



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110063753 A

(43)申请公布日 2019. 07. 30

(21)申请号 201910203720.0

(22)申请日 2019.03.18

(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 孙瑞超 邢锐桐 陈晶 黄帅 李彬

(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)

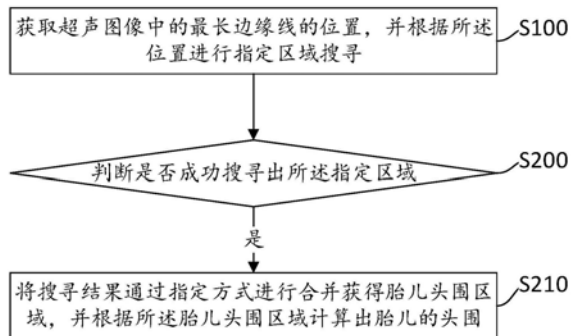
权利要求书2页 说明书11页 附图8页

(54)发明名称

超声图像中测量胎儿头围的方法与装置

(57)摘要

本申请提供了一种超声图像中测量胎儿头围的方法与装置,获取超声图像中的最长边缘线的位置,并根据所述位置进行指定区域搜寻;判断是否成功搜寻出所述指定区域;若是,则将搜寻结果通过指定方式进行合并获得胎儿头围区域,并根据所述胎儿头围区域计算出胎儿的头围。通过采用最长边缘线的位置作为搜寻起始位置能够避免胎儿头位自动定位时滑动窗口搜寻整幅图像区域,提高搜索效率,同时在搜寻头围区域失败的情况下,能够通过第二区域识别方法进行头围区域的定位,避免了手动操作,方便临床医生诊断。



1. 一种超声图像中测量胎儿头围的方法,其特征在于,包括如下步骤:
获取超声图像中的最长边缘线的位置,并根据所述位置进行指定区域搜寻;
判断是否成功搜寻出所述指定区域;
若是,则将搜寻结果通过指定方式进行合并获得胎儿头围区域,并根据所述胎儿头围区域计算出胎儿的头围。
2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述判断是否成功搜寻出所述指定区域的步骤之后,还包括如下步骤:
若否,则获取指定条数长度排序在前n的边缘线,并依次与超声图像中的曲线进行组合,得到样本集;
获取所述样本集中每个样本子集对应的样本点集,并将所述样本点集通过指定的拟合,并判断拟合结果与候选参数列表中的元素是否为相近;
若是,则对所述候选参数表和对应的打分器的得分进行更新;若否,则将拟合结果作为新的元素增加入所述候选参数表中,并根据指定打分标准对所述拟合结果进行打分;
筛选出打分结果最高的样本位置,将所述打分结果最高的样本位置设置为所述胎儿头围区域,并根据所述胎儿头围区域计算出胎儿的头围。
3. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述获取超声图像中的最长边缘线的位置,并根据所述位置进行指定区域搜寻的步骤之前,还包括如下步骤:
根据预设的处理区域尺寸生成掩膜图像;
获取所述超声图像,并对所述超声图像进行指定的图像预处理;
将图像预处理后的所述超声图像进行边缘检测。
4. 根据权利要求3所述的方法,其特征在于,所述获取所述超声图像,并对所述超声图像进行指定的图像预处理的步骤,包括如下步骤:
对所述超声图像及掩膜图像进行降采样处理;
通过所述掩膜图像定位出所述超声图像中的实际处理区域;
滤除降采样处理后的所述超声图像的近场影响;
将滤除近场影响后的所述超声图像进行图像增强。
5. 根据权利要求4所述的方法,其特征在于,所述将图像预处理后的所述超声图像进行边缘检测的步骤,包括如下步骤:
对图像预处理后的所述超声图像进行图像频域获取;
根据指定滤波器的频域信息与所述超声图像的频域信息进行换算,得到滤波图像;
获取所述滤波图像中指定阈值范围内的图像区域作为头围边缘区域。
6. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,还包括如下步骤:
构建执行所述指定区域搜寻的图像分类器。
7. 根据权利要求6所述的方法,其特征在于,所述构建执行所述指定区域搜寻的图像分类器的步骤,包括如下步骤:
分别获取指定数量的训练图像,并获取所述训练图像的数字图像特征,其中,所述训练图像包括头围图像和非头围图像;
通过所述训练图像的数字图像特征进行所述图像分类器的构建训练。
8. 一种超声图像中测量胎儿头围的装置,其特征在于,装置包括如下:

搜寻模块,用于获取超声图像中的最长边缘线的位置,并根据所述位置进行指定区域搜寻;

判断模块,用于判断是否成功搜寻出所述指定区域;

头围计算模块,用于若是,则将搜寻结果通过指定方式进行合并获得胎儿头围区域,并根据所述胎儿头围区域计算出胎儿的头围。

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。

10.一种计算机可读存储介质,其上存储有计算机程序,其特征在于,该程序被处理器执行时实现如权利要求1-7中任意一项所述的方法。

超声图像中测量胎儿头围的方法与装置

技术领域

[0001] 本申请涉及计算机技术领域,特别是涉及一种超声图像中测量胎儿头围的方法与装置。

背景技术

[0002] 随着超声诊断仪分辨率的不断改进提高,使得孕期胎儿超声检查不断深入并细致化。通过超声对胎儿做全面扫查是目前诊断胎儿畸形最常用、最主要的手段。其主要通过测量胎儿双顶径(biparietal diameter,BPD)、头围(Head circumference,HC)、腹围(Abdominal circumference,AC)或腹径(Abdominal diameter,AD)以及股骨骨干长度(Femoral diaphysis length,FDL)可以估计孕龄及胎儿大小。这项技术的进步与应用使产科临床医师、孕妇等受益。

[0003] 目前胎儿头围的定位、测量主要依靠临床医生手动操作,通过滑动轨迹球进行描边测量、操作复杂、主观性强,容易受熟练度影响。通过医学图像处理技术自动识别测量胎儿头围能够减轻医生工作量,具有重要的临产意义。而目前现有的通过医学图像处理技术自动识别测量胎儿头围的方法一般都存在一定的不足,如:通过Hog特征建立的分类器在识别定位胎儿头围感兴趣区域的准确率并不高,因此还需要临床医生手动去操作;在应用滑动矩形窗口检测方法对超声图像进行扫描时,需要从图像起始处开始扫描,浪费时间;通过增强胎儿头围或腹围的边缘灰度,识别胎儿头围或腹围区域,从胎儿图像中抽出特征向量,利用边缘检测算子及所述特征向量获取胎儿头围或腹围区域的单像素边缘图像,获取过程容易引入错误边缘,导致胎儿头围计算错误;基于主动轮廓模型和形变模型的超声胎儿头围分割方法,鲁棒性差且耗时较长,并且缺乏临床应用证明可行性。

发明内容

[0004] 鉴于上述问题,提出了本发明实施例以便提供一种克服上述问题或者至少部分地解决上述问题的超声图像中测量胎儿头围的方法与装置。

[0005] 为了解决上述问题,本发明实施例公开了一种超声图像中测量胎儿头围的方法,包括如下步骤:

[0006] 获取超声图像中的最长边缘线的位置,并根据上述位置进行指定区域搜寻;

[0007] 判断是否成功搜寻出上述指定区域;

[0008] 若是,则将搜寻结果通过指定方式进行合并获得胎儿头围区域,并根据上述胎儿头围区域计算出胎儿的头围。

[0009] 进一步地,上述判断是否成功搜寻出上述指定区域的步骤之后,还包括如下步骤:

[0010] 若否,则获取指定条数长度排序在前n的边缘线,并依次与超声图像中的曲线进行组合,得到样本集;

[0011] 获取上述样本集中每个样本子集对应的样本点集,并将上述样本点集通过指定的拟合,并判断拟合结果过与候选参数列表中的元素是否为相近;

[0012] 若是,则对上述候选参数表和对应的打分器的得分进行更新;若否,则将拟合结果作为新的元素增加加入上述候选参数表中,并根据指定打分标准对上述拟合结果进行打分;

[0013] 筛选出打分结果最高的样本位置,将上述打分结果最高的样本位置设置为上述胎儿头围区域,并根据上述胎儿头围区域计算出胎儿的头围。

[0014] 进一步地,上述获取超声图像中的最长边缘线的位置,并根据上述位置进行指定区域搜寻的步骤之前,包括如下步骤:

[0015] 根据预设的处理区域尺寸生成掩膜图像;

[0016] 获取上述超声图像,并对上述超声图像进行指定的图像预处理;

[0017] 将图像预处理后的上述超声图像进行边缘检测。

[0018] 进一步地,上述将对上述超声图像进行指定的图像预处理的步骤,包括如下步骤:

[0019] 对上述超声图像及掩膜图像进行降采样处理;

[0020] 通过上述掩膜图像定位出上述超声图像中的实际处理区域;

[0021] 滤除降采样处理后的上述超声图像的近场影响;

[0022] 将滤除进场影响后的上述超声图像进行图像增强。

[0023] 进一步地,上述将图像预处理后的上述超声图像进行边缘检测的步骤,包括如下步骤:

[0024] 对图像预处理后的上述超声图像进行图像频域获取;

[0025] 根据指定滤波器的频域信息与上述超声图像的频域信息进行换算,得到滤波图像;

[0026] 获取上述滤波图像中指定阈值范围内的图像区域作为头围边缘区域。

[0027] 进一步地,还包括如下步骤:

[0028] 构建执行上述指定区域搜寻的图像分类器。

[0029] 进一步地,上述构建执行上述指定区域搜寻的图像分类器的步骤,包括如下步骤:

[0030] 分别获取指定数量的训练图像,并获取上述训练图像的数字图像特征,其中,上述训练图像包括头围图像和非头围图像;

[0031] 通过上述训练图像的数字图像特征进行上述图像分类器的构建训练。

[0032] 为了解决上述问题,本发明实施例公开了一种超声图像中测量胎儿头围的装置,装置包括如下:

[0033] 搜寻模块,用于获取超声图像中的最长边缘线的位置,并根据上述位置进行指定区域搜寻;

[0034] 判断模块,用于判断是否成功搜寻出上述指定区域;

[0035] 头围计算模块,用于若是,则将搜寻结果通过指定方式进行合并获得胎儿头围区域,并根据上述胎儿头围区域计算出胎儿的头围。

[0036] 为了解决上述问题,本发明实施例公开了一种计算机设备,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,所述处理器执行所述程序时实现本发明实施例中任意一项所述的超声图像中测量胎儿头围的方法。

[0037] 为了解决上述问题,本发明实施例公开了一种计算机可读存储介质,其上存储有计算机程序,该程序被处理器执行时实现本发明实施例中任意一项所述的超声图像中测量胎儿头围的方法。

[0038] 与现有技术相比,本申请包括以下优点:

[0039] 本发明实施例中,通过采用最长边缘线的位置作为搜寻起始位置能够避免胎儿头位自动定位时滑动窗口搜寻整幅图像区域,提高搜索效率,同时在搜寻头围区域失败的情况下,能够通过第二区域识别方法进行头围区域的定位,避免了手动操作,方便临床医生诊断。

附图说明

[0040] 图1是本发明一实施例的超声图像中测量胎儿头围的方法的步骤流程示意图;

[0041] 图2是本发明一实施例的超声图像中测量胎儿头围的方法的步骤流程示意图;

[0042] 图3是本发明的一具体实施例的超声图像示意图;

[0043] 图4是本发明的一具体实施例的掩膜图像示意图;

[0044] 图5是本发明的一具体实施例的Haar-like矩形特征示意图;

[0045] 图6是本发明的一具体实施例的深度方向像素曲线示意图;

[0046] 图7是本发明的一具体实施例的图像相位一致检测结果示意图;

[0047] 图8是本发明的一具体实施例的搜寻成功结果示意图;

[0048] 图9是本发明的一具体实施例的搜寻成功后头围检测结果示意图;

[0049] 图10是本发明的另一具体实施例的搜寻失败结果示意图;

[0050] 图11是本发明的另一具体实施例的搜寻失败后头围检测结果示意图;

[0051] 图12是本发明一实施例的超声图像中测量胎儿头围的装置的模块结构示意图;

[0052] 图13是本发明一实施例的一种计算机设备的结构示意图。

[0053] 1、分割模块;2、排列模块;3、变换模块;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。

[0054] 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

[0055] 为使本申请的上述目的、特征和优点能够更加明显易懂,下面结合附图和具体实施方式对本申请作进一步详细的说明。

[0056] 显然,所描述的实施例仅仅是本发明的一部分实施例,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。

[0057] 另外,各个实施例之间的技术方案可以相互结合,但是必须是以本领域普通技术人员能够实现为基础,当技术方案的结合出现相互矛盾或无法实现时应当认为这种技术方案的结合不存在,也不在本发明要求的保护范围之内。

[0058] 最后,本说明书中的各个实施例均采用递进的方式描述,每个实施例重点说明的都是与其他实施例的不同之处,各个实施例之间相同相似的部分互相参见即可。

[0059] 参照图1,示出了本申请一种超声图像中测量胎儿头围的方法,包括如下步骤:

[0060] S100、获取超声图像中的最长边缘线的位置,并根据上述位置进行指定区域搜寻;

[0061] S200、判断是否成功搜寻出上述指定区域;

[0062] S210、若是,则将搜寻结果通过指定方式进行合并获得胎儿头围区域,并根据上述胎儿头围区域计算出胎儿的头围。

[0063] 如上述步骤S100所述,获取超声图像中的最长边缘线的位置,并根据上述位置进行指定区域搜寻,需要说明的是,上述最长边缘线的位置一般作为上述指定区域搜寻的起始位置,需要说明的是,起始位置为最长边缘线的任一端点所对应的坐标点,其中,上述指定区域在本发明实施例中优选为胎儿头围区域,需要说明的是,上述指定区域搜寻的在本发明实施例中优选为通过图像分类器进行搜寻,其中,该图像分类器优选通过头围图像和非头围图像比例为1:5-2:3的图像集训练得出。

[0064] 如上述步骤S200所述,判断是否成功搜寻出上述指定区域,具体判断过程为判断图像中是否包含有与该图像分类器中存有的头围特征相符合的图像区域,若存在则执行步骤S210,即将搜寻结果通过指定方式进行合并获得胎儿头围区域,并根据上述胎儿头围区域计算出胎儿的头围;若不存在,则执行步骤S220,即指定条数长度排序在前n的边缘线,并依次与超声图像中的曲线进行组合,得到样本集。

[0065] 如上述步骤S210所述,若是,则将搜寻结果通过指定方式进行合并获得胎儿头围区域,并根据上述胎儿头围区域计算出胎儿的头围,需要说明的是,由于当检测器检测到目标的窗口,位于该目标窗口附近的窗口也容易被检测到,因此需要对重叠的检测结果窗口进行合并,一般通过非极大值抑制算法(non-maximum suppression, NMS)合并窗口,在合并窗口后获取矩形框中边缘线,由于胎儿头围内部区域也存在检测到边缘线的情况,但在头围内部区域的边缘线的长度会远小于胎儿头围边缘线,因此一般设置滤除阈值滤除较小的边缘线,在本发明实施例中,滤除阈值优选为10-15,滤除后剩下的边缘线即胎儿头围的边缘线,对胎儿头围的边缘线进行椭圆拟合,其中,采用最小二乘拟合算法对椭圆进行拟合,获取的椭圆即作为胎儿的头围,通过计算该椭圆的周长得出胎儿的头围,具体公式如下:

$$[0066] \quad HC = \pi q \left[1 + 3h / (10 + \sqrt{4 - 3h}) \right] (1 + mn)$$

[0067] 其中, $q = a + b$, $h = [(a - b) / (a + b)]^2$, $m = 22 / 7\pi - 1$, $n = [(a - b) / a]^{33.7}$, a 为椭圆长半轴, b 为椭圆短半轴。

[0068] 参照图2,示出了本申请一种超声图像中测量胎儿头围的方法实施例2的步骤流程图,具体可以包括如下步骤:

[0069] 参照图2,在本发明实施例中,上述判断是否成功搜寻出上述指定区域的步骤之后,还包括如下步骤:

[0070] S220、若否,则获取指定条数长度排序在前n的边缘线,并依次与超声图像中的曲线进行组合,得到样本集;

[0071] S230、获取上述样本集中每个样本子集对应的样本点集,并将上述样本点集通过指定的拟合,并判断拟合结果与候选参数列表中的元素是否为相近;

[0072] S231、若是,则对上述候选参数表和对应的打分器的得分进行更新;S232、若否,则将拟合结果作为新的元素增加加入上述候选参数表中,并根据指定打分标准对上述拟合结果进行打分;

[0073] S240、筛选出打分结果最高的样本位置,将上述打分结果最高的样本位置设置为上述胎儿头围区域,并根据上述胎儿头围区域计算出胎儿的头围。

[0074] 如上述步骤S220所述, 若否, 则获取指定条数长度排序在前 n 的边缘线, 并依次与超声图像中的曲线进行组合, 得到样本集, 需要说明的是, 当上述步骤S200的判定结果为搜寻区域失败时, 即判定结果为否时, 执行本步骤S220, 需要说明的是, 获取指定条数长度排序在前 n 的边缘线, 具体步骤如下: 假设图像中存在 i 条边缘线($a_1, a_2, a_3 \dots a_i$, 其中, 边缘线中的坐标数量依次减少, 即长度依次减少), 其中, 在头围处边缘线最容易获取, 而且头围一般位于边缘线最长处, 因此, 选择前 n 条最长的边缘线与其他边缘线进行组合, 在本发明实施例中优选 $n=3$, 因此, 存在三个样本子集, 需要说明的是, 相同的组合结果仅存在于一个样本子集中, 如 a_1 和 a_2 的组合结果仅存在于第一样本子集中, 综上, 得出的第一-三样本子集分别如下: 第一样本子集为($a_1, a_2, a_3 \dots a_i$), 第二样本子集为($a_2, a_3 \dots a_i$), 第三样本子集为($a_3, a_4 \dots a_i$), 以上三个样本子集包含的内容构成了样本集; 在获取边缘线后将每条边缘线依次与图像中的曲线进行组合, 其中, 与边缘线进行组合的曲线一般为边缘线附近图像区域的曲线, 在组合后将组合的样本归集为样本集。

[0075] 如上述步骤S230所述, 获取上述样本集中每个样本子集对应的样本点集, 并将上述样本点集通过指定的拟合, 并判断拟合结果与候选参数列表中的元素是否为相近, 需要说明的是, 上述样本点集为对应边缘线的坐标位置, 需要说明的是, 上述指定的拟合为椭圆拟合, 在本发明实施例中优选为直接最小二乘拟合算法(Direct Least Squares Fitting of Ellipses), 其中, 上述元素包括但不限于拟合椭圆的长半轴、短半轴、圆心位置, 需要说明的是, 相近判断原则为拟合后的椭圆与前一个拟合的椭圆的圆心距离、短半轴、长半轴、椭圆弧度是否相近, 相近则认为是一个椭圆, 其中, 相近与否的判定则以相应参数之差小于相应阈值, 本发明实施例中优选为: 圆心距离之差小于4, 短半轴、长半轴之差小于3, 椭圆弧度小于6, 即判定为相近, 当然, 实用者亦可以根据实际情况对阈值参数进行调节, 选取的阈值越小, 两个椭圆越相似, 精度越高。

[0076] 如上述步骤S231所述, 若是, 则对上述候选参数表和对应的打分器的得分进行更新, 需要说明的是, 上述候选参数表中存放有拟合椭圆的圆心坐标、短半轴、长半轴及椭圆弧度, 候选参数表中的每一个椭圆与打分器一一对应, 打分器初始得分为0, 其中, 分数更新规则具体为首先将拟合椭圆坐标进行膨胀操作, 其中, 膨胀倍数为1.5, 然后乘以边缘特征图对应的像素(像素值为0或1), 最后进行全图像素值求和, 该值即为对应的拟合椭圆的得分。拟合后的椭圆与边缘线越接近, 也即拟合的椭圆与头围越接近, 得分也越高。具体如: 当后一个椭圆 O_2 与前一个椭圆 O_1 相近时, 分别选取 O_1 和 O_2 的样本子集, 并将 O_1 和 O_2 的样本子集合并为一个新的样本子集, 对该新的样本子集进行椭圆拟合, 得到新的拟合后椭圆候选参数, 然后计算打分器的值, 最后用新的候选参数和打分器的值更新 O_1 对应的候选参数和打分器的值。

[0077] 如上述步骤S232所述, 若否, 则将拟合结果作为新的元素增加加入上述候选参数表中, 并根据指定打分标准对上述拟合结果进行打分, 需要说明的是, 打分规则与分数更新规则相同, 具体为首先将拟合椭圆坐标进行膨胀操作, 其中, 膨胀倍数为1.5, 然后乘以边缘特征图对应的像素(像素值为0或1), 最后进行全图像素值求和, 该值即为对应的拟合椭圆的得分。拟合后的椭圆与边缘线越接近, 也即拟合的椭圆与头围越接近, 得分也越高。

[0078] 如上述步骤S240所述, 筛选出打分结果最高的样本位置, 将上述打分结果最高的样本位置设置为上述胎儿头围区域, 并根据上述胎儿头围区域计算出胎儿的头围, 由于通

过上述步骤S220-S232得到的打分最高作为的胎儿头围区域结果必定为椭圆形区域,因此,通过计算该椭圆的周长即可得出胎儿的头围,具体公式如下:

$$[0079] \quad HC = \pi q \left[1 + 3h / (10 + \sqrt{4 - 3h}) \right] (1 + mn)$$

[0080] 其中, $q = a + b$, $h = [(a - b) / (a + b)]^2$, $m = 22 / 7\pi - 1$, $n = [(a - b) / a]^{33.7}$, a 为椭圆长半轴, b 为椭圆短半轴。

[0081] 在本发明实施例中,上述获取超声图像中的最长边缘线的位置,并根据上述位置进行指定区域搜寻的步骤之前,包括如下步骤:

[0082] S300、根据预设的处理区域尺寸生成掩膜图像;

[0083] S400、获取上述超声图像,并对上述超声图像进行指定的图像预处理;

[0084] S500、将图像预处理后的上述超声图像进行边缘检测。

[0085] 如上述步骤S300所述,根据预设的处理区域尺寸生成掩膜图像,需要说明的是,上述掩膜图像的图像尺寸与对应的超声图像的图像尺寸相同,且上述掩膜图像一般仅包含标记区域和无效区域,无效区域和标记区域构成完整的上述掩膜图像,其中,标记区域的形状和尺寸一般根据超声检测设备能够生成的超声图像中的有效区域的形状和尺寸得出。

[0086] 如上述步骤S400所述,获取上述超声图像,并对上述超声图像进行指定的图像预处理,需要说明的是,对上述超声图像的预处理一般包括但不限于以下步骤:

[0087] S400-1、对上述超声图像及掩膜图像进行降采样处理,需要说明的是,为了提高处理速度优选将超声图像和掩膜图像进行降采样处理,其中降采样倍数一般为2-3倍,在本发明实施例中优选为2倍,需要说明的是,超声图像进行降采样处理之前一般还需要将超声图像统一进行归一化[0,255]处理;

[0088] S400-2、通过上述掩膜图像定位出上述超声图像中的实际处理区域,通过将上述掩膜图像中的标记区域坐标标记在超声图像中,确定出超声图像中的实际处理区域,进而消除非处理区域中的非必要数据的干扰,已达到降低处理量的目的,其中,掩膜图像优选为二值化图像。

[0089] S400-3、滤除降采样处理后的上述超声图像的近场影响,需要说明的是,由于超声特性,超声图像的近场一般较亮,较亮的近场会给边缘检测带来误差,因此,需要首先排除近场的影响,具体地,根据超声图像中胎儿头围围成的区域内图像灰度值小,头围边缘处灰度值大的特性,通过求取图像深度方向的像素值曲线AxisCurve,对结果进行低通滤,其中,AxisCurve具体公式为:

$$[0090] \quad \text{AxisCurve} = \text{filter}[\text{sum}(\text{img}, 2)]$$

[0091] 获得像素值曲线后滤除第一个极大值之前的像素,排除近场影响。

[0092] S400-4、将滤除进场影响后的上述超声图像进行图像增强,需要说明的是,在发明本实施例中优选采用Mexican hat滤波方法对图像进行增强,Mexican hat滤波方法与高斯差分近似,但只需一次卷积操作更节省数据处理时间;但需要说明的是,本发明实施例亦可通过高斯差分(Difference of Gaussian, DoG)对进行低通滤后的超声图像进行增强,但需要对超声图像进行两次高斯卷积后再相减才能获得增强结果,相比交于Mexican hat滤波方法更耗时。

[0093] 如上述步骤S500所述,将图像预处理后的上述超声图像进行边缘检测,需要说明

的是,本发明实施例中优选使用相位一致法进行超声图像的边缘检测,相比于传统通过sobel算子或canny算子进行检测,相位一致对超声图像具有对比度不变相应特性,鲁棒性好,具体地,对上述超声图像的边缘检测步骤一般包括但不限于以下步骤:

[0094] S500-1、对图像预处理后的上述超声图像进行图像频域获取,优选地,对该预处理后的超声图像进行傅里叶变换,以获取图像频域信息,在本发明实施例中,优选为二维傅里叶变换;

[0095] S500-2、根据指定滤波器的频域信息与上述超声图像的频域信息进行换算,得到滤波图像,需要说明的是,滤波器一般根据超声图像的数据构建,其中,上述指定滤波器优选为带通正交滤波器,该种滤波器包括但不限于Garbor滤波器、Gaussian derivative滤波器和Deriche滤波器,在本发明实施例中优选Gaussian derivative滤波器,Gaussian derivative滤波器计算复杂度相较于另外两种滤波器低,当然,波器选择也可由开发人员根据实际情况自行测试选取。通过下列公式获取Gaussian derivative滤波器频域信息:

$$[0096] \quad G(w) = N \times |w|^c \exp(-s^2 |w|^2)$$

[0097] 其中, $c \geq 1$, w 为像素位置坐标, s 为一尺度参数, N 为归一化常量。

[0098] 在获取Gaussian derivative滤波器频域信息后对Gaussian derivative滤波器频域信息与图像频域信息做卷积处理,获取Gaussian derivative滤波图像。

[0099] S500-3、获取上述滤波图像(在本发明实施例也即Gaussian derivative滤波图像)中指定阈值范围内的图像区域作为头围边缘区域,需要说明的是,在获取上述滤波图像中指定阈值范围内的图像区域作为头围边缘区域前,一般还需要对Gaussian derivative滤波图像计算相位一致性(phase congruency),由于相位一致性在平滑区域接近于0,边缘区域接近于1。因此,提取头围的边缘特征的阈值选取范围优选为0.5-0.6。

[0100] 参照图5,在本发明实施例中,还包括如下步骤:

[0101] S600、构建执行上述指定区域搜寻的图像分类器,需要说明的是,在本发明实施例中图像分类器优选为Adaboost分类器,对胎儿头围区域进行缩放处理的尺寸越小,Adaboost分类器构建越快,但相应的图像中的数字图像特征会减少,因此,具体尺寸可根据实际情况调整,本发明实施例中,尺寸为36*36,具体地,构建执行上述指定区域搜寻的图像分类器的步骤一般包括但不限于以下步骤:

[0102] S600-1、分别获取指定数量的训练图像,并获取上述训练图像的数字图像特征,其中,上述训练图像包括头围图像和非头围图像,需要说明的是,获取的训练图像中,头围图像和非头围图像的比例一般为1:3.2至1:2.5,在本发明实施例中,优选为1:3,且获取的训练图像基数一般不少于3000组,其中,还需要对获取的图像进行缩放处理,将尺寸同一为本发明实施例中的优选尺寸,即36*36。

[0103] 在同一训练图像的尺寸后,获取每张训练图像的数字图像特征,需要说明的是,在本发明实施例中,提取的数字图像特征优选为Haar-like矩形特征,Haar-like矩形特征一般由两个或多个全等的黑白矩形相邻组合而成,而矩形特征值是白色矩形的灰度值的和减去黑色矩形的灰度值的和,该种矩形特征对简单的图形结构,如线段、边缘比较敏感。由于超声的特性知在胎儿的头围处由于反射,头围边缘处亮,周围区域暗,因此采用Haar-like矩形特征能够很好的对其进行表示。通过将该种矩形特征放在非头围区域和头围区域,分别计算出该种矩形特征在非头围区域和头围区域的特征值,通过比对特征值之间的

差异性,将头围特征量化以区分头围和非头围。具体地,本发明采用的Haar-like矩形特征如图4所示。

[0104] S600-2、通过上述训练图像的数字图像特征进行上述图像分类器的构建训练,需要说明的是,通过上述步骤S600-1获得的Haar-like矩形特征进行训练得到Adaboost子分类器,其中,构建分类器在发明实施例中优选使用OpenCV中的基于Haar-like矩形特征提取的Adaboost分类器训练,OpenCV为开源跨平台计算机视觉库,层数越高,训练时间越长,在本发明实施例中训练层数优选为15层,具体层数开发人员可以根据实际需要进行调整,Adaboost提供了一种有效的学习算法和强大的边界泛化性能,是一种具有一般性的分类器提升算法,能够将多个弱分类器组合成一个强分类器,但只靠一个强分类器还是难以保证检测的正确率,因此,在本发明实施例中,优选将多个强分类器进行级联最终构建所要的图像分类器,也即,本发明实施例中最终构成的Adaboost分类器为由多个通过上述步骤S600-1获得的Haar-like矩形特征进行训练得到Adaboost子分类器进行级联后得到的更加强型Adaboost分类器。

[0105] 参照图3-9,本申请公开了根据本发明方法所处理超声图像的一具体实施例,具体如下:

[0106] 需要说明的是,本具体实施例中所采用的图像分类器为通过上述实施例中步骤S600(包含具体步骤S600-1和S600-2)建立,在本段不再进行图像分类器建立的重复赘述。

[0107] 根据超声检测设备的参数生成掩膜图像,如图4所示;获取超声图像,分别对超声图像和该掩膜图像进行两倍降采样处理;根据该掩膜图像定位出超声图像的实际处理区域滤除非处理区域,将滤除非处理区域后的超声图像进行滤除非场影响,根据下列公式求取超声图像的深度方向的像素值曲线,

[0108] $AxisCurve = filter[sum(img, 2)]$

[0109] 将曲线中第一个极大值前的所对应的像素滤除,通过Mexican hat滤波发对近场滤除后的超声图像进行图像加强;将图像加强后的超声图像进行傅里叶变换获取超声图像的频域信息,通过预构建好的Gaussian derivative滤波器对超声图像的频域信息进行滤波获取滤波图像,再对滤波图像进行相位一致性计算,并提取范围在0.5-0.6的特征像素作为头围边缘特征,以超声图像中的最长边缘线位置作为起点进行头围区域搜寻,若搜寻成功如图8所示,则将搜寻结果通过非极大值抑制算法合并,在滤除在10-15范围的边缘线后,将滤除后的边缘线采用最小二乘拟合算法进行椭圆拟合,最后计算如图9所示的拟合椭圆的周长获得头围长度。

[0110] 参照图10-11,本申请公开了根据本发明方法所处理超声图像的另一具体实施例,具体如下:

[0111] 当头围区域搜寻失败,如图10所示,则获取指定条数长度排序在前3的边缘线,并依次与超声图像中的曲线进行组合,得到样本集;获取上述样本集中每个样本子集对应的样本点集,并将上述样本点集通过直接最小二乘拟合算法拟合,并判断拟合结果过与候选参数列表中的元素是否为相近;对上述候选参数表和对应的打分器的得分进行更新;筛选出打分结果最高的样本位置,将上述打分结果最高的样本位置设置为上述胎儿头围区域,最后计算如图11所示的拟合椭圆的周长获得头围长度。

[0112] 对于装置实施例而言,由于其与方法实施例基本相似,所以描述的比较简单,相关

之处参见方法实施例的部分说明即可。

[0113] 参照图11,一种超声图像中测量胎儿头围的装置,装置包括如下:

[0114] 搜寻模块100,用于获取超声图像中的最长边缘线的位置,并根据上述位置进行指定区域搜寻;

[0115] 判断模块200,用于判断是否成功搜寻出上述指定区域;

[0116] 头围计算模块210,用于若是,则将搜寻结果通过指定方式进行合并获得胎儿头围区域,并根据上述胎儿头围区域计算出胎儿的头围。

[0117] 上述搜寻模块100,一般用于获取超声图像中的最长边缘线的位置,并根据上述位置进行指定区域搜寻,需要说明的是,上述最长边缘线的位置一般作为上述指定区域搜寻的起始位置,其中,上述指定区域在本发明实施例中优选为胎儿头围区域,需要说明的是,上述指定区域搜寻的在本发明实施例中优选为通过图像分类器进行搜寻,其中,该图像分类器优选通过头围图像和非头围图像比例为1:5-2:3的图像集训练得出。

[0118] 上述判断模块200,一般用于判断是否成功搜寻出上述指定区域,具体判断过程为判断图像中是否包含有与该图像分类器中存有的头围特征相符合的图像区域,若存在则驱动头围计算模块210,即将搜寻结果通过指定方式进行合并获得胎儿头围区域,并根据上述胎儿头围区域计算出胎儿的头围;若不存在,则驱动另一模块执行另一步骤,即指定条数长度排序在前n的边缘线,并依次与超声图像中的曲线进行组合,得到样本集。

[0119] 上述头围计算模块210,一般用于若是,则将搜寻结果通过指定方式进行合并获得胎儿头围区域,并根据上述胎儿头围区域计算出胎儿的头围,需要说明的是,由于当检测器检测到目标的窗口,位于该目标窗口附近的窗口也容易被检测到,因此需要对重叠的检测结果窗口进行合并,一般通过非极大值抑制算法(non-maximum suppression,NMS)合并窗口,在合并窗口后获取矩形框中边缘线,由于胎儿头围内部区域也存在检测到边缘线的情况,但在头围内部区域的边缘线的长度会远小于胎儿头围边缘线,因此一般设置滤除阈值滤除较小的边缘线,在本发明实施例中,滤除阈值优选为10-15,滤除后剩下的边缘线即胎儿头围的边缘线,对胎儿头围的边缘线进行椭圆拟合,其中,采用最小二乘拟合算法对椭圆进行拟合,获取的椭圆即作为胎儿的头围,通过计算该椭圆的周长得出胎儿的头围,具体公式如下:

$$[0120] \quad HC = \pi q \left[1 + 3h / (10 + \sqrt{4 - 3h}) \right] (1 + mn)$$

[0121] 其中, $q = a + b$, $h = [(a - b) / (a + b)]^2$, $m = 22 / 7\pi - 1$, $n = [(a - b) / a]^{33.7}$, a 为椭圆长半轴, b 为椭圆短半轴。

[0122] 参照图12,示出了本发明的一种实现所述超声图像中测量胎儿头围的方法的计算机设备,具体可以包括如下:

[0123] 上述计算机设备12以通用计算设备的形式表现,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。

[0124] 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。

[0125] 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。

[0126] 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12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界面与总线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。

[0127] 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。

[0128] 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能与一个或多个其他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) 界面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12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。

[0129] 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超声图像中测量胎儿头围的方法。

[0130] 也即, 上述处理单元16执行上述程序时实现: 获取超声图像中的最长边缘线的位置, 并根据上述位置进行指定区域搜寻; 判断是否成功搜寻出上述指定区域; 若是, 则将搜寻结果通过指定方式进行合并获得胎儿头围区域, 并根据上述胎儿头围区域计算出胎儿的头围。

[0131] 在本发明实施例中, 本发明还提供一种计算机可读存储介质, 其上存储有计算机程序, 该程序被处理器执行时实现如本申请所有实施例提供的超声图像中测量胎儿头围的方法:

[0132] 也即, 给程序被处理器执行时实现: 获取超声图像中的最长边缘线的位置, 并根据上述位置进行指定区域搜寻; 判断是否成功搜寻出上述指定区域; 若是, 则将搜寻结果通过指定方式进行合并获得胎儿头围区域, 并根据上述胎儿头围区域计算出胎儿的头围。

[0133] 可以采用一个或多个计算机可读的介质的任意组合。计算机可读介质可以是计算

机克顿信号介质或者计算机可读存储介质。计算机可读存储介质例如可以是——但不限于——电、磁、光、电磁、红外线或半导体的系统、装置或器件,或者任意以上的组合。计算机可读存储介质的更具体的例子(非穷举的列表)包括:具有一个或多个导线的电连接、便携式计算机磁盘、硬盘、随机存取存储器(RAM)、只读存储器(ROM)、可擦可编程只读存储器(EPOM或闪存)、光纤、便携式紧凑磁盘只读存储器(CD-ROM)、光存储器件、磁存储器件或者上述的任意合适的组合。在本文件中,计算机可读存储介质可以是任何包含或存储程序的有形介质,该程序可以被指令执行系统、装置或者器件使用或者与其结合使用。

[0134] 计算机可读的信号介质可以包括在基带中或者作为载波一部分传播的数据信号,其中承载了计算机可读的程序代码。这种传播的数据信号可以采用多种形式,包括——但不限于——电磁信号、光信号或上述的任意合适的组合。计算机可读的信号介质还可以是计算机可读存储介质以外的任何计算机可读介质,该计算机可读介质可以发送、传播或者传输用于由指令执行系统、装置或者器件使用或者与其结合使用的程序。

[0135] 可以以一种或多种程序设计语言或其组合来编写用于执行本发明操作的计算机程序代码,上述程序设计语言包括面向对象的程序设计语言——诸如Java、Smalltalk、C++,还包括常规的过程式程序设计语言——诸如“C”语言或类似的设计语言。程序代码可以完全地在用户计算机上执行、部分地在用户计算机上执行、作为一个独立的软件包执行、部分在用户计算机上部分在远程计算机上执行或者完全在远程计算机或者服务器上执行。在涉及远程计算机的情形中,远程计算机可以通过任意种类的网络——包括局域网(LAN)或广域网(WAN)——连接到用户计算机,或者,可以连接到外部计算机(例如利用因特网服务提供商来通过因特网连接)。

[0136] 在上述任一发明实施例中,通过将刃边装置按照指定的安装方式与探测器匹配安装,提高检测数据的精准度,通过调节数字X线成像系统的辐射野和光野,提高获取的图像数据的准确性,通过将上述分割图像中的像素点的灰度值按指定顺序排列,换算出线扩算函数LSF,提高换算出函数的精度。

[0137] 以上对本申请所提供的一种超声图像中测量胎儿头围的方法及装置,进行了详细介绍,本文中应用了具体个例对本申请的原理及实施方式进行了阐述,以上实施例的说明只是用于帮助理解本申请的方法及其核心思想;同时,对于本领域的一般技术人员,依据本申请的思想,在具体实施方式及应用范围上均会有改变之处,综上所述,本说明书内容不应理解为对本申请的限制。

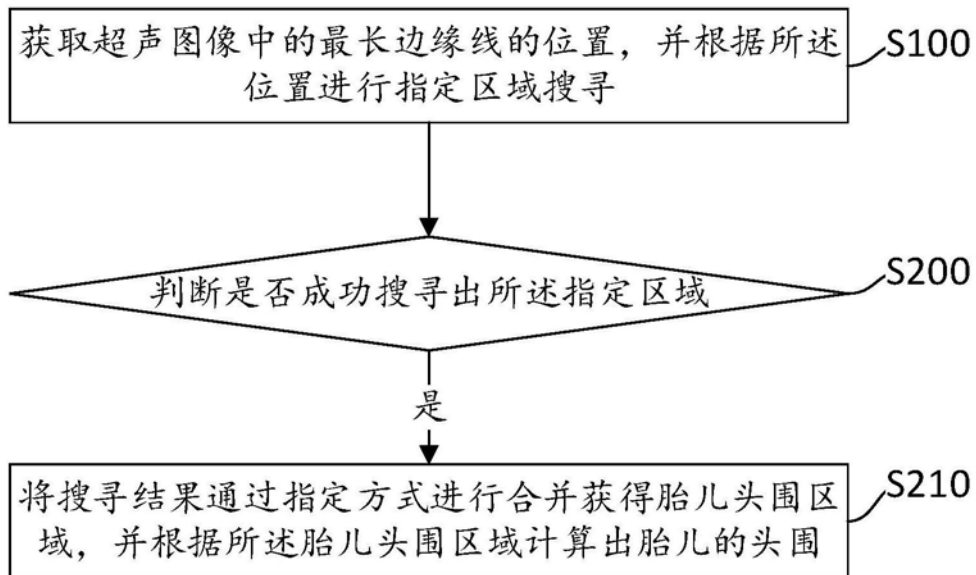


图1

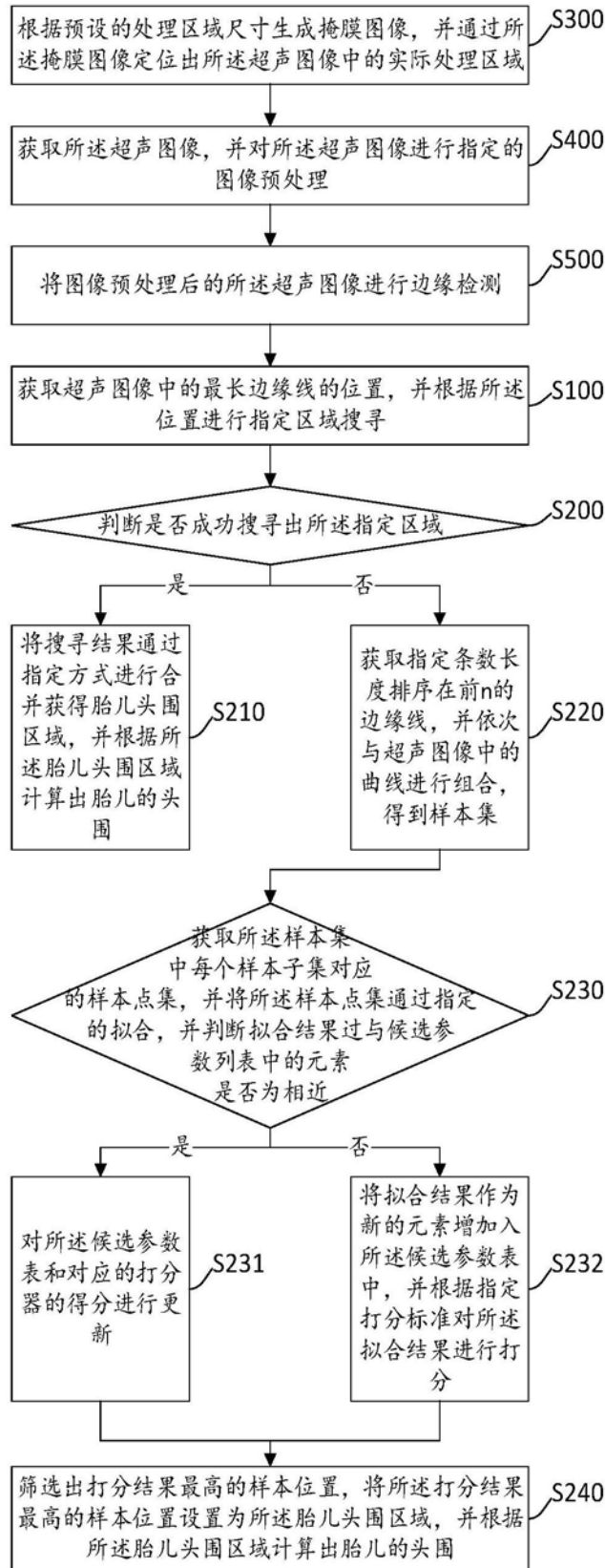


图2



图3

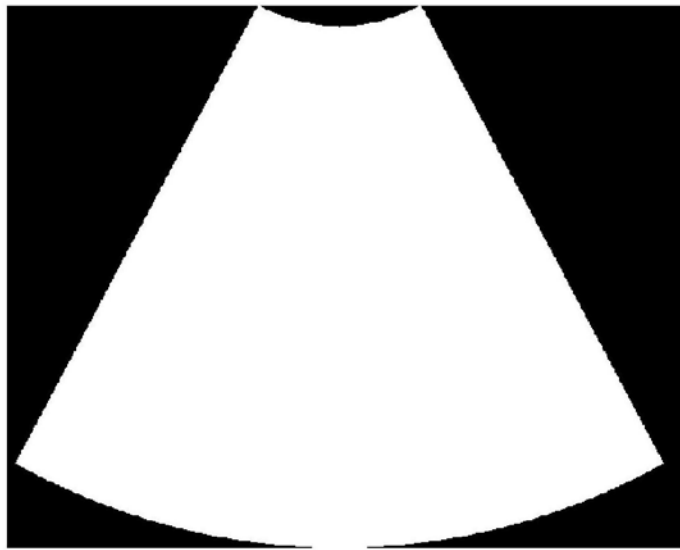


图4

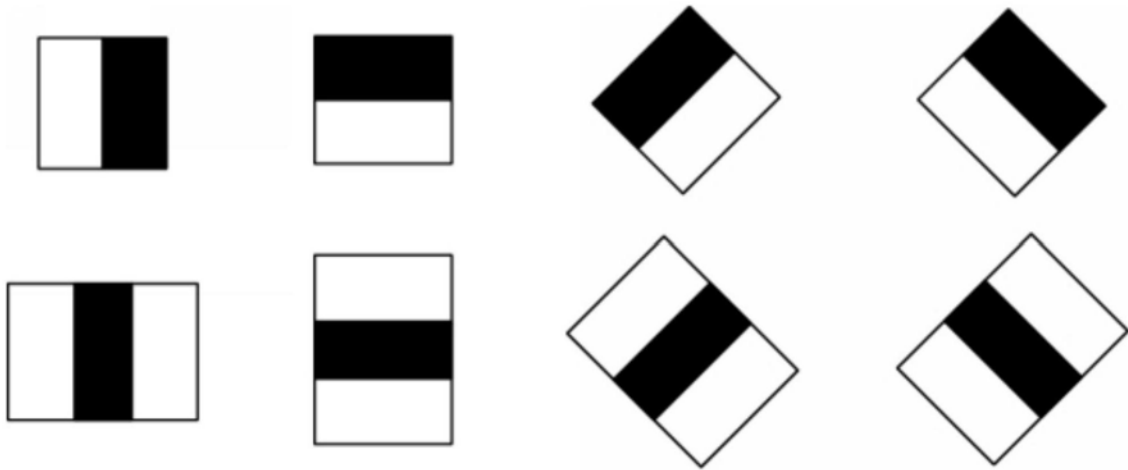


图5

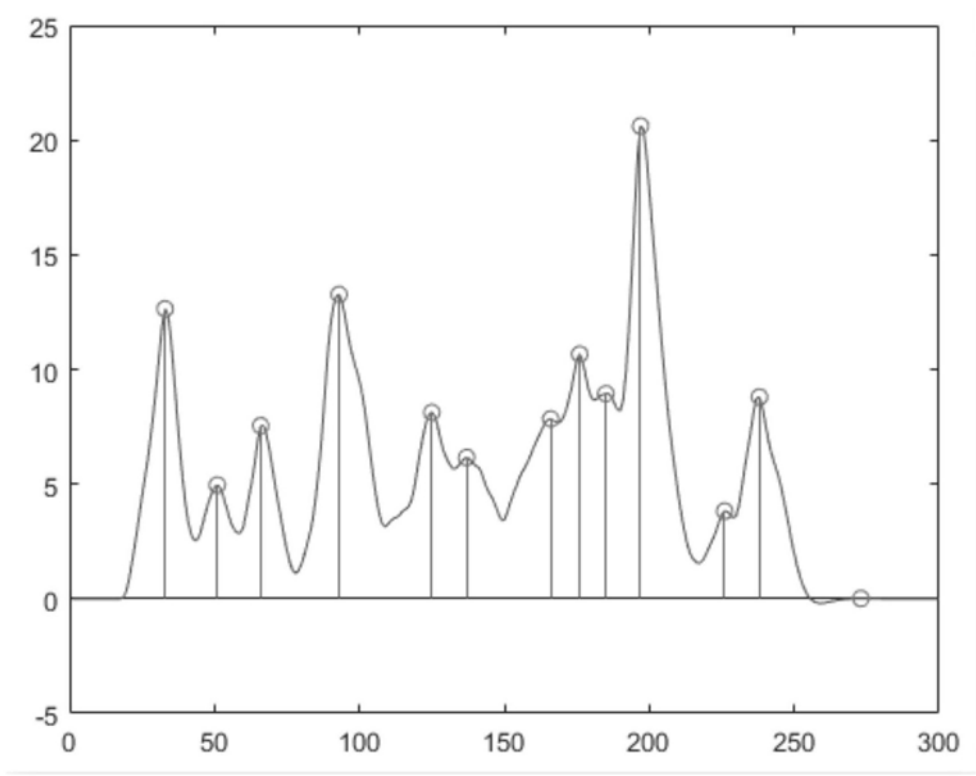


图6

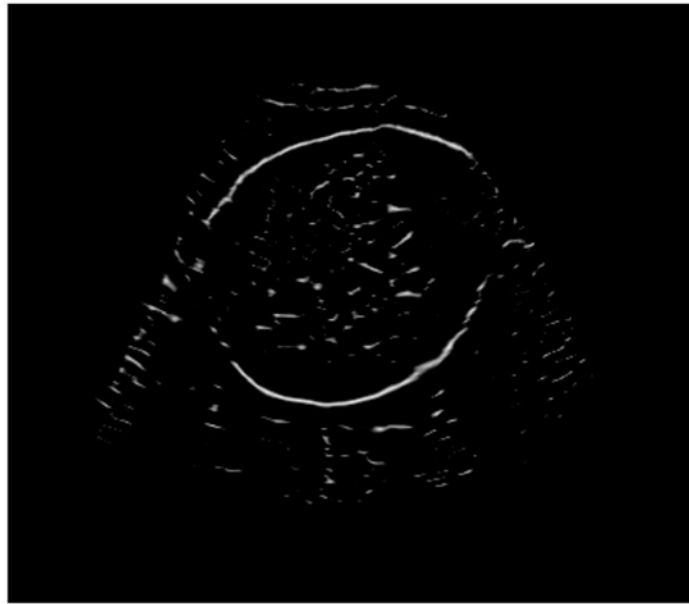


图7

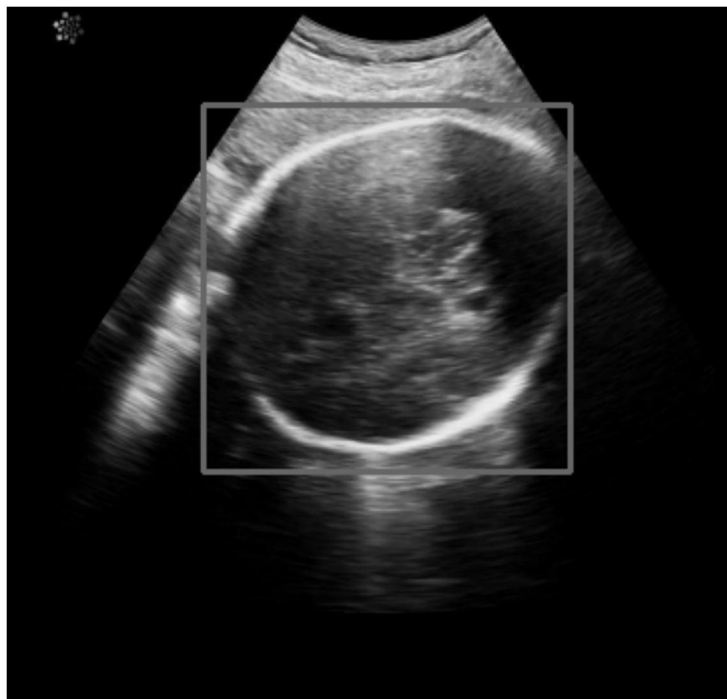


图8

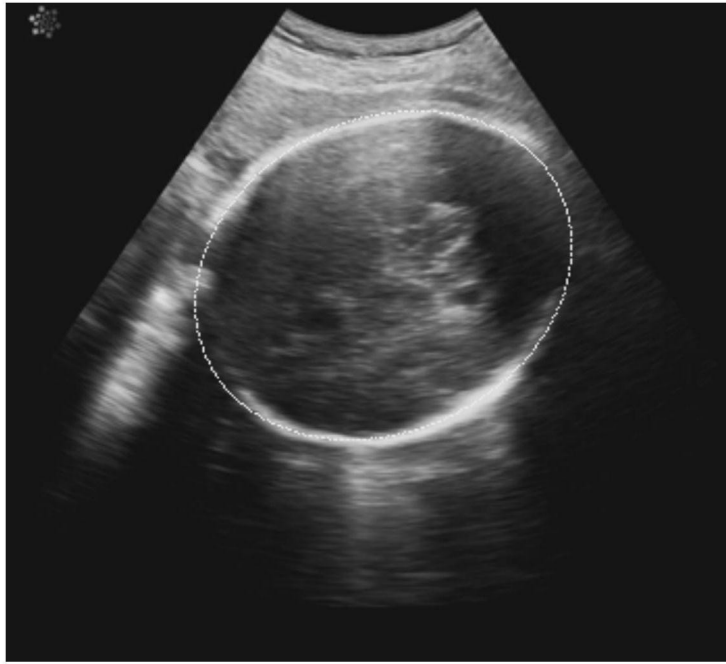


图9



图10



图11

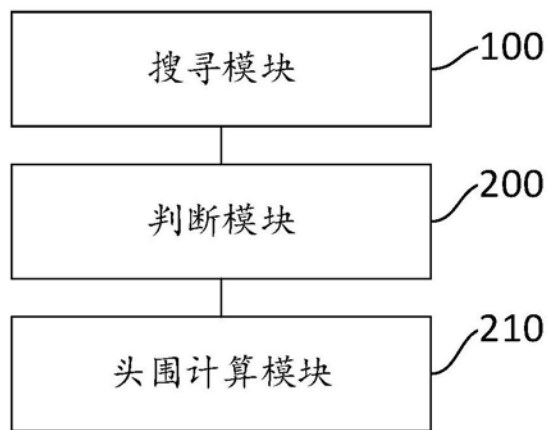


图12

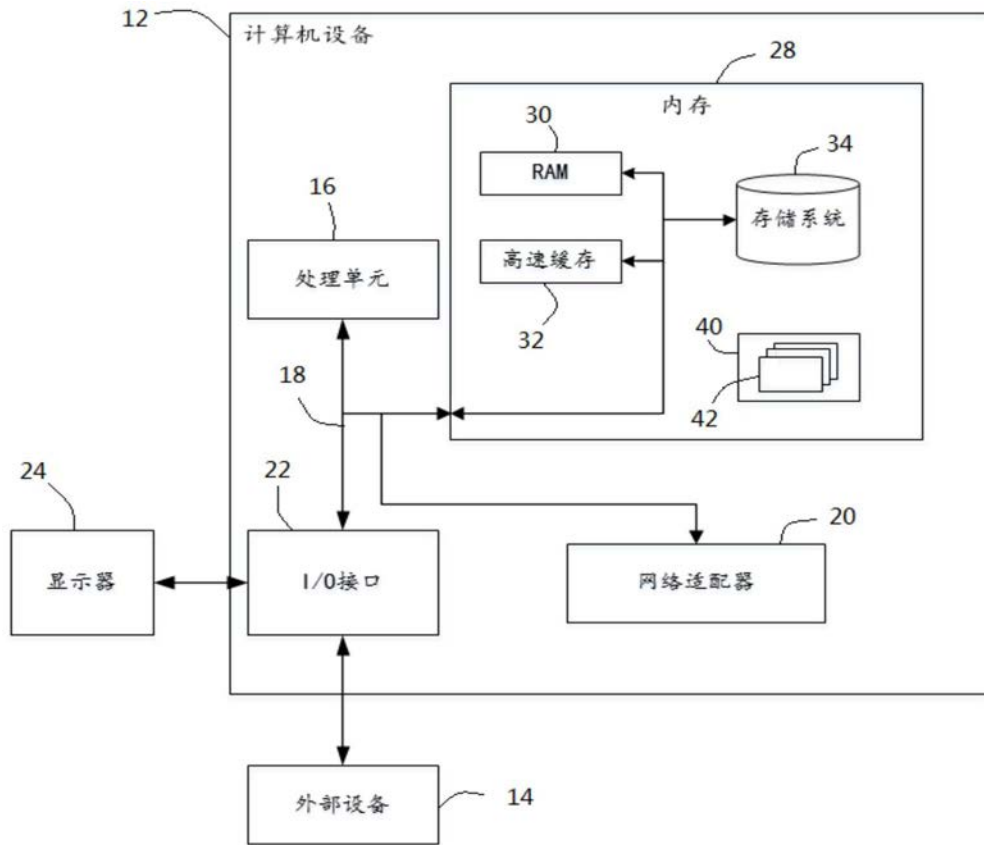


图13

专利名称(译)	超声图像中测量胎儿头围的方法与装置		
公开(公告)号	CN110063753A	公开(公告)日	2019-07-30
申请号	CN201910203720.0	申请日	2019-03-18
[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	孙瑞超 陈晶 黄帅 李彬		
发明人	孙瑞超 邢锐桐 陈晶 黄帅 李彬		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0866 A61B8/5207		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本申请提供了一种超声图像中测量胎儿头围的方法与装置，获取超声图像中的最长边缘线的位置，并根据所述位置进行指定区域搜寻；判断是否成功搜寻出所述指定区域；若是，则将搜寻结果通过指定方式进行合并获得胎儿头围区域，并根据所述胎儿头围区域计算出胎儿的头围。通过采用最长边缘线的位置作为搜寻起始位置能够避免胎儿头位自动定位时滑动窗口搜寻整幅图像区域，提高搜索效率，同时在搜寻头围区域失败的情况下，能够通过第二区域识别方法进行头围区域的定位，避免了手动操作，方便临床医生诊断。

