



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104156967 B

(45)授权公告日 2017.09.08

(21)申请号 201410404986.9

(22)申请日 2014.08.18

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 104156967 A

(43)申请公布日 2014.11.19

(73)专利权人 深圳开立生物医疗科技股份有限公司

地址 518051 广东省深圳市南山区玉泉路
毅哲大厦4楼

(72)发明人 高梁 冯乃章 朱勇

(51)Int.Cl.

G06T 7/13(2017.01)

G06T 7/136(2017.01)

A61B 8/00(2006.01)

(56)对比文件

G. GRANGE等.Semi-automated adjusted measurement of nuchal translucency: feasibility and reproducibility.《Ultrasound Obstet Gynecol》.2011,第335-

340页.

Yu-Bu Lee等.Robust border enhancement and detection for measurement of fetal nuchal translucency in ultrasound images.《Med Bio Eng Comput》.2007,第45卷第1143-1152页.

Nashmin PAKDAMAN等.A Method for Semi-Automatic Nuchal Translucency Thickness Measurement.《Studies in Health Technology and Informations》.2014,第196卷第307-311页.

Nashmin PAKDAMAN等.A Method for Semi-Automatic Nuchal Translucency Thickness Measurement.《Studies in Health Technology and Informations》.2014,第196卷第307-311页.

高梁.超声图像乳腺肿瘤分割新方法研究.《中国博士学位论文全文数据库医药卫生科技辑(月刊)》.2014,(第05期),第21-116页.

审查员 康厚萍

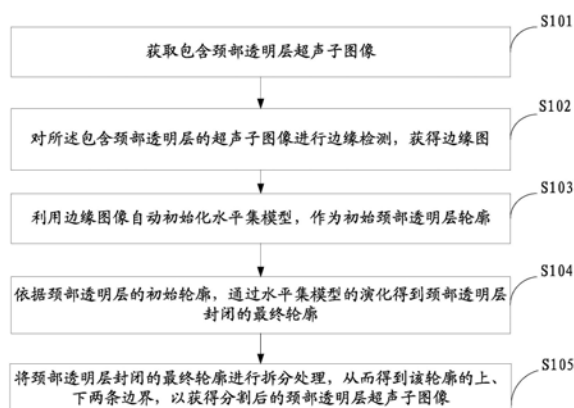
权利要求书2页 说明书6页 附图3页

(54)发明名称

一种胎儿颈部透明层图像分割方法、装置及超声成像系统

(57)摘要

本发明提供一种胎儿颈部透明层分割方法,本发明首先采用边缘图像自动初始化颈部透明层轮廓;然后通过水平集模型推动初始轮廓的演化,以获得颈部透明层封闭的最终轮廓;最后对颈部透明层封闭的最终轮廓进行拆分处理,从而得到该轮廓的上、下两条边界,以获得分割后的颈部透明层超声子图像。另外,本发明还提供与该方法相关的装置和系统,利用本发明可以有效、快速地实现胎儿颈部透明层的分割与测量。



1. 一种胎儿颈部透明层图像分割方法,其特征在于,包括:

获取包含颈部透明层的超声子图像,其中,所述超声子图像为对超声图像进行裁剪得到的包含目标颈部透明层的超声子图像;

对所述包含颈部透明层的超声子图像进行边缘检测,获得边缘图;

利用边缘图像自动初始化水平集模型,作为初始颈部透明层轮廓;

依据颈部透明层的初始轮廓,通过水平集模型的演化得到颈部透明层封闭的最终轮廓;

将颈部透明层封闭的最终轮廓进行拆分处理,从而得到该轮廓的上、下两条边界,以获得分割后的颈部透明层超声子图像。

2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述边缘检测为基于相位非对称特征的函数进行边缘检测,则对所述包含颈部透明层的超声子图像进行边缘检测包括:

构造多尺度、多方向的滤波器;

将所述包含颈部透明层的超声子图像分别与所述的多尺度、多方向滤波器进行卷积,每个子图像像素得到一组偶滤波器响应和奇滤波器响应;

利用相位非对称特征函数将每个子图像像素的所述滤波器响应结合起来,从而生成包含颈部透明层的超声子图像的边缘图像。

3. 根据权利要求2所述的方法,其特征在于,所述基于相位非对称特征的边缘检测函数,计算公式如下:

$$PA(i, j) = \frac{\sum_{s=1}^M [|F_{odd}^s(i, j)| - |F_{even}^s(i, j)| - T^s]}{\sum_{s=1}^M A^s(i, j) + \varepsilon},$$

其中, i, j 分别是图像中某像素点的纵坐标与横坐标, M 为过滤器尺度的个数, ε 为一个避免被零除的小数, F_{even}^s 和 F_{odd}^s 分别为某像素点 (i, j) 在尺度 s 上偶滤波器响应和奇滤波器响应, A^s 为尺度 s 上的幅度, $A^s = \sqrt{(F_{even}^s(i, j))^2 + (F_{odd}^s(i, j))^2}$, T^s 为尺度 s 上的噪声估计,采用如下的定义: $T^s = \exp(\log(\text{mean}(A^s(i, j))))$, 其中, mean 为尺度 s 上幅度的均值。

4. 根据权利要求1或2所述的方法,其特征在于,所述利用边缘图像自动初始化水平集模型,包括:

粗初始化,采用矩形区域的方式将水平集模型粗初始化为二值函数;

图像阈值化,对所述矩形框区域中的边缘图进行阈值化处理,从而初步将矩形框区划分为颈部透明层区域和非颈部透明层区域;

形态学后处理,利用开运算,移除被错误认为是颈部透明层的细碎小区域;利用闭运算,移除被错误认为是非颈部透明层的细碎小区域;

寻找最大连通区域作为最终的颈部透明层区域;

采用边缘检测方法获取最终的颈部透明层区域和非颈部透明层区域之间的边界。

5. 根据权利要求1或2所述的方法,其特征在于,所述将颈部透明层封闭的最终轮廓进行拆分处理,从而得到该轮廓的上、下两条边界包括:

求所述封闭轮廓的具有旋转角度的最小外接矩形;

获取所述最小外接矩形的水平方向的中线 L_M , L_M 将矩形分为上下两部分;

从左至右扫描所述中线 L_M ,获得 L_M 上每点的法线,形成法线集合;

对所述法线集合中的每根法线,得到它与封闭轮廓的两个交点,其中,纵坐标较小的 (x_i^1, y_i^1) 作为上边界的轮廓点,纵坐标较大的 (x_i^2, y_i^2) 作为下边界的轮廓点。

6. 根据权利要求5所述的方法,其特征在于,所述分割后的颈部透明层的厚度的测量方法为:

计算上下边界轮廓点的距离: $D_i = \sqrt{(x_i^1 - x_i^2)^2 + (y_i^1 - y_i^2)^2}$,假设N为总的轮廓点个数,由此形成距离集合 $\{D_i\}_{i=1}^N$;

通过求距离集合中最大距离,得到颈部透明层的最大厚度。

7. 根据权利要求6所述的方法,其特征在于,用线段显示表示所述颈部透明层的最大厚度。

8. 一种胎儿颈部透明层图像分割装置,其特征在于,所述装置包括:获取模块、第一计算模块、第二计算模块、第三计算模块、第四计算模块;

获取模块,用于获取包含颈部透明层的超声子图像,其中,所述超声子图像为对超声图像进行裁剪得到的包含目标颈部透明层的超声子图像;

第一计算模块,用于对所述包含颈部透明层的超声子图像进行边缘检测,获得边缘图;

第二计算模块,用于利用边缘图像自动初始化水平集模型,作为颈部透明层的初始轮廓;

第三计算模块,用于依据颈部透明层的初始轮廓,通过水平集模型的演化得到颈部透明层封闭的最终轮廓;

第四计算模块,用于将颈部透明层封闭的最终轮廓进行拆分处理,从而得到该轮廓的上、下两条边界,以获得分割后的颈部透明层超声子图像。

9. 一种超声成像系统,其特征在于,所述系统具有如权利要求8所述的装置。

一种胎儿颈部透明层图像分割方法、装置及超声成像系统

技术领域

[0001] 本发明涉及医学图像技术处理领域，具体的涉及一种胎儿颈部透明层图像分割方法、装置及超声成像系统。

背景技术

[0002] 胎儿颈部透明层 (Nuchal Translucency, NT) 超声检查技术是在早孕期产前筛查胎儿异常的首选方法，特别是在胎儿染色体异常的筛查占有相当重要的地位，胎儿颈部透明层厚度的增厚对胎儿异常有较高的敏感性。早孕期胎儿颈部透明层厚度测量在检出胎儿异常方面有很重要的临床诊断价值，有利于指导胎儿预后，提高优生优育。

[0003] 在目前胎儿超声图像颈部透明层厚度的测量中，均以手动测量为主。由于手动测量NT厚度依赖于医生的经验和操作手法，测量结果常会产生手动误差。而且，医生需重复操作，单调枯燥，容易疲劳。

[0004] 自动测量胎儿颈部透明层厚度是发展的方向，胎儿颈部透明层的自动分割是自动测量的关键步骤。中国专利申请号为201310024351.1的专利提出的基于贝叶斯分类器实现对胎儿颈部透明层自动测量，但这种测量方法不仅大样本的训练集难以得到，而且在整个胎儿超声图像中训练学习耗时较长。

发明内容

[0005] 为解决上述问题，本发明提出一种耗时较短的胎儿颈部透明层图像分割方法、装置及超声成像系统。

[0006] 本发明提供一种胎儿颈部透明层图像分割方法，包括：

[0007] 获取包含颈部透明层的超声子图像；

[0008] 对所述包含颈部透明层的超声子图像进行边缘检测，获得边缘图；

[0009] 利用边缘图像自动初始化水平集模型，作为初始颈部透明层轮廓；

[0010] 依据颈部透明层的初始轮廓，通过水平集模型的演化得到颈部透明层封闭的最终轮廓；

[0011] 将颈部透明层封闭的最终轮廓进行拆分处理，从而得到该轮廓的上、下两条边界，以获得分割后的颈部透明层超声子图像。

[0012] 本发明还提供一种胎儿颈部透明层图像分割装置，所述装置包括：获取模块、第一计算模块、第二计算模块、第三计算模块、第四计算模块；

[0013] 获取模块，用于获取包含颈部透明层的超声子图像；

[0014] 第一计算模块，用于对所述包含颈部透明层的超声子图像进行边缘检测，获得边缘图；

[0015] 第二计算模块，用于利用边缘图像自动初始化水平集模型，作为颈部透明层的初始轮廓；

[0016] 第三计算模块，用于依据颈部透明层的初始轮廓，通过水平集模型的演化得到颈

部透明层封闭的最终轮廓；

[0017] 第四计算模块,用于将颈部透明层封闭的最终轮廓进行拆分处理,从而得到该轮廓的上、下两条边界,以获得分割后的颈部透明层超声子图像。

[0018] 本发明还提供一种超声成像系统,所述系统具有如上所述的装置。

[0019] 从以上技术方案可以看出,本发明实施例具有以下优点:

[0020] 1、由于本发明采用基于边缘的水平集模型只针对单幅图像进行处理,整个分割与测量过程既不需要获取大样本,也不需要训练学习,因此耗时较短。

[0021] 2、由于本发明在分割结果上用线段显示表示颈部透明层的最大厚度,因此使得医生的观测更为直观。

附图说明

[0022] 图1,为本发明的胎儿颈部透明层分割方法一具体实施例的流程图;

[0023] 图2,为本发明的胎儿颈部透明层分割方法另一具体实施例的流程图;

[0024] 图3,为本发明的胎儿颈部透明层分割方法另一具体实施例的流程图;

[0025] 图4,为本发明的胎儿颈部透明层分割方法另一具体实施例的流程图;

[0026] 图5,为本发明的胎儿颈部透明层装置一具体实施例的结构框图。

具体实施方式

[0027] 本发明提出一种胎儿颈部透明层分割方法,本发明首先边缘图像自动初始化颈部透明层轮廓,并通过水平集模型推动该初始轮廓的演化,以获得颈部透明层封闭的最终轮廓,在此基础上,对该封闭轮廓进行拆分,获得颈部透明层区域的上下两条边界。

[0028] 下面将结合本发明中的说明书附图,对发明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做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] 实施例一、

[0030] 如图1所示,所述胎儿颈部透明层分割方法包括如下步骤:

[0031] S101,获取包含胎儿颈部透明层的超声子图像。

[0032] 首先超声诊断系统接收到外部信号后对信号进行处理,生成待测的包含颈部透明层的超声图像;然后,将颈部透明层置于图像的中间位置,用轨迹球、鼠标或按键等确定包含颈部透明层的大致范围,对超声图像进行裁剪得到粗略的目标颈部透明层的超声子图像,这样既减少了干扰信息,同时也增强了算法的实时性。

[0033] S102,对所述包含颈部透明层的超声子图像进行边缘检测,获得边缘图。

[0034] 边缘检测可采用canny,sobel和其它基于梯度的方法,但这些方法对超声图像的噪声和灰度不均匀性非常敏感,为了获得更好的边缘检测结果,本发明优于选择对噪声和灰度不均匀性比较鲁棒的相位非对称的边缘检测方法。

[0035] S103,利用边缘图像自动初始化水平集模型,作为颈部透明层的初始轮廓。

[0036] 利用所述边缘图像,根据胎儿超声图像的特点,采取粗初始化、图像阈值化、形态学后处理、寻找最大连通区域和边缘检测等自动初始化水平集模型,作为颈部透明层的初

始轮廓。

[0037] S104, 依据颈部透明层的初始轮廓, 通过水平集模型的演化得到颈部透明层封闭的最终轮廓。以图像的边缘信息控制颈部透明层初始曲线的演化, 使演化曲线停止在颈部透明层的真实边缘处, 从而获得颈部透明层封闭的最终轮廓。

[0038] S105, 将颈部透明层封闭的最终轮廓进行拆分处理, 从而得到该轮廓的上、下两条边界, 以获得分割后的颈部透明层超声子图像。

[0039] 由于通过水平集演化得到的轮廓是闭合的, 但真实的颈部透明层边界是上下两条非闭合的曲线, 因此必须将闭合的轮廓进行拆分处理。

[0040] 本发明首先采用边缘图像自动初始化颈部透明层轮廓; 然后通过水平集模型推动初始轮廓的演化, 以获得颈部透明层封闭的最终轮廓; 最后对颈部透明层封闭的最终轮廓进行拆分处理, 从而得到该轮廓的上、下两条边界, 以获得分割后的颈部透明层超声子图像。由于本发明采用基于边缘的水平集模型只针对单幅图像进行处理, 整个分割与测量过程既不需要获取大样本, 也不需要训练学习, 因此耗时较短。

[0041] 在一些实施例中, 如图2所示, 所述步骤S102通过基于相位非对称特征的边缘检测函数得到子图像的边缘图可以包括如下步骤:

[0042] S1021, 构造多尺度、多方向的滤波器。

[0043] 构造多尺度、多方向的滤波器, 滤波器可以选择Gabor或LogGabor; 本发明优选LogGabor滤波器, 这是因为LogGabor滤波器不仅具有Gabor滤波器的优点, 而且还具有以下优势: (1) LogGabor可以弥补Gabor滤波器低频响应过度而高频响应不足的缺点, 利用LogGabor滤波器可用较少滤波器得到宽度合理、统一覆盖的谱, 更能更真实地反映纹理图像的频率响应; (2) LogGabor没有DC分量, 在图像处理时不受亮度条件影响; (3) LogGabor符合人类视觉系统的细胞响应在对数频率尺度下对称这一特性。

[0044] 在频域中, 尺度s的LogGabor采用如下的定义:

$$[0045] \quad G(\omega, \varphi, s) = \exp\left(-\left(\frac{(\log(\frac{\omega}{\omega_0}))^2}{2(\log(\frac{k}{\omega_0}))^2} + \frac{(\varphi - \varphi_0)^2}{2\sigma_\varphi^2}\right)\right),$$

[0046] 其中, ω, φ, s 分别为过滤器的频率, 旋转角度和方向, ω_0 为过滤器的中心频率, 为保持过滤器的形状, $\frac{k}{\omega_0}$ 保持不变, φ_0 为过滤器的方位角, σ_φ 为高斯函数在角度方向上的标准差。

[0047] S1022, 将所述子图像分别与所述的多尺度、多方向滤波器组进行卷积, 每个子图像像素得到一组偶滤波器响应和奇滤波器响应。

$$[0048] \quad F_{even}^s(i, j) = I(i, j) * \text{Re}(F^{-1}(G(\omega, \varphi, s))),$$

$$[0049] \quad F_{odd}^s(i, j) = I(i, j) * \text{Im}(F^{-1}(G(\omega, \varphi, s))),$$

[0050] 其中 i, j 分别是图像中某像素点的纵坐标与横坐标, $I(i, j)$ 为某像素点 (i, j) 的灰度, F_{even}^s 和 F_{odd}^s 分别为某像素点 (i, j) 在尺度 s 上偶滤波器响应和奇滤波器响应, F^{-1} 为傅立叶逆变化, Re 和 Im 分别为取复数的实部和虚部。

[0051] S1023, 利用相位非对称测度将每个子图像像素的所述滤波器响应结合起来, 从而

生成颈部透明区域的边缘图像。

[0052] 每个像素得到一组偶滤波器响应和一组奇滤波器响应,利用相位非对称测度将所述滤波器响应结合起来,计算公式如下:

$$[0053] \quad PA(i, j) = \frac{\sum_{s=1}^M [|F_{odd}^s(i, j)| - |F_{even}^s(i, j)| - T^s]}{\sum_{s=1}^M A^s(i, j) + \varepsilon},$$

[0054] 其中,M为过滤器尺度的个数, ε 为一个避免被零除的小数,在本实例中 $M=4$, $\varepsilon=1e-04$, A^s 为尺度s上的幅度, $A^s = \sqrt{(F_{even}^s(i, j))^2 + (F_{odd}^s(i, j))^2}$, T^s 为尺度s上的噪声估计,采用如下的定义: $T^s = \exp(\log(\text{mean}(A^s(i, j))))$,其中,mean为尺度s上幅度的均值。

[0055] 在一些实施例中,如图3所示,所述步骤S103,利用边缘图像自动初始化水平集模型,作为颈部透明层的初始轮廓,具体可包括如下步骤:

[0056] S1031,粗初始化:采用矩形区域的方式将水平集模型粗初始化二值函数 φ_0 ,以图像中心为矩形区域中心,确定长和宽分别为图像高度和宽度1/3的矩形窗口,二值函数 φ_0 的定义如下:

$$[0057] \quad \varphi_0(x, y) = \begin{cases} 255, & (|x - x_c| \leq \frac{Width}{6}) \text{ and } (|y - y_c| \leq \frac{Height}{6}) \\ 0, & \text{otherwise} \end{cases},$$

[0058] 其中, (x_c, y_c) 为图像的中心,Width和Height分别为图像的宽度和高度,将上式中值为255构成的矩形区域,记为 R_0 。

[0059] S1032,图像阈值化:对所述矩形框区域中的边缘图进行阈值化处理,由于边缘图像中边缘处的非对称测度值较大,而非边缘非对称测度值较小,因此,对于非对称测度值小于阈值的像素,二值图中该像素的灰度值设置为255,大于或等于阈值的像素,二值图中该像素的灰度值设置为0,从而初步将矩形框区大致划分为颈部透明层区域和非颈部透明层区域;在本发明实例中,阈值优选为0.1。

[0060] S1033,形态学后处理:经图像阈值化后,可能会产生一些被错误划分的细碎小区域,用形态学方法进一步修正颈部透明区域和非颈部透明区域。首先,利用开运算,移除被错误认为是颈部透明层的细碎小区域,然后利用闭运算,移除被错误认为是非颈部透明层的细碎小区域,即对空洞进行填充。

[0061] S1034,寻找最大连通区域:由解剖知识可知,修正后颈部透明层区域的面积最大,因此利用这一知识提取修正后颈部透明区域的最大连通区域作为最终的颈部透明层区域,将矩形框区域中不属于最大连通区域的区域作为最终的非颈部透明层区域;在本发明实例中,优选采用8连通方式得到最大连通区域。

[0062] S1035,边缘检测:采用边缘检测方法得到最终的颈部透明层区域和非颈部透明层区域之间的边界,以此作为初始的水平集演化曲线。

[0063] 在一些实施例中,为了避免水平集演化过程中需要重新初始化水平集函数的不足,采取无需初始化的水平集模型,所述水平集模型的演化方程为:

$$[0064] \quad \frac{\partial \varphi}{\partial t} = \mu \left[\Delta \varphi - \operatorname{div} \left(\frac{\nabla \varphi}{|\nabla \varphi|} \right) \right] + \alpha \delta(\varphi) \operatorname{div} \left(\left(g \frac{\nabla \varphi}{|\nabla \varphi|} \right) + \beta g \delta(\varphi) \right),$$

[0065] 其中, Δ , ∇ 和 div 分别为拉普拉斯算子, 梯度算子和散度算子, μ , α 和 β 为权重系数, 根据具体情况而定, δ 为狄拉克函数, g 为边缘停止函数, 采用如下的定义: $g = \frac{1}{1 + \sqrt{PA}}$,

其中, PA 为步骤2中所述的边缘检测函数的值。

[0066] 在一些实施例中, 如图4所示, 所述步骤S105, 将颈部透明层封闭的最终轮廓进行拆分处理, 从而得到该轮廓的上、下两条边界, 以获得分割后的颈部透明层超声子图像, 具体包括:

[0067] S1051, 求所述封闭轮廓的具有旋转角度的最小外接矩形。

[0068] S1052, 获取所述最小外接矩形的水平方向的中线 L_M , L_M 将矩形分为上下两部分。

[0069] S1053, 从左至右扫描所述中线 L_M , 获得 L_M 上每点的法线, 形成法线集合。

[0070] S1054, 对所述法线集合中的每根法线, 得到它与封闭轮廓的两个交点, 其中, 纵坐标较小的 (x_i^1, y_i^1) 作为上边界的轮廓点, 纵坐标较大的 (x_i^2, y_i^2) 作为下边界的轮廓点。

[0071] 实施例二、

[0072] 在对颈部透明层进行分割的基础上还可以对其厚度进行测量。也就是, 通过计算上边界和下边界的轮廓点之间的欧式距离来求得颈部透明层的厚度。

[0073] 计算上下边界轮廓点的距离: $D_i = \sqrt{(x_i^1 - x_i^2)^2 + (y_i^1 - y_i^2)^2}$, 假设 N 为总的轮廓点个数, 由此形成距离集合 $\{D_i\}_{i=1}^N$ 。

[0074] 通过求距离集合中最大距离, 得到颈部透明层的最大厚度。

[0075] 进一步, 还可以用线段显示表示颈部透明层的最大厚度, 因此使得医生的观测更为直观。

[0076] 实施例三、

[0077] 如图5所示, 本发明还提供一种能实现实施例一所述的方法的装置300。

[0078] 所述装置300包括: 获取模块301、第一计算模块302、第二计算模块303、第三计算模块304、第四计算模块305。

[0079] 获取模块301, 用于获取包含颈部透明层子图像。

[0080] 第一计算模块302, 用于通过基于相位非对称特征的边缘检测函数得到所述子图像的边缘图。

[0081] 第二计算模块303, 用于利用边缘图像自动初始化水平集模型, 作为颈部透明层的初始轮廓。

[0082] 第三计算模块304, 用于依据颈部透明层的初始轮廓, 通过水平集模型的演化得到颈部透明层封闭的最终轮廓。

[0083] 第四计算模块305, 用于将颈部透明层封闭的最终轮廓进行拆分处理, 从而得到该轮廓的上、下两条边界, 以获得分割后的颈部透明层超声子图像。

[0084] 所述各模块相关功能在上述实施例中已经详细描述, 在此不再赘述。

[0085] 实施例四、

[0086] 本发明还提供一种具有如具体实施例四中所述的装置的系统, 所述装置中各模块

的描述参见上述实施例描述,在此不再赘述。

[0087] 本发明将以多种不同的形式体现,包括但不限于,用于带有处理器(例如,微处理器,微控制器,数字信号处理器或通用计算机)的计算机程序逻辑,用于带有可编程逻辑装置(例如,现场可编程门阵列(FPGA)或其它PLD)的可编程逻辑,分离组件,集成电路(例如,专用集成电路(ASIC)),或包括任意组合的其他方式。

[0088] 之前在此描述的计算机程序逻辑实施功能的全部或部分将以各种形式体现,包括但不限于,源代码形式,计算机可执行形式和各种中间形式(例如,由汇编器,编译器,链接器,或定位器生成的形式)。源代码可能包括了一系列使用不同编程语言(例如,对象代码,汇编语言或高级语言如Fortran,C,C++,Java或HTML)的计算机程序指令,并在各种操作系统或操作环境使用。源代码可以定义和应用在各种数据结构和通信信息中。源代码可以是计算机可执行形式(例如,通过解释器),或源代码(例如,通过翻译,汇编器或编译器)可以被转换成计算机可执行形式。

[0089] 计算机程序将以多种形式被固定在信号中,此信号可以使用各种通信技术,包括但不限于,模拟技术,数字技术,光学技术,无线技术,网络技术和互联网络技术发送到计算机。计算机程序可以通过随附印刷或电子文档(例如,压缩包装的软件)的可移动存储介质,并以任何形式被发布,或通过预加载计算机系统(例如,在系统ROM或固定盘),以及通过网络进行发布。

[0090] 本文中使用的模块指的是适合执行一个特定数据处理或数据传输任务的软件,硬件和固件。典型地,在一个首选的实施例中,模块指的是软件程序或其他适用于接收,转换,路由和处理指令的内存驻留应用程序,或指的是各种类型的数据。

[0091] 以上对本发明所提供的胎儿颈部透明层分割方法、装置及系统进行了详细介绍,对于本领域的一般技术人员,依据本发明实施例的思想,在具体实施方式及应用范围上均会有改变之处,因此,本说明书内容不应理解为对本发明的限制。

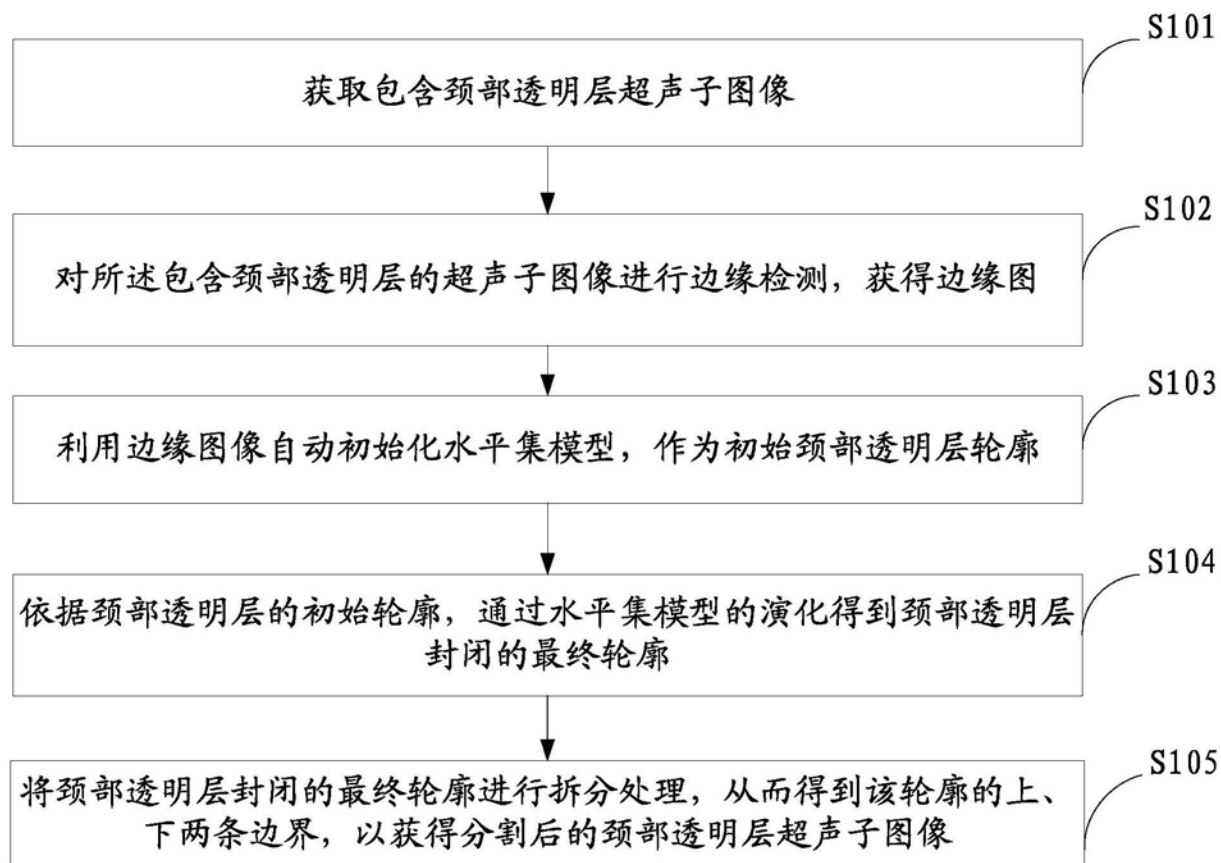


图1

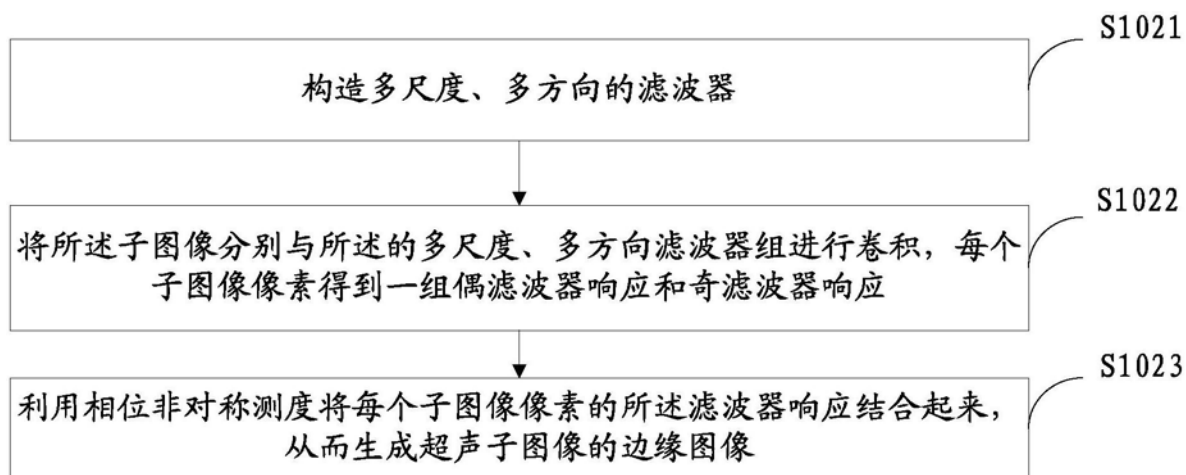


图2

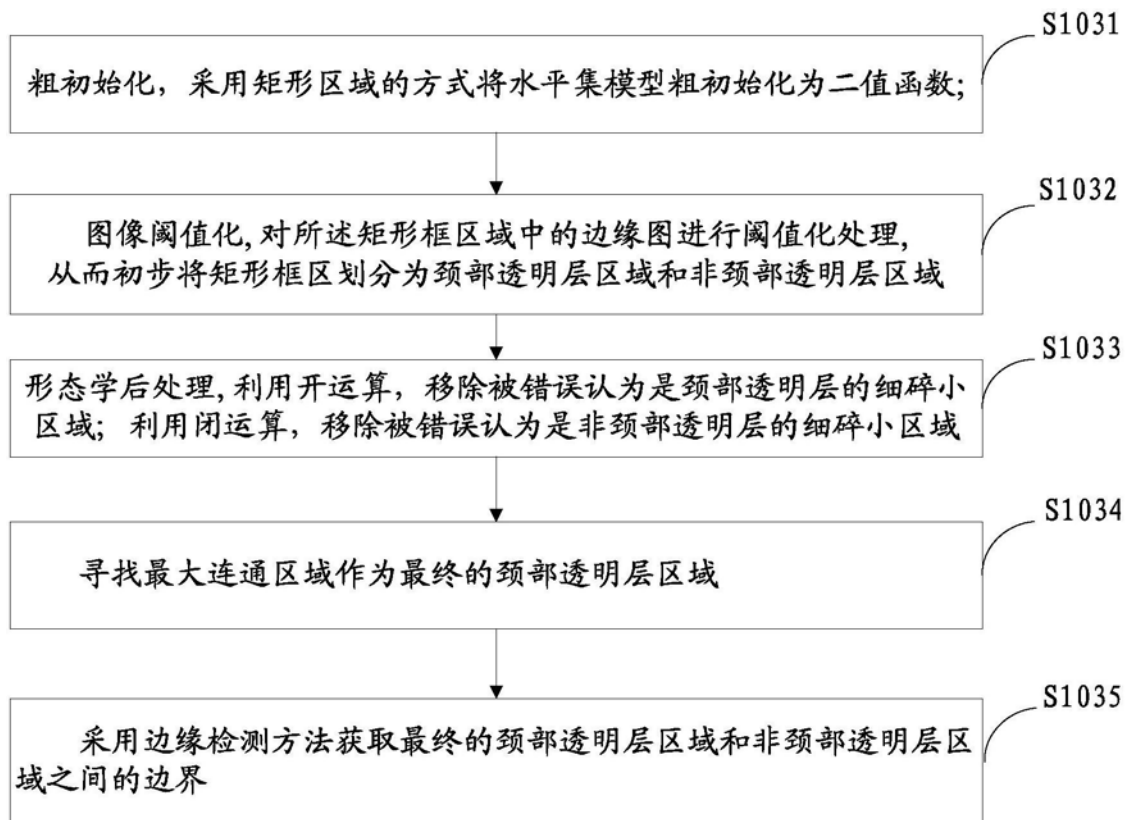


图3

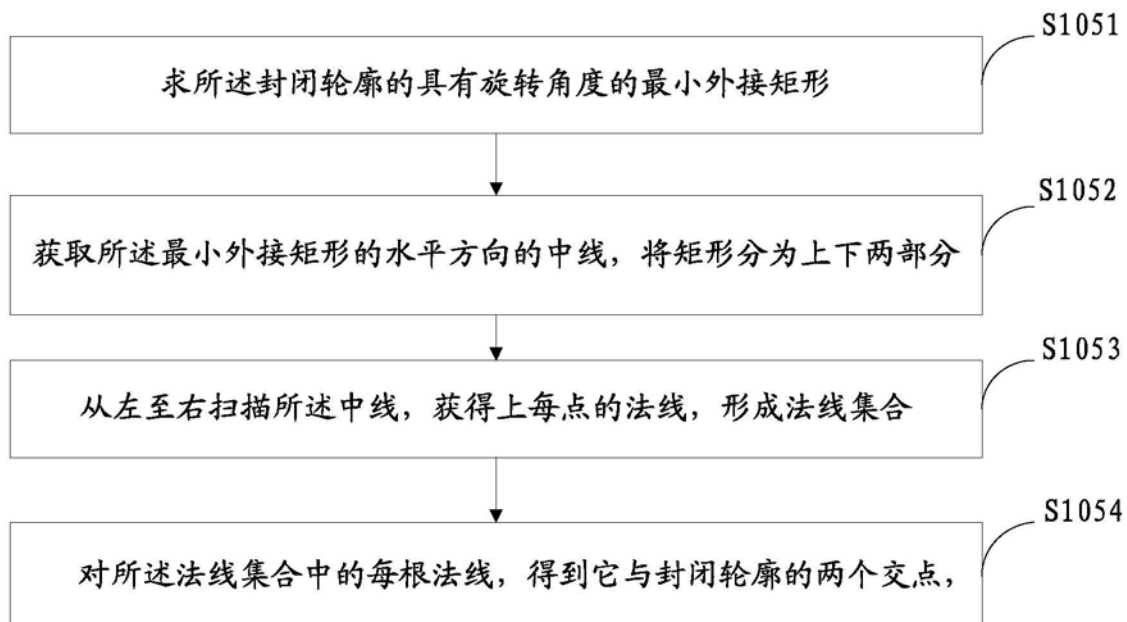


图4



图5

专利名称(译)	一种胎儿颈部透明层图像分割方法、装置及超声成像系统		
公开(公告)号	CN104156967B	公开(公告)日	2017-09-08
申请号	CN201410404986.9	申请日	2014-08-18
[标]申请(专利权)人(译)	深圳市开立科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳市开立科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳开立生物医疗科技股份有限公司		
[标]发明人	高粱 冯乃章 朱勇		
发明人	高粱 冯乃章 朱勇		
IPC分类号	G06T7/13 G06T7/136 A61B8/00		
其他公开文献	CN104156967A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种胎儿颈部透明层分割方法，本发明首先采用边缘图像自动初始化颈部透明层轮廓；然后通过水平集模型推动初始轮廓的演化，以获得颈部透明层封闭的最终轮廓；最后对颈部透明层封闭的最终轮廓进行拆分处理，从而得到该轮廓的上、下两条边界，以获得分割后的颈部透明层超声子图像。另外，本发明还提供与该方法相关的装置和系统，利用本发明可以有效、快速地实现胎儿颈部透明层的分割与测量。

