



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108378869 A

(43)申请公布日 2018.08.10

(21)申请号 201711435667.4

(22)申请日 2017.12.26

(71)申请人 珠海艾博罗生物技术股份有限公司

地址 519080 广东省珠海市唐家大学路99
号广东珠海高科技成果产业化示范基地C区一期厂房2号楼五层

(72)发明人 郑末晶 丁红 陈良旭 张永

张新玲 刘建平 郑乐 王博源

(74)专利代理机构 北京康思博达知识产权代理

事务所(普通合伙) 11426

代理人 刘冬梅 路永斌

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

权利要求书2页 说明书8页 附图5页

(54)发明名称

一种从超声图像中自动测量胎儿头围长度的图像处理方法及处理系统

(57)摘要

本发明公开了一种从超声图像中自动测量胎儿头围长度的图像处理方法及处理系统,实现过程为:输入待处理的超声图像,获取超声图像常规拍摄参数,图像边缘增强使颅骨边缘及脑中线边缘清晰化,以及胎儿颅骨边缘拟合,得到头围的长度。本发明实现了胎儿头围的自动化处理,相较于主观测量,其精确性和稳定性有了明显的提高。

1. 一种从超声图像中自动测量胎儿头围长度的图像处理方法,其特征在于,该方法包括以下步骤:

步骤1),输入待处理的超声图像;

步骤2),获取超声图像常规拍摄参数;

步骤3),图像边缘增强:对图像区域进行增强和去噪,使图像边缘即颅骨边缘及脑中线边缘清晰化;

步骤4),生成头围值:对胎儿颅骨外缘进行拟合,求出拟合曲线,得到头围长度值。

2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,步骤2)包括以下子步骤:

步骤2.1),对输入的超声图像进行划分,获得刻度尺区域、图像区域和图像放大率区域;

步骤2.2),获取图像刻度尺和图像放大率,结合刻度尺及放大率求得图像像素距离与实际距离的转换关系。

3. 根据权利要求2所述的方法,其特征在于,步骤2.2)包括以下子步骤:

步骤2.2.1),对刻度尺区域进行图像截取,对截取的图像进行二值化操作,并将该区域的图像的每一行所有像素点的灰度值进行累加,得到累加值曲线,累加值曲线最大值对应的位置即为原刻度点对应位置,将相邻累加值曲线波峰位置的纵坐标相减,可以获得任意相邻两刻度点之间的像素距离或者上述距离的平均值 δ ;

步骤2.2.2),截取图像放大率区域,利用光学字符识别技术由图像放大率区域获得图像放大率 f ;

步骤2.2.3),结合刻度尺及放大率信息,可求得图像像素距离 d 与实际距离 D 的转换关系, $D = f \frac{C}{\delta} d$,其中 C 为刻度尺单位刻度代表的实际物理尺寸。

4. 根据权利要求2所述的方法,其特征在于,步骤2.2)中还包括,在获取图像刻度尺和图像放大率前,对刻度尺区域和图像放大率区域进行锐化处理。

5. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,步骤3)包括以下子步骤:

步骤3.1),截取图像区域,使用8方向增强算子对头围图像进行增强:利用8个方向上 9×9 大小的模板同该像素点 9×9 邻域内的像素点进行卷积运算,将8个方向上卷积运算后的最大值作为该像素点的灰度值;

步骤3.2),采用一次高斯滤波,结合二值化操作和形态学开运算进行噪声的去除。

6. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,在步骤3)图像边缘增强处理之前,对输入图像进行胎儿头部区域检测,获得合格的胎儿头部丘脑水平的横切面图像;

合格的胎儿头部丘脑水平的横切面图像标准为:

(i) 胎儿头部区域图像应全部显示,并且头部区域占超声图像显示区域的60%以上;

(ii) 显示为头部丘脑水平横切面图像,颅骨边缘图像清晰;

(iii) 脑中线图像清晰且连接,仅在中间被透明隔腔和丘脑分隔;

(iv) 两侧大脑半球对称;

(v) 不应看到小脑。

7. 根据权利要求6所述的方法,其特征在于,通过调用训练模型对输入图像进行胎儿头部区域检测;

通过方向梯度直方图特征及Adaboost分类器算法,建立识别分类器,获得训练模型。

8.一种用于实施上述权利要求1至7之一所述从超声图像中自动测量胎儿头围长度的图像处理方法的系统,该系统包括:

模型训练模块,建立训练模型,用于对输入图像进行胎儿头部区域检测;

图像处理模块,提取输入图像的常规拍摄参数,实施图像边缘增强处理;

数据生成模块,对胎儿颅骨外缘进行拟合,求出拟合曲线,结合图像像素距离与实际距离的转换关系,得到头围长度。

9.根据权利要求8所述的系统,其特征在于,图像处理模块包括图像输入子模块、图像划分子模块、常规拍摄参数获取子模块、图像检测子模块和图像边缘增强子模块,其中,

图像输入子模块,用于输入待处理的超声图像;

图像划分子模块,对输入图像进行区域划分,获得刻度尺区域、图像区域和图像放大率区域;

常规拍摄参数获取子模块,用于获取刻度尺区域和图像放大率区域中刻度尺信息和放大率信息;

图像检测子模块,调用训练模型对输入图像进行胎儿头部区域检测;若未能检测到合格的胎儿头部丘脑水平的横切面图像,则终止计算;

图像边缘增强子模块,对图像区域进行增强和去噪,使图像边缘清晰化。

10.根据权利要求8所述的系统,其特征在于,数据生成模块包括曲线拟合子模块和数据显示子模块,其中,

曲线拟合子模块,通过最小二乘法对颅骨边缘进行椭圆拟合;根据极值原理结合椭圆约束条件确定椭圆方程一般式中各系数值,得到胎儿颅骨边缘拟合曲线;根据胎儿颅骨边缘拟合曲线,通过计算即可得到HC的长度 C_{HC} ;

数据显示子模块,输出胎儿HC的测量值;

优选地,数据生成模块还包括图像前处理子模块,用于在对颅骨边缘进行椭圆拟合前,对图像中存在的孤立的点噪声和细小的空洞进行去除。

一种从超声图像中自动测量胎儿头围长度的图像处理方法及处理系统

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗超声诊断技术领域,涉及产科超声图像的自动化分析和测量技术,尤其涉及一种从超声图像中自动测量胎儿头围长度的图像处理方法及处理系统。

背景技术

[0002] 先天畸形、智力障碍、代谢性疾病等出生缺陷是围产儿和婴幼儿死亡的主要原因,目前我国每年有出生缺陷儿约80~120万,约占全年出生人口总数的4~6%,严重影响我国的人口素质,也给社会和家庭造成了巨大的负担。鉴于目前医学上对这类疾病尚无法医治,产前筛查是减少缺陷儿出生率的唯一有效手段。因而,如何提高产前诊断水平,及早发现缺陷儿,避免患儿出生,是目前国内外优生优育领域中研究的主要目标。

[0003] 中孕期(18~24⁺⁶)可通过超声对胎儿做全面扫查,是目前诊断胎儿畸形的最常用、最主要手段。中孕期常规胎儿超声检查的主要目的是为医务人员提供准确的诊断信息,尽可能给母亲和胎儿带来最佳的产前处理和最好的妊娠结局。通过检查可以确定孕周以及进行胎儿大小的测量,以便在后期的妊娠中及时发现生长异常。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。

[0004] 中孕期的超声图像是依靠超声医师的经验来判断的,对于经验不足的医师,很容易将不具备测量条件的超声图像选为待测的超声图像,因此,如何提高超声图像筛选和测量的准确性,以及减轻超声医师的工作量是一项值得进行的技术。

[0005] 同时,由于超声图像信噪比低,目前的检测和测量以肉眼观察、手动定位为主。人工测量主要依靠超声医师的经验进行判断,主观性较强。随着计算机技术的发展,医学图像的处理技术逐渐得到了广泛的应用,如何通过上述技术实现胎儿头围的自动检测,提高检测准确性,是需要解决的技术问题。

发明内容

[0006] 为了克服上述问题,本发明人进行了锐意研究,提出一种从超声图像中自动测量胎儿头围长度的图像处理方法及处理系统。通过HOG及Adaboost算法建立识别分类器对输入图像进行胎儿头部区域检测,筛选得到满足要求的头部丘脑水平横切面图像,降低后续图像处理无效率;通过对图像区域进行增强和去噪,可以获得颅骨和脑中线清晰的图像,提高颅骨椭圆拟合准确性;采用最小二乘法对颅骨边缘进行椭圆拟合,结合修正公式,生成HC;通过科学严谨模型建立、图像处理,以及有效的图像评估方法,得到的HC的准确度极高,从而完成本发明。

[0007] 本发明提供了一种从超声图像中自动测量胎儿头围长度的图像处理方法及处理系统,技术方案主要包括以下几个方面:

[0008] (1) 一种从超声图像中自动测量胎儿头围长度的图像处理方法,该方法包括以下步骤:

[0009] 步骤1),输入待处理的超声图像;

[0010] 步骤2),获取超声图像常规拍摄参数;

[0011] 步骤3),图像边缘增强:对图像区域进行增强和去噪,使图像边缘即颅骨边缘及脑中线边缘清晰化;

[0012] 步骤4),生成头围值:对胎儿颅骨外缘进行拟合,求出拟合曲线,得到头围长度值。

[0013] (2) 一种用于实施上述从超声图像中自动测量胎儿头围长度的图像处理方法的系统,该系统包括:

[0014] 模型训练模块,建立训练模型,用于对输入图像进行胎儿头部区域检测;

[0015] 图像处理模块,提取输入图像的常规拍摄参数,实施图像边缘增强处理;

[0016] 数据生成模块,利用椭圆模型对颅骨外缘进行拟合,求出胎儿颅骨边缘拟合曲线,结合图像像素距离与实际距离的转换关系,得到头围长度。

[0017] 根据本发明提供一种从超声图像中自动测量胎儿头围长度的图像处理方法及处理系统,具有以下有益效果:

[0018] (1) 本发明中,获取刻度尺信息时通过对刻度尺区域图像进行二值化操作降低了图像信息获取难度;而对该区域的图像进行投影,将刻度点转化为具有最大值的曲线,可方便准确地获得刻度尺上刻度。

[0019] (2) 本发明中,通过卷积运算获得增强图像,然后依次采用高斯滤波、二值化操作和形态学开运算进行噪声去除,以及使用连通域搜索算法并将连通域面积过小区域内的像素灰度值置为背景灰度值,可以获得优质的用于椭圆拟合的图像,该图像颅骨边缘和脑中线极其清晰,降低了椭圆拟合难度,极大提高了HC值准确度。

[0020] (3) 本发明中,通过HOG及Adaboost算法建立识别分类器,获得训练模型,对输入图像进行胎儿头部区域检测;从基础上降低误检率,避免了经验不足的医师将不具备测量条件的超声图像选为待测的超声图像的情况。

[0021] (4) 本发明建立的基于超声图像视觉特征自动测量胎儿头围大小的方法和系统,实现了头围的自动化处理,由于不具有主观性,其精确性和稳定性均较高。

附图说明

[0022] 图1示出本发明一种实施方式中从超声图像中自动测量胎儿头围长度的图像处理方法的流程示意图;

[0023] 图2示出本发明一种实施方式中超声图像区域划分示意图;

[0024] 图3示出本发明一种优选实施方式中刻度尺区域竖直方向投影示意图;

[0025] 图4a示出胎儿头部超声图像取反操作后示意图;

[0026] 图4b示出胎儿头部超声图像经增强处理后示意图;

[0027] 图4c示出胎儿头部超声图像经增强、去噪(二值化后)处理后示意图;

[0028] 图5示出8方向增强算子的算法;

[0029] 图6示出本发明中胎儿头部超声图像进一步经连通域搜索算法处理后示意图;

[0030] 图7示出本发明中胎儿颅骨边缘拟合曲线示意图;

[0031] 图8示出本发明一种实施方式中从超声图像中自动测量胎儿头围长度的图像处理系统结构示意图；

[0032] 图9示出本发明一种优选实施方式中ROI区域。

具体实施方式

[0033] 下面通过附图对本发明进一步详细说明。通过这些说明,本发明的特点和优点将变得更为清楚明确。

[0034] 如图1所示,本发明的目的是提供了一种从超声图像中自动测量胎儿头围长度的图像处理方法,所述方法包括以下步骤:

[0035] 步骤1),输入待处理的超声图像;

[0036] 步骤2),获取超声图像常规拍摄参数;

[0037] 步骤3),图像边缘增强:对图像区域进行增强和去噪,使图像边缘(颅骨边缘及脑中线边缘)清晰化;

[0038] 步骤4),生成头围(HC)值:对胎儿颅骨外缘进行拟合,求出拟合曲线,进而得到头围长度值。

[0039] 步骤1),输入待处理的超声图像。

[0040] 图像来源为医学超声仪器采集,图像格式为常用光栅图像,如JPG、BMP格式。

[0041] 在一种优选的实施方式中,可以将超声图像调整为某一设定尺寸(如64*128像素),便于后续步骤2)中拍摄参数的提取,或图像处理。

[0042] 步骤2),获取超声图像常规拍摄参数。

[0043] 在一种优选的实施方式中,步骤2)包括以下子步骤:

[0044] 步骤2.1),对输入的超声图像进行划分,获得刻度尺区域、图像区域和图像放大率区域;

[0045] 步骤2.2),获取图像刻度尺和图像放大率,结合刻度尺及放大率求得图像像素距离与实际距离的转换关系。其中,刻度尺用于表示图像中像素距离对应的实际物理尺寸。

[0046] 对于步骤2.1)中区域的划分,由于不同厂商的超声仪器所显示的界面略有不同,实际使用中划分为几个区域可根据实际情况灵活划分,但前提是可以清楚得到刻度尺区域、图像区域和图像放大率区域,为图像处理以及参数提取提供基础。如图2所示,该超声图像划分有五个区域,分别为顶部文字区域、底部文字区域、中部图像区域、左侧刻度尺区域,以及右侧文字(图像放大率)区域,满足图像处理以及参数提取的要求。

[0047] 在一种优选的实施方式中,步骤2.2)包括以下子步骤:

[0048] 步骤2.2.1),对刻度尺区域进行图像截取,对截取的图像进行二值化操作,并将该区域的图像的每一行所有像素点的灰度值进行累加,得到累加值曲线,如图3中曲线所示,累加值曲线最大值对应的位置即为原刻度点对应位置,将相邻累加值曲线波峰位置的纵坐标相减,可以获得任意相邻两刻度点之间的像素距离,为了提高计算准确性,可以取上述距离的平均值 δ 。该获得累加值曲线的过程定义为投影。

[0049] 本发明人了解到,要直接探测刻度尺上的刻度是比较困难的,因为刻度点本身就比较小,加上有图像噪声影响,有时会误将噪声判为刻度点。在该步骤中,通过二值化操作将原始的处理起来比较复杂的彩色图像,转化为仅有黑白两种灰度的图像,降低图像处理

难度;而经刻度尺投影后将刻度点转化为具有最大值的曲线,可方便准确地获得刻度尺上刻度。

[0050] 步骤2.2.2),截取图像放大率区域,利用光学字符识别技术(OCR)由图像放大率区域获得图像放大率 f 。如图2中所示,当前图像放大率为66%。

[0051] 步骤2.2.3),结合刻度尺及放大率信息,可求得图像像素距离 d 与实际距离 D 的转换关系, $D = f \frac{C}{\delta} d$,其中 C 为刻度尺单位刻度代表的实际物理尺寸, C 可以由用户自由配置。

[0052] 在一种优选的实施方式中,在获取图像刻度尺和图像放大率前,对刻度尺区域和图像放大率区域进行锐化处理。通过锐化处理补偿文字/图像的轮廓,增强文字/图像的边缘及灰度跳变的部分,使图像变得清晰,利于后续刻度尺投影以及OCR技术提取文字的操作。

[0053] 步骤3),图像边缘增强:对图像区域进行增强和去噪,使图像边缘(颅骨边缘及脑中线边缘)清晰化。

[0054] 因超声图像中固有的边缘缺失、斑点噪声和伪影等影响,在超声图像中进行胎儿颅骨边缘检测存在一定困难。将胎儿头部区域超声图像取反操作(使图像中黑白色彩相互转换)后可以看到,图像上较暗区域大部分是头骨特征,而背景区域则较亮。因此检测头骨区域就等价于检测图像中环形暗区,如图4a所示。

[0055] 为准确检测到颅骨边缘及脑中线边缘,步骤3)通过以下子步骤进行图像处理操作:

[0056] 步骤3.1)截取图像区域,使用8方向增强算子对头围图像进行增强,利用8个方向上 9×9 大小的模板同该像素点 9×9 邻域内的像素点进行卷积运算,将8个方向上卷积运算后的最大值作为该像素点的灰度值。 R_0° 至 $R_{157.5}^\circ$ 分别为 0° 至 157.5° 之间的卷积算子,如图5中所示。

[0057] 经过8方向卷积运算后,颅骨所在位置的图像得到了增强,如图4b所示,但仍然可以看到增强后头围图像中依然存在大量噪声。

[0058] 步骤3.2)采用一次高斯滤波,结合二值化操作和形态学开运算进行噪声的去除,二值化操作后结果如图4c所示。

[0059] 高斯滤波是一种线性平滑滤波,用于消除高斯噪声;二值化操作将图像上的像素点的灰度值设置为0或255,使图像呈现出明显的只有黑白的视觉效果;形态学开运算,就是先腐蚀后膨胀的过程,该方式可以消除图像中的小物体,在纤细点处分离物体,平滑较大物体的边界的同时并不明显的改变其面积。

[0060] 本发明人考虑到,颅骨边缘及脑中线边缘检测(步骤3)涉及到较多的图像处理操作,若在该步骤发现图像质量不合格,则相当于无偿消耗了图像处理操作。因而,有必要在图像边缘增强步骤前,实施胎儿头部区域检测。

[0061] 即,步骤3'),对输入图像进行胎儿头部区域检测,获得合格的胎儿头部丘脑水平的横切面图像。

[0062] 合格的胎儿头部丘脑水平的横切面图像标准为:

[0063] (i) 胎儿头部区域图像应全部显示,并且头部区域占超声图像显示区域的60%以

上;

[0064] (ii) 显示为头部丘脑水平横切面图像, 颅骨边缘图像清晰;

[0065] (iii) 脑中线图像清晰且连接, 仅在中间被透明隔腔和丘脑分隔;

[0066] (iv) 两侧大脑半球对称;

[0067] (v) 不应看到小脑。

[0068] 在一种优选的实施方式中, 为实施输入图像中胎儿头部区域的检测, 可以通过建立训练模型(下述步骤0), 通过调用训练模型对输入图像进行胎儿头部区域检测。若未能检测到合格的胎儿头部丘脑水平的横切面图像, 则终止计算, 或者读入下一张图像, 继续进行检测; 若检测到合格的胎儿头部丘脑水平的横切面图像, 则进行颅骨边缘及脑中线边缘检测步骤。

[0069] 步骤0), 训练模型的建立包括以下步骤:

[0070] 子步骤1), 在系统运行之初, 建立胎儿头部区域标准图像库。标准图像格式为常用光栅图像, 如JPG、BMP格式, 标准图像来源为医学超声仪器采集, 标准图像的选择标准与上述“合格的胎儿头部丘脑水平的横切面图像标准”一致。

[0071] 子步骤2), 采用方向梯度直方图特征(HOG)及Adaboost分类器算法, 建立识别分类器, 获得训练模型。分类器的训练在测量系统搭建之前完成。系统运行时, 调用训练模型对输入图像进行胎儿头部区域检测。

[0072] HOG特征是一种局部区域描述子, 能够很好地描述物体的边缘, 并且对亮度变化和小量偏移不敏感。HOG特征的提取步骤如下:

[0073] ①将标准图像划分为若干个单元, 每个单元为 $8*8$ 个像素。考虑到胎儿头围区域的超声图像近似为高亮椭圆形; 以及在标注ROI区域(感兴趣区域)时, 不可以避免地会选中超声图像左右两侧的背景区域。背景区域与超声图像的边界处会形成稳定地梯度方向, 为消除这些影响, 背景区域的将以临近区域的超声图像的灰度值进行填充。

[0074] ②在每个单元内进行梯度统计, 形成一维的加权梯度方向直方图。其中, 直方图划分为9级, 划分区间为 $0^{\circ} \sim 360^{\circ}$;

[0075] ③将多个临近的单元组合成一个block块, 求其梯度方向直方图向量。

[0076] ④采用L2-Norm with Hysteresis threshold方法进行归一化, 即将直方图向量中的最大值限制在0.2以下, 然后再重新归一化一次。

[0077] Adaboost算法是一种分类器算法, 其基本思想是利用大量的分类能力一般的简单分类器通过一定方法叠加起来, 构成一个分类能力很强的强分类器。

[0078] 在本发明中, 由标准图像库中选取训练样本, 首先从超声图像中截取头围ROI图像作为正样本, 从非ROI区域中随机截取多副子图作为负样本; 训练得到分类器后, 即可应用分类器进行胎儿头围区域的定位。

[0079] 步骤4), 生成头围(HC)值: 对胎儿颅骨外缘进行拟合, 求出拟合曲线, 进而得到头围长度值。

[0080] 在一种优选的实施方式中, 在生成HC值前, 对图像进行简洁化处理。经过二值化和形态学开运算得到颅骨边缘图像, 可能存在一些孤立的点噪声, 以及一些细小的空洞。为了提高后续计算的准确性, 需要将其去除。此处使用连通域搜索算法, 并将连通域面积过小区域(小于图像面积的百分之一)内的像素灰度值置为背景灰度值, 如图6所示。

[0081] 由于原始输入的图像为头部丘脑水平横切面图像,经后续处理的图像中必然包括完整颅骨边缘。此步骤对颅骨边缘进行椭圆拟合,椭圆的周长即对应胎儿的头围HC大小。通过图像像素距离与实际距离的转换关系,最终取得HC的实际值。拟合的原理采用最小二乘法,简述如下。

[0082] 在平面坐标系中,椭圆方程的一般式为:

$$[0083] \quad ax^2+bxy+cy^2+dx+ey+f=0 \quad (1)$$

[0084] 其中,a、b、c、d、e、f分别表示椭圆方程的系数;x表示椭圆上点的横坐标;y表示椭圆上点的纵坐标。

[0085] 约束条件为: $a+c=1$ (2)

[0086] 根据最小二乘原理,通过确定式(3)的最小值可以确定方程(1)中各个系数的大小。

[0087]

$$g(a,b,c,d,e,f) = \sum_{i=0}^n (ax_i^2 + bx_iy_i + cy_i^2 + dx_i + ey_i + f)^2 \quad (3)$$

[0088] 其中 (x_i, y_i) 为图6颅骨区域上的边缘点(亮暗交界处点)坐标,n为抽取的边缘点个数。

[0089] 根据极值原理,当函数g取得极小值时,

$$[0090] \quad \frac{\partial g}{\partial a} = \frac{\partial g}{\partial b} = \frac{\partial g}{\partial c} = \frac{\partial g}{\partial d} = \frac{\partial g}{\partial e} = \frac{\partial g}{\partial f} = 0 \quad (4),$$

[0091] 从而可以得到一个线性方程组,结合约束条件,就可确定方程(1)中各个系数的大小,得到胎儿颅骨边缘拟合曲线,如图7所示。

[0092] 根据胎儿颅骨边缘拟合曲线,通过计算即可得到HC的长度 C_{HC} 。

[0093] 本发明了解到,双顶径的测量有多个测量标准,主要有“外缘到内缘”,以及“外缘到外缘”等。其中,“外缘到内缘”是指颅骨的外缘到相对侧颅骨的内缘的测量标准;“外缘到外缘”是指颅骨的外缘到相对侧颅骨的外缘的测量标准。相应的,头围的测量标准也可分为“外缘到内缘”,以及“外缘到外缘”等。

[0094] 本发明利用上述边缘点拟合出来的椭圆其实是头骨的中间层。在采用“外缘到外缘”的测量标准时,最终的测量结果需要进行修正,修正公式如下

$$[0095] \quad C_{HC} = C + \pi/2t \quad (5)$$

[0096] 其中,t为头骨边缘的平均厚度,C为通过拟合曲线得到的头围长度。

[0097] 如图8所示,本发明的另一目的是,提供了一种从超声图像中自动测量胎儿头围长度的图像处理系统,该系统包括:

[0098] 模型训练模块,建立训练模型,用于对输入图像进行胎儿头部区域检测;

[0099] 图像处理模块,提取输入图像的常规拍摄参数,实施图像边缘增强处理;

[0100] 数据生成模块,对胎儿颅骨外缘进行拟合,求出拟合曲线,结合图像像素距离与实际距离的转换关系,进而得到头围长度值。

[0101] 在本发明中,模型训练模块包括标准图库子模块和模型训练子模块,其中,

[0102] 标准图库子模块,用于依据标准图像选取标准,建立胎儿头部区域的标准图像库;

[0103] 模型训练子模块,采用方向梯度直方图特征(HOG)及Adaboost分类器算法,利用标准图像进行训练,建立识别分类器,得到训练模型。

[0104] 在本发明中,图像处理模块包括图像输入子模块、图像划分子模块、常规拍摄参数获取子模块、图像检测子模块和图像边缘增强子模块,其中,

[0105] 图像输入子模块,用于输入待处理的超声图像;

[0106] 图像划分子模块,对输入图像进行区域划分,获得刻度尺区域、图像区域和图像放大率区域;

[0107] 常规拍摄参数获取子模块,用于获取图像刻度尺信息和放大率信息;

[0108] 图像检测子模块,调用训练模型对输入图像进行胎儿头部区域检测;若未能检测到合格的胎儿头部丘脑水平的横切面图像,则终止计算;

[0109] 图像边缘增强子模块,对图像区域进行增强和去噪,使图像边缘清晰化。

[0110] 在一种优选的实施方式中,常规拍摄参数获取子模块包括刻度尺获取亚子模块和放大率获取亚子模块,其中,

[0111] 刻度尺获取亚子模块,对刻度尺区域进行图像截取,对截取的图像进行二值化操作,并将该区域的图像每一行所有像素点的灰度值进行累加,得到累加值曲线,累加值曲线最大值对应的位置即为刻度点对应位置,从而获得任意相邻两刻度点之间的像素距离 δ ;

[0112] 放大率获取亚子模块,截取图像放大率区域,利用光学字符识别技术(OCR)由图像放大率区域获得图像放大率值 f ;

[0113] 转换关系亚子模块,结合刻度尺及放大率信息,可求得图像像素距离 d 与实际距离 D 的转换关系, $D = f \frac{C}{\delta} d$,其中 C 为刻度尺单位刻度代表的实际物理尺寸。

[0114] 在一种优选的实施方式中,图像边缘增强子模块包括图像增强亚子模块和噪声去除亚子模块,其中

[0115] 图像增强亚子模块,截取图像区域,使用8方向增强算子对图像进行增强;所述8方向增强算子是指利用8个方向上 9×9 大小的模板同该像素点 9×9 邻域内的像素点进行卷积运算,将8个方向上卷积运算后的最大值作为该像素点的灰度值。

[0116] 噪声去除亚子模块,采用一次高斯滤波,结合二值化操作和形态学开运算进行噪声的去除。

[0117] 在本发明中,数据生成模块包括曲线拟合子模块和数据显示子模块,其中,

[0118] 曲线拟合子模块,通过最小二乘法对颅骨边缘进行椭圆拟合;根据极值原理结合椭圆约束条件确定椭圆方程一般式中各系数值,得到胎儿颅骨边缘拟合曲线。根据胎儿颅骨边缘拟合曲线,通过计算即可得到HC的长度 C_{HC} 。

[0119] 数据显示子模块,输出胎儿HC的测量值。

[0120] 数据生成模块还包括数据修正子模块。本发明利用上述边缘点拟合出来的椭圆其实是头骨的中间层。当采用“外缘到外缘”的测量标准时,数据修正子模块,通过修正公式进行头围长度换算。修正公式为式(5)。

[0121] 数据生成模块还包括图像前处理子模块,用于在对颅骨边缘进行椭圆拟合前,对图像中存在的孤立的点噪声和细小的空洞进行去除。具体地,使用连通域搜索算法,并将连通域面积过小区域(小于图像面积的百分之一)内的像素灰度值置为背景灰度值。

[0122] 实施例

[0123] 实施例1

[0124] 模型建立:收集2013年1月~2015年12月间中山大学孙逸仙纪念医院妇产科超声工作站存储的孕中期(18~24⁺⁶)超声图像3000幅。筛选出符合条件的图像,纳入研究的图像标准:①胎头丘脑水平的横切面;②理想的超声入射角与脑中线夹角为90°;③两侧大脑半球对称;④脑中线回声(大脑镰)连接,仅在中间被透明隔腔和丘脑分隔;⑤不应看到小脑。

[0125] 经过人工筛选出1321幅符合测量条件的图像,随机挑选出800幅人工标注头围的测量位置及参数值,并作为训练用样本,剩余521幅作为测试样本。具体地,首先从训练用超声图像中截取头围ROI图像作为正样本,从非ROI区域中随机截取多幅子图作为负样本。使用HOG及Adaboost算法训练得到分类器后,即可应用分类器进行胎儿头围区域的定位。

[0126] 如图9所示,用矩形框所标注用矩形所标注位置为所要研究的ROI区域,以矩形框的左上顶点坐标(x,y)和矩形框的长和宽共同描述。

[0127] 采用521幅测试样本、以及50幅临床样本,对本发明中模型建立方法进行评估;并通过本发明中“模型建立”—“合格胎儿头部区域图像检测,以及获取超声图像常规拍摄参数”—“图像边缘增强”—“对颅骨外缘进行拟合,生成HC”的完整步骤,上述样本进行HC的测量。以人工测量为基准,本发明系统相较于人工测量的测量结果见表1。

[0128] 作为对比例,通过传统的人工方法,对521幅测试样本、以及50幅临床样本进行HC的测量。测量结果见表1。

[0129] 表1头围区域定位及头围测量结果

[0130]

| 项目 | 样本总量 | 定位情况 | | | 测量误差 | | |
|------|------|------|-----|--------|-----------|------|-----------|
| | | 准确数 | 错误数 | 准确率 | 误差均值 (cm) | 标准差 | 最大误差 (cm) |
| 测试样本 | 521 | 461 | 60 | 88.48% | 1.13 | 0.68 | 1.92 |
| 临床样本 | 50 | 42 | 8 | 84.00% | 1.09 | 0.56 | 1.76 |

[0131] 以上结合了优选的实施方式对本发明进行了说明,不过这些实施方式仅是范例性的,仅起到说明性的作用。在此基础上,可以对本发明进行多种替换和改进,这些均落入本发明的保护范围内。

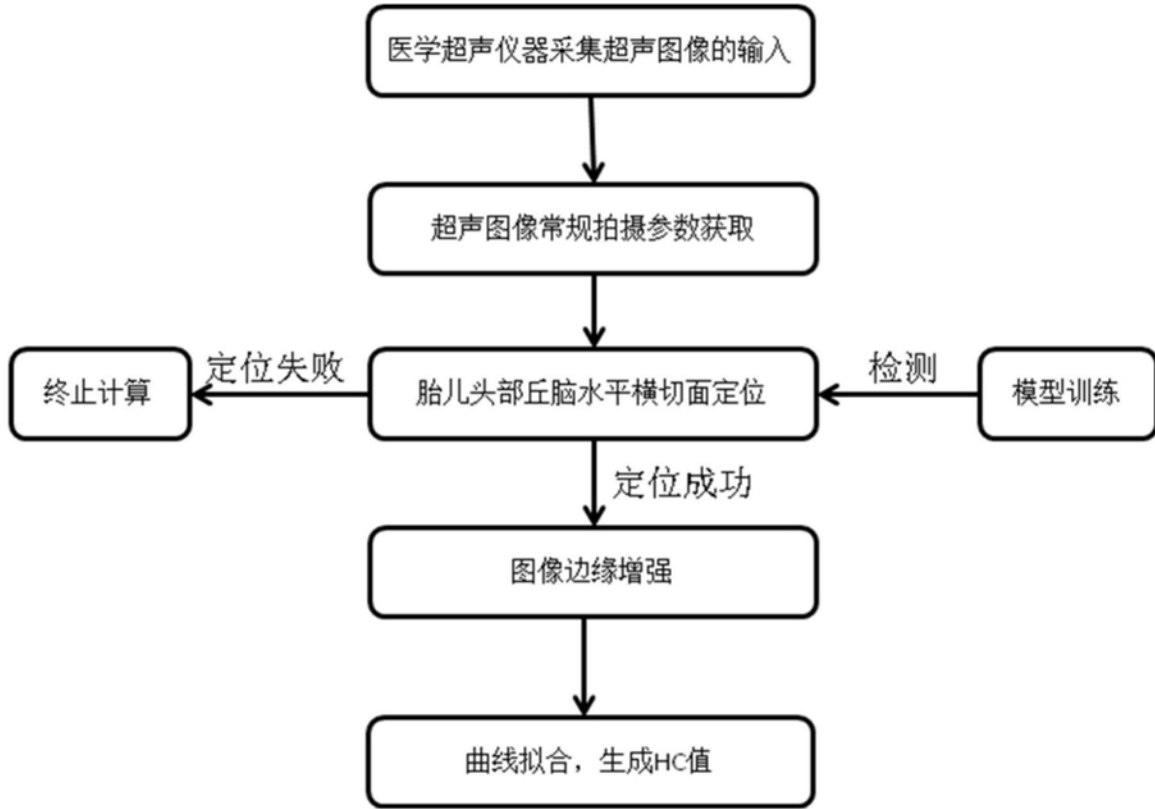


图1



图2

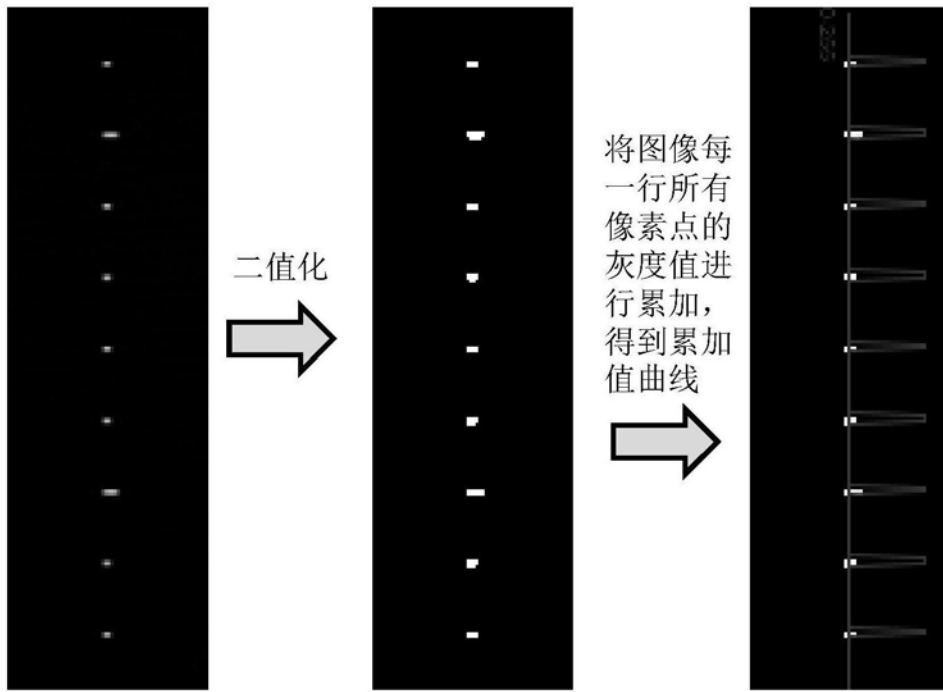


图3

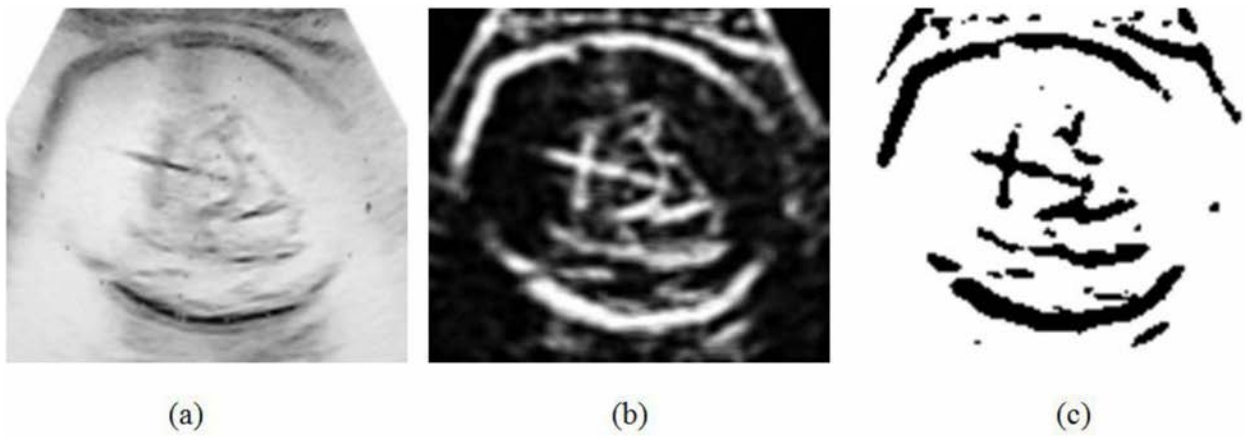


图4



图6



图7

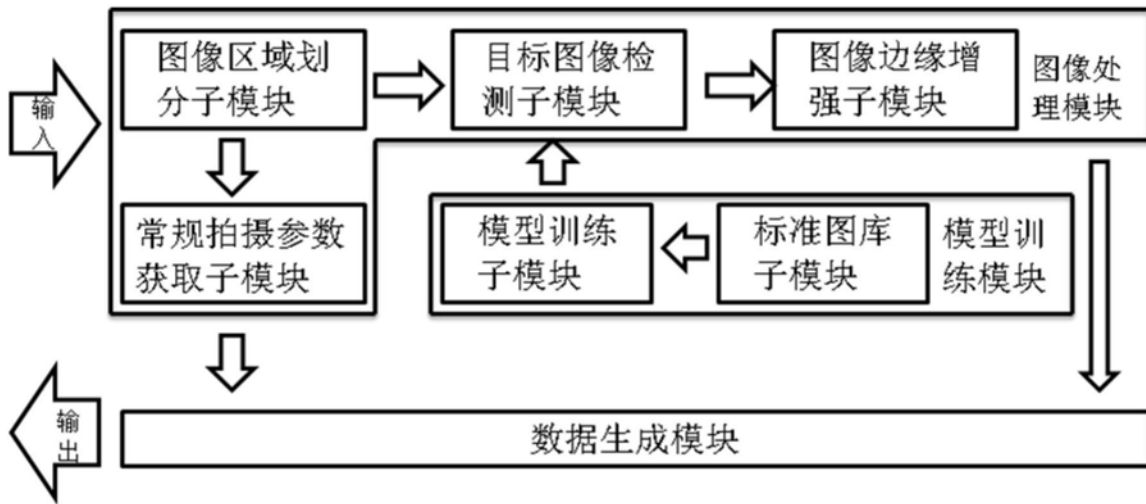


图8



图9

| | | | |
|---------|---|---------|------------|
| 专利名称(译) | 一种从超声图像中自动测量胎儿头围长度的图像处理方法及处理系统 | | |
| 公开(公告)号 | CN108378869A | 公开(公告)日 | 2018-08-10 |
| 申请号 | CN2017111435667.4 | 申请日 | 2017-12-26 |
| [标]发明人 | 郑末晶 丁红 陈良旭 张永 张新玲 刘建平 郑乐 王博源 | | |
| 发明人 | 郑末晶 丁红 陈良旭 张永 张新玲 刘建平 郑乐 王博源 | | |
| IPC分类号 | A61B8/08 | | |
| CPC分类号 | A61B8/0866 A61B8/5223 | | |
| 代理人(译) | 刘冬梅 路永斌 | | |
| 外部链接 | Espacenet SIPO | | |

摘要(译)

本发明公开了一种从超声图像中自动测量胎儿头围长度的图像处理方法及处理系统，实现过程为：输入待处理的超声图像，获取超声图像常规拍摄参数，图像边缘增强使颅骨边缘及脑中线边缘清晰化，以及胎儿颅骨边缘拟合，得到头围的长度。本发明实现了胎儿头围的自动化处理，相较于主观测量，其精确性和稳定性有了明显的提高。

