



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110507358 A

(43)申请公布日 2019.11.29

(21)申请号 201810488866.X

(22)申请日 2018.05.21

(71)申请人 珠海艾博罗生物技术股份有限公司

地址 519000 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 刘建平

张新玲 张永 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 孙建玲 刘冬梅

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

G06T 7/13(2017.01)

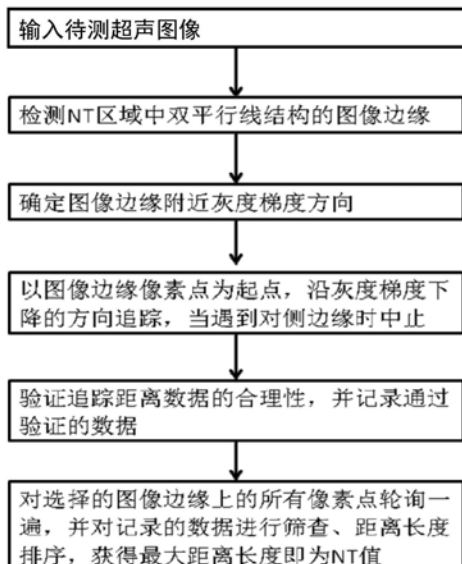
权利要求书2页 说明书11页 附图5页

(54)发明名称

一种从超声图像上测量胎儿颈背透明物厚度的图像处理方法及系统

(57)摘要

本发明公开了一种从超声图像上测量胎儿颈背透明物厚度(NT)的图像处理方法,该方法实现过程为:输入待测超声图像,获取比例换算参数以及胎儿颈背透明物厚度区域即NT区域,检测NT区域中双平行线结构的图像边缘;确定一侧图像边缘上像素点的灰度梯度方向;以选择的图像边缘上的像素点为起点,沿该像素点灰度梯度下降的方向进行追踪,直至到达对侧边缘中止,记录距离数据;对选择的图像边缘上的所有像素点轮询一遍,选出轮询后获得的最大距离长度,即为胎儿颈背透明物厚度。本发明方法可自动获得NT值,可有效解决现有测量方法中手动操作繁琐及手动操作带来检测误差的技术难题。



1. 一种从超声图像上测量胎儿颈背透明物厚度的图像处理方法,其特征在于,该方法包括以下步骤:

步骤1),输入待测超声图像,获取比例换算参数以及胎儿颈背透明物厚度区域即NT区域,检测NT区域中双平行线结构的图像边缘;

步骤2),选择一侧图像边缘并确定其像素点的灰度梯度方向;

步骤3),以步骤2)中选择的图像边缘上的像素点为起点,沿该像素点灰度梯度下降的方向进行追踪,直至到达对侧边缘中止,记录距离数据;

步骤4),重复步骤3),对选择的图像边缘上的所有像素点轮询一遍,选出轮询后获得的最大距离长度,即为胎儿颈背透明物厚度。

2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,步骤1)中,比例换算参数可以通过从医学超声仪器面板中直接读取,或者通过以下子步骤实施:

步骤1.1),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1.2),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的比例转换参数。

3. 根据权利要求2所述的方法,其特征在于,步骤1.2)包括以下子步骤:

步骤1.2.1),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,获得任意相邻两刻度点之间的像素距离,或者取上述像素距离的平均值 δ ;

步骤1.2.2),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1.2.3),结合刻度尺及放大率信息,可求得图像的比例换算参数 r , $r=f*C/\delta$,其中 C 为刻度尺任意两相邻刻度点之间的像素距离代表的实际物理尺寸。

4. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,步骤1)中,利用Canny边缘检测算子检测NT区域中双平行线结构的图像边缘;

优选地,依次对NT区域进行高斯平滑和图像亮度均衡化后,再进行图像边缘检测。

5. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,步骤2)中,基于图像边缘上的像素点,计算图像一侧边缘设定范围(优选为 5×5 个像素范围)内图像灰度梯度平均方向,确定灰度梯度下降方向,获得到另一侧图形边缘的追踪方向。

6. 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:

子步骤3.1),以选择的图像边缘上的像素点为起点,沿该像素点灰度梯度下降的方向进行追踪,直至到达对侧边缘终止;

子步骤3.2),获取终止点处图像灰度梯度方向;

子步骤3.3),对追踪路径进行验证,验证成功后记录起始点与终止点之间的距离长度、起始点和终止点灰度梯度方向夹角、以及由起始点和终止点坐标构成的点对;

其中,验证成功标准为:终止点处灰度梯度方向与起始点处灰度梯度方向夹角大于 150° 、且小于 180° 。

7. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,步骤4)中,选出轮询后获得的最大距离长度的具体操作过程为:

子步骤4.1),对所有起始点和终止点灰度梯度方向夹角进行统计,去除夹角角度出现

次数较少的点对;优选地,所述夹角角度出现次数较少的点对是指次数少于5次的点对;

子步骤4.2),将剩下的所有点对,按照点对间距离长度大小进行排序,选出最大距离长度,即对应NT距离;

子步骤4.3),经过比例换算参数换算,将图像检测的最大距离长度转换为实际NT值。

8.根据权利要求1所述的方法,其特征在于,步骤1)中NT区域位置可以通过以下步骤自动获得:

步骤1')建立标准图像库,获取头部区域和NT区域的平均偏移值;

步骤2')输入超声图像,获取超声图像的比例换算参数;

步骤3')确定头部区域;

步骤4')通过确定的头部区域,以及头部区域与NT区域的平均偏移值,确定NT区域即胎儿颈背透明物位置。

9.根据权利要求8所述的方法,其特征在于,步骤3')包括以下子步骤:

步骤3.1')定位头部鼻尖区域的位置;

步骤3.2')以鼻尖区域的中心点为中心,赋予鼻尖区域附近设定范围内每个像素点以头部区域预权重;

步骤3.3')通过头部区域检测器对输入的图像进行头部区域检测,输出检测区域及该检测区域属于头部区域的得分;

步骤3.4')根据输出的检测区域中心点的头部区域预权重调整该检测区域属于头部区域的得分,得到最终得分,确定最终得分最高的检测区域为头部区域。

10.一种处理系统,其用于实施上述权利要求1至9之一所述的从超声图像上测量胎儿颈背透明物厚度的图像处理方法。

一种从超声图像上测量胎儿颈背透明物厚度的图像处理方法及系统

技术领域

[0001] 本发明数字图像的目标识别及测量领域,涉及对产科超声图像的自动化分析与图像目标测量技术,尤其涉及一种从超声图像上测量胎儿颈背透明物厚度的图像处理方法及系统。

背景技术

[0002] 目前,先天畸形种类多、发病率高,是医学难题之一,其既严重影响人口素质,又给社会带来沉重负担,而产前诊断是先天畸形二级干预措施,在降低先天畸形发生方面发挥重要作用。而提高对先天畸形的产前诊断技术,可以直接降低先天畸形的发生率。

[0003] 产科超声图像分析是评价胎儿宫内生长发育的重要手段,具有无损、价廉、实时的优点,在医学影像技术中处于重要地位。产科超声图像分析中,通过超声成像测量胎儿颈背透明物厚度(nuchal translucency,NT)是衡量胎儿宫内生长发育的重要指标之一。NT是指胎儿颈部的透明液体。NT仅仅在胎儿11周~13周⁺⁶才会存在,14周开始,正常情况下NT逐渐被淋巴系统吸收。在11周~13周⁺⁶期间,NT越厚的胎儿,出生后患有染色体问题和心脏等问题的概率就越高。目前产科超声图像胎儿颈背透明物厚度测量的准确性尚不尽人意,一方面是超声成像硬件的物理特性导致超声图像的信噪比较低,增加医生人工诊断难度,诊断过程中费时费力;另一方面是手动测量NT带来的随机误差和操作者自身的视觉误差。

[0004] 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,将图像处理技术应用于超声图像处理以提高NT检测准确性是具有可行性的发展方向。图像处理技术可以通过检测颈背透明物的目标线特征(NT区域在超声图像上表现有局部的高亮平行线段)确定NT区域进而测得颈背透明物厚度。NT区域在超声图像上表现有局部的高亮平行线段,而超声图像的特点会有很多相似的区域,直接使用常用的目标检测方法,导致NT区域以及颈背透明物厚度检测错误较多。

[0005] 随着医疗诊断对胎儿颈背透明物厚度测量准确性的要求不断提高,以及自动化的目标检测和分析测量方法对医疗领域变革的不断深入,有必要研究一种从超声图像上测量胎儿颈背透明物厚度的图像处理方法或处理系统,从数字图像处理和计算机视觉的角度提供一套自动化的超声图像分析的辅助工具。

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上测量胎儿颈背透明物厚度的图像处理方法及处理系统。该方法首先确定准确的NT区域位置,再利用Canny边缘检测算子检测NT区域中双平行线结构的图像边缘,结合超声图像上NT结构边缘亮度高、中间区域亮度低的特点获得距离追踪方向,得到双平行线结构最大距离长度即为NT值,从而完成本发明。本发明中检测方法新颖独特,且在算法的基础上结合医学图像先验信息,有效提高了NT值准确性,而自动获取NT区域的方法,进一步提高了本发明方法的准确

性,降低了人力检测带来的误差及劳动成本。

[0007] 本发明的目的在于提供以下技术方案:

[0008] (1) 一种从超声图像上测量胎儿颈背透明物厚度的图像处理方法,该方法包括以下步骤:

[0009] 步骤1),输入待测超声图像,获取比例换算参数以及胎儿颈背透明物厚度区域即NT区域,检测NT区域中双平行线结构的图像边缘;

[0010] 步骤2),选择一侧图像边缘并确定其像素点的灰度梯度方向;

[0011] 步骤3),以步骤2)中选择的图像边缘上的像素点为起点,沿该像素点灰度梯度下降的方向进行追踪,直至到达对侧边缘中止,记录距离数据;

[0012] 步骤4),重复步骤3),对选择的图像边缘上的所有像素点轮询一遍,选出轮询后获得的最大距离长度,即为胎儿颈背透明物厚度。

[0013] (2) 一种用于实施上述(1)所述的从超声图像上测量胎儿颈背透明物厚度的图像处理方法的系统,该系统包括:

[0014] 图像输入模块,用于输入超声图像,获取超声图像的比例换算参数,并检测超声图像胎儿颈背透明物厚度区域即NT区域中双平行线结构的图像边缘;

[0015] 梯度方向检测模块,用于确定任意一侧图像边缘上像素点的灰度梯度方向;

[0016] 追踪及记录模块,用于以选择的图像边缘上的像素点为起点,沿该像素点灰度梯度下降的方向进行追踪,直至到达对侧边缘中止;重复追踪操作至选择的图像边缘上的所有像素点轮询一遍;

[0017] 数据记录模块,用于判定距离数据的合理性,记录距离数据信息;

[0018] 数据判定模块,用于对记录的数据进行筛选,确定轮询后获得的最大距离长度,即为胎儿颈背透明物厚度。

[0019] 根据本发明提供的一种从超声图像上测量胎儿颈背透明物厚度的图像处理方法及系统,具有以下有益效果:

[0020] (1) 本发明中,结合超声图像上NT结构边缘亮度高、中间区域亮度低的特点,以NT结构边缘上像素点为起点,以灰度梯度下降方向为距离追踪方向,获得双平行线结构距离长度,并以最大距离长度为NT值;该测定NT值的方式新颖,结合医学超声图像特点,科学有效的检测到NT值;

[0021] (2) 本发明结合超声图像中NT结构为近似双平行线的特点,确定验证规则,对获得的距离数据的合理性进行筛查,有效保证了检测准确性;

[0022] (3) 本发明中,通过先确定头部区域位置,再经过头部区域与NT区域的平均偏移值确定NT区域,区域位置的判定顺序为由大区域至小区域,这种判定方式会极大程度地降低NT区域判断误差;

[0023] (4) 本发明中,通过鼻尖区域中心点赋给图像中每个像素点以头部区域预权重,该以鼻尖中心为基准赋予预权重的方式,在目标检测方法基础上结合了NT超声图像的先验知识,利用这些先验知识,排除了绝大部分误检测,提高了算法整体性能;

[0024] (5) 本发明中,通过鼻尖区域中心点赋予鼻尖区域附近设定范围内每个像素点以头部区域预权重,通过头部区域检测器输出检测区域及该检测区域属于头部区域的得分,预权重和得分的乘积作为判定头部区域的最终标准;该将两个与头部区域密切相关的参数

融合为一个参数的方式,提高头部区域判断准确性;同样地,该方式也提高NT区域判断准确性。

附图说明

- [0025] 图1示出本发明一种优选实施方式中获取NT值的流程图;
- [0026] 图2示出本发明一种优选实施方式中对一张超声波图像进行区域划分示例图;
- [0027] 图3示出本发明中确定的NT区域图像;
- [0028] 图4示出本发明中利用Canny边缘检测算子检测到的NT区域中双平行线结构的图像边缘;
- [0029] 图5示出沿图像边缘上像素点的梯度下降方向进行距离追踪的示例图;
- [0030] 图6示出本发明一种优选实施方式中对一张超声波图像检测NT所在位置的流程图;
- [0031] 图7示出原始含有NT的超声波图像、本发明检测方法对一张超声波图像鼻尖区域检测和头部预权重的示例图;
- [0032] 图8示出本发明检测方法对一张超声波图像头部区域检测过程的示例图;
- [0033] 图9示出本发明算法对一张超声波图像NT区域检测过程的示例图。

具体实施方式

[0034] 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。

[0035] 如图1所示,本发明的目的是提供了一种从超声图像上测量胎儿颈背透明物厚度的图像处理方法,该方法包括以下步骤:

[0036] 步骤1),输入待测超声图像,获取比例换算参数以及胎儿颈背透明物厚度区域即NT区域,检测NT区域中双平行线结构的图像边缘;

[0037] 步骤2),选择一侧图像边缘并确定其上像素点的灰度梯度方向;

[0038] 步骤3),以步骤2)中选择的图像边缘上的像素点为起点,沿该像素点灰度梯度下降的方向进行追踪,直至到达对侧边缘中止,记录距离数据;

[0039] 步骤4),重复步骤3),对选择的图像边缘上的所有像素点轮询一遍,选出轮询后获得的最大距离长度,即为胎儿颈背透明物厚度。

[0040] 步骤1),输入待测超声图像,检测超声图像胎儿颈背透明物厚度区域(即NT区域)中双平行线结构的图像边缘。

[0041] 超声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。

[0042] 本发明中,超声图像满足以下条件(合格图像标准):

[0043] (i) 胎儿头部全部显示,并且头部和胸部占整个图形面积的70%~85%;

[0044] (ii) 头面部的正中矢状线切线和前胸切线夹角在 $130^{\circ}\sim 160^{\circ}$;

[0045] (iii) 头部的鼻尖区域应该是全图较大高亮区域。

[0046] 在本发明中,获取待测超声图像的比例换算参数,其中,比例换算参数表示每个像素代表的实际距离(例如多少毫米)。

[0047] 在一种实施方式中,若仪器配置能够直接显示比例换算参数,从医学超声仪器面

板中人工/机器读取超声图像的比例换算参数。

[0048] 在另一种实施方式中,若仪器配置不能够直接显示比例换算参数,从医学超声仪器面板中获取刻度尺和图像放大率数据,人工计算/读取超声图像的比例换算参数。

[0049] 在另一种优选的实施方式中,若仪器配置不能够直接显示比例换算参数,可以通过以下子步骤实施:

[0050] 步骤1.1),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,如图2所示;

[0051] 对于步骤1.1)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。

[0052] 步骤1.2),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的比例转换参数。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。

[0053] 在一种优选的实施方式中,步骤1.2)包括以下子步骤:

[0054] 步骤1.2.1),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,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,可以取上述像素距离的平均值 δ 。

[0055] 步骤1.2.2),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 。

[0056] 步骤1.2.3),结合刻度尺及放大率信息,可求得图像的比例换算参数 r , $r=f*C/\delta$,其中 C 为刻度尺任意两相邻刻度点之间的像素距离代表的实际物理尺寸。

[0057] 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。

[0058] 在本发明中,NT区域位置可以由自动化检测算法得到,也可以手动标注。当通过自动化检测算法获得时,根据NT区域的位置参数截取目标区域ROI(感兴趣区域)图像,如图3所示。NT区域的位置参数为 (x, y, w, h) 方式,其中, x 、 y 、 w 和 h 分别为检测区域的左上角像素点的横坐标和纵坐标、检测区域的宽和高。

[0059] 在本发明中,利用Canny边缘检测算子检测NT区域中双平行线结构的图像边缘,如图4所示。图像边缘是指图像局部区域亮度变化显著的部分,该区域的灰度剖面一般可以看作是一个阶跃,即从一个灰度值在很小的缓冲区域内急剧变化到另一个灰度相差较大的灰度值。所述双平行线结构的图像边缘为胎儿颈背透明物边缘。

[0060] 本发明中选用Canny边缘检测算子是基于其高检测率、精确的定位、以及明确的响应性能;该算法能够尽可能多地标识出图像中的实际边缘,且标识出的边缘与实际图像中的实际边缘尽可能的接近。

[0061] 在一种优选的实施方式中,利用Canny边缘检测算子检测图像边缘之前,先对NT区域进行高斯平滑以减少图像噪声,利用限制对比度自适应直方图均衡化算法使图像亮度均衡化。先进行去噪再进行亮度均衡化的好处在于可有效防止亮度均衡化过程中对图像中存在的噪声的增强,加大去噪难度,进而对图像质量造成影响。

[0062] 步骤2),选择一侧图像边缘并确定其像素点的灰度梯度方向。

[0063] 步骤1中虽然确定了胎儿颈背透明物边缘,但自动检测时以一侧图像边缘上像素点为起始,需要确定追踪方向以达到另一条图像边缘;同时,胎儿颈背透明物在医学超声图像上表现为边缘图像高亮度,中间区域低亮度;结合超声图像的特性,本发明人创造性且合理地提出,基于图像边缘上的像素点,计算以该图像边缘像素点为中心的、设定范围特别是 5×5 个像素范围内所有像素点的灰度梯度方向,以此计算得到平均方向,确定该平均方向的灰度梯度下降方向(平均方向一端为灰度梯度增加方向,另一端为灰度梯度下降方向),获得到另一侧图形边缘的追踪方向。

[0064] 本发明中,超声图像中像素点 (x, y) 的灰度梯度为:

$$[0065] \quad G_x(x, y) = I(x+1, y) - I(x-1, y) \quad \text{式(1)}$$

$$[0066] \quad G_y(x, y) = I(x, y+1) - I(x, y-1) \quad \text{式(2)}$$

[0067] 其中, $G_x(x, y)$ 、 $G_y(x, y)$ 和 $I(x, y)$ 分别表示超声图像中像素点 (x, y) 处的水平方向灰度梯度、垂直方向灰度梯度和像素值。则点 (x, y) 处的梯度幅值 $G(x, y)$ 和灰度梯度方向 $\alpha(x, y)$ 为:

$$[0068] \quad G(x, y) = \sqrt{G_x^2 + G_y^2} \quad \text{式(3)}$$

$$[0069] \quad \alpha(x, y) = \tan^{-1}\left(\frac{G_x}{G_y}\right) \quad \text{式(4)}$$

[0070] 步骤3),以步骤2)中选择的图像边缘上的像素点为起点,沿该像素点灰度梯度下降的方向进行追踪,直至到达对侧边缘终止,记录距离数据。如图5所示,箭头所指的点为起始点,两边缘之间的线段为追踪路径。

[0071] 本发明中,步骤3)包括以下子步骤:

[0072] 子步骤3.1),选择的图像边缘上的像素点为起点,沿该像素点灰度梯度下降的方向进行追踪,直至到达对侧边缘终止;

[0073] 子步骤3.2),获取终止点处图像灰度梯度方向;具体地,基于终止点,计算以终止点为中心的、设定范围特别是 5×5 个像素范围内所有像素点的灰度梯度方向,以此计算得到平均方向,确定该平均方向的灰度梯度下降方向,该灰度梯度下降方向即为终止点处图像灰度梯度方向。

[0074] 子步骤3.3),对追踪路径进行验证,验证成功后记录起始点与终止点之间的距离长度、起始点和终止点灰度梯度方向夹角、以及由起始点和终止点坐标构成的点对。

[0075] 本发明子步骤3.3)中,验证成功标准为:终止点处灰度梯度方向与起始点处灰度梯度方向夹角大于 150° 、且小于 180° 。

[0076] 若胎儿颈背透明物的两边缘为准平行线结构,则追踪路径垂直于两胎儿颈背透明物的两边缘,起始点和终止点梯度方向夹角为 180° ;而实际上胎儿颈背透明物的两边缘为近平行线结构,因而追踪路径近似垂直于两胎儿颈背透明物的两边缘,起始点和终止点梯度方向夹角接近 180° ,允许一定角度的偏移,本发明通过胎儿颈背透明物厚度测定研究,设定该偏移值为 30° ,即起始点和终止点梯度方向夹角 α 为 $150^\circ < \alpha < 180^\circ$ 。

[0077] 步骤4)中,重复步骤3),对选择的图像边缘上的所有像素点轮询一遍,选出轮询后获得的最大距离长度,即为胎儿颈背透明物厚度。

[0078] 步骤4)中,选出轮询后获得的最大距离长度的具体操作过程为:

[0079] 子步骤4.1),对所有起始点和终止点灰度梯度方向夹角进行统计,去除夹角角度出现次数较少的点对;优选地,所述夹角角度出现次数较少的点对是指次数少于5次的点对;

[0080] 子步骤4.2),将剩下的所有点对按照点对间距离长度大小进行排序,选出最大距离长度,即对应NT距离;

[0081] 子步骤4.3),图像检测参数以像素为单位,经过比例换算参数换算,将图像检测的最大距离长度转换为实际NT值。

[0082] 本发明中,还提供了一种自动获取超声图像中NT区域位置的检测方法,该检测方法为上述步骤1)提供NT区域的位置参数,进而可检测NT区域中双平行线结构的图像边缘。如图6所示,该方法包括以下步骤:

[0083] 步骤1'),建立标准图像库,获取头部区域和NT区域的平均偏移值;

[0084] 步骤2'),输入超声图像,获取超声图像的比例换算参数;

[0085] 步骤3'),确定头部区域;

[0086] 步骤4'),通过确定的头部区域,以及头部区域与NT区域的平均偏移值,确定NT区域即胎儿颈背透明物位置。

[0087] 步骤1'),建立标准图像库:收集一批带有头部区域及NT区域的超声图像,获取超声图像的比例换算参数,标注头部区域和NT区域。收集的超声图像符合上述步骤1)中的“合格图像标准”。

[0088] 本发明中,设标准图像库中图像数量为N,比例换算参数为 $\{r_i\}_{i=1}^N$,头部区域为

$\{(xh_i, yh_i)\}_{i=1}^N$, NT区域为 $\{(xn_i, yn_i)\}_{i=1}^N$,统计NT区域相对头部区域的平均偏移值

$\Delta x_{hn} = \sum_{i=1}^N (xn_i - xh_i) * r_i / N$, $\Delta y_{hn} = \sum_{i=1}^N (yn_i - yh_i) * r_i / N$;其中,

xh_i 和 yh_i 分别为头部区域中像素点的横坐标和纵坐标, xn_i 和 yn_i 分别为NT区域中像素点的横坐标和纵坐标。

[0089] 在一种优选的实施方式中,步骤1')中还包括训练头部区域检测器。优选地,通过Adaboost算法且采用HOG特征,以标准图像库中已经标注头部区域位置的超声图像,训练得到头部区域检测器。

[0090] 在一种优选的实施方式中,步骤1')中还包括训练NT区域检测器。优选地,通过Adaboost算法且采用HOG特征,以标准图像库中已经标注NT区域位置的超声图像,训练得到NT区域检测器。

[0091] 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。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(boost)起来,构成一个分类能力很强的强分类器。

[0092] 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部区域(感兴趣区域)图像作为正样本,从非头部区域中随机截取多幅子图作为负样本;训练得到强分类器后,即可应用分类器进行胎儿头部区域的定位。

[0093] 相应地,从超声图像中截取NT区域(感兴趣区域)图像作为正样本,从非NT区域中

随机截取多幅子图作为负样本；训练得到强分类器后，即可应用分类器进行胎儿NT区域的定位。

[0094] 步骤3')，确定头部区域。

[0095] 具体地，步骤3')包括以下子步骤：

[0096] 步骤3.1')定位头部鼻尖区域的位置；

[0097] 步骤3.2')以鼻尖区域的中心点为中心，赋予鼻尖区域附近设定范围内每个像素点以头部区域预权重；

[0098] 步骤3.3')通过头部区域检测器对输入的图像进行头部区域检测，输出检测区域及该检测区域属于头部区域的得分；

[0099] 步骤3.4')根据输出的检测区域中心点的头部区域预权重调整该检测区域属于头部区域的得分，得到最终得分，确定最终得分最高的检测区域为头部区域。

[0100] 在本发明中，步骤3.1')中，采用迭代式阈值分割方法，通过找到一个设定大小的最亮区域，定位头部鼻尖区域的位置。鼻尖区域是依据医学上NT超声图像的特点即头部的鼻尖部位应该是全超声图像上较大高亮区域确定的。通过该先验知识，可有效准确获得鼻尖区域的位置。

[0101] 具体地，步骤3.1')包括以下子步骤：

[0102] 步骤3.1.1')使用迭代式阈值分割方法，将阈值从大到小依次取值(255-100)，得到分割后的二值图像；

[0103] 步骤3.1.2')对得到的二值图像计算连通域；优选使用连通域搜索算法计算连通域；

[0104] 步骤3.1.3')当图像中仅得到1个连通域并且连通域的面积大于20个像素时，确定该连通域为鼻尖区域，见图7b。

[0105] 在步骤3.1.1')中，由于彩色图像中鼻尖区域识别存在难度，可能将噪声点误判为鼻尖区域，通过迭代式阈值分割(二值化)方法将原始的彩色图像转化为仅有黑白两种灰度的图像，例如图7a所示，降低图像识别难度，依据医学上NT超声图像的特点即可准确方便的确定鼻尖区域位置。该步骤中，二值图像是指每个像素点不是黑就是白，其灰度值没有中间过渡的图像。

[0106] 在步骤3.1.3')中，通过由大到小改变阈值，结合鼻尖区域面积大于20个像素的先验条件，能够有效排除掉偶然的噪声干扰。

[0107] 在本发明中，步骤3.2')中，确定连通域(鼻尖区域)的中心点坐标 (x_c, y_c) ，

$x_c = \frac{\sum_{i=1}^M x}{M}$ ， $y_c = \frac{\sum_{i=1}^M y}{M}$ ，其中 (x, y) 为连通域中像素点的坐标。

[0108] 基于该鼻尖区域的中心点赋予鼻尖区域附近设定范围内像素点以头部区域预权重

$w_h(x, y) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma_h} e^{-\frac{(x-x_c)^2+(y-y_c)^2}{2\sigma_h^2}}$ 见图7c，其中 x, y 分别为超声图像中鼻尖区域附近设定范围内每个像素点的横坐标和纵坐标， σ_h 为鼻尖区域附近设定范围内的像素点坐标与中心点坐标 (x_c, y_c) 的最大标准差， σ_h 取值为95~110，优选为100。 σ_h 取值决定了赋予预权重的区域，即头部区域的大致范围，若 σ_h 取值太小(低于95)，则确定的范围太小，头部区域

中心位置的确定存在偏差;若 σ_n 取值太大(高于110),则确定的范围过大,对头部区域参考价值低;两种情况均会极大降低了后续确定NT区域的准确性;当 σ_n 取值100时,通常赋予预权重的区域包括头部区域,且范围适中,准确性高。

[0109] 在本发明中,通过Adaboost算法采用HOG特征训练得到头部区域检测器,即步骤3.3')中,通过Adaboost算法输出目标检测结果,见图8a,目标检测结果包括检测区域位置以及该检测区域属于头部区域的得分 $score_{hi}$ 。目标检测结果形式可以为 $\{(x_{hi}, y_{hi}, w_{hi}, h_{hi}, score_{hi})\}_{i=1}^P$,其中, x_{hi} 、 y_{hi} 、 w_{hi} 、 h_{hi} 和 $score_{hi}$ 分别为检测区域的左上角像素点的横坐标和纵坐标、检测区域的宽和高、以及该检测区域属于头部区域的得分; i 为输出的目标检测结果的个数, $i=1,2,\dots,P$ 。

[0110] 在本发明步骤3.4')中,根据输出的检测区域中心点的头部区域预权重调整该检测区域属于头部区域的得分,得到最终得分,确定最终得分最高的检测区域为头部区域,见图8b。

[0111] 最终得分 $score_{hw_i}(x, y) = w_h(x_{hi} + w_{hi}/2, y_{hi} + h_{hi}/2) * score_{hi}$,取最终得分最高的检测区域为头部区域 $(x_{hi_max}, y_{hi_max}, w_{hi_max}, h_{hi_max})$, $i_max = \arg\max_{i \in 1, 2, \dots, P}(score_{hw_i})$ 。

[0112] 根据得到头部区域获得头部区域的中心位置 $(x_h, y_h) = (x_{hi_max} + w_{hi_max}/2, y_{hi_max} + h_{hi_max}/2)$ 。

[0113] 步骤4')中,通过确定的头部区域,以及头部区域与胎儿颈背透明物厚度区域的平均偏移值,确定胎儿颈背透明物厚度区域。

[0114] 步骤4')包括以下子步骤:

[0115] 步骤4.1')根据头部区域的中心位置及NT区域相对头部区域的平均偏移,结合图像的比例换算参数,计算NT区域的中心点,基于该中心点赋予设定范围内每个像素点以NT区域预权重。

[0116] 步骤4.2')通过NT区域检测器对输入的图像进行NT区域检测,输出检测区域及该检测区域属于NT区域的得分;

[0117] 步骤4.3')根据输出的检测区域的中心点的NT区域预权重调整该检测区域属于NT区域的得分,得到最终得分,确定最终得分最高的检测区域为NT区域。

[0118] 在本发明步骤4.1')中,具体地,根据头部区域的中心位置 (x_h, y_h) ,计算NT区域的中心点 $x_n = x_h + \Delta x_{hn} * 1/r$, $y_n = y_h + \Delta y_{hn} * 1/r$,其中, r 为输入图像的比例换算参数。

[0119] 基于该中心点设置NT区域预权重 $w_n(x, y) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma_n} e^{-\frac{(x-x_n)^2 + (y-y_n)^2}{2\sigma_n^2}}$ 见图

9a,其中, x 、 y 分别为超声图像中NT区域附近设定范围内每个像素点的横坐标和纵坐标, σ_n 为NT区域附近设定范围内像素点坐标与中心点坐标 (x_n, y_n) 的最大标准差, σ_n 取值为85~95,优选为90。 σ_n 取值决定了赋予预权重的区域,即NT区域的大致范围,若 σ_n 取值太小(低于85),则确定的范围太小,可能造成真实NT区域未包括在内;若 σ_n 取值太大(高于95),则确定的范围过大,参考价值低;当 σ_n 取值90时,通常赋予预权重的区域包括NT区域,范围适中,准确性高。

[0120] 在本发明中,通过Adaboost算法采用HOG特征训练得到头部区域检测器,即步骤4.2')中,通过Adaboost算法输出目标检测结果,目标检测结果包括检测区域位置以及该检测区

域属于 NT区域的得分 $score_{ni}$ 。目标检测结果形式为 $\{(xn_i, yn_i, wn_i, hn_i, score_{ni})\}_{i=1}^Q$ ，其中， xn_i 、 yn_i 、 wn_i 、 hn_i 和 $score_{ni}$ 分别为检测区域的左上角像素点的横坐标和纵坐标、检测区域的宽和高、以及该检测区域属于NT区域的得分； i 为输出的目标检测结果的个数， $i=1, 2, \dots, Q$ 。见图9b。

[0121] 在本发明步骤4.3')中，根据输出的检测区域的中心点的 NT区域预权重调整该检测区域属于NT区域的得分，取最终得分最高的检测区域为NT区域。最终得分 $score_{wi}(x, y) = w_n(xn_i + wn_i/2, yn_i + hn_i/2) * score_{ni}$ ，取最终得分最高的检测区域为NT区域 $(xn_{i_max}, yn_{i_max}, wn_{i_max}, hn_{i_max})$ ， $i_max = \arg\max_{i \in \{1, 2, \dots, Q\}}(score_{wi})$ ，见图9c。

[0122] 本发明的另一目的在于，提供一种用于实施上述从超声图像上测量胎儿颈背透明物厚度的图像处理方法的系统，该系统包括：

[0123] 图像输入模块，用于输入超声图像，获取超声图像的比例换算参数，并检测超声图像胎儿颈背透明物厚度区域即NT区域中双平行线结构的图像边缘；

[0124] 梯度方向检测模块，用于确定任意一条图像边缘上像素点的灰度梯度方向；

[0125] 追踪及记录模块，用于以选择的图像边缘上的像素点为起点，沿该像素点灰度梯度下降的方向进行追踪，直至到达对侧边缘中止；重复追踪操作至选择的图像边缘上的所有像素点轮询一遍；

[0126] 数据记录模块，用于判定距离数据的合理性，记录距离数据信息；

[0127] 数据判定模块，用于对记录的数据进行筛选，确定轮询后获得的最大距离长度，即为胎儿颈背透明物厚度。

[0128] 本发明中，图像输入模块包括图像输入子模块、图像划分子模块、刻度尺获取子模块、放大率获取子模块、转换关系子模块、以及边缘检测子模块，其中，

[0129] 图像输入子模块，用于输入待处理的超声图像；

[0130] 图像划分子模块，用于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；

[0131] 刻度尺获取子模块，用于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，获得任意相邻两刻度点之间的像素距离，或者获取上述像素距离的平均值 δ ；

[0132] 放大率获取子模块，用于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 ；

[0133] 转换关系子模块，用于结合刻度尺及放大率信息，求得图像的比例换算参数 r ， $r = f * C / \delta$ ，其中 C 为刻度尺单位刻度代表的实际物理尺寸；

[0134] 边缘检测子模块，用于检测NT区域中双平行线结构的图像边缘，优选采用Canny边缘检测算子进行检测。

[0135] 本发明中，梯度方向检测模块，基于图像边缘上的像素点，计算以该图像边缘像素点为中心的、设定范围特别是 5×5 个像素范围内所有像素点的灰度梯度方向，以此计算得到平均方向，确定该平均方向的灰度梯度下降方向(平均方向一端为灰度梯度增加方向，另一端为灰度梯度下降方向)，获得到另一侧图形边缘的追踪方向。

[0136] 本发明中，数据记录模块判定距离数据合理性的标准为：终止点处灰度梯度方向与起始点处灰度梯度方向夹角大于 150° 、且小于 180° 。

[0137] 本发明中,数据判定模块包括数据统计子模块、数据筛查子模块、数据排序子模块和数据换算子模块,其中,

[0138] 数据统计子模块,用于记录起始点与终止点之间的距离长度、起始点和终止点灰度梯度方向夹角、以及由起始点和终止点坐标构成的点对;

[0139] 数据筛查子模块,对所有起始点和终止点灰度梯度方向夹角进行统计,去除夹角角度出现次数少于5次的点对;

[0140] 数据排序子模块,用于将剩下的所有点对按照点对间距离长度大小进行排序,选出最大距离长度;

[0141] 数据换算子模块,用于通过比例换算参数,将图像检测的最大距离长度转换为实际NT值。

[0142] 实施例

[0143] 实施例1

[0144] 模型建立:收集2013年1月~2016年1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早期超声图像3500幅。筛选出符合条件的图像,纳入研究的图像标准:胎儿头部全部显示,并且头部和胸部占整个图形面积的70%~85%;头面部的正中矢状线切线和前胸切线夹角在 $130^{\circ}\sim 160^{\circ}$;头部的鼻尖区域应该是全图较大高亮区域。

[0145] 经过人工筛选出1500幅符合测量条件的图像,获取超声图像的比例换算参数,标注头部区域和NT区域;①获取头部区域和NT区域的平均偏移值;②通过Adaboost算法且采用HOG特征训练得到头部区域检测器;③通过Adaboost算法且采用HOG特征训练得到NT区域检测器。

[0146] 输入含有NT区域的超声图像,如图7a所示;使用迭代式阈值分割方法,当阈值为203时,得到的二值图像中只有1个连通域并且连通域的面积大于20个像素,确定该连通域为鼻尖区域,如图7b所示;以鼻尖区域的中心点(坐标485,139)为中心,赋予鼻尖区域附近设定范围内每个像素点以头部区域预权重, σ_n 取值为100,如图7c所示。

[0147] 采用头部区域检测器检测头部具体位置,输出7个目标检测结果(313,3,110,110,0.824),(389,127,143,143,0.781),(458,194,110,110,0.752),(341,28,124,124,0.704),(419,318,126,126,0.68),(181,164,118,118,0.607),(175,5,143,143,0.569),如图8a所示;根据预权重调整检测结果,最高得分为0.636,头部中心坐标为(460.5,198.5),如图8b所示。

[0148] 根据头部区域及NT区域相对头部区域的平均偏移,结合图像的比例换算参数,计算NT区域的中心点,基于该中心点赋予设定范围内每个像素点以NT区域预权重, σ_n 取值为90,如图9a所示。采用NT区域检测器对输入的图像进行NT区域检测,输出3个检测结果,(461,279,66,66,0.884),(273,362,71,71,0.857),(329,397,66,66,0.739),如图9b所示。根据预权重调整检测结果,最高得分为0.493,NT检测区域结果为(329,397,66,66),如图9c所示。

[0149] 医生人工检测NT标定的两点坐标为(358,422)和(353,447),算法最终检测的NT区域包含了人工检测NT标定的两点坐标,检测结果正确。

[0150] 截取NT区域,对目标区域进行高斯平滑和亮度均衡化处理,再利用Canny边缘检测算子检测NT区域中双平行线结构的图像边缘。

[0151] 以图像边缘上的像素点为起点,延伸至 5×5 个像素作为考察范围,计算图像边缘上述范围内图像灰度梯度平均方向,通过确定灰度梯度下降方向获得对另一侧图形边缘的追踪方向。

[0152] 以选择的图像边缘上的像素点为起点,沿该像素点灰度梯度下降的方向进行追踪,直至到达对侧边缘终止;计算终止点处图像灰度梯度方向,当其与起始点处灰度梯度方向夹角大于 150° 且小于 180° 时,则记录下起始点与终止点之间的距离长度、起始点和终止点梯度方向夹角、以及由起始点和终止点坐标构成的点对。

[0153] 对选择的图像边缘上的所有像素点轮询一遍,对所有梯度方向夹角进行统计,去除出现次数少于5次的点对;将剩下所有点对按照距离长度大小进行排序,选出最大距离长度,经过比例系数换算,将最大距离长度转换为实际NT值。经确定,该NT 值对应的点对为 (356,422) 和 (354,448),NT值为0.20cm。

[0154] 医生人工检测NT标定的两点坐标为 (358,422) 和 (353,447),NT值为0.22cm,本发明中方法的检测结果与人工检测结果十分相近,检测结果正确。

[0155] 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。

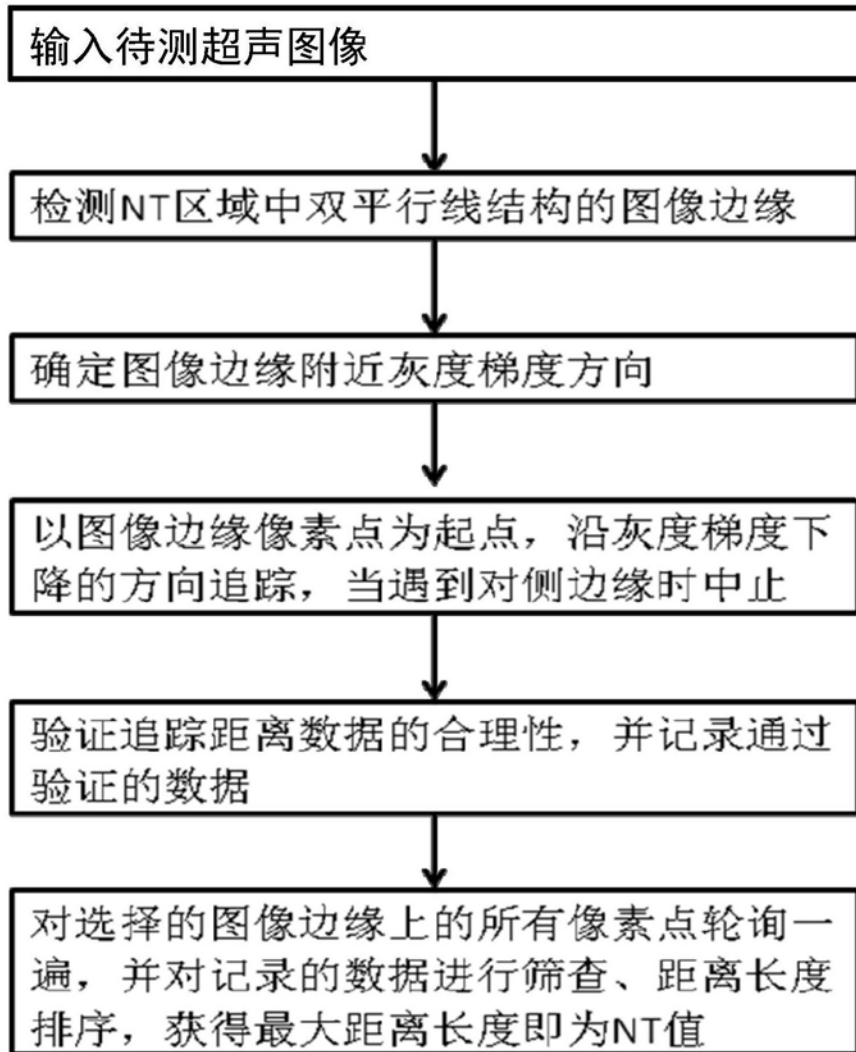


图1

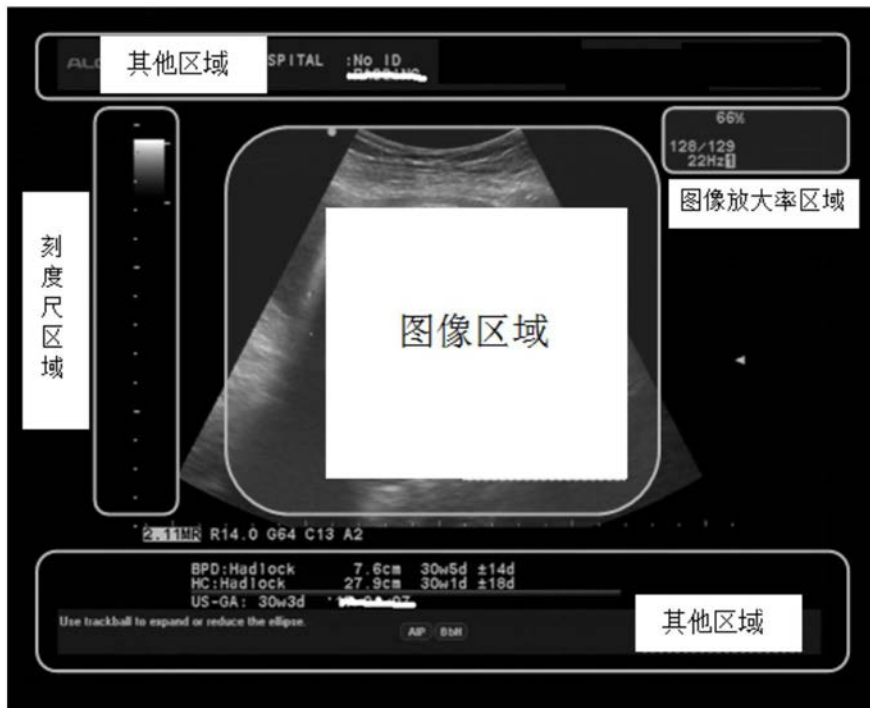


图2

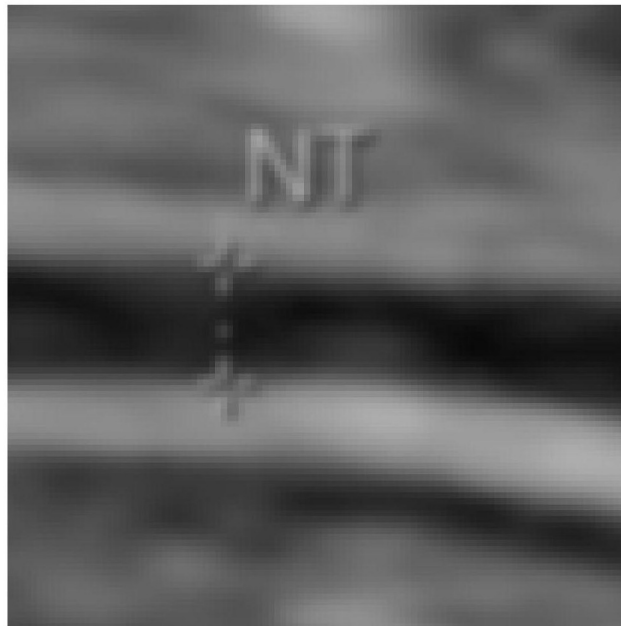


图3

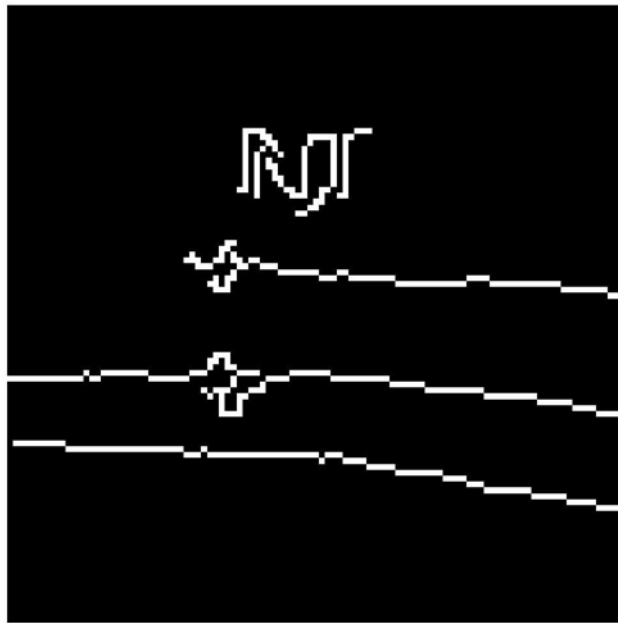


图4

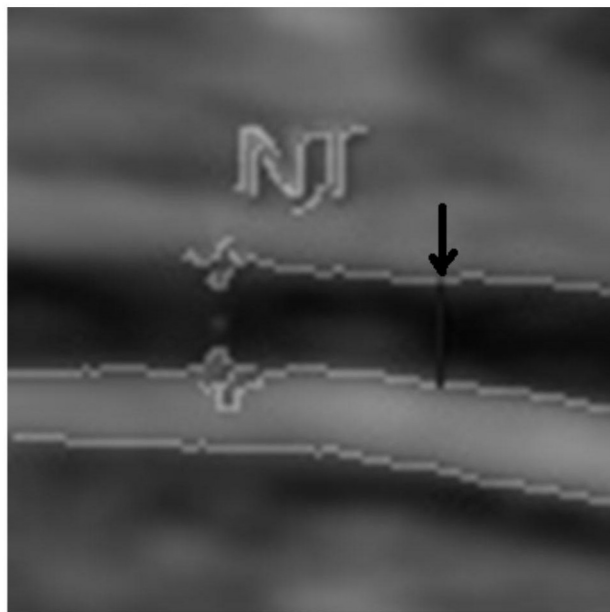


图5

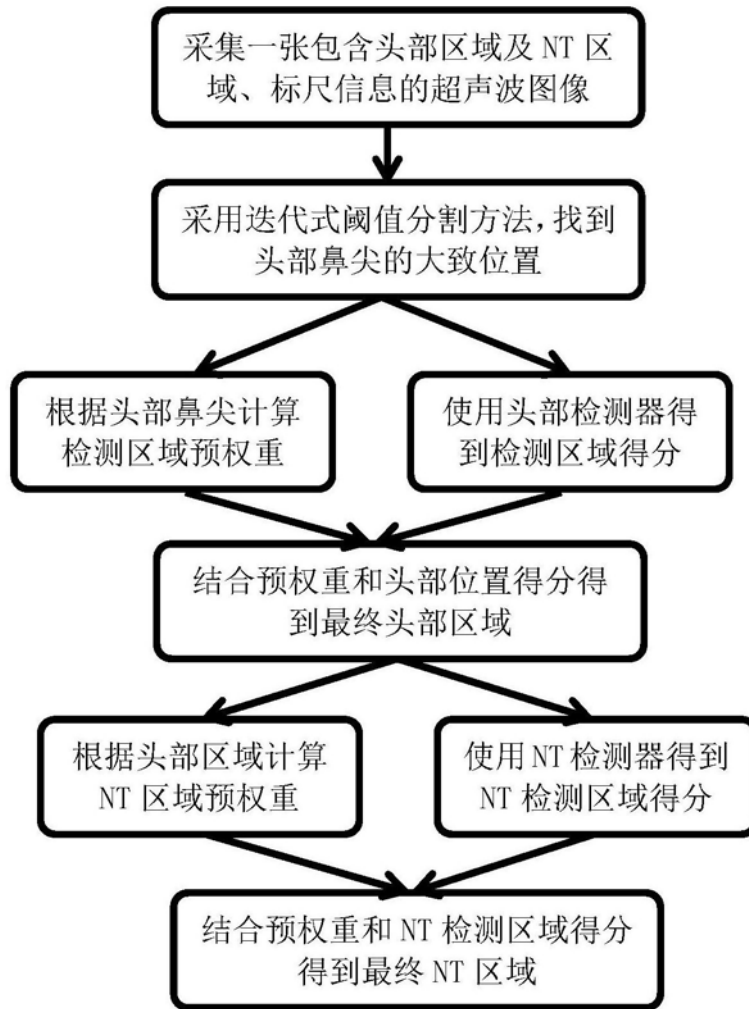


图6

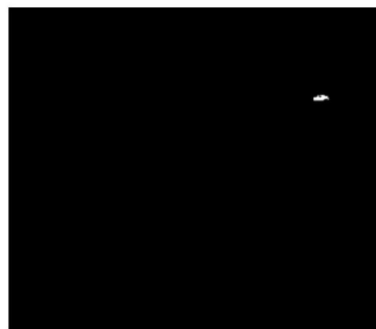


图7

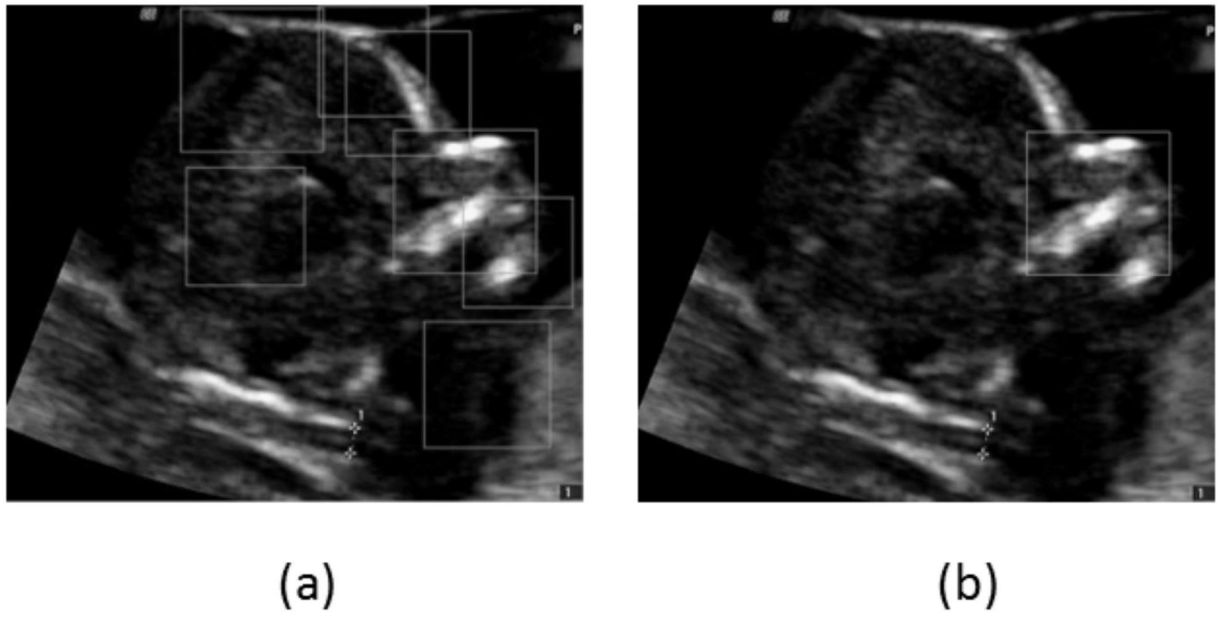


图8

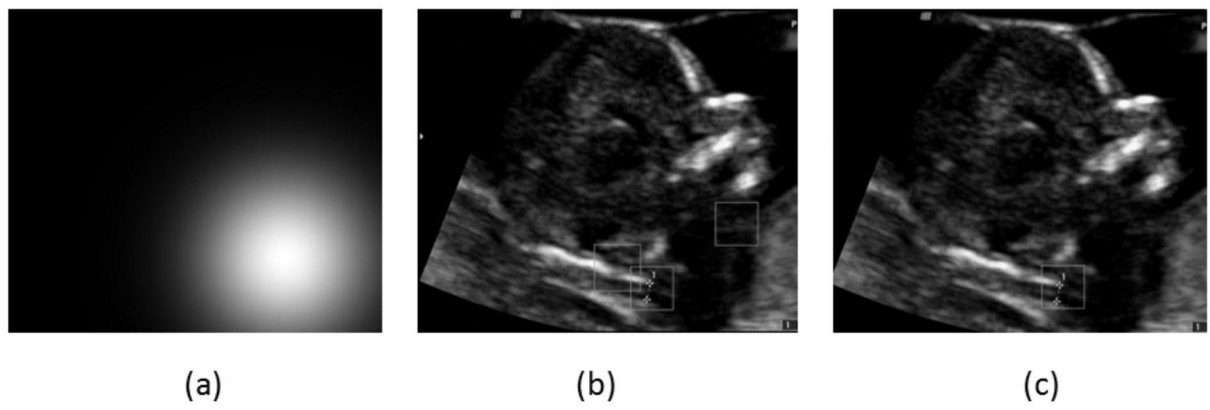


图9

专利名称(译)	一种从超声图像上测量胎儿颈背透明物厚度的图像处理方法及系统		
公开(公告)号	CN110507358A	公开(公告)日	2019-11-29
申请号	CN201810488866.X	申请日	2018-05-21
[标]发明人	郑末晶 丁红 陈良旭 刘建平 张新玲 张永 郑乐 王博源		
发明人	郑末晶 丁红 陈良旭 刘建平 张新玲 张永 郑乐 王博源		
IPC分类号	A61B8/08 G06T7/13		
CPC分类号	A61B8/0833 A61B8/0866 A61B8/5215 G06T7/0012 G06T7/13 G06T2207/10132 G06T2207/30044		
代理人(译)	孙建玲 刘冬梅		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种从超声图像上测量胎儿颈背透明物厚度(NT)的图像处理方法,该方法实现过程为:输入待测超声图像,获取比例换算参数以及胎儿颈背透明物厚度区域即NT区域,检测NT区域中双平行线结构的图像边缘;确定一侧图像边缘上像素点的灰度梯度方向;以选择的图像边缘上的像素点为起点,沿该像素点灰度梯度下降的方向进行追踪,直至到达对侧边缘中止,记录距离数据;对选择的图像边缘上的所有像素点轮询一遍,选出轮询后获得的最大距离长度,即为胎儿颈背透明物厚度。本发明方法可自动获得NT值,可有效解决现有测量方法中手动操作繁琐及手动操作带来检测误差的技术难题。

