪颈动脉血管的方法、系统及设备,其中方法包括:采集患者颈部的二维灰阶超声图像;将所述超声图像进行边缘检测,得到对应的超声边缘图像;从所述超声边缘图像中提取颈动脉血管边缘图像;根据所述颈动脉血管边缘图像分别确定取样框的大小和偏转方向,并根据所述偏转方向输出所述取样框内的颈动脉血管超声图像。本发明具有原理简单、计算复杂度低、且取样框能够根据颈动脉血管实时进行自动调整并准确定位颈动脉血管,进而降低检查难度、提高诊断的效率和准确性。



1. 一种医用超声自动追踪颈动脉血管的方法,其特征在于,包括如下步骤:
采集患者颈部的二维灰阶超声图像;
将所述超声图像进行边缘检测,得到对应的超声边缘图像;
从所述超声边缘图像中提取颈动脉血管边缘图像;
根据所述颈动脉血管边缘图像分别确定取样框的大小和偏转方向,并根据所述偏转方向输出所述取样框内的颈动脉血管超声图像。
2. 如权利要求1所述的医用超声自动追踪颈动脉血管的方法,其特征在于,所述将所述超声图像进行边缘检测,得到对应的超声边缘图像的步骤,包括如下步骤:
将所述超声图像进行n次高斯滤波,得到滤波图像;
将所述滤波图像进行一阶偏导的有限差分计算,得到所述滤波图像的像素点的梯度幅值和梯度方向;
将所述滤波图像的像素点的梯度幅值进行非极大值抑制处理,得到候选边缘图像;
将所述候选边缘图像进行双阈值算法检测后再进行边缘连接算法处理,得到超声边缘图像。
3. 如权利要求2所述的医用超声自动追踪颈动脉血管的方法,其特征在于,所述双阈值算法检测的步骤,包括如下步骤:
预设一个低阈值TL、一个高阈值TH,且 $TL:TH=1:2$;
将所述候选边缘图像的像素值与所述高阈值TH进行比较,并提取所述候选边缘图像中像素值大于所述高阈值TH的像素点,得到强边缘图像;
将所述候选边缘图像的像素值与所述低阈值TL进行比较,并提取所述候选边缘图像中像素值大于所述低阈值TL的像素点,得到过渡边缘图像;
将所述过渡边缘图像减去所述强边缘图像,得到弱边缘图像。
4. 如权利要求3所述的医用超声自动追踪颈动脉血管的方法,其特征在于,所述边缘连接算法处理的步骤,包括如下步骤:
将所述弱边缘图像中不属于所述强边缘图像像素点的8邻域的像素值置为0;
将所述弱边缘图像中所有像素值非0的像素点附加到所述强边缘图像中,得到超声边缘图像。
5. 如权利要求1所述的医用超声自动追踪颈动脉血管的方法,其特征在于,所述从所述超声边缘图像中提取颈动脉血管边缘图像的步骤,包括如下步骤:
预设颈动脉血管内径的最小均值;
计算所述超声边缘图像中纵向相邻两个像素点的间距,并将所述间距大于所述最小均值的所有像素点进行标记;
计算纵向相邻的两个所述被标记的像素点的像素均值和位于所述两个被标记的像素点之间所有未被标记的像素点的像素均值,并计算所述被标记的像素点的像素均值和所述未被标记的像素点的像素均值的差值;
获取所有满足所述差值最大对应的两个被标记的目标像素点,得到血管边缘图像,所述血管边缘图像包括若干条由连续的目标像素点构成的边缘;
计算所述血管边缘图像中相邻两个边缘的中点连接线的长度,并获取最长中点连接线对应的两个边缘,通过所述两个边缘生成颈动脉血管边缘图像。

6. 如权利要求1所述的医用超声自动追踪颈动脉血管的方法,其特征在于,所述确定取样框的大小的步骤,包括如下步骤:

对所述颈动脉血管边缘图像的两边缘的中心点进行一阶直线拟合,得到拟合中心线,并分别确定所述拟合中心线的纵坐标的最大值和最小值以及所述拟合中心线的横坐标的最大值和最小值;

预设第一调整参数和第二调整参数;

计算出所述纵坐标最大值和最小值的差值,并将所述纵坐标的差值与所述第一调整参数求和,将结果设为所述取样框的高度;

计算出所述横坐标最大值和最小值的差值,并将所述横坐标的差值与所述第二调整参数求和,将结果设为所述取样框的长度。

7. 如权利要求6所述的医用超声自动追踪颈动脉血管的方法,其特征在于,所述确定取样框的偏转方向的步骤,包括如下步骤:

判断所述拟合直线的斜率是否大于0;

若所述拟合直线的斜率大于0,则所述取样框的上线框向右平移m个像素点;

若所述拟合直线的斜率小于0,则所述取样框的上线框向左平移m个像素点。

8. 一种医用超声自动追踪颈动脉血管的系统,其特征在于,包括:

二维图像采集模块,用于采集患者颈部的二维灰阶超声图像;

边缘检测模块,用于将所述超声图像进行边缘检测,得到对应的超声边缘图像;

动脉血管提取模块,用于从所述超声边缘图像中提取颈动脉血管边缘图像;

取样框图像输出模块,用于根据所述颈动脉血管边缘图像分别确定取样框的大小和偏转方向,并根据所述偏转方向输出所述取样框内的颈动脉血管超声图像。

9. 一种计算机设备,包括存储器、处理器以及存储在存储器上并可在处理器上运行的计算机程序,其特征在于,所述处理器执行所述程序时实现如权利要求1~7中任意一项所述的方法。

医用超声自动追踪颈动脉血管的方法、系统及设备

技术领域

[0001] 本发明涉及超声医疗检测领域,尤其涉及一种医用超声自动追踪颈动脉血管的方法、系统及设备。

背景技术

[0002] 随着医疗诊断仪器的不断发展,超声诊断仪器因其无创性的优点广泛的应用在临床检测中。彩色血流图像提供了血流容积、速度、加速度、动脉指数等有价值的信息,因此在血管、甲状腺、产科等检查方面广泛应用。颈动脉超声检查不仅能反映颈动脉硬化情况,还能以此来推测全身血管的硬化状况,尤其是心脑血管的硬化状况,因此在动脉粥样硬化、心脑血管疾病等诊断方面为医生提供了有效的依据。

[0003] 在颈动脉超声检测中,医生一般需要及时找到血管的位置,并对某一特定位置的图像进行细致观察。传统的方法是通过手动设置取样框来对血管进行定位,取样框一般通过移动轨迹球和确定键按钮相互配合来选定,再移动轨迹球调节其的大小和位置。由于彩色血流取样框的大小以及位置影响着获取彩色血流信号的灵敏度以及图像的帧频,因此取样框的大小及位置的设置至关重要。另外,在血流多普勒检测过程中,需要扫描线的角度和血管的角度尽量平行,当血管和扫描线垂直时,因多普勒角度不能检测到血流运动,所以除了调整彩色取样框的位置同时还要调整扫描偏转方向。在操作过程中,用户的操作手法和熟练程度会影响目标对象的定位,且取样框大小和位置调节并没有根据系统的实际处理能力进行调整,容易导致操作的繁琐和图像显示的迟滞。

[0004] 申请号为201711103896.6的专利申请公开了一种多普勒超声自动定位取样框的方法,所述方法首先预设定取样框的形状和尺寸,然后通过扫描获得黑白超声图像并对其进行分割,统计每个区低亮度点数,得到最大值的区域定义为取样框P1,将其从区域点集中去除,剩下区域重复统计得到P2,依次得到P3,且有 $P3 < P2 < P1$,最后以P1,P2,P3分别各做一次多普勒扫描,保存图像进行彩色像素点统计,取三者中彩色像素点最大值为初选取样框,进行最终取样框的确定。但是,上述方法仍需要预设一个取样框的形状和大小,且对于最终取样框确定的算法过程复杂,用时较长。

[0005] 鉴于以上弊端实有必要提供一种医用超声自动追踪颈动脉血管的方法、系统及设备以克服以上缺陷。

发明内容

[0006] 本发明的目的在于提供一种医用超声自动追踪颈动脉血管的方法、系统及设备以解决背景技术中至少一处不足。

[0007] 为了实现上述目的,本发明提出一种医用超声自动追踪颈动脉血管的方法,包括如下步骤:

[0008] 采集患者颈部的二维灰阶超声图像;

[0009] 将所述超声图像进行边缘检测,得到对应的超声边缘图像;

- [0010] 从所述超声边缘图像中提取颈动脉血管边缘图像；
- [0011] 根据所述颈动脉血管边缘图像分别确定取样框的大小和偏转方向，并根据所述偏转方向输出所述取样框内的颈动脉血管超声图像。
- [0012] 为了实现上述目的，本发明还提出一种医用超声自动追踪颈动脉血管的系统，包括：
- [0013] 二维图像采集模块，用于采集患者颈部的二维灰阶超声图像；
- [0014] 边缘检测模块，用于将所述超声图像进行边缘检测，得到对应的超声边缘图像；
- [0015] 动脉血管提取模块，用于从所述超声边缘图像中提取颈动脉血管边缘图像；
- [0016] 取样框图像输出模块，用于根据所述颈动脉血管边缘图像分别确定取样框的大小和偏转方向，并根据所述偏转方向输出所述取样框内的颈动脉血管超声图像。
- [0017] 为了实现上述目的，本发明还提出一种计算机设备，包括存储器、处理器以及存储在存储器上并可在处理器上运行的计算机程序，上述处理器执行上述程序时实现如上述实施例中任意一项上述的方法。
- [0018] 与现有技术相比，本发明提供的医用超声自动追踪颈动脉血管的方法、系统及设备的有益效果在于：将采集患者颈部的超声图像进行边缘检测处理后，再从中提取颈动脉血管边缘图像，然后根据颈动脉血管边缘图像确定取样框的大小和偏转方向，最后输出取样框内的颈动脉血管超声图像，具有原理简单、计算复杂度低、且取样框能够根据颈动脉血管实时进行自动调整并准确定位颈动脉血管的特点，进而降低检查难度、提高诊断的效率和准确性。

附图说明

- [0019] 图1为本发明一实施例医用超声自动追踪颈动脉血管的方法的流程示意图；
- [0020] 图2为本发明一实施例医用超声自动追踪颈动脉血管的方法的流程示意图；
- [0021] 图3为本发明一实施例采集的超声图像；
- [0022] 图4为图3所示超声图像的滤波图像；
- [0023] 图5为本发明一实施例医用超声自动追踪颈动脉血管的方法的流程示意图；
- [0024] 图6为本发明一实施例医用超声自动追踪颈动脉血管的方法的流程示意图；
- [0025] 图7为图3所示超声图像的超声边缘图像；
- [0026] 图8为图3所示超声图像的颈动脉血管边缘图像；
- [0027] 图9为本发明一实施例医用超声自动追踪颈动脉血管的方法的流程示意图；
- [0028] 图10为本发明一实施例医用超声自动追踪颈动脉血管的方法的流程示意图；
- [0029] 图11为本发明一实施例医用超声自动追踪颈动脉血管的方法的流程示意图；
- [0030] 图12为图3所示超声图像被取样框框选的图像；
- [0031] 图13为本发明一实施例医用超声自动追踪颈动脉血管的系统的模块结构示意图；
- [0032] 图14为本发明一实施例医用超声自动追踪颈动脉血管的系统的模块结构示意图；
- [0033] 图15为本发明一实施例医用超声自动追踪颈动脉血管的系统的模块结构示意图；
- [0034] 图16为本发明一实施例医用超声自动追踪颈动脉血管的系统的模块结构示意图；
- [0035] 图17为本发明一实施例医用超声自动追踪颈动脉血管的系统的模块结构示意图；
- [0036] 图18为本发明一实施例的一种计算机设备的结构示意图。

[0037] 100、二维图像采集模块；200、边缘检测模块；201、滤波模块；202、有限差分模块；203、抑制处理模块；204、阈值检测模块；2041、阈值预设模块；2042、第一比较模块；2043、第二比较模块；2044、第三比较模块；2045、邻域标记模块；2046、叠加模块；300、动脉血管提取模块；301、内径预设模块；302、初提取模块；303、差值计算模块；304、次提取模块；305、生成目标边缘模块；400、取样框形成模块；401、中心拟合模块；402、参数预设模块；403、长度确定模块；404、方向确定模块；12、计算机设备；14、外部设备；16、处理单元；18、总线；20、网络适配器；22、(I/O) 接口；24、显示器；28、系统存储器；30、随机存取存储器 (RAM)；32、高速缓存存储器；34、存储系统；40、程序/实用工具；42、程序模块；

[0038] 本发明目的的实现、功能特点及优点将结合实施例，参照附图做进一步说明。

具体实施方式

[0039] 请参照图1，本发明提供一种医用超声自动追踪颈动脉血管的方法，包括如下步骤：

[0040] S01、采集患者颈部的二维灰阶超声图像；

[0041] S02、将所述超声图像进行边缘检测，得到对应的超声边缘图像；

[0042] S03、从所述超声边缘图像中提取颈动脉血管边缘图像；

[0043] S04、根据所述颈动脉血管边缘图像分别确定取样框的大小和偏转方向，并根据所述偏转方向输出所述取样框内的颈动脉血管超声图像。

[0044] 如所述步骤S01，采集患者颈部的二维灰阶超声图像；超声设备根据血流成像参数持续发射超声波，超声波进入人体后经过一系列反射、散射、折射等物理过程后，部分能量返回到超声设备中，这些包含人体组织信息的超声波被转换为电信号，在进行模数转换后，模拟回波信号转换为数字超声回波信号，然后通过波束合成、相干叠加、正交解调、包络检测等信号处理生成二维灰阶超声图像，由于超声设备发射的超声波是持续的，因此获得的是动态的二维灰阶超声图像，本实施例医用超声自动追踪颈动脉血管的方法是已动态的二维灰阶超声图像中的其中一帧图像作为处理对象。因此，本实施例所述的超声图像为动态二维灰阶超声图像中的其中一帧二维灰阶超声图像，在处理过程中，所述超声图像记为 $f(x, y)$ 。

[0045] 如所述步骤S02，将所述超声图像进行边缘检测，得到对应的超声边缘图像；在所述超声图像 $f(x, y)$ 中，除了包含需要的颈动脉血管成像外，还包含患者检查部位对应其他组织器官，每个组织器官的边缘成像是不一样的，因此可以通过边缘检测的方式来获取患者颈部超声图像中各个组织器官的边缘图像。本实施例采用canny算法对所述超声图像 $f(x, y)$ 进行边缘检测，得到对应的超声边缘图像，在处理过程中，所述超声边缘图像记为 $g_{mask2}(x, y)$ ，所述超声边缘图像 $g_{mask2}(x, y)$ 包含所有组织器官的边缘。

[0046] 如所述步骤S03，从所述超声边缘图像中提取颈动脉血管边缘图像；所述超声边缘图像 $g_{mask2}(x, y)$ 中除了包含需要的颈动脉血管边缘图像外，还包含患者检查部位对应其他组织器官的边缘图像，例如椎动脉边缘、锁骨下动脉边缘等。因此，需要将目标图像外的部分剔除，只留下颈动脉血管边缘图像这个目标图像，在处理过程中，所述颈动脉血管边缘图像记为 $g_{mask}(x, y)$ 。

[0047] 如所述步骤S04，根据所述颈动脉血管边缘图像分别确定取样框的大小和偏转方向，并根据所述偏转方向输出所述取样框内的颈动脉血管超声图像；所述颈动脉血管边缘

图像包含颈动脉血管的端点位置信息以及颈动脉血管形态信息,通过颈动脉血管的各端点位置的距离确定取样框的大小,通过颈动脉血管的形态信息确定取样框的偏转方向,使得取样框可以对目标血管更好地定位,输出的取样框内的颈动脉血管超声图像还可以经超声设备进行进一步处理,例如经多普勒处理后,形成彩色血流图像。因此,所述取样框内的颈动脉血管超声图像相较于手动设置取样框而获取的血管图像而言,有效信息量大,且准确性高。

[0048] 进一步的,请参照图2,将所述超声图像进行边缘检测,得到对应的超声边缘图像,包括如下步骤:

[0049] S021、将所述超声图像进行n次高斯滤波,得到滤波图像;

[0050] S022、将所述滤波图像进行一阶偏导的有限差分计算,得到所述滤波图像的像素点的梯度幅值和梯度方向;

[0051] S023、将所述滤波图像的像素点的梯度幅值进行非极大值抑制处理,得到候选边缘图像;

[0052] S024、将所述候选边缘图像进行双阈值算法检测后再进行边缘连接算法处理,得到超声边缘图像。

[0053] 如所述步骤S021,将所述超声图像进行n次高斯滤波,得到滤波图像;本实施例中,所述超声图像如图3所示,由所述超声图像处理得到的滤波图像如图4所示。具体的,采用 $(2k+1) \times (2k+1)$ 的矩阵得到任意大小的高斯模板M,则高斯模板M的(i,j)处的像素值为M(i,j),再用对应的高斯函数的密度函数h(x,y,σ)与所述超声图像f(x,y)进行卷积,得到滤波图像s(x,y),其中,σ是高斯曲线的标准差,x,y分别为所述超声图像f(x,y)的横坐标变量和纵坐标变量。对应公式如下:

$$[0054] M(i, j) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} \exp\left(-\frac{(i - k - 1)^2 + (j - k - 1)^2}{2\sigma^2}\right);$$

$$[0055] h(x, y, \sigma) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} \exp\left(-\frac{x^2 + y^2}{2\sigma^2}\right);$$

$$[0056] s(x, y) = h(x, y, \sigma) * f(x, y)。$$

[0057] 本实施例中,采用 5×5 的矩阵对应的高斯模板M(i,j),其中σ为1.5,n为10,以实现最佳的滤波效果。当σ过小时,则偏离中心的像素权值较小,即无法起到平滑去噪的目的;当σ过大时,则将退化为平均模板,经实验反复验证,σ最佳范围为1.0-2.0;当n为5时,可以实现较好的滤波效果;当n为10时,即将所述超声图像进行10次高斯滤波,可以实现最佳的滤波效果,因此,根据实际需求,n的取值范围为5-10。与普通的均值滤波相比,本实施例提供的滤波方式在一定程度上缩短了算法的运行时间,提高寻找血管的速度。

[0058] 如所述步骤S022,将所述滤波图像进行一阶偏导的有限差分计算,得到所述滤波图像的像素点的梯度幅值和梯度方向;具体的,将所述滤波图像s(x,y)使用 2×2 矩阵的有限差分,计算x,y的偏导数 $f_x'(x, y)$ 、 $f_y'(x, y)$,并通过偏导数 $f_x'(x, y)$ 、 $f_y'(x, y)$ 得到偏导数矩阵 G_x, G_y ;对应公式如下:

$$[0059] f_x'(x, y) = \frac{\partial s}{\partial x} \approx G_x = \frac{f(x + 1, y) - f(x, y) + f(x + 1, y + 1) - f(x, y + 1)}{2};$$

[0060] $f_y'(x, y) = \frac{\partial s}{\partial y} \approx G_y = \frac{f(x, y + 1) - f(x, y) + f(x + 1, y + 1) - f(x + 1, y)}{2}$ 。

[0061] 将所述偏导数矩阵 G_x, G_y 转化为极坐标,得到所述滤波图像的像素点的梯度幅值 $F(x, y)$ 和梯度方位角 $\theta(x, y)$,对应公式如下:

[0062] $F(x, y) = \sqrt{G_x(x, y)^2 + G_y(x, y)^2}$;

[0063] $\theta(x, y) = \arctan\left(\frac{G_x(x, y)}{G_y(x, y)}\right)$ 。

[0064] 如所述步骤S023,将所述滤波图像的像素点的梯度幅值进行非极大值抑制处理,得到候选边缘图像;具体的,将所述滤波图像 $s(x, y)$ 像素点的梯度幅值 $F(x, y)$ 与沿着所述梯度方向的2个8邻域像素的梯度幅值 $F(x \pm 1, y \pm 1)$ 进行比较;若所述滤波图像 $s(x, y)$ 像素点的梯度幅值 $F(x, y)$ 小于所述相邻像素点的梯度幅值 $F(x \pm 1, y \pm 1)$,则将所述滤波图像 $s(x, y)$ 对应的像素点的像素值置为0;否则,保留所述滤波图像 $s(x, y)$ 像素点的像素值;进而得到候选边缘图像 $g(x, y)$ 。所述候选边缘图像 $g(x, y)$ 排除了非边缘的像素点,从整体图像上看,仅保留属于边缘的细线条。

[0065] 如所述步骤S024,将所述候选边缘图像进行双阈值算法检测后再进行边缘连接算法处理,得到超声边缘图像;请同时参照图5,所述双阈值算法检测包括如下步骤:

[0066] S0241、预设一个低阈值TL、一个高阈值TH,且 $TL:TH=1:2$;所述候选边缘图像 $g(x, y)$ 中像素值大于所述高阈值TH的像素点必然是边界,像素值低于所述低阈值TL的像素点必然不是边界。

[0067] S0242、将所述候选边缘图像的像素值与所述高阈值TH进行比较,并提取所述候选边缘图像中像素值大于所述高阈值TH的像素点,得到强边缘图像,所述强边缘图像记为 $g_h(x, y)$,即 $g_h(x, y) = g(x, y) > TH$;在另一实施例中,所述S0242是将所述候选边缘图像的像素值与所述高阈值TH进行比较,并将所述候选边缘图像中小于或等于所述高阈值TH的像素值置为0,得到强边缘图像 $g_h(x, y)$,即 $g_h(x, y) = g(x, y) > TH$ 。所述强边缘图像 $g_h(x, y)$ 的显示效果是细边缘线。

[0068] S0243、将所述候选边缘图像的像素值与所述低阈值TL进行比较,并提取所述候选边缘图像中像素值大于所述低阈值TL的像素点,得到过渡边缘图像,所述过渡边缘图像记为 $g_{l1}(x, y)$,即 $g_{l1}(x, y) = g(x, y) > TL$;在另一实施例中,所述步骤S0243是将所述候选边缘图像的像素与所述低阈值TL进行比较,并将所述候选边缘图像小于所述低阈值TL的像素置为0,得到过渡边缘图像 $g_{l1}(x, y)$,即 $g_{l1}(x, y) = g(x, y) > TL$ 。所述过渡边缘图像 $g_{l1}(x, y)$ 的显示效果是粗边缘线。

[0069] S0244、将所述过渡边缘图像减去所述强边缘图像,得到弱边缘图像,所述弱边缘图像记为 $g_l(x, y)$,即 $g_l(x, y) = g_{l1}(x, y) - g_h(x, y)$ 。所述弱边缘图像 $g_l(x, y)$ 的显示效果是像素值较低的边界。

[0070] 请同时参照图6,所述边缘连接算法处理包括如下步骤:

[0071] S0245、将所述弱边缘图像中不属于所述强边缘图像像素点的8邻域的像素值置为0;具体的,逐个访问所述强边缘图像 $g_h(x, y)$ 的像素点,并将所述弱边缘图像 $g_l(x, y)$ 中属于被访问的像素点的8邻域的像素点标记为有效边缘像素点,且将所述弱边缘图像 $g_l(x, y)$ 中

未被标记为有效边缘像素点的像素值置为0。

[0072] S0246、将所述弱边缘图像中所有像素值非0的像素点附加到所述强边缘图像中,得到如图7所示的超声边缘图像 $g_{mask2}(x, y)$,所述超声边缘图像 $g_{mask2}(x, y)$ 的边缘线条较所述候选边缘图像 $g(x, y)$ 的边缘线条粗,视觉效果更好。

[0073] 进一步的,请同时参照图7,从所述超声边缘图像中提取颈动脉血管边缘图像的步骤,包括如下步骤:

[0074] S031、预设颈动脉血管内径的最小均值;

[0075] S032、计算所述超声边缘图像中纵向相邻两个像素点的间距,并将所述间距大于所述最小均值的所有像素点进行标记;

[0076] S033、计算纵向相邻的两个所述被标记的像素点的像素均值与位于所述两个被标记的像素点之间所有未被标记的像素点的像素均值,并计算所述被标记的像素点的像素均值和所述未被标记的像素点的像素均值的差值;

[0077] S034、获取所有满足所述差值最大对应的两个被标记的目标像素点,得到血管边缘图像,所述血管边缘图像包括若干条由连续的目标像素点构成的边缘;

[0078] S035、计算所述血管边缘图像中相邻两个边缘的中点连接线的长度,并获取最长中点连接线对应的两个边缘,通过所述两个边缘生成颈动脉血管边缘图像。

[0079] 如所述步骤S031,预设颈动脉血管内径的最小均值;将颈动脉血管内径的最小均值记为1en。医学研究表明,不同年龄颈动脉血管内径的大小是不一致的,因此以血管内径的最小均值作为参考对象,避免找不到颈动脉血管的情况发生。而不同年龄的成年人的颈动脉血管内径一般在4.5-4.7mm之间,因此本实施例中,1en的取值为4.5。

[0080] 如所述步骤S032,计算所述超声边缘图像中纵向相邻两个像素点的间距,并将所述间距大于所述最小均值的所有像素点进行标记;在所述超声边缘图像 $g_{mask2}(x, y)$ 中,颈动脉血管边缘的形态位置近似于横向延伸的,所述纵向即近似于垂直颈动脉血管边缘的方向。由于颈动脉血管和其他血管的内部结构均匀,在所述超声边缘图像 $g_{mask2}(x, y)$ 任意选择纵向相邻的两个像素点中包括但不限于颈动脉血管的上边缘和下边缘的像素点,通过计算纵向相邻两个像素点的间距,并将所述间距大于所述最小均值的所有像素点进行标记,此时,颈动脉血管的上边缘和下边缘的像素点均会被标记,当然还有部分其他血管边缘和组织的边缘也会被标记。

[0081] 如所述步骤S033,计算纵向相邻的两个所述被标记的像素点的像素均值与位于所述两个被标记的像素点之间所有未被标记的像素点的像素均值,并计算所述被标记的像素点的像素均值和所述未被标记的像素点的像素均值的差值;所述被标记的像素点和所述未被标记的像素点均为所述超声边缘图像 $g_{mask2}(x, y)$ 中的像素点。即所述超声边缘图像 $g_{mask2}(x, y)$ 中所有纵向相邻的两个所述被标记的像素点均与对应的未被标记的像素点一一比较计算。

[0082] 如所述步骤S034,获取所有满足所述差值最大对应的两个被标记的目标像素点,得到血管边缘图像,所述血管边缘图像记为 $g_{mask1}(x, y)$,其中包括若干条由连续的目标像素点构成的边缘;在所述超声边缘图像 $g_{mask2}(x, y)$ 中,所有血管边缘像素点的像素均值与血管内部像素点的像素均值的差值相等且为最大,所述血管包括颈动脉血管和其他血管。因此,所述血管边缘图像 $g_{mask1}(x, y)$ 中的边缘包括颈动脉血管边缘及其他符合条件的血管边缘。

[0083] 如所述步骤S035,计算所述血管边缘图像中相邻两个边缘的中点连接线的长度,并获取最长中点连接线对应的两个边缘,通过所述两个边缘生成颈动脉血管边缘图像,记为 $g_{mask}(x, y)$ 。所述颈动脉血管边缘图像如图9所示,具体的,将所述血管边缘图像 $g_{mask1}(x, y)$ 中相邻的两个边缘对应的坐标函数分别记为 $IndexL(y)$ 和 $IndexH(y)$, $Midindex(y)$ 为所述相邻的两个边缘的中点的坐标函数,对应公式如下:

$$[0084] Midindex(y) = \frac{IndexL(y) + IndexH(y)}{2}.$$

[0085] 所述 $Midindex(y)$ 包含对应一个或多个较短边缘的每个像素点的横坐标。通过统计所述 $Midindex(y)$ 对应的像素点的个数,获取个数最多的 $Midindex(y)$ 对应的具有连续性横坐标的相邻边缘像素点,即生成所述颈动脉血管边缘图像 $g_{mask}(x, y)$,对应公式如下:

$$[0086] Midindex(y) = \max(\text{if } (midindex(k+1) - midindex(k) < 1, k+1)) ;$$

$$[0087] g_{mask}(x, y) = IndexL(y) + IndexH(y).$$

[0088] 其中, $Midindex(k)$ 表示第 k 个像素点的横坐标, $Midindex(k+1)$ 表示与第 k 个像素点相邻的像素点的横坐标,本实施例中,两个相邻像素点的横坐标的位置小于1cm即表示这两个相邻像素点是连续的。所述颈动脉血管边缘图像 $g_{mask}(x, y)$ 中只包含构成颈动脉血管两个边缘的所有像素点。

[0089] 进一步的,请同时参照图10,所述确定取样框的大小包括如下步骤:

[0090] S041、对所述颈动脉血管边缘图像的两边缘的中心点进行一阶直线拟合,得到拟合中心线,并分别确定所述拟合中心线的纵坐标的最大值和最小值以及所述拟合中心线的横坐标的最大值和最小值;

[0091] S042、预设第一调整参数和第二调整参数;

[0092] S043、计算出所述纵坐标最大值和最小值的差值,并将所述纵坐标的差值与所述第一调整参数求和,将结果设为所述取样框的高度;

[0093] S044、计算出所述横坐标最大值和最小值的差值,并将所述横坐标的差值与所述第二调整参数求和,将结果设为所述取样框的长度。

[0094] 如所述步骤S041,对所述颈动脉血管边缘图像的两边缘的中心点进行一阶直线拟合,得到拟合中心线,并分别确定所述拟合中心线的纵坐标的最大值和最小值以及所述拟合中心线的横坐标的最大值和最小值;首先对所述颈动脉血管边缘图像 $g_{mask}(x, y)$ 的两边缘的中心点连接线进行一阶直线拟合,得到拟合曲线: $y = ax + b$;所述拟合曲线是与所述颈动脉血管边缘图像 $g_{mask}(x, y)$ 中的两个边缘平行的线段,根据所述拟合曲线得到两边缘的中心点连接线的纵坐标的最大值 y_{max} 、纵坐标的最小值 y_{min} 、横坐标的最大值 x_{max} 及横坐标的最小值 x_{min} ,对应公式如下:

$$[0095] x_{max} = \max(x(1), x(\text{end})) ;$$

$$[0096] x_{min} = \min(x(1), x(\text{end})) ;$$

$$[0097] y_{max} = \max(y(1), y(\text{end})) ;$$

$$[0098] y_{min} = \min(y(1), y(\text{end})) .$$

[0099] 如所述步骤S042,预设第一调整参数和第二调整参数;所述第一调整参数记为 $m1$,所述第二调整参数记为 $m2$,所述的第一调整参数 $m1$ 用于调整所述取样框的上线框和下线框的长度,所述第二调整参数 $m2$ 用于调整所述取样框的上线框和下线框之间的距离,即所述

第二调整参数m2用于调整所述取样框的高度。由于个体之间存在差异,因此预设第一调整参数m1和第二调整参数m2,以获得更好的观察效果。本实施例中,m1=m2=100,即m1和m2均为100个像素点。

[0100] 如所述步骤S043,计算出所述纵坐标最大值和最小值的差值,并将所述纵坐标的差值与所述第一调整参数求和,将结果设为所述取样框的高度;所述取样框初始形状为矩形,所述取样框的高度即为取样框的上线框和下线框的距离,记为width,对应公式如下:

[0101] $width = y_{max} - y_{min} + m1;$

[0102] 如所述步骤S044,计算出所述横坐标最大值和最小值的差值,并将所述横坐标的差值与所述第二调整参数求和,将结果设为所述取样框的长度,即所述取样框的上线框的长度和下线框的长度,记为length,对应公式如下:

[0103] $Length = x_{max} - x_{min} + m2.$

[0104] 所述取样框将需要观察的颈动脉血管框选出来,并随颈动脉血管的变化而变化。

[0105] 特殊情况下,当颈动脉血管与横坐标轴完全平行时,对应拟合曲线的纵坐标的最大值等于最小值,此时,对应的第一调整参数m1或第二调整参数m2的取值为颈动脉血管的径宽。

[0106] 进一步的,请同时参照图11,所述确定取样框的偏转方向包括如下步骤:

[0107] S045、判断所述拟合直线的斜率是否大于0;

[0108] S046、若所述拟合直线的斜率大于0,则所述取样框的上线框向右平移m个像素点;

[0109] S047、若所述拟合直线的斜率小于0,则所述取样框的上线框向左平移m个像素点。

[0110] 根据所述拟合直线的斜率调整所述取样框的上线框位置,使初始呈矩形的取样框转变为平行四边形状。如图12所示,图12是取样框对如图1所示的超声图像 $f(x, y)$ 进行框选。所述超声图像 $f(x, y)$ 中被所述取样框框选后的颈动脉血管超声图像输出到显示器中,或者输入到超声设备下一模块中进行处理,例如,超声设备的下一模块对取样框内的超声图像进行多普勒处理,形成对应的彩色血流图像,以供医生诊断参考。

[0111] 请参照图13,本发明还提供一种医用超声自动追踪颈动脉血管的系统,包括:

[0112] 二维图像采集模块100,用于采集患者颈部的二维灰阶超声图像;

[0113] 边缘检测模块200,用于将所述超声图像进行边缘检测,得到对应的超声边缘图像;

[0114] 动脉血管提取模块300,用于从所述超声边缘图像中提取颈动脉血管边缘图像;

[0115] 取样框形成模块400,用于根据所述颈动脉血管边缘图像分别确定取样框的大小和偏转方向,并根据所述偏转方向输出所述取样框内的颈动脉血管超声图像。

[0116] 所述二维图像采集模块100,用于采集患者颈部的二维灰阶超声图像;超声设备根据血流成像参数持续发射超声波,超声波进入人体后经过一系列反射、散射、折射等物理过程后,部分能量返回到超声设备中,这些包含人体组织信息的超声波被转换为电信号,在进行模数转换后,模拟回波信号转换为数字超声回波信号,然后通过波束合成、相干叠加、正交解调、包络检测等信号处理生成二维灰阶超声图像,由于超声设备发射的超声波是持续的,因此获得的是动态的二维灰阶超声图像,本实施例医用超声自动追踪颈动脉血管的方法是已动态的二维灰阶超声图像的每一帧图像作为处理对象。因此,本实施例所述的超声图像为动态二维灰阶超声图像中的其中一帧二维灰阶超声图像,在处理过程中,所述超声

图像记为 $f(x, y)$ 。

[0117] 所述边缘检测模块200,用于将所述超声图像进行边缘检测,得到对应的超声边缘图像;在所述超声图像 $f(x, y)$ 中,除了包含需要的颈动脉血管成像外,还包含患者检查部位对应其他组织器官,每个组织器官的边缘成像是不一样的,因此可以通过边缘检测的方式来获取患者颈部超声图像中各个组织器官的边缘图像。本实施例采用canny算法对所述超声图像 $f(x, y)$ 进行边缘检测,得到对应的超声边缘图像,在处理过程中,所述超声边缘图像记为 $g_{mask2}(x, y)$,所述超声边缘图像 $g_{mask2}(x, y)$ 包含所有组织器官的边缘。

[0118] 所述动脉血管提取模块300,用于从所述超声边缘图像中提取颈动脉血管边缘图像;所述超声边缘图像 $g_{mask2}(x, y)$ 中除了包含需要的颈动脉血管边缘图像外,还包含患者检查部位对应其他组织器官的边缘图像,例如椎动脉边缘、锁骨下动脉边缘等。因此,需要将目标图像外的部分剔除,只留下颈动脉血管边缘图像这个目标图像,在处理过程中,所述颈动脉血管边缘图像记为 $g_{mask}(x, y)$ 。

[0119] 所述取样框图像输出模块400,用于根据所述颈动脉血管边缘图像分别确定取样框的大小和偏转方向,并根据所述偏转方向输出所述取样框内的颈动脉血管超声图像;所述颈动脉血管边缘图像包含颈动脉血管的端点位置信息以及颈动脉血管形态信息,通过颈动脉血管的各端点位置的距离确定取样框的大小,通过颈动脉血管的形态信息确定取样框的偏转方向,使得取样框可以对目标血管更好地定位,输出的取样框内的颈动脉血管超声图像还可以经超声设备进行进一步处理,例如经多普勒处理后,形成彩色血流图像。因此,所述取样框内的颈动脉血管超声图像相较于手动设置取样框而获取的血管图像而言,有效信息量大,且准确性高。

[0120] 请参照图14,在医用超声自动追踪颈动脉血管的系统中,所述边缘检测模块200包括:

[0121] 滤波模块201,用于将所述超声图像进行n次高斯滤波,得到滤波图像;

[0122] 有限差分模块202,用于将所述滤波图像进行一阶偏导的有限差分计算,得到所述滤波图像的像素点的梯度幅值和梯度方向;

[0123] 抑制处理模块203,用于将所述滤波图像的像素点的梯度幅值进行非极大值抑制处理,得到候选边缘图像;

[0124] 阈值检测模块204,用于将所述候选边缘图像进行双阈值算法检测后再进行边缘连接算法处理,得到超声边缘图像。

[0125] 所述滤波模块201,用于将所述超声图像进行n次高斯滤波,得到滤波图像;本实施例中,所述超声图像如图3所示,由所述超声图像处理得到的滤波图像如图4所示。具体的,采用 $(2k+1) \times (2k+1)$ 的矩阵得到任意大小的高斯模板M,则高斯模板M的 (i, j) 处的像素值为 $M(i, j)$,再用对应的高斯函数的密度函数 $h(x, y, \sigma)$ 与所述超声图像 $f(x, y)$ 进行卷积,得到滤波图像 $s(x, y)$,其中, σ 是高斯曲线的标准差, x, y 分别为所述超声图像 $f(x, y)$ 的横坐标变量和纵坐标变量。对应公式如下:

$$[0126] M(i, j) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} \exp\left(-\frac{(i - k - 1)^2 + (j - k - 1)^2}{2\sigma^2}\right);$$

$$[0127] h(x, y, \sigma) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} \exp\left(-\frac{x^2 + y^2}{2\sigma^2}\right);$$

[0128] $s(x, y) = h(x, y, \sigma) * f(x, y)$ 。

[0129] 本实施例中,采用 5×5 的矩阵对应的高斯模板 $M(i, j)$,其中 σ 为1.5,n为10,以实现最佳的滤波效果。当 σ 过小时,则偏离中心的像素权值较小,即无法起到平滑去噪的目的;当 σ 过大时,则将退化为平均模板,经实验反复验证, σ 最佳范围为1.0-2.0;当n为5时,可以实现较好的滤波效果;当n为10时,即将所述超声图像进行10次高斯滤波,可以实现最佳的滤波效果,因此,根据实际需求,n的取值范围为5-10。与普通的均值滤波相比,本实施例提供的滤波方式在一定程度上缩短了算法的运行时间,提高寻找血管的速度。

[0130] 所述有限差分模块202,用于将所述滤波图像进行一阶偏导的有限差分计算,得到所述滤波图像的像素点的梯度幅值和梯度方向;具体的,将所述滤波图像 $s(x, y)$ 使用 2×2 矩阵的有限差分,计算 x, y 的偏导数 $f'_x(x, y), f'_y(x, y)$,并通过偏导数 $f'_x(x, y), f'_y(x, y)$ 得到偏导数矩阵 G_x, G_y ;对应公式如下:

$$[0131] f'_x(x, y) = \frac{\partial s}{\partial x} \approx G_x = \frac{f(x+1, y) - f(x, y) + f(x+1, y+1) - f(x, y+1)}{2};$$

$$[0132] f'_y(x, y) = \frac{\partial s}{\partial y} \approx G_y = \frac{f(x, y+1) - f(x, y) + f(x+1, y+1) - f(x+1, y)}{2}.$$

[0133] 将所述偏导数矩阵 G_x, G_y 转化为极坐标,得到所述滤波图像的像素点的梯度幅值 $F(x, y)$ 和梯度方位角 $\theta(x, y)$,对应公式如下:

$$[0134] F(x, y) = \sqrt{G_x(x, y)^2 + G_y(x, y)^2};$$

$$[0135] \theta(x, y) = \arctan\left(\frac{G_x(x, y)}{G_y(x, y)}\right).$$

[0136] 所述抑制处理模块203,用于将所述滤波图像的像素点的梯度幅值进行非极大值抑制处理,得到候选边缘图像;具体的,将所述滤波图像 $s(x, y)$ 像素点的梯度幅值 $F(x, y)$ 与沿着所述梯度方向的2个8邻域像素的梯度幅值 $F(x \pm 1, y \pm 1)$ 进行比较;若所述滤波图像 $s(x, y)$ 像素点的梯度幅值 $F(x, y)$ 小于所述相邻像素点的梯度幅值 $F(x \pm 1, y \pm 1)$,则将所述滤波图像 $s(x, y)$ 对应的像素点的像素值置为0;否则,保留所述滤波图像 $s(x, y)$ 像素点的像素值;进而得到候选边缘图像 $g(x, y)$ 。所述候选边缘图像 $g(x, y)$ 排除了非边缘的像素点,从整体图像上看,仅保留属于边缘的细线条。

[0137] 所述阈值检测模块204,用于将所述候选边缘图像进行双阈值算法检测后再进行边缘连接算法处理,得到超声边缘图像;请参照图15,所述阈值检测模块204包括:

[0138] 阈值预设模块2041,用于预设一个低阈值 TL 、一个高阈值 TH ,且 $TL:TH=1:2$;所述候选边缘图像 $g(x, y)$ 中像素值大于所述高阈值 TH 的像素点必然是边界,像素值低于所述低阈值 TL 的像素点必然不是边界。

[0139] 第一比较模块2042,用于将所述候选边缘图像的像素值与所述高阈值 TH 进行比较,并提取所述候选边缘图像中像素值大于所述高阈值 TH 的像素点,得到强边缘图像,所述强边缘图像记为 $g_h(x, y)$,即 $g_h(x, y) = g(x, y) > TH$;在另一实施例中,所述S0242是将所述候选边缘图像的像素值与所述高阈值 TH 进行比较,并将所述候选边缘图像中小于或等于所述高阈值 TH 的像素值置为0,得到强边缘图像 $g_h(x, y)$,即 $g_h(x, y) = g(x, y) > TH$ 。所述强边缘图像 $g_h(x, y)$ 的显示效果是细边缘线;

[0140] 第二比较模块2043,用于将所述候选边缘图像的像素值与所述低阈值TL进行比较,并提取所述候选边缘图像中像素值大于所述低阈值TL的像素点,得到过渡边缘图像,所述过渡边缘图像记为 $g_{11}(x, y)$,即 $g_{11}(x, y) = g(x, y) > TL$;在另一实施例中,所述步骤S0243是将所述候选边缘图像的像素与所述低阈值TL进行比较,并将所述候选边缘图像小于所述低阈值TL的像素置为0,得到过渡边缘图像 $g_{11}(x, y)$,即 $g_{11}(x, y) = g(x, y) > TL$ 。所述过渡边缘图像 $g_{11}(x, y)$ 的显示效果是粗边缘线;

[0141] 第三比较模块2044,用于将所述过渡边缘图像减去所述强边缘图像,得到弱边缘图像,所述弱边缘图像记为 $g_1(x, y)$,即 $g_1(x, y) = g_{11}(x, y) - g_h(x, y)$ 。所述弱边缘图像 $g_1(x, y)$ 的显示效果是像素值较低的边界;

[0142] 邻域标记模块2045,用于将所述弱边缘图像中不属于所述强边缘图像像素点的8邻域的像素值置为0;具体的,逐个访问所述强边缘图像 $g_h(x, y)$ 的像素点,并将所述弱边缘图像 $g_1(x, y)$ 中属于被访问的像素点的8邻域的像素点标记为有效边缘像素点,且将所述弱边缘图像 $g_1(x, y)$ 中未被标记为有效边缘像素点的像素值置为0;

[0143] 叠加模块2046,用于将所述弱边缘图像中所有像素值非0的像素点附加到所述强边缘图像中,得到如图7所示的超声边缘图像 $g_{mask2}(x, y)$,所述超声边缘图像 $g_{mask2}(x, y)$ 的边缘线条较所述候选边缘图像 $g(x, y)$ 的边缘线条粗,视觉效果更好。

[0144] 请同时参照图16,在医用超声自动追踪颈动脉血管的系统中,所述动脉血管提取模块300包括:

[0145] 内径预设模块301,用于预设颈动脉血管内径的最小均值;

[0146] 初提取模块302,用于计算所述超声边缘图像中纵向相邻两个像素点的间距,并将所述间距大于所述最小均值的所有像素点进行标记;

[0147] 差值计算模块303,用于计算纵向相邻的两个所述被标记的像素点的像素均值与位于所述两个被标记的像素点之间所有未被标记的像素点的像素均值,并计算所述被标记的像素点的像素均值和所述未被标记的像素点的像素均值的差值;

[0148] 次提取模块304,用于获取所有满足所述差值最大对应的两个被标记的目标像素点,得到血管边缘图像,所述血管边缘图像包括若干条由连续的目标像素点构成的边缘;

[0149] 生成目标边缘模块305,用于计算所述血管边缘图像中相邻两个边缘的中点连接线的长度,并获取最长中点连接线对应的两个边缘,通过所述两个边缘生成颈动脉血管边缘图像。

[0150] 所述内径预设模块301,用于预设颈动脉血管内径的最小均值;将颈动脉血管内径的最小均值记为len。医学研究表明,不同年龄颈动脉血管内径的大小是不一致的,因此以血管内径的最小均值作为参考对象,避免找不到颈动脉血管的情况发生。而不同年龄的成年人的颈动脉血管内径一般在4.5-4.7mm之间,因此本实施例中,1en的取值为4.5。

[0151] 所述初提取模块302,用于计算所述超声边缘图像中纵向相邻两个像素点的间距,并将所述间距大于所述最小均值的所有像素点进行标记;在所述超声边缘图像 $g_{mask2}(x, y)$ 中,颈动脉血管边缘的形态位置近似于横向延伸的,所述纵向即近似于垂直颈动脉血管边缘的方向。由于颈动脉血管和其他血管的内部结构均匀,在所述超声边缘图像 $g_{mask2}(x, y)$ 任意选择纵向相邻的两个像素点中包括但不限于颈动脉血管的上边缘和下边缘的像素点,通过计算纵向相邻两个像素点的间距,并将所述间距大于所述最小均值的所有像素点进行标

记,此时,颈动脉血管的上边缘和下边缘的像素点均会被标记,当然还有部分其他血管边缘和组织的边缘也会被标记。

[0152] 所述差值计算模块303,用于计算纵向相邻的两个所述被标记的像素点的像素均值与位于所述两个被标记的像素点之间所有未被标记的像素点的像素均值,并计算所述被标记的像素点的像素均值和所述未被标记的像素点的像素均值的差值;所述被标记的像素点和所述未被标记的像素点均为所述超声边缘图像 $g_{mask2}(x, y)$ 中的像素点。即所述超声边缘图像 $g_{mask2}(x, y)$ 中所有纵向相邻的两个所述被标记的像素点均与对应的未被标记的像素点一一比较计算。

[0153] 所述次提取模块304,用于获取所有满足所述差值最大对应的两个被标记的目标像素点,得到血管边缘图像,所述血管边缘图像记为 $g_{mask1}(x, y)$,其中包括若干条由连续的目标像素点构成的边缘;在所述超声边缘图像 $g_{mask2}(x, y)$ 中,所有血管边缘像素点的像素均值与血管内部像素点的像素均值的差值相等且为最大,所述血管包括颈动脉血管和其他血管。因此,所述血管边缘图像 $g_{mask1}(x, y)$ 中的边缘包括颈动脉血管边缘及其他符合条件的血管边缘。

[0154] 所述生成目标边缘模块305,用于计算所述血管边缘图像中相邻两个边缘的中点连接线的长度,并获取最长中点连接线对应的两个边缘,通过所述两个边缘生成颈动脉血管边缘图像,记为 $g_{mask}(x, y)$ 。所述颈动脉血管边缘图像如图9所示,具体的,将所述血管边缘图像 $g_{mask1}(x, y)$ 中相邻的两个边缘对应的坐标函数分别记为 $IndexL(y)$ 和 $IndexH(y)$, $Midindex(y)$ 为所述相邻的两个边缘的中点的坐标函数,对应公式如下:

$$[0155] Midindex(y) = \frac{IndexL(y) + IndexH(y)}{2}.$$

[0156] 所述 $Midindex(y)$ 包含对应一个或多个较短边缘的每个像素点的横坐标。通过统计所述 $Midindex(y)$ 对应的像素点的个数,获取个数最多的 $Midindex(y)$ 对应的具有连续性横坐标的相邻边缘像素点,即生成所述颈动脉血管边缘图像 $g_{mask}(x, y)$,对应公式如下:

[0157] $Midindex(y) = \max(\text{if } (midindex(k+1) - midindex(k) < 1, k+1))$;

[0158] $g_{mask}(x, y) = IndexL(y) + IndexH(y)$ 。

[0159] 其中, $Midindex(k)$ 表示第 k 个像素点的横坐标, $Midindex(k+1)$ 表示与第 k 个像素点相邻的像素点的横坐标,本实施例中,两个相邻像素点的横坐标的位置小于1cm即表示这两个相邻像素点是连续的。所述颈动脉血管边缘图像 $g_{mask}(x, y)$ 中只包含构成颈动脉血管两个边缘的所有像素点。

[0160] 请同时参照图17,在医用超声自动追踪颈动脉血管的系统中,所述取样框形成模块400包括:

[0161] 中心拟合模块401,用于对所述颈动脉血管边缘图像的两边缘的中心点进行一阶直线拟合,得到拟合中心线,并分别确定所述拟合中心线的纵坐标的最大值和最小值以及所述拟合中心线的横坐标的最大值和最小值;

[0162] 参数预设模块402,用于预设第一调整参数和第二调整参数;

[0163] 长度确定模块403,用于计算出所述纵坐标最大值和最小值的差值,并将所述纵坐标的差值与所述第一调整参数求和,将结果设为所述取样框的高度;以及用于计算出所述横坐标最大值和最小值的差值,并将所述横坐标的差值与所述第二调整参数求和,将结果

设为所述取样框的长度。

[0164] 方向确定模块404,用于将取样框的上线框根据所述拟合直线的的斜率进行对应调整。

[0165] 所述中心拟合模块401,用于对所述颈动脉血管边缘图像的两边缘的中心点进行一阶直线拟合,得到拟合中心线,并分别确定所述拟合中心线的纵坐标的最大值和最小值以及所述拟合中心线的横坐标的最大值和最小值;首先对所述颈动脉血管边缘图像 $g_{mask}(x, y)$ 的两边缘的中心点连接线进行一阶直线拟合,得到拟合曲线: $y = ax + b$;所述拟合曲线是与所述颈动脉血管边缘图像 $g_{mask}(x, y)$ 中的两个边缘平行的线段,根据所述拟合曲线得到两边缘的中心点连接线的纵坐标的最大值 y_{max} 、纵坐标的小值 y_{min} 、横坐标的最大值 x_{max} 及横坐标的小值 x_{min} ,对应公式如下:

[0166] $x_{max} = \max(x(1), x(\text{end}))$;

[0167] $x_{min} = \min(x(1), x(\text{end}))$;

[0168] $y_{max} = \max(y(1), y(\text{end}))$;

[0169] $y_{min} = \min(y(1), y(\text{end}))$ 。

[0170] 所述参数预设模块402,用于预设第一调整参数和第二调整参数;所述第一调整参数记为 m_1 ,所述第二调整参数记为 m_2 ,所述的第一调整参数 m_1 用于调整所述取样框的上线框和下线框的长度,所述第二调整参数 m_2 用于调整所述取样框的上线框和下线框之间的距离,即所述第二调整参数 m_2 用于调整所述取样框的高度。由于个体之间存在差异,因此预设第一调整参数 m_1 和第二调整参数 m_2 ,以获得更好的观察效果。本实施例中, $m_1 = m_2 = 100$,即 m_1 和 m_2 均为100个像素点。

[0171] 所述长度确定模块403,用于计算出所述纵坐标最大值和最小值的差值,并将所述纵坐标的差值与所述第一调整参数求和,将结果设为所述取样框的高度;所述取样框初始形状为矩形,所述取样框的高度即为取样框的上线框和下线框的距离,记为 $width$,对应公式如下:

[0172] $width = y_{max} - y_{min} + m_1$;

[0173] 此外,还用于计算出所述横坐标最大值和最小值的差值,并将所述横坐标的差值与所述第二调整参数求和,将结果设为所述取样框的长度,即所述取样框的上线框的长度和下线框的长度,记为 $length$,对应公式如下:

[0174] $Length = x_{max} - x_{min} + m_2$ 。

[0175] 所述取样框将需要观察的颈动脉血管框选出来,并随颈动脉血管的变化而变化。

[0176] 特殊情况下,当颈动脉血管与横坐标轴完全平行时,对应拟合曲线的纵坐标的最大值等于最小值,此时,对应的第一调整参数 m_1 或第二调整参数 m_2 的取值为颈动脉血管的径宽。

[0177] 所述方向确定模块404,用于将取样框的上线框根据所述拟合直线的的斜率进行对应调整;若所述拟合直线的斜率大于0;则所述取样框的上线框向右平移 m 个像素值;若所述拟合直线的斜率小于0;则所述取样框的上线框向左平移 m 个像素值。所述取样框的上线框经对应平移后,使初始呈矩形的取样框变成了平行四边形。如图12所示,图12是取样框对如图1所示的超声图像 $f(x, y)$ 进行框选。所述超声图像 $f(x, y)$ 中被所述取样框框选后的颈动脉血管超声图像输出到显示器中,或者输入到超声设备下一模块中进行处理,例如,超声

设备的下一模块对取样框内的超声图像进行多普勒处理,形成对应的彩色血流图像,以供医生诊断参考。

[0178] 请参照图18,本发明还提供一种计算机设备,所述计算机设备12以通用计算设备的形式表现,在本实施例中,所述计算机设备12是医用超声成像设备。所述计算机设备12的组件可以包括但不限于:一个或者多个处理器或者处理单元16,系统存储器28,连接不同系统组件(包括系统存储器28和处理单元16)的总线18。

[0179] 总线18表示几类总线18结构中的一种或多种,包括存储器总线18或者存储器控制器,外围总线18,图形加速端口,处理器或者使用多种总线18结构中的任意总线18结构的局域总线18。举例来说,这些体系结构包括但不限于工业标准体系结构 (ISA) 总线18,微通道体系结构 (MAC) 总线18,增强型ISA总线18、音视频电子标准协会 (VESA) 局域总线18以及外围组件互连 (PCI) 总线18。

[0180] 计算机设备12典型地包括多种计算机系统可读介质。这些介质可以是任何能够被计算机设备12访问的可用介质,包括易失性和非易失性介质,可移动的和不可移动的介质。

[0181] 系统存储器28可以包括易失性存储器形式的计算机系统可读介质,例如随机存取存储器 (RAM) 30和/或高速缓存存储器32。计算机设备12可以进一步包括其他移动/不可移动的、易失性/非易失性计算机体统存储介质。仅作为举例,存储系统34可以用于读写不可移动的、非易失性磁介质(通常称为“硬盘驱动器”)。尽管图18中未示出,可以提供用于对可移动非易失性磁盘(如“软盘”)读写的磁盘驱动器,以及对可移动非易失性光盘(例如CD~ROM, DVD~ROM或者其他光介质)读写的光盘驱动器。在这些情况下,每个驱动器可以通过一个或者多个数据介质接口与总线18相连。存储器可以包括至少一个程序产品,该程序产品具有一组(例如至少一个)程序模块42,这些程序模块42被配置以执行本发明各实施例的功能。

[0182] 具有一组(至少一个)程序模块42的程序/实用工具40,可以存储在例如存储器中,这样的程序模块42包括——但不限于——操作系统、一个或者多个应用程序、其他程序模块42以及程序数据,这些示例中的每一个或某种组合中可能包括网络环境的实现。程序模块42通常执行本发明所描述的实施例中的功能和/或方法。

[0183] 计算机设备12也可以与一个或多个外部设备14(例如键盘、指向设备、显示器24、摄像头等)通信,还可与一个或者多个使得用户能与该计算机设备12交互的设备通信,和/或与使得该计算机设备12能与一个或多个其它计算设备进行通信的任何设备(例如网卡,调制解调器等等)通信。这种通信可以通过输入/输出(I/O)接口22进行。并且,计算机设备12还可以通过网络适配器20与一个或者多个网络(例如局域网(LAN)),广域网(WAN)和/或公共网络(例如因特网)通信。如图18所示,网络适配器20通过总线18与计算机设备12的其他模块通信。应当明白,尽管图18中未示出,可以结合计算机设备12使用其他硬件和/或软件模块,包括但不限于:微代码、设备驱动器、冗余处理单元16、外部磁盘驱动阵列、RAID系统、磁带驱动器以及数据备份存储系统34等。

[0184] 处理单元16通过运行存储在系统存储器28中的程序,从而执行各种功能应用以及数据处理,例如实现本发明实施例所提供的医用超声自动追踪颈动脉血管的方法。

[0185] 也即,所述处理单元16执行所述程序时实现:采集患者颈部的二维灰阶超声图像;将所述超声图像进行边缘检测,得到对应的超声边缘图像;从所述超声边缘图像中提取颈

动脉血管边缘图像；根据所述颈动脉血管边缘图像分别确定取样框的大小和偏转方向，并根据所述偏转方向输出所述取样框内的颈动脉血管超声图像。在医用超声成像设备中增加对应的启动按键，即可实现一键启动的功能，方便使用。

[0186] 本发明提供的一种医用超声自动追踪颈动脉血管的方法、系统及设备，将采集患者颈部的超声图像进行边缘检测处理后，再从中提取颈动脉血管边缘图像，然后根据颈动脉血管边缘图像确定取样框的大小和偏转方向，最后输出取样框内的颈动脉血管超声图像，具有原理简单、计算复杂度低、且取样框能够根据颈动脉血管实时进行自动调整并准确定位颈动脉血管的特点，进而降低检查难度、提高诊断的效率和准确性。

[0187] 以上所述仅为本发明的优选实施例，并非因此限制本发明的专利范围，凡是利用本发明说明书及附图内容所作的等效结构或等效流程变换，或直接或间接运用在其他相关的技术领域，均同理包括在本发明的专利保护范围内。

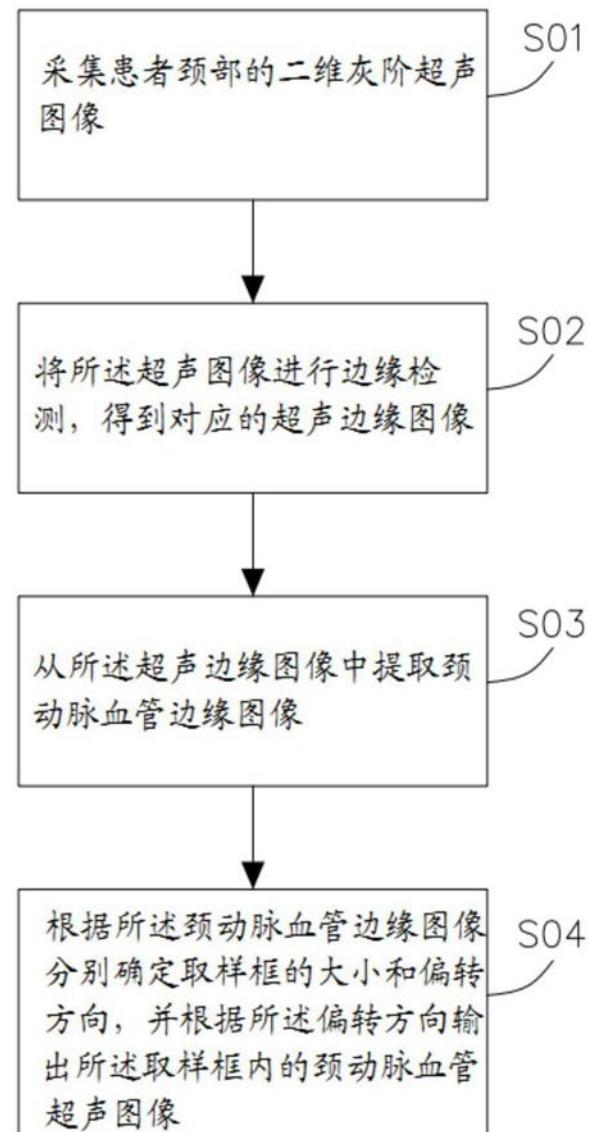


图1

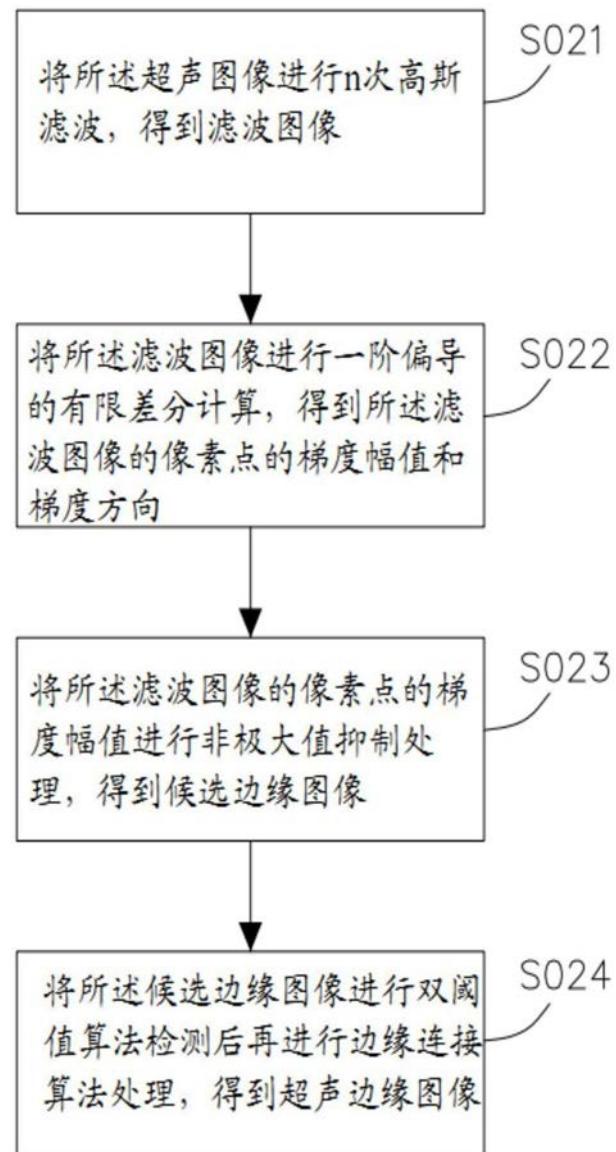


图2

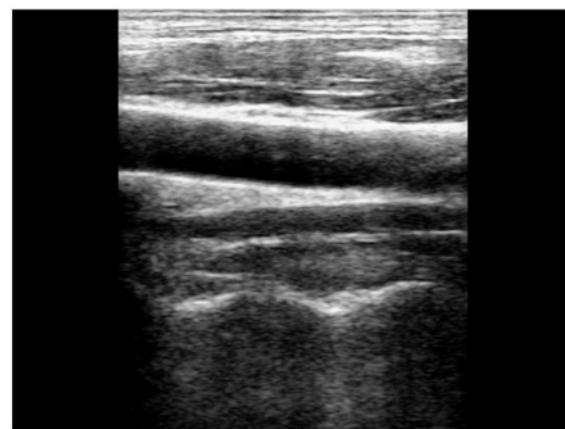


图3

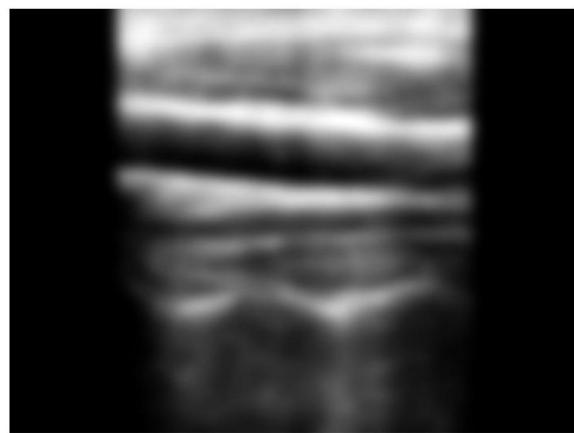


图4

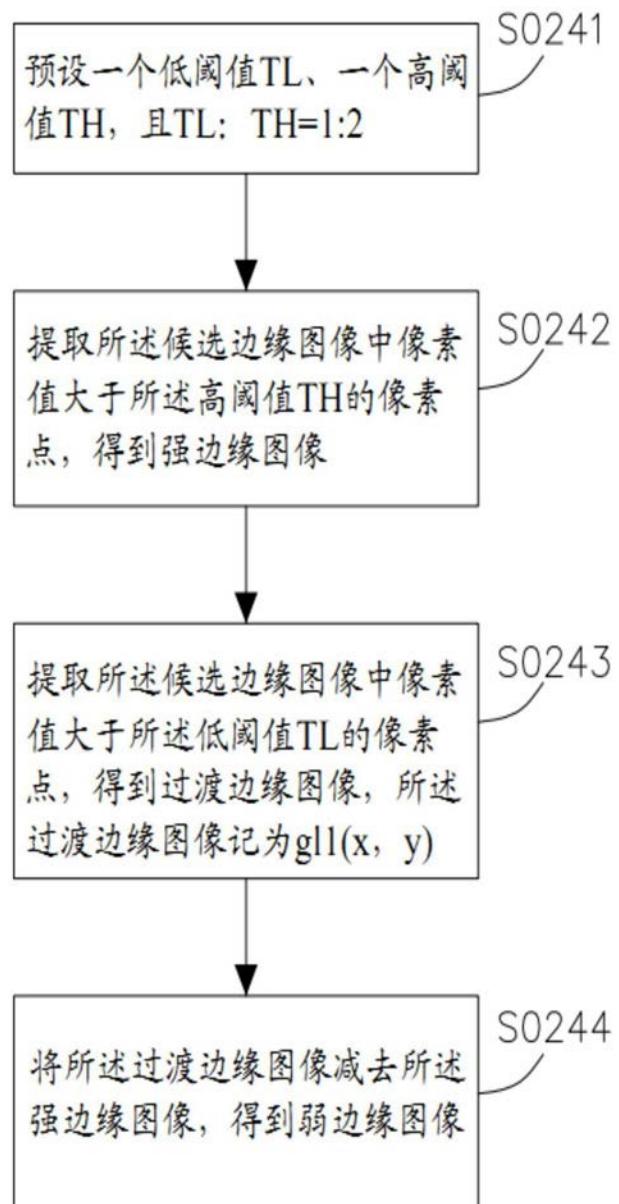


图5

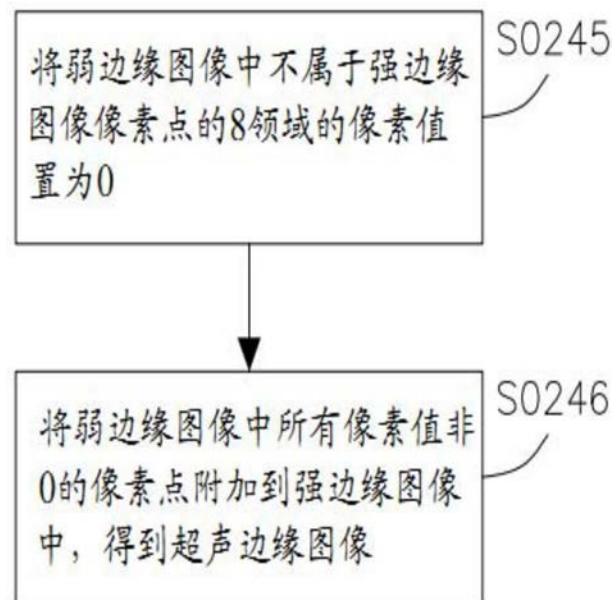


图6

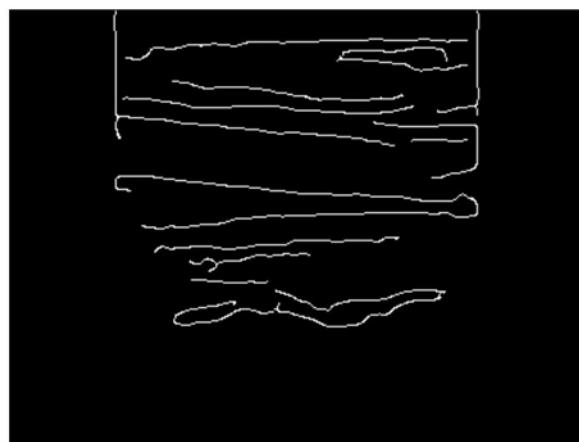


图7

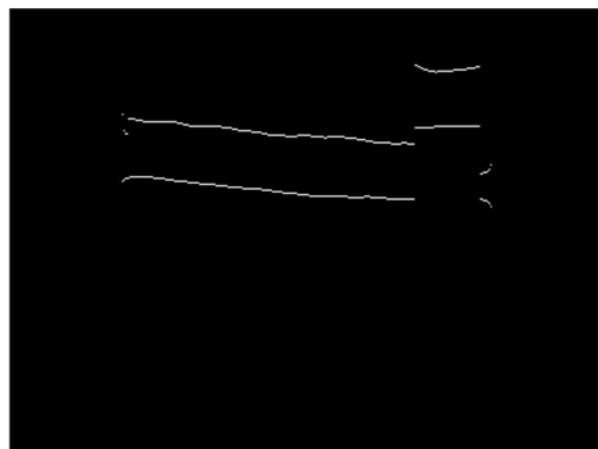


图8

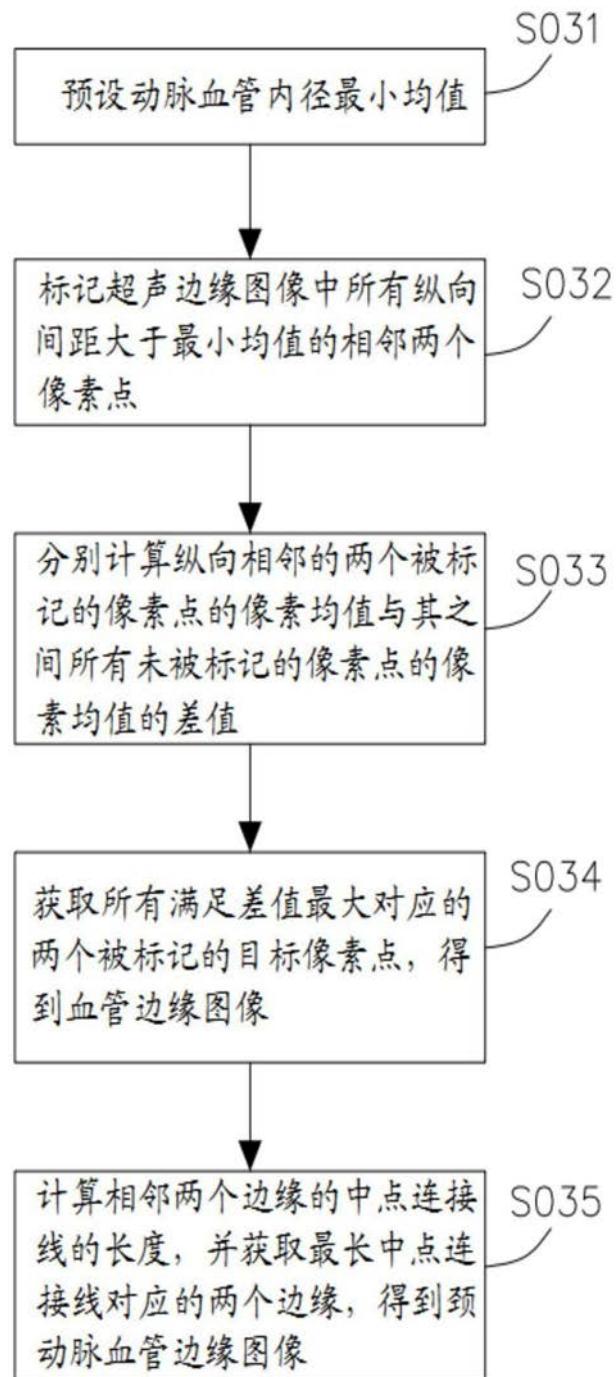


图9

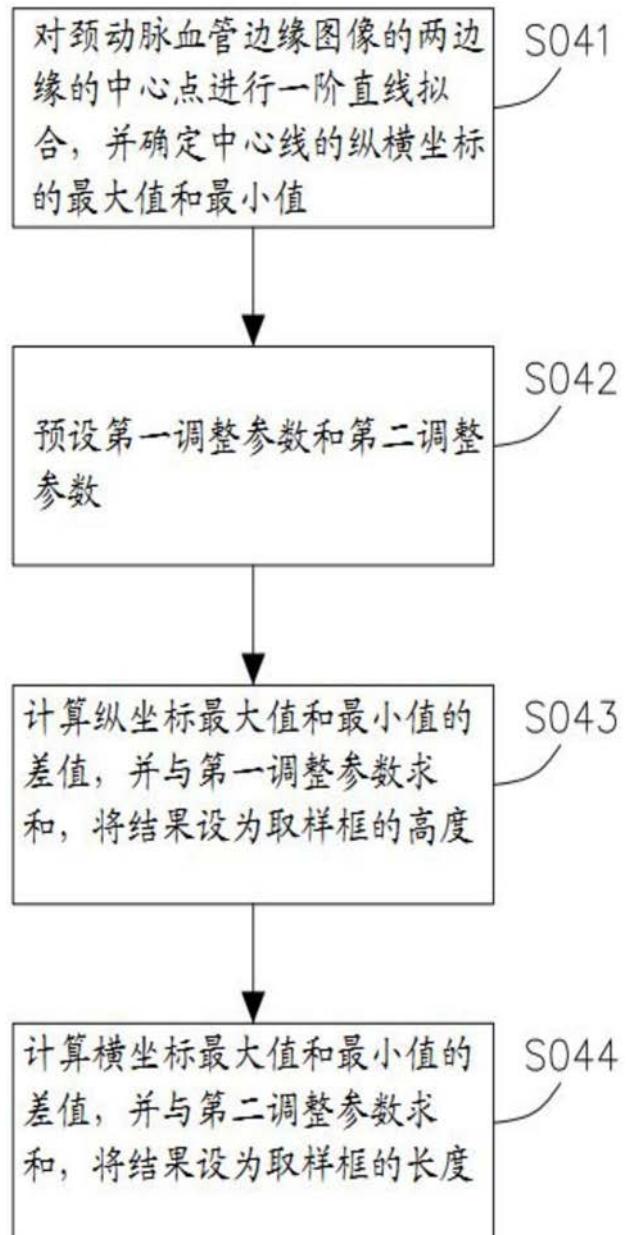


图10

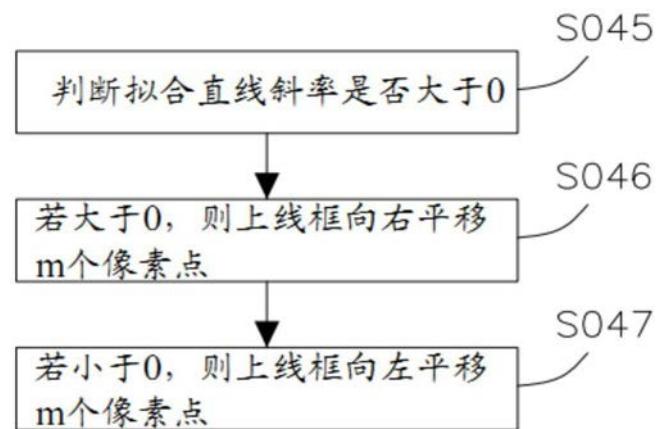


图11

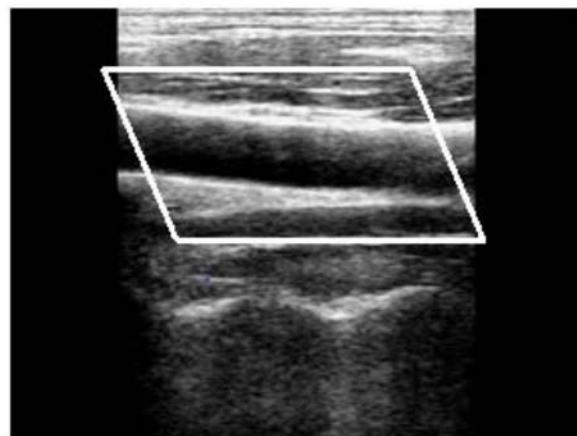


图12

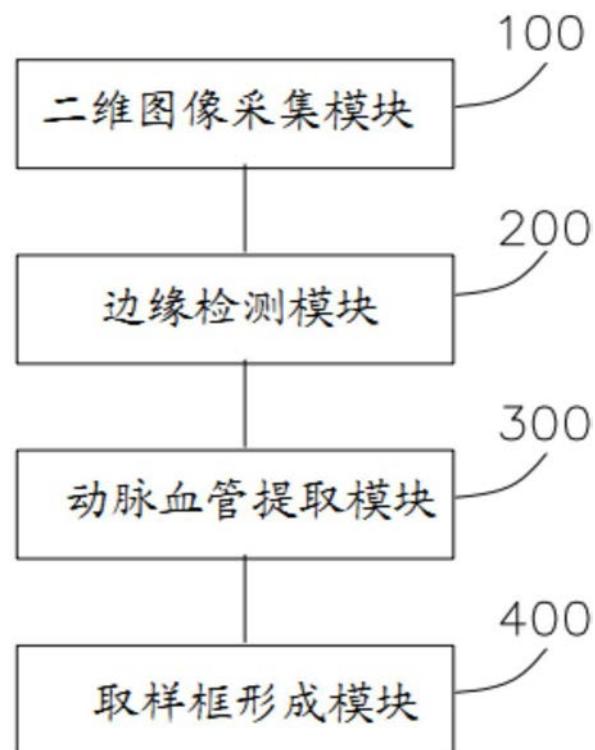


图13

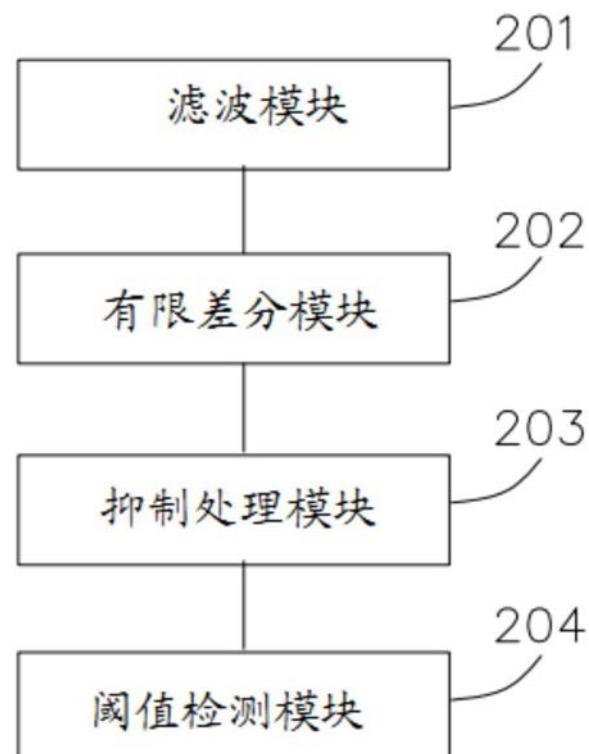


图14

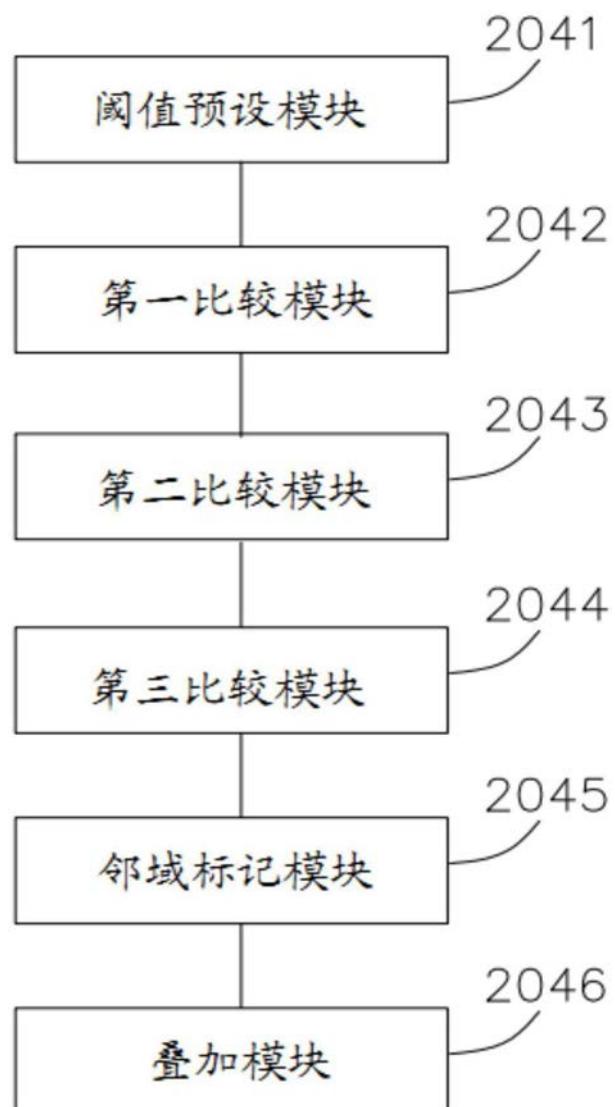


图15

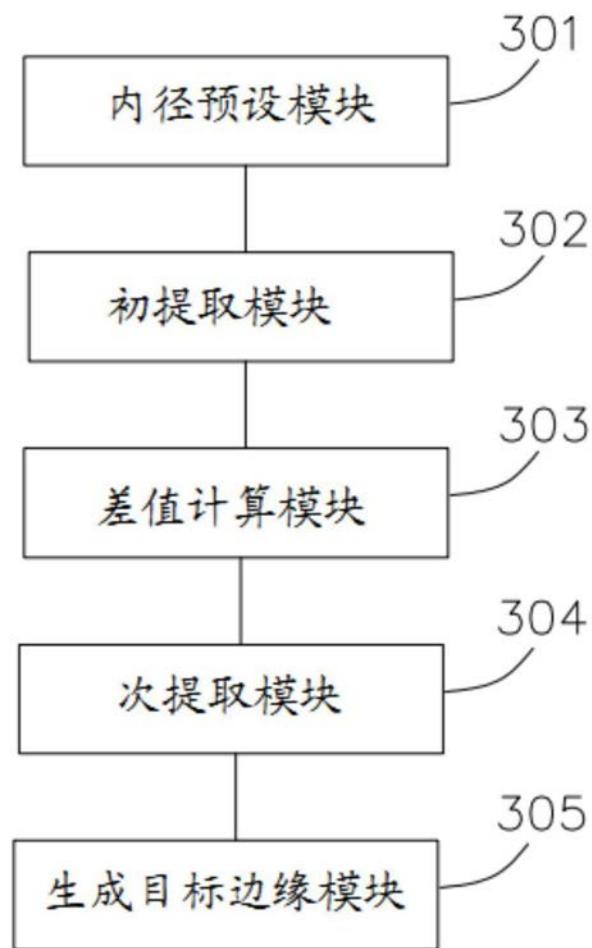


图16

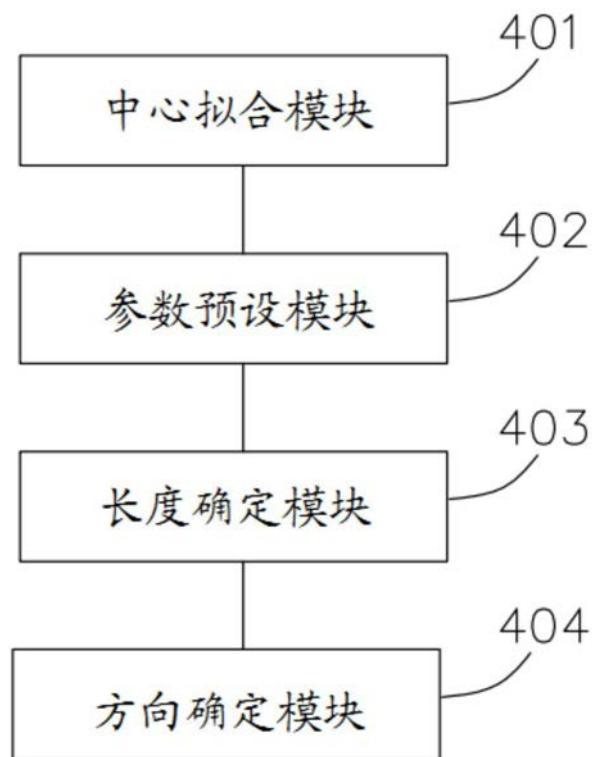


图17

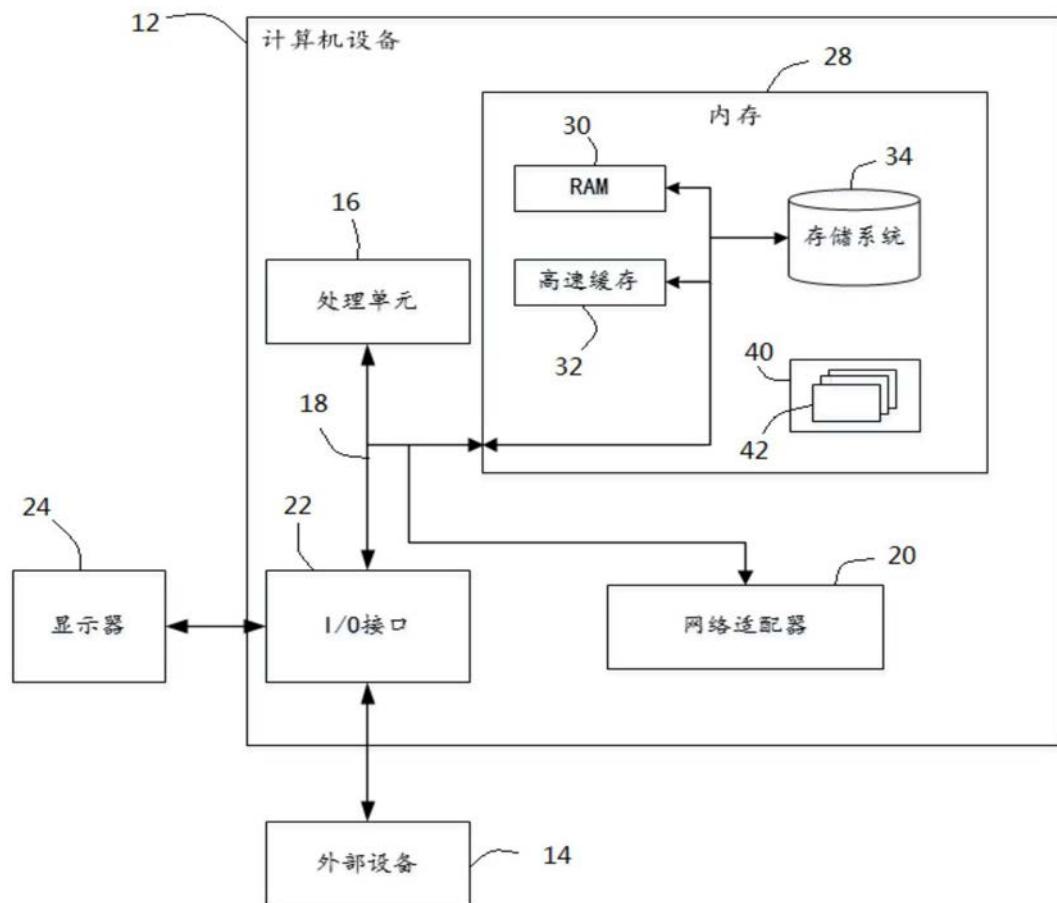


图18

专利名称(译)	医用超声自动追踪颈动脉血管的方法、系统及设备		
公开(公告)号	CN109674493A	公开(公告)日	2019-04-26
申请号	CN201811448833.9	申请日	2018-11-28
[标]申请(专利权)人(译)	深圳蓝韵医学影像有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳蓝韵医学影像有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳蓝韵医学影像有限公司		
[标]发明人	龙丽 孙瑞超 陈晶 程霞		
发明人	龙丽 孙瑞超 邢锐桐 陈晶 程霞		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0891 A61B8/5223		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

本发明公开一种医用超声自动追踪颈动脉血管的方法、系统及设备，其中方法包括：采集患者颈部的二维灰阶超声图像；将所述超声图像进行边缘检测，得到对应的超声边缘图像；从所述超声边缘图像中提取颈动脉血管边缘图像；根据所述颈动脉血管边缘图像分别确定取样框的大小和偏转方向，并根据所述偏转方向输出所述取样框内的颈动脉血管超声图像。本发明具有原理简单、计算复杂度低、且取样框能够根据颈动脉血管实时进行自动调整并准确定位颈动脉血管，进而降低检查难度、提高诊断的效率和准确性。

