



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110163907 A

(43)申请公布日 2019.08.23

(21)申请号 201910451627.1

A61B 8/08(2006.01)

(22)申请日 2019.05.28

(71)申请人 无锡祥生医疗科技股份有限公司
地址 214028 江苏省无锡市新吴区新区硕放工业园五期51、53号地块长江东路228号

(72)发明人 殷晨 李璐 赵明昌

(74)专利代理机构 无锡市大为专利商标事务所
(普通合伙) 32104

代理人 曹祖良

(51)Int.Cl.

G06T 7/60(2017.01)

G06T 7/11(2017.01)

G06T 7/13(2017.01)

G06T 7/66(2017.01)

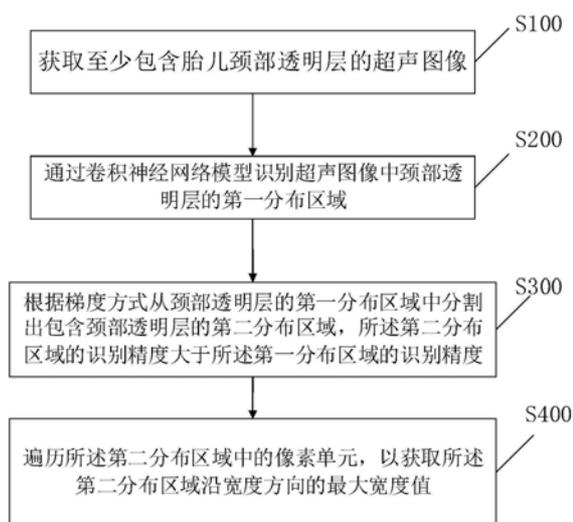
权利要求书3页 说明书13页 附图9页

(54)发明名称

胎儿颈部透明层厚度测量方法、设备及存储介质

(57)摘要

本发明涉及超声图像处理技术领域,具体公开了一种胎儿颈部透明层厚度测量方法、设备及存储介质。测量方法包括:获取至少包含胎儿颈部透明层的超声图像;通过卷积神经网络模型识别超声图像中颈部透明层的第一分布区域;根据梯度方式从颈部透明层的第一分布区域中分割出包含颈部透明层的第二分布区域,第二分布区域的识别精度大于第一分布区域的识别精度;遍历第二分布区域中的像素单元,以获取第二分布区域沿宽度方向的最大宽度值。本发明了还提供了一种超声设备及存储介质。本发明实现了颈部透明层厚度的自动测量,准确度高,大大提高了医生的工作效率。



1. 一种胎儿颈部透明层厚度测量方法,其特征在于,包括:
 - 获取至少包含胎儿颈部透明层的超声图像;
 - 通过卷积神经网络模型识别所述超声图像中颈部透明层的第一分布区域;
 - 根据梯度方式从颈部透明层的第一分布区域中分割出包含颈部透明层的第二分布区域,所述第二分布区域的识别精度大于所述第一分布区域的识别精度;
 - 遍历所述第二分布区域中的像素单元,以获取所述第二分布区域沿宽度方向的最大宽度值。
2. 如权利要求1所述的胎儿颈部透明层厚度测量方法,其特征在于,所述遍历所述第二分布区域中的像素单元,包括:
 - 突出显示所述第二分布区域的轮廓;
 - 通过像素值方式遍历第二分布区域轮廓内的像素单元。
3. 如权利要求1所述的胎儿颈部透明层厚度测量方法,其特征在于,所述根据梯度方式从颈部透明层的第一分布区域中分割出包含颈部透明层的第二分布区域,包括:
 - 计算所述第一分布区域旋转至水平位置所需的旋转角度;
 - 若所述旋转角度不为零,则根据所述旋转角度对所述第一分布区域进行仿射变换,将所述第一分布区域旋转至水平位置。
4. 如权利要求3所述的胎儿颈部透明层厚度测量方法,其特征在于,所述计算所述第一分布区域旋转至水平位置所需的旋转角度,包括:
 - 获取所述第一分布区域的像素坐标 P_n ;
 - 根据所述像素坐标 P_n 标记所述第一分布区域的外接矩形 R_n ;
 - 将所述外接矩形 R_n 沿长度方向平均分割为第一外接矩形 R_1 和第二外接矩形 R_r ;
 - 计算所述第一外接矩形 R_1 的第一质心坐标 C_1 和所述第二外接矩形 R_r 的第二质心坐标 C_r ;
 - 根据所述第一质心坐标 C_1 和所述第二质心坐标 C_r 计算所述第一分布区域所需旋转角度。
5. 如权利要求1-4中任一项所述的胎儿颈部透明层厚度测量方法,其特征在于,所述根据梯度方式从颈部透明层的第一分布区域中分割出包含颈部透明层的第二分布区域,包括:
 - 获取第一分布区域上下边缘像素坐标 B_N ;
 - 根据第一损失函数计算所述第一分布区域内每个像素点坐标对应的第一损失值,选取最小第一损失值;
 - 根据第二损失函数计算所述第一分布区域内每个像素点坐标对应的第二损失值,选取最小第二损失值;
 - 根据所述最小第一损失值与最小第二损失值对应的像素点坐标通过动态规划算法计算出所述第二分布区域的上下边缘的坐标。
6. 如权利要求5所述的胎儿颈部透明层厚度测量方法,其特征在于,所述动态规划算法为通过迭代方式反推所有所述第二分布区域的上下边缘的最优像素点坐标。
7. 如权利要求1-4中任一项所述的胎儿颈部透明层厚度测量方法,其特征在于,所述遍历所述第二分布区域中的像素单元之前,包括:
 - 将所述第二分布区域内的颜色像素值填充为255,所述第二分布区域外的颜色像素值

填充为0。

8. 如权利要求2所述的胎儿颈部透明层厚度测量方法,其特征在于,所述通过像素值方式遍历第二分布区域轮廓内的像素单元,包括:

沿所述第二分布区域长度方向将所述第二分布区域分割为若干等宽度值的分割像素单元;

遍历所述若干等间距的分割像素单元,选取面积最大的分割像素单元;

根据选取的面积最大的分割像素单元获取对应的上边缘的最厚像素点坐标和下边缘的最厚像素点坐标;

根据上下边缘的最厚像素点坐标计算胎儿的颈部透明层厚度。

9. 如权利要求8所述的胎儿颈部透明层厚度测量方法,其特征在于,所述根据上下边缘的最厚像素点坐标计算胎儿的颈部透明层厚度,包括:

将所述上下边缘的最厚像素点坐标还原到原始超声图像中,得到上下边缘最厚像素点的实际坐标;

根据上下边缘最厚像素点的实际坐标计算胎儿的颈部透明层厚度。

10. 一种胎儿颈部透明层厚度测量方法,其特征在于,包括:

获取至少包含胎儿颈部透明层的动态超声视频;

通过训练后的第一卷积测量模型从所述动态超声视频中分割出颈部透明层的第一分布区域,所述第一卷积测量模型至少包括分类神经网络、检测神经网络和分割神经网络;

根据梯度方式从颈部透明层的第一分布区域中分割出包含颈部透明层的第二分布区域,所述第二分布区域的识别精度大于所述第一分布区域的识别精度;

遍历所述第二分布区域中的像素单元,以获取所述第二分布区域沿宽度方向的最大宽度值。

11. 根据权利要求10所述的胎儿颈部透明层厚度测量方法,其特征在于,所述通过训练后的第一卷积测量模型从所述动态超声视频中分割出颈部透明层的第一分布区域,包括:

通过所述分类神经网络从动态超声视频中识别出测量胎儿颈部透明层的最佳单帧超声图像;

通过所述检测神经网络检测所述最佳超声图像中像素点为透明层的像素点概率,根据所述像素点概率标记颈部透明层的位置区域;

通过分割神经网络从所述颈部透明层的位置区域中分割出颈部透明层的第一分布区域。

12. 根据权利要求11所述的胎儿颈部透明层厚度测量方法,其特征在于,所述分类神经网络设有交叉熵损失函数,以从动态超声视频中识别出测量胎儿颈部透明层的最佳单帧超声图像。

13. 根据权利要求10或11所述的胎儿颈部透明层厚度测量方法,其特征在于,所述分割神经网络设有像素级交叉熵损失函数。

14. 一种超声设备,其特征在于,包括:

存储器,用于存储计算机程序;

处理器,用于执行所述计算机程序,使得处理器执行如权利要求1至13中任一项所述的胎儿颈部透明层厚度测量方法。

15. 一种计算机可读存储介质,其特征在于,所述计算机可读存储介质中存储有计算机程序,所述计算机程序被处理器执行时用以实现如权利要求1至13中任一项所述的胎儿颈部透明层厚度测量方法的步骤。

胎儿颈部透明层厚度测量方法、设备及存储介质

技术领域

[0001] 本发明涉及超声图像处理技术领域,尤其是一种胎儿颈部透明层厚度测量方法、设备及存储介质。

背景技术

[0002] 随着产前超声诊断技术的不断发展,许多胎儿结构异常在产前得到发现。超声检查作为一项无创、无致畸、方便、快捷及安全的检查方法,在产前诊断与筛查胎儿畸形中发挥着重要的作用。超声检查作为一种监测胎儿宫内生长情况的重要手段之一,现已在临床中运用广泛,从二维超声直至目前所运用的四维超声,不论是在医师的操作技能上,还是在仪器的功能和分辨率上都有很大程度的提高。通过超声测量孕期胎儿的颈部透明物厚度,能协助医生在孕期诊断胎儿染色体异常及胎儿心脏畸形等疾病,是孕期一个关键的检查项目。

[0003] 现有技术中主要通过超声设备获取动态超声图像,由医生通过肉眼和经验观察,选定一个最佳切面,然后手动标定并测量胎儿颈部透明层的厚度。一方面最佳切面选取很难规范化,医生和医生之间存在差异,即使同一个医生在不同的时间段也会存在差异,另外一方面,手动标定测量的准确度低,因此迫切需要一种更规范化并且更精准的测量方式。

发明内容

[0004] 本发明旨在至少解决现有技术中存在的技术问题之一,提供一种胎儿颈部透明层厚度测量方法、设备及存储介质,以实现胎儿颈部透明层最佳切面的自动选取、颈部透明层的自动识别和厚度自动测量,提高了测量的规范化、准确度和效率。

[0005] 本发明的第一方面提供了一种胎儿颈部透明层厚度测量方法,包括:

[0006] 获取至少包含胎儿颈部透明层的超声图像;

[0007] 通过卷积神经网络模型识别超声图像中颈部透明层的第一分布区域;

[0008] 根据梯度方式从颈部透明层的第一分布区域中分割出包含颈部透明层的第二分布区域,第二分布区域的识别精度大于第一分布区域的识别精度;

[0009] 遍历第二分布区域中的像素单元,以获取第二分布区域沿宽度方向的最大宽度值。

[0010] 进一步地,遍历第二分布区域中的像素单元,包括:

[0011] 突出显示第二分布区域的轮廓;

[0012] 通过像素值方式遍历第二分布区域轮廓内的像素单元。

[0013] 进一步地,根据梯度方式从颈部透明层的第一分布区域中分割出包含颈部透明层的第二分布区域,包括:

[0014] 计算第一分布区域旋转至水平位置所需的旋转角度;

[0015] 若旋转角度不为零,则根据旋转角度对第一分布区域进行仿射变换,将第一分布区域旋转至水平位置。

- [0016] 进一步地,计算第一分布区域旋转至水平位置所需的旋转角度,包括:
- [0017] 获取第一分布区域的像素坐标 P_n ;
- [0018] 根据像素坐标 P_n 标记第一分布区域的外接矩形 R_n ;
- [0019] 将外接矩形 R_n 沿长度方向平均分割为第一外接矩形 R_1 和第二外接矩形 R_r ;
- [0020] 计算第一外接矩形 R_1 的第一质心坐标 C_1 和第二外接矩形 R_r 的第二质心坐标 C_r ;
- [0021] 根据第一质心坐标 C_1 和第二质心坐标 C_r 计算第一分布区域所需旋转角度。
- [0022] 进一步地,根据梯度方式从颈部透明层的第一分布区域中分割出包含颈部透明层的第二分布区域,包括:
- [0023] 获取第一分布区域上下边缘像素坐标 B_n ;
- [0024] 根据第一损失函数计算第一分布区域内每个像素点坐标对应的第一损失值,选取最小第一损失值;
- [0025] 根据第二损失函数计算第一分布区域内每个像素点坐标对应的第二损失值,选取最小第二损失值;
- [0026] 根据最小第一损失值与最小第二损失值对应的像素点坐标通过动态规划算法计算出第二分布区域的上下边缘的坐标。
- [0027] 进一步地,动态规划算法为通过迭代方式反推所有第二分布区域的上下边缘的最优像素点坐标。
- [0028] 进一步地,遍历第二分布区域中的像素单元之前,包括:
- [0029] 将第二分布区域内的颜色像素值填充为255,第二分布区域外的颜色像素值填充为0。
- [0030] 进一步地,通过像素值方式遍历第二分布区域轮廓内的像素单元,包括:
- [0031] 沿第二分布区域长度方向将第二分布区域分割为若干等宽度值的分割像素单元;
- [0032] 遍历若干等间距的分割像素单元,选取面积最大的分割像素单元;
- [0033] 根据选取的面积最大的分割像素单元获取对应的上边缘的最厚像素点坐标和下边缘的最厚像素点坐标;
- [0034] 根据上下边缘的最厚像素点坐标计算胎儿的颈部透明层厚度。
- [0035] 进一步地,根据上下边缘的最厚像素点坐标计算胎儿的颈部透明层厚度,包括:
- [0036] 将上下边缘的最厚像素点坐标还原到原始超声图像中,得到上下边缘最厚像素点的实际坐标;
- [0037] 根据上下边缘最厚像素点的实际坐标计算胎儿的颈部透明层厚度。
- [0038] 本发明的第二个方面还提供了另一种胎儿颈部透明层厚度测量方法,包括:
- [0039] 获取至少包含胎儿颈部透明层的动态超声视频;
- [0040] 通过训练后的第一卷积测量模型从动态超声视频中分割出颈部透明层的第一分布区域,第一卷积测量模型至少包括分类神经网络、检测神经网络和分割神经网络;
- [0041] 根据梯度方式从颈部透明层的第一分布区域中分割出包含颈部透明层的第二分布区域,第二分布区域的识别精度大于第一分布区域的识别精度;
- [0042] 遍历第二分布区域中的像素单元,以获取第二分布区域沿宽度方向的最大宽度值。
- [0043] 进一步地,通过训练后的第一卷积测量模型从动态超声视频中分割出颈部透明层

的第一分布区域,包括:

[0044] 通过分类神经网络从动态超声视频中识别出测量胎儿颈部透明层的最佳单帧超声图像;

[0045] 通过检测神经网络检测最佳超声图像中像素点为透明层的像素点概率,根据像素点概率标记颈部透明层的位置区域;

[0046] 通过分割神经网络从颈部透明层的位置区域中分割出颈部透明层的第一分布区域。

[0047] 进一步地,分类神经网络设有交叉熵损失函数,以从动态超声视频中识别出测量胎儿颈部透明层的最佳单帧超声图像。

[0048] 进一步地,分割神经网络设有像素级交叉熵损失函数。

[0049] 本发明的第三个方面提供了一种超声设备,包括:

[0050] 存储器,用于存储计算机程序;

[0051] 处理器,用于执行计算机程序,使得处理器执行上述的胎儿颈部透明层厚度测量方法。

[0052] 本发明的第四个方面提供了一种计算机可读存储介质,计算机可读存储介质中存储有计算机程序,计算机程序被处理器执行时用以实现上述的胎儿颈部透明层厚度测量方法的步骤。

[0053] 本发明的胎儿颈部透明层厚度测量方法能够通过卷积神经网络模型从超声图像中自动识别胎儿颈部透明层的第一分布区域,再通过梯度方式从颈部透明层的第一分布区域中分割出最佳颈部透明层的第二分布区域,提高了颈部透明层的识别精度,最后遍历第二分布区域中的像素单元,以获取第二分布区域沿宽度方向的最大宽度值,实现了颈部透明层厚度的自动测量,准确度高,大大提高了医生的工作效率。

[0054] 进一步地,本发明的胎儿颈部透明层厚度测量方法能够针对识别出的颈部透明层的第一分布区域不在水平位置进行旋转处理,不需要医生在采集超声图像时采集水平位置的超声图像,降低了对包含胎儿颈部透明层的超声图像的要求,提高了测量的速度和准确度。

[0055] 本发明的超声设备能够自动识别出胎儿颈部透明层的第一分布区域,再通过梯度方式从颈部透明层的第一分布区域中分割出最佳颈部透明层的第二分布区域,提高了颈部透明层的识别精度,最后通过遍历第二分布区域中的像素单元,以获取第二分布区域沿宽度方向的最大宽度值,实现了颈部透明层厚度的自动测量,准确度高,大大提高了医生的工作效率。

附图说明

[0056] 图1为本发明的胎儿颈部透明层厚度测量方法的流程示意图。

[0057] 图2为本发明的旋转获得水平第一分布区域的流程示意图。

[0058] 图3为本发明的第一分布区域旋转角度计算的流程示意图。

[0059] 图4为本发明的计算第二分布区域上下边缘坐标的流程示意图。

[0060] 图5为本发明的一实施例胎儿颈部透明层厚度测量方法的流程示意图。

[0061] 图6a为本发明获取的超声图像。

- [0062] 图6b为本发明获取的超声图像已识别出颈部透明层第一分布区域的示意图。
- [0063] 图6c为本发明获取的超声图像已标出第一质心和第二质心的示意图。
- [0064] 图6d为已经旋转获得水平位置的颈部透明层第一分布区域的示意图。
- [0065] 图7为本发明获取的超声图像已识别出颈部透明层第二分布区域的示意图。
- [0066] 图8为本发明获取的超声图像的掩膜区。
- [0067] 图9为本发明的另一胎儿颈部透明层厚度测量方法的流程示意图
- [0068] 图10为本发明一实施例卷积神经网络结构示意图。
- [0069] 图11为本发明的卷积神经网络模型中分割神经网络的结构示意图。

具体实施方式

[0070] 下面通过具体实施方式结合附图对本发明作进一步详细说明。其中不同实施方式中类似元件采用了相关联的类似的元件标号。在以下的实施方式中,很多细节描述是为了使得本申请能被更好的理解。然而,本领域技术人员可以毫不费力的认识到,其中部分特征在不同情况下是可以省略的,或者可以由其他元件、材料、方法所替代。在某些情况下,本申请相关的一些操作并没有在说明书中显示或者描述,这是为了避免本申请的核心部分被过多的描述所淹没,而对于本领域技术人员而言,详细描述这些相关操作并不是必要的,他们根据说明书中的描述以及本领域的一般技术知识即可完整了解相关操作。另外,说明书中所描述的特点、操作或者特征可以以任意适当的方式结合形成各种实施方式。同时,方法描述中的各步骤或者动作也可以按照本领域技术人员所能显而易见的方式进行顺序调换或调整。因此,说明书和附图中的各种顺序只是为了清楚描述某一个实施例,并不意味着是必须的顺序,除非另有说明其中某个顺序是必须遵循的。本文中为部件所编序号本身,例如“第一”、“第二”等,仅用于区分所描述的对象,不具有任何顺序或技术含义。

[0071] 目前测量胎儿颈部透明层厚度主要通过超声设备获取超声图像后由医生通过肉眼和经验观察,手动标定后测量胎儿颈部透明层的厚度,准确度低,且依靠医生肉眼和经验工作的方式效率低。

[0072] 本发明的第一方面提供了一种胎儿颈部透明层厚度测量方法,如图1所示,包括以下步骤:

[0073] S100,获取至少包含胎儿颈部透明层的超声图像;

[0074] S200,通过卷积神经网络模型识别超声图像中颈部透明层的第一分布区域600;

[0075] S300,根据梯度方式从颈部透明层的第一分布区域600中分割出包含颈部透明层的第二分布区域700,第二分布区域的识别精度大于第一分布区域的识别精度;

[0076] S400,遍历第二分布区域700中的像素单元,以获取第二分布区域沿宽度方向的最大宽度值。

[0077] 本发明的胎儿颈部透明层厚度测量方法能够通过卷积神经网络模型从超声图像中自动识别胎儿颈部透明层的第一分布区域600,再通过梯度方式从颈部透明层的第一分布区域600中分割出最佳颈部透明层的第二分布区域700,提高了颈部透明层的识别精度,最后通过遍历第二分布区域700中的像素单元,以获取第二分布区域沿宽度方向的最大宽度值,实现了颈部透明层厚度的自动测量,准确度高,大大提高了医生的工作效率。可以理解的是第一分布区域为颈部透明层的大概分布区域的图像,第二分布区域为颈部透明层的

精确分布区域的图像。

[0078] 步骤S100获取至少包含胎儿颈部透明层的超声图像主要通过超声成像设备的换能器采集。超声成像设备至少包括换能器、超声主机、输入单元、控制单元、和存储器。超声成像设备可以包括显示屏,超声成像设备的显示屏可以为识别系统的显示器。换能器用于发射和接收超声波,换能器受发射脉冲的激励,向目标组织(例如,人体或者动物体内的器官、组织、血管等等)发射超声波,经一定延时后接收从目标区域反射回来的带有目标组织的信息的超声回波,并将此超声回波重新转换为电信号,以获得超声图像或者视频。换能器可以通过有线或无线的方式连接到超声主机。

[0079] 输入单元用于输入操作人员的控制指令。输入单元可以为键盘、跟踪球、鼠标、触摸面板、手柄、拨盘、操纵杆以及脚踏开关中的至少一个。输入单元也可以输入非接触型信号,例如声音、手势、视线或脑波信号。

[0080] 控制单元至少可以控制焦点信息、驱动频率信息、驱动电压信息以及成像模式等扫描信息。控制单元根据用户所需成像模式的不同,对信号进行不同的处理,获得不同模式的超声图像数据,然后经对数压缩、动态范围调整、数字扫描变换等处理形成不同模式的超声图像,如B图像,C图像,D图像,多普勒血流图像,包含组织弹性特性的弹性图像等等,或者其他类型的二维超声图像或三维超声图像。

[0081] 需要理解的是,在一实施例中获取至少包含胎儿颈部透明层的超声图像也可以为存储在存储介质中的超声图像,例如,云服务器,U盘或者硬盘等。

[0082] 医生通常会根据肉眼和工作经验对获取的超声图像进行观察判断对胎儿颈部透明层进行标定测量,准确度和效率都很低。

[0083] 本发明步骤S200通过卷积神经网络模型识别超声图像中颈部透明层的第一分布区域600,需要理解的是卷积神经网络模型通过卷积神经网络对已标记的胎儿颈部透明层的若干超声图像进行训练确定。利用训练后的卷积神经网络模型可以自动识别出超声图像中颈部透明层的第一分布区域,第一分布区域600是卷积神经网络模型识别出的大概的分布区域。

[0084] 本发明训练后的卷积神经网络模型包括输入层、隐含层和输出层;其中隐含层包括若干卷积层、下采样层、上采样层;输入的超声图像先经过若干卷积层和下采样层,分别进行卷积操作和下采样操作,再经过若干卷积层和上采样层,分别进行卷积操作和上采样操作;神经网络的输入层与隐含层、各隐含层之间、隐含层与输出层之间通过权重参数相连接;卷积神经网络模型中的卷积层用于自动提取超声图像中的特征。更优地,卷积神经网络模型的神经网络每次对超声图像进行卷积或采样处理时,从较浅卷积层复制特征到较深的卷积层,复制的特征和较深卷积层的特征对应像素相加后进入下一层卷积层。

[0085] 针对步骤S200识别出的第一分布区域600并非都是水平的,为了提高计算精度方便计算,首先需要计算出第一分布区域600需要旋转的旋转角度,然后将第一分布区域600旋转至水平位置。如图2所示参见图6a-图6d,具体包括以下步骤:

[0086] S210,计算第一分布区域旋转至水平位置所需的旋转角度;

[0087] S220,若旋转角度不为零,则根据旋转角度对第一分布区域进行仿射变换,将第一分布区域旋转至水平位置。

[0088] 在另一实施例中可以先判断颈部透明层的第一分布区域600是否处于水平位置;

若第一分布区域不处于水平位置,则计算第一分布区域600旋转至水平位置所需的旋转角度。判断颈部透明层的第一分布区域是否处于水平位置可以通过训练好的神经网络进行判断,也可以通过医护人员对第一分布区域进行人工判断的方式进行判断。

[0089] 如图3所示,计算旋转角度的方法如下:

[0090] S2201,获取第一分布区域600的像素坐标 P_n ;

[0091] S2202,根据像素坐标 P_n 标记第一分布区域600的外接矩形 R_n ;

[0092] S2203,将外接矩形 R_n 沿长度方向平均分割为第一外接矩形 R_1 和第二外接矩形 R_r ;

[0093] S2204,计算第一外接矩形 R_1 的第一质心坐标 C_1 和第二外接矩形 R_r 的第二质心坐标 C_r ;

[0094] S2205,根据第一质心坐标 C_1 和第二质心坐标 C_r 计算第一分布区域600所需旋转角度,计算方式如下:

$$[0095] \quad \theta = \text{atan2}(C_r^y - C_1^y, C_r^x - C_1^x)$$

[0096] 其中, θ 表示旋转角度, C_r^y 表示第二质心坐标 C_r 的y轴坐标值, C_r^x 表示第二质心坐标 C_r 的x轴坐标值, C_1^y 表示第一质心坐标 C_1 的y轴坐标值, C_1^x 表示第一质心坐标 C_1 的x轴坐标值。

[0097] S230,根据旋转角度对第一分布区域600进行仿射变换,将第一分布区域旋转至水平位置。需要理解的是,仿射变换,又称仿射映射,是指在几何中一个向量空间进行一次线性变换并接上一个平移,变换为另一个向量空间。根据计算出的旋转角度进行仿射变换得到水平的第一分布区域600。

[0098] 为了进一步地提高颈部透明层分布区域识别的精度,本发明根据梯度方式从颈部透明层的第一分布区域600中分割出最佳颈部透明层的第二分布区域700。可以理解的是,第二分布区域700的精度大于第一分布区域600的精度。如图4,具体地包括

[0099] S310,获取第一分布区域600上下边缘像素坐标 B_N ;

$$[0100] \quad B_N = \{p_1, p_2, p_3, p_{N-1}, p_N\}$$

[0101] N 表示超声图像的宽度, $p_1, p_2, p_3, p_{N-1}, p_N$ 表示超声图像上下边缘第一个像素点的坐标至第 N 个像素点的坐标,需要理解的时,像素点的坐标包括x轴和y轴。

[0102] S320,根据第一损失函数计算第一分布区域600内每个像素点坐标对应的第一损失值,选取最小第一损失值;

[0103] 第一损失函数:

$$[0104] \quad C_1(x) = \sum_{j=1}^N -\frac{\partial f}{\partial y}(p_j) + Z_1(p_j) + f_{\text{adj}}(p_j, p_{j-1})$$

$$[0105] \quad Z_1(p_j) = Z_1(x, y) = \begin{cases} 0 & \text{if } \left(\frac{\partial^2 f}{\partial \theta^2 p} \times \frac{\partial^2 f}{\partial \theta^2 t} \right) < 0 \\ 1 & \end{cases}$$

$$[0106] \quad f_{\text{adj}}(p_j, p_{j-1}) = \begin{cases} 0 & \text{if } d(p_j, p_{j-1}) \leq 1, \\ 1 & \end{cases}$$

[0107] 其中, p_j 表示第j个像素点的坐标, $Z_1(p_j)$ 表示利用图像拉普拉斯的双边效应,使寻找的像素坐标接近第一分布区域600的下边缘。 $f_{\text{adj}}(p_j, p_{j-1})$ 函数限制了相邻两个像素间距必须要小,从而保证了边缘的连续性; q 为 p 前一个像素点的坐标, t 为 p 后一个像素点的坐标, θ 这里为90度,表示只计算 y 方向的二阶导数。

[0108] S330,根据第二损失函数计算第一分布区域600内每个像素点坐标对应的第二损失值,选取最小第二损失值;

[0109] 第二损失函数:

$$[0110] \quad C_u(x) = \sum_{j=1}^N -\frac{\partial f}{\partial y}(p_j) + Z_u(p_j) + f_{\text{adj}}(p_j, p_{j-1}) + f_{\text{pos}}(B_j^l, p_j)$$

[0111] 其中,

$$[0112] \quad Z_u(p_j) = Z_u(x, y) = \begin{cases} 0 & \text{if } \left(\frac{\partial^2 f}{\partial \theta^2_p} \times \frac{\partial^2 f}{\partial \theta^2_q} \right) < 0 \\ 1 & \end{cases}$$

[0113] $Z_u(p_j)$ 表示利用图像拉普拉斯的双边效应,使寻找的像素坐标接近第一分布区域600的上边缘。 q 为 p 前一个像素点的坐标, θ 这里为90度,表示计算 y 方向的二阶导数, $f_{\text{pos}}(B_j^l, p_j)$ 为两个像素点坐标距离的sigmoid函数。

[0114] S340,根据最小第一损失值与最小第二损失值对应的像素点坐标通过动态规划算法计算出第二分布区域700的上下边缘的坐标。动态规划算法为通过迭代方式反推所有第二分布区域700的上下边缘的最优像素点坐标。

[0115] 动态规划算法为:

[0116] 对于下边缘采用如下迭代方式:

$$[0117] \quad C_l(B_1^l) = -\frac{\partial f}{\partial y}(p_1) + Z_l(x, y)$$

$$[0118] \quad C_l(B_n^l) = C_l(B_{n-1}^l) + \left\{ -\frac{\partial f}{\partial y}(p_n) + Z_l(p_n) + f_{\text{adj}}(p_n, p_{n-1}) \right\}$$

[0119] 对于上边缘采用如下迭代方式:

$$[0120] \quad C_u(B_1^u) = \frac{\partial f}{\partial y}(p_1) + Z_u(x, y) + f_{\text{pos}}(B_1^l, p_1)$$

[0121]

$$C_u(B_n^u) = C_u(B_{n-1}^u) + \left\{ -\frac{\partial f}{\partial y}(p_n) + Z_u(p_n) + f_{\text{adj}}(p_n, p_{n-1}) + f_{\text{pos}}(B_n^l, p_n) \right\}$$

[0122] $C_l(B_1^l)$ 和 $C_u(B_1^u)$ 分别为上下边缘第一个像素点的损失函数,通过计算每一行 N

个点的损失函数,得到超声图像最后一列所有像素点的损失函数,可以反推所有第二分布区域700的上下边缘的最优像素点坐标。如图7所示,通过反推出的所有第二分布区域700的上下边缘的最优像素点坐标可以突出显示第二分布区域700的轮廓。突出显示可以采用线条或曲线勾勒出第二部分区域的轮廓,也可以高亮显示第二分布区域700的轮廓。

[0123] 需要理解的是,胎儿颈部透明层的厚度为透明层最厚的位置的厚度,本发明遍历第二分布区域中的像素单元,以获取第二分布区域沿宽度方向的最大宽度值。在一实施中,先突出显示第二分布区域的轮廓,在通过像素值方式遍历第二分布区域轮廓内的像素单元,以获取第二分布区域沿宽度方向的最大宽度值。即将第二分布区域700的上下边缘之间的最大距离值确定为胎儿的颈部透明层厚度。如图8所示,首先将第二分布区域700内的颜色像素值填充为255,第二分布区域700外的颜色像素值填充为0,以获得第二分布区域700的掩膜区。

[0124] 如图5所示,通过像素值方式遍历第二分布区域轮廓内的像素单元,包括:

[0125] S410,沿第二分布区域700长度方向将第二分布区域700分割为若干等宽度值的分割像素单元;

[0126] S420,遍历若干等间距的分割像素单元,选取面积最大的分割像素单元,等宽度值为1个像素;

[0127] S430,根据选取的最大分割像素单元获取对应的上边缘的最厚像素点坐标和下边缘的最厚像素点坐标;通过列公式计算:

[0128] $E_x = S_x \times W_x$

$$[0129] \quad W_x = \frac{1}{(y_x^L - y_x^N)} \sum_{y=y_x^L}^{y_x^U} (255 - p_{x,y})$$

[0130] 高度为 $(y_x^U - y_x^L)$, y_x^U 为掩膜中当前x位置对应的像素值为255的最小的纵坐标, y_x^L 则为最大的纵坐标, W_x 代表权重,为当前 S_x 分割像素单元区域在原始图片上面像素的平均值, $p_{x,y}$ 是原始坐标的像素值, x的范围为第二分布区域700的宽度, E_x 表示计算的数值结果。此做法避免了某些情况因为边缘轮廓计算错误导致最终结果在非实际颈部透明层内,有些面积最大的区域不一定是实际厚度最大的位置,该方法理论上也考虑了人眼观察规律,也就是颈部透明带最厚的区域肯定是个低回声区域。

[0131] S440,根据上下边缘的最厚像素点坐标计算胎儿的颈部透明层厚度。

[0132] 上述计算出最大的 E_x 对应的x位置和其对应的上下两个纵坐标 p_x 和 y_x^U ,即为颈部透明带最厚的区域位置的坐标,由于该坐标旋转过后的,将该坐标的位置反变换到原始空间中得到最终的实际坐标,并根据两点距离公式计算出上下两点的距离,得到最终的厚度。

[0133] 本发明的第二个方面还提供了另一种胎儿颈部透明层厚度测量方法,如图9所示,包括:

[0134] S510,获取至少包含胎儿颈部透明层的动态超声视频;

[0135] S520,通过训练后的第一卷积测量模型从动态超声视频中分割出颈部透明层的第一分布区域600,第一卷积测量模型至少包括分类神经网络、检测神经网络和分割神经网络;

[0136] S530,根据梯度方式从颈部透明层的第一分布区域中分割出包含颈部透明层的第二分布区域,第二分布区域的识别精度大于第一分布区域的识别精度;

[0137] S540,遍历第二分布区域中的像素单元,以获取第二分布区域沿宽度方向的最大宽度值。

[0138] 本发明能够通过训练后的第一卷积测量模型从动态超声视频中分割出颈部透明层的第一分布区域600。再通过梯度方式从颈部透明层的第一分布区域600中分割出最佳颈部透明层的第二分布区域700,提高了颈部透明层的识别精度,最后遍历第二分布区域中的像素单元识别出透明层最厚的位置测量出胎儿颈部透明层的厚度,实现了颈部透明层厚度的自动测量,准确度高,大大提高了医生的工作效率。可以理解的是第一分布区域为颈部透明层的大概分布区域,第二分布区域为颈部透明层的精确分布区域。

[0139] 在进行颈部透明层测量之前需要识别出动态超声视频中测量胎儿颈部透明层的最佳单帧超声图像。本发明一实施了通过分类神经网络用于从动态超声视频识别出测量胎儿颈部透明层的最佳单帧超声图像。分类神经网络的输入是动态超声视频中所有完整的超声图像,分类神经网络经过若干卷积层和下采样层后,根据超声图像中的特征输出超声图像的预测结果。分类神经网络的多个卷积层用来自动提取超声图像中的特征;分类神经网络的各卷积层之间、输入和卷积层之间、卷积层和输出之间通过权重参数相连接;设置输入层尺寸,以和输入神经网络的超声图像的尺寸相适配。

[0140] 分类神经网络至少包括卷积层(conv)、最大池化层(max-pooling)、平均层(avg)、逻辑回归层(softmax)和滤波器。如图10所示,在一实施了中分类神经网络包括5个卷积层、4个最大池化层(max-pooling)、1个平均层(avg)和1个逻辑回归层(softmax)。可选的,设置分类神经网络的输入层尺寸为416*416*1,经过若干个3*3的卷积操作和最大池化操作,然后再经过对每组特征进行平均操作得到输入的超声图像是最佳测量图像与否的概率,最终进行softmax操作,计算方法如下:

$$[0141] \quad \text{softmax}_i = \frac{e^i}{\sum_j e^j}$$

[0142] 其中,i表示图10中第10层输出的第一个数值或第二个数值,等号右边分母表示以e为底数,第10层输出的两个数值分别为指数计算得到的结果的合计;softmax_i表示逻辑回归层操作后输出的概率结果;根据概率结果识别输入的动态超声视频中测量胎儿颈部透明层的最佳超声图像。

[0143] 通过分类神经网络从动态超声视频中识别出胎儿颈部透明层的最佳单帧超声图像后,通过检测神经网络检测最佳超声图像中像素点为透明层的像素点概率,根据像素点概率标记颈部透明层的位置区域。检查神经网络将像素点概率大于和/或等于预设概率的像素确定为透明层。检测神经网络包括输入层、隐含层、输出层,检测神经网络的输入层与隐含层、各隐含层之间、隐含层与输出层之间通过权重参数相连接;隐含层包括卷积层、最大池化层和结合层;首先是数个卷积层和数个最大池化层交替连接,然后再连接若干卷积层,随后再连接一个结合层,将结合层之前相连接的高级特征层与该高级特征层之前的一层或数层隐含层相结合;该高级特征层与相结合的隐含层的输出图像的长和宽一致;该高级特征层与之前的一层或数层隐含层相结合后一起输入到最后一个卷积层,最后一个卷积

层作为输出层。

[0144] 通过检测神经网络检测最佳超声图像中像素点为透明层的像素点概率,根据像素点概率标记颈部透明层的位置区域后,通过分割神经网络从颈部透明层的位置区域中分割出颈部透明层的第一分布区域600。突出显示可以采用线条或曲线勾勒出第一部分区域的轮廓,也可以高亮显示一分布区域的轮廓。分割神经网络通过突出显示从颈部透明层的位置区域中分割出颈部透明层的第一分布区域600。在一实施了分割神经网络包括输入层、隐含层和输出层;其中隐含层包括若干卷积层、下采样层、上采样层;输入的超声图像先经过若干卷积层和下采样层,分别进行卷积操作和下采样操作,再经过若干卷积层和上采样层,分别进行卷积操作和上采样操作;更优地,分割神经网络对超声图像进行卷积或采样处理时,从较浅卷积层复制特征到较深的卷积层,复制的特征和较深卷积层的特征对应像素相加后进入下一层卷积层;分割神经网络的输入层与隐含层、各隐含层之间、隐含层与输出层之间通过权重参数相连接;卷积层用于自动提取超声图像中的特征。分割出第一分布区域后根据梯度方式从颈部透明层的第一分布区域600中分割出最佳颈部透明层的第二分布区域700;通过像素值加权方式遍历第二分布区域700中的像素单元,将第二分布区域700的上下边缘之间的最大距离值确定为胎儿的颈部透明层厚度,即遍历第二分布区域中的像素单元,以获取第二分布区域沿宽度方向的最大宽度值。

[0145] 第一卷积测量模型的训练过程如下:

[0146] 步骤S1,收集胎儿的动态超声视频,并对动态超声视频进行标注,本实施例中优选的标注方法是标注出视频中用于测量胎儿颈部透明层厚度的最佳单帧超声图像;收集测量胎儿颈部透明层厚度的最佳图像,用连续折线形成的闭合曲线标注出胎儿的颈部透明层处;

[0147] 步骤S2,基于收集到的动态超声视频、超声图像及标注信息建立分类神经网络、检测神经网络和分割神经网络,训练得到第一卷积测量模型。

[0148] 神经网络的处理流程包括:

[0149] 步骤S21,将收集到的超声图像划分为训练集、验证集和测试集;

[0150] 收集的用于分类神经网络的超声图像视频中的超声图像中随机选取3/5的图像作为训练集,随机选取1/5的图像作为验证集;剩余1/5的超声图像作为测试集使用;收集的用于检测神经网络和分割神经网络训练的超声图像同样分为三个集合。训练集用于训练神经网络;验证集用于验证神经网络的效果并帮助选择最优的神经网络模型参数;测试集超用于测神经网络的使用效果。优选地,训练集、验证集和测试集选取的比例为3/5、1/5、1/5。

[0151] 不同品牌的超声设备或同一品牌不同型号的超声设备采集的动态超声视频中拆分的单帧超声图像的大小是不一样的,需要对超声图像进行预处理。将训练集和验证集的超声图像固定到一定尺寸,并归一化同样尺寸的超声图像;如预处理后的超声图像为256*256*3;256*256表示预处理后超声图像的长和宽,即256像素长,256像素宽;可选地,将超声图像固定到一定尺寸时,保持原始图像的长宽比例,或者改变原始图像的长宽比例;对超声图像进行归一化操作的具体处理方法为将超声图像中每个像素值减去图像像素的均值后除以图像像素的方差;归一化后超声图像的均值是0,方差是1;由于超声图像预处理时超声图像的尺寸发生了变化,超声图像的模板也需要进行相应比例的改变;

[0152] 步骤S22,建立神经网络结构;

[0153] 本发明先建立了分类神经网络,用于预测收集到的动态超声视频中哪一帧用来测量胎儿颈部透明层厚度最佳。通过分类神经网络从动态超声视频识别出测量胎儿颈部透明层的最佳单帧超声图像。分类神经网络的输入是动态超声视频中所有完整的超声图像,分类神经网络经过若干卷积层和下采样层后,根据超声图像中的特征输出超声图像的预测结果。分类神经网络的多个卷积层用来自动提取超声图像中的特征;分类神经网络的各卷积层之间、输入和卷积层之间、卷积层和输出之间通过权重参数相连接;设置输入层尺寸,以和输入神经网络的超声图像的尺寸相适配。

[0154] 在以上分类神经网络之后,本发明建立检测神经网络,用来检测出最佳颈部透明层厚度测量的超声图像中的颈部透明层的部分。检测神经网络的输入是收集到的最佳颈部透明层厚度测量的超声图像,超声图像的曲线标注转化为标注框后用于训练该神经网络;检测神经网络将卷积神经网络末端的高级特征层与前一层或者前几层的低级细粒度特征结合,增加卷积神经网络对偏小的目标对象的检测效果。可选的,检测神经网络的输入设置为 $416*416*1$,输出设置为 $13*13*35$;检测神经网络输出了超声图像中颈部透明层可能的标记框的坐标信息和概率信息;

[0155] 在一实施中分割神经网络设置的输入层尺寸为 $256*256*1$,经过两个 $3*3$ 的卷积操作分别得到两个 $256*256*16$ 的特征,再经过下采样操作得到 $128*128*16$ 的特征;再进行若干 $3*3$ 卷积和下采样得到 $64*64*64$ 的特征;再进行若干上采样和 $3*3$ 卷积得到 $256*256*16$ 的特征;最终进行 $1*1$ 卷积操作得到 $256*256*2$ 的预测结果,预测结果中数值的取值范围是0到1,表示超声图像中对应的像素点是胎儿颈部透明层范围内的概率,需要理解的是预测结果为概率。如图11所示,的灰色长方形即表示图像经过每次卷积或者采样操作后提取到的特征,白色长方形表示复制得到的特征;优选的,分割神经网络的卷积选择适合尺度的扩张卷积,以提高网络的感受野,提高网络预测准确率。可选地,网络中的上采样层和下采样层可以去除,仍保证网络的输入层和输出层的长和宽一致;可选的,分割神经网络的输入超声图像可以在检测网络预测的检测框的基础上适当扩大,如上下左右分别扩张20个像素点。

[0156] 步骤S23,初始化神经网络:将神经网络的权重参数设置为0到1之间的随机数;

[0157] 步骤S24,计算神经网络的损失函数;

[0158] 以上设计的分类神经网络的损失函数为交叉熵损失;以上涉及的检测网络的损失函数包括检测框位置和检测框的预测概率的损失;以上涉及的分割神经网络的损失函数选择像素级的交叉熵损失;

[0159] 分类神经网络的交叉熵计算公式为:

$$[0160] \quad \text{cross_entropy} = \sum_{i=0}^N [p_i \log t_i + (1 - p_i) \log(1 - t_i)]$$

[0161] 其中,N表示超声图像的总数量; p_i 表示第*i*张超声图像是否为最佳测量图像; t_i 表示分类神经网络预测的第*i*张超声图像为最佳测量图像的概率; p_i 和 t_i 的数值越接近,交叉熵损失越小。

[0162] 检测网络的损失函数包含两大部分,分别为含有目标检测对象的检测框的概率预测的误差和中心坐标、高度、宽度预测的误差;不含有目标检测对象的检测框的概率预测的

误差,计算公式为:

[0163]

Loss_function

$$\begin{aligned}
 &= \lambda_1 \sum_{i=0}^{S^2} \sum_{j=0}^B I_{ij}^{obj} (1 - \widehat{C}_{ij})^2 \\
 &+ \lambda_2 \sum_{i=0}^{S^2} \sum_{j=0}^B I_{ij}^{obj} [(x_i - \widehat{x}_{ij})^2 + (y_i - \widehat{y}_{ij})^2 + (h_i - \widehat{h}_{ij})^2 + (w_i - \widehat{w}_{ij})^2] \\
 &+ \lambda_3 \sum_{i=0}^{S^2} \sum_{j=0}^B I_{ij}^{noobj} (0 - \widehat{C}_{ij})^2
 \end{aligned}$$

[0164] 其中, λ_1 - λ_3 表示各项误差在总的损失函数中占的比重,各项误差都选用平方误差的形式。

[0165] Loss_function损失函数的第一项表示含有目标颈部透明层部分对象的检测框的概率预测的误差。其中, S^2 表示将超声图像划分成 $S \times S$ 个网格单元; B 表示每个网格单元设置多少个检测框; I_{ij}^{obj} 表示第 i 个网格单元的第 j 个检测框是否含有目标检测对象,若检测框与标注框的交集较大,则认为检测框含有目标检测对象, $I_{ij}^{obj} = 1$, 否则,认为检测框不含有目标检测对象, $I_{ij}^{obj} = 0$; \widehat{C}_{ij} 表示检测网络对该网格单元当前的第 j 个检测框的预测概率;第二项表示含有目标对象的检测框的位置和长宽的预测误差。其中 x_i, y_i, h_i, w_i 表示第 i 个网格单元的标注框的中心位置和长度、宽度信息, $\widehat{x}_i, \widehat{y}_i, \widehat{h}_i, \widehat{w}_i$ 表示预测的边界框相应的信息;第三项是不含有目标对象的检测框的概率预测的误差,因为不含有目标对象的边界框占多数,所以 λ_3 通常会设置得比 λ_1 小,否则无法训练得到识别效果较好的网络。可选的, $\lambda_1 = 5, \lambda_2 = \lambda_3 = 1$ 。

[0166] 分割神经网络的像素级交叉熵损失函数为:

$$[0167] \quad \text{cross_entropy} = \sum_{i=0}^x \sum_{j=0}^y - \sum_{ij} [p_{ij} \log t_{ij} + (1 - p_{ij}) \log(1 - t_{ij})]$$

[0168] 像素级交叉熵损失函数是对超声图像中每个像素上的预测误差的总和;其中, x, y 为分割神经网络的输入图像的长度和宽度, p_{ij} 是超声图像中第 i 行第 j 列像素被分割神经网络预测的该像素为预测部位的概率, t_{ij} 是超声图像中第 i 行第 j 列像素在超声图像模板中对应的数值,若该像素为预测部位,取值为1, 否则,取值为0;分割神经网络输出的预测的概率与超声图像模板越接近,交叉熵损失函数越小;

[0169] 步骤S25,训练神经网络,得到第一卷积测量模型;

[0170] 此步骤中,随机选择训练集中的超声图像并对其进行随机的变换,然后输入神经网络,选择合适的训练迭代次数和批处理大小对神经网络进行训练;可选的,变换操作有旋转、缩放、裁剪、弹性形变等;优选的,本发明中只进行了随机旋转操作;可选的,根据神经网络

网络的损失函数更新网络参数的机制使用自适应矩估计优化方法；

[0171] 步骤S26,选择最优的神经网络模型参数。

[0172] 计算不同参数下的三种神经网络在验证集上的预测结果,计算分类准确率,准确率最高对应的参数作为分类神经网络的参数;计算检测网络的预测框和验证集标注转化得到的标注框之间的交并比,交并比的计算方法为:

[0173] 交并比 = (预测结果 \cap 图形模板) / (预测结果 \cup 图形模板)

[0174] 交并比的可能取值范围为[0,1]

[0175] 选择交并比最大情况下的参数作为检测网络的最优参数;计算分割神经网络的预测结果和标注转化得到的验证图像模板之间的交并比,选择交并比最大情况下的参数作为分割神经网络的最优参数;两个对象间的交并比即两者的交集除以两者的并集;

[0176] 通过经过训练得到的第一卷积测量模型从动态超声视频中分割出颈部透明层的第一分布区域600包括:

[0177] 步骤S31,将超声图像视频中的所有单帧超声图像固定到与分类神经网络输入层相适配的同样尺寸,对超声图像进行归一化;

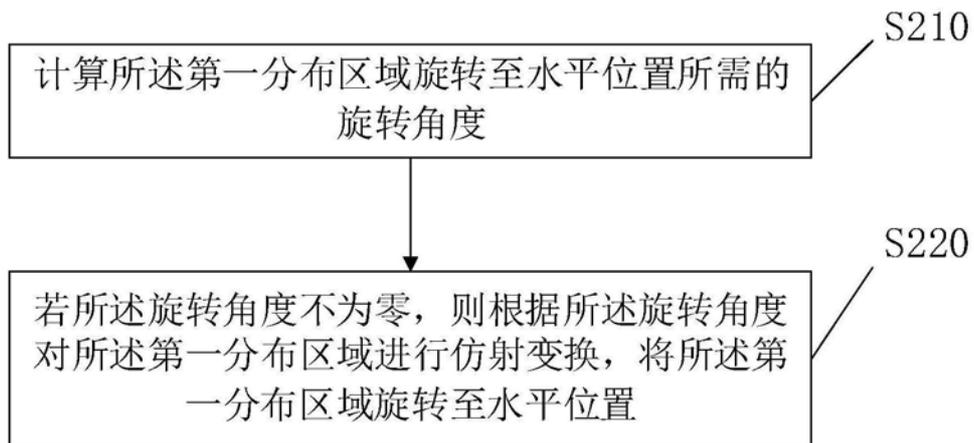
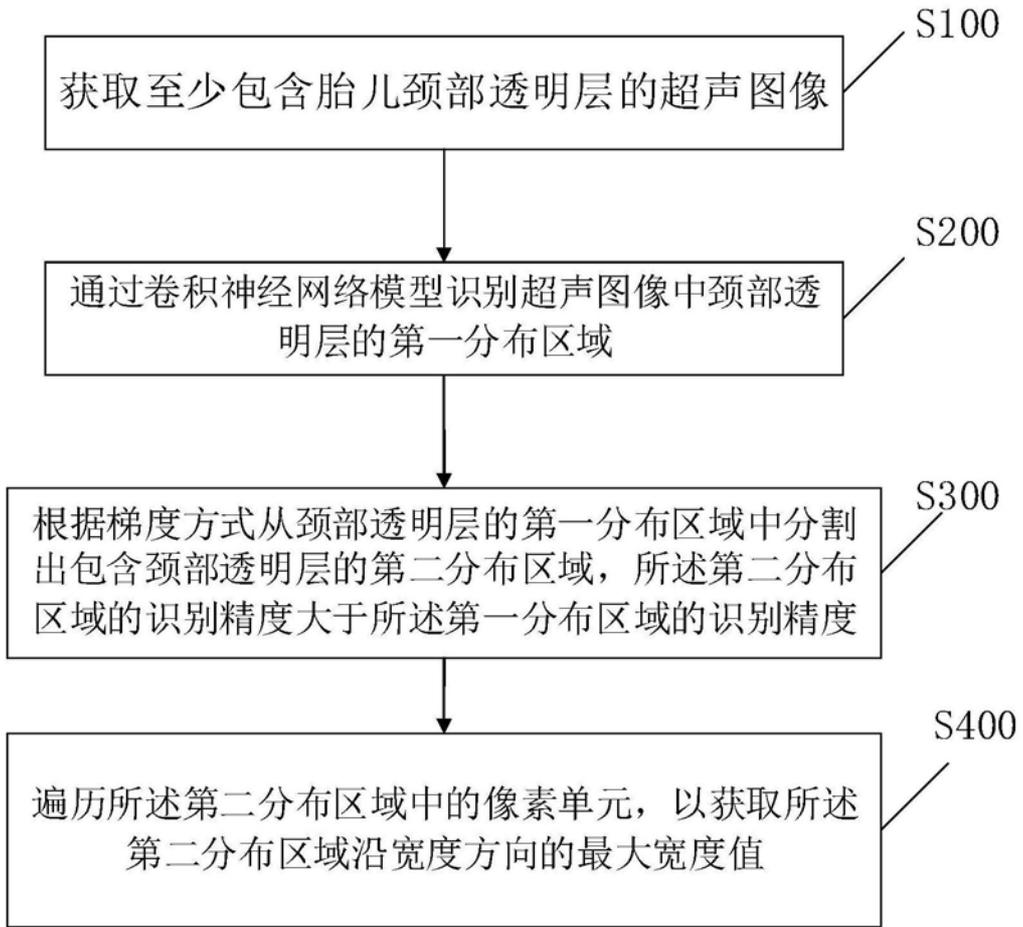
[0178] 步骤S32,将归一化后的单帧超声图像输入训练好的分类神经网络模型,采用最优参数,得到分类神经网络输出的预测为最佳测量帧的超声图像;将最佳测量帧图像输入检测神经网络,检测出超声图像中胎儿颈部透明层的位置区域,再经过分割神经网络得到胎儿颈部透明层第一分布区域。

[0179] 本发明的第三个方面提供了一种超声设备,包括:存储器,用于存储计算机程序;处理器,用于执行计算机程序,使得处理器执行使得处理器执行上述的胎儿颈部透明层厚度测量方法。

[0180] 本发明的超声设备能够自动识别出胎儿颈部透明层的第一分布区域600,再通过梯度方式从颈部透明层的第一分布区域600中分割出最佳颈部透明层的第二分布区域700,提高了颈部透明层的识别精度,最后通过像素值加权方式识别出透明层最厚的位置测量出胎儿颈部透明层的厚度,实现了颈部透明层厚度的自动测量,准确度高,大大提高了医生的工作效率。

[0181] 本发明的第四个方面提供了一种计算机可读存储介质,计算机可读存储介质中存储有计算机程序,计算机程序被处理器执行时用以实现上述的胎儿颈部透明层厚度测量方法的步骤。

[0182] 最后所应说明的是,以上具体实施方式仅用以说明本发明的技术方案而非限制,尽管参照实例对本发明进行了详细说明,本领域的普通技术人员应当理解,可以对本发明的技术方案进行修改或者等同替换,而不脱离本发明技术方案的精神和范围,其均应涵盖在本发明的权利要求范围当中。



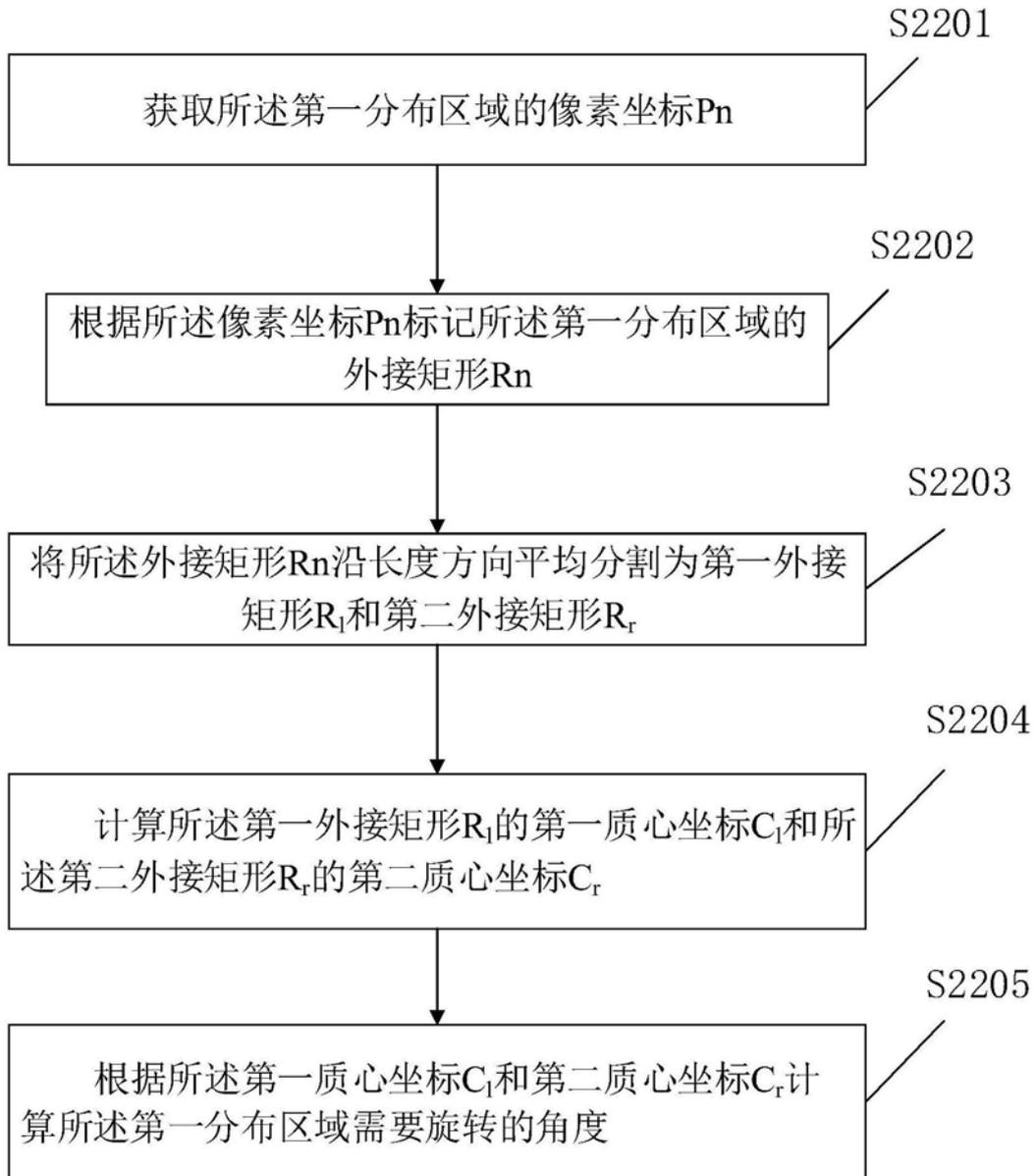


图3

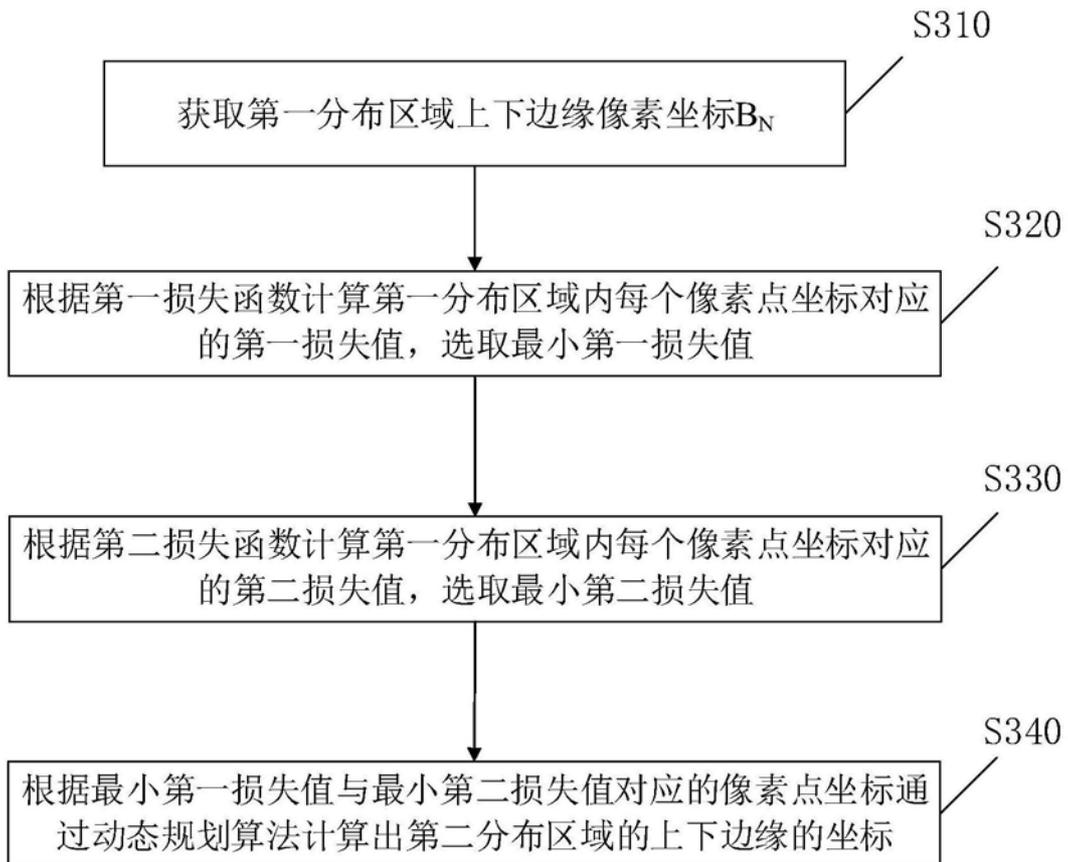


图4

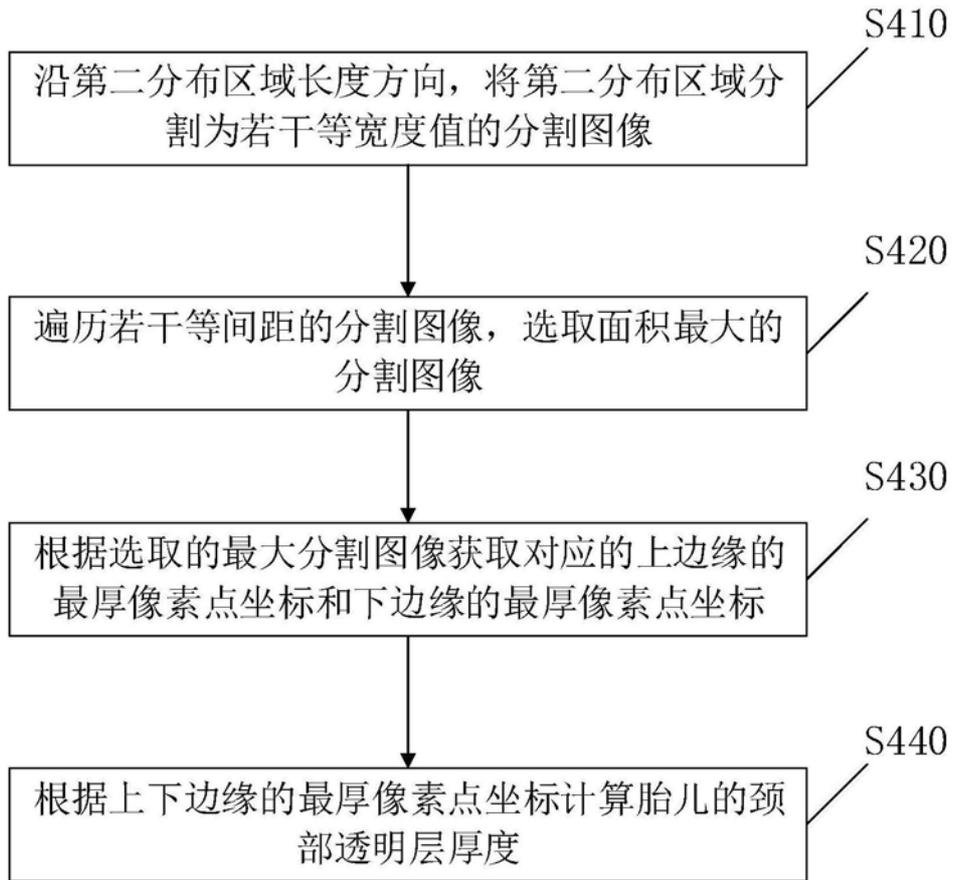


图5



图6a

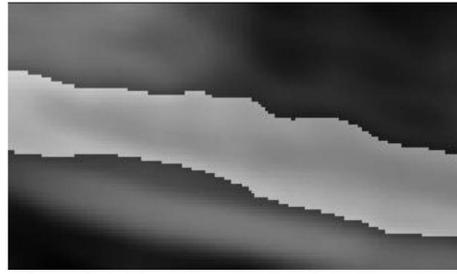


图6b

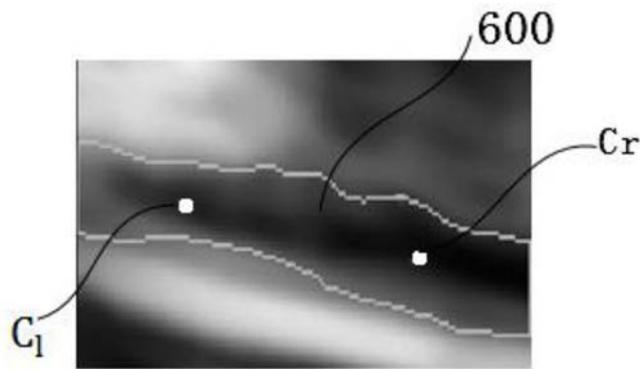


图6c

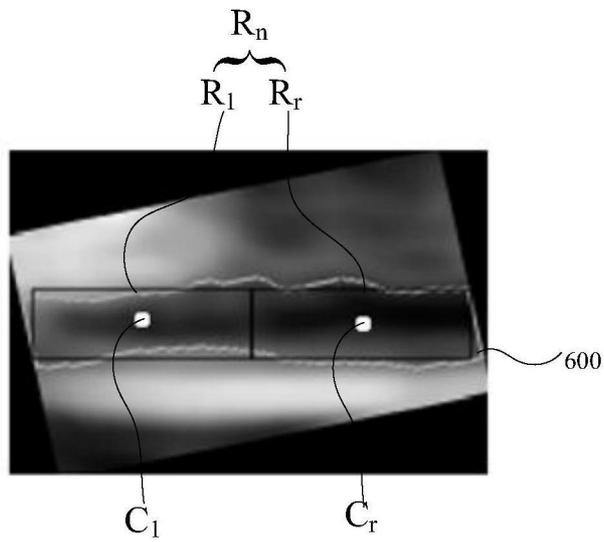


图6d

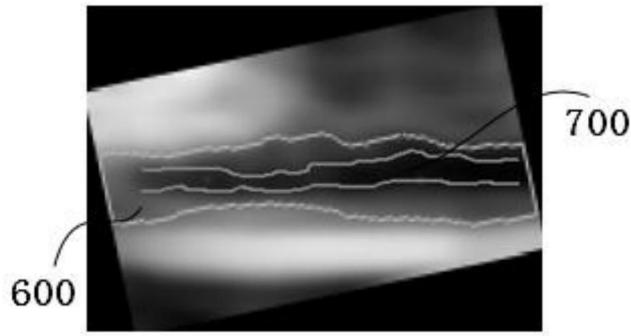


图7



图8

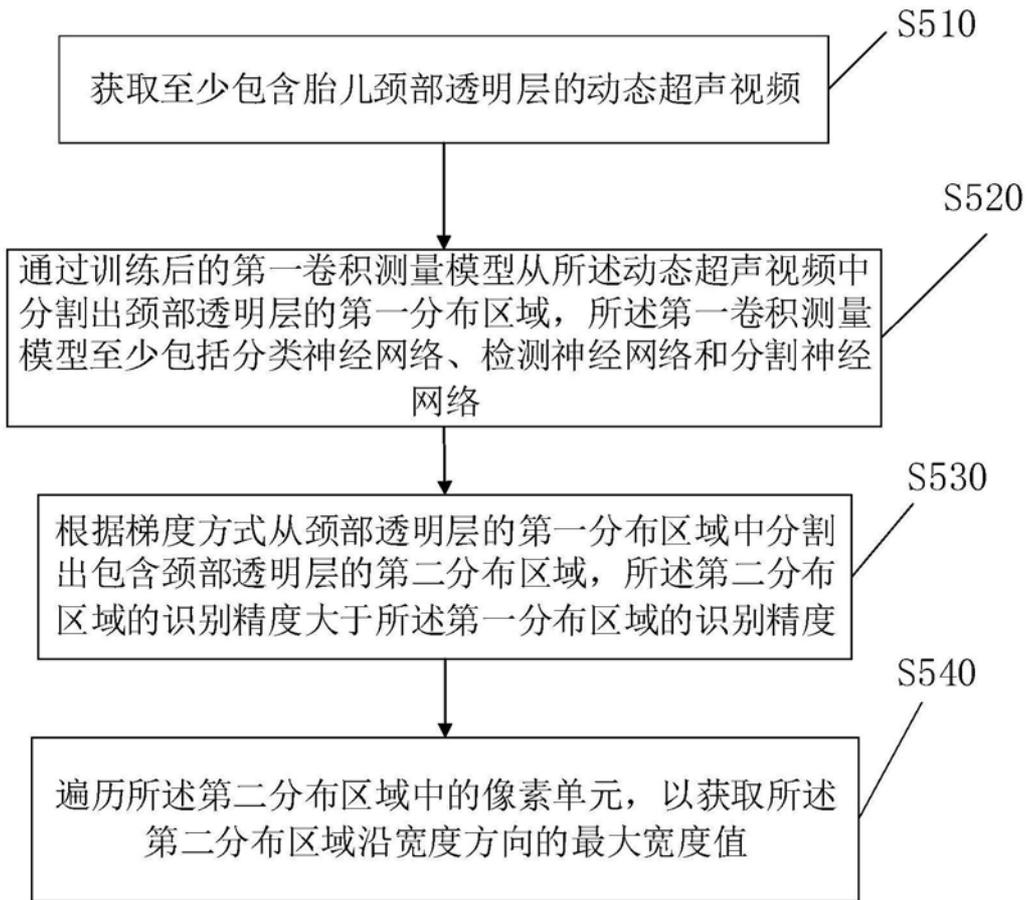


图9

层	滤波器	输入尺寸	输出尺寸
0 卷积层	32	$416 \times 416 \times 1$	$416 \times 416 \times 32$
1 最大池化层	32	$416 \times 416 \times 32$	$208 \times 208 \times 32$
2 卷积层	64	$208 \times 208 \times 32$	$208 \times 208 \times 64$
3 最大池化层	64	$208 \times 208 \times 64$	$104 \times 104 \times 64$
4 卷积层	128	$104 \times 104 \times 64$	$104 \times 104 \times 128$
5 最大池化层	128	$104 \times 104 \times 128$	$52 \times 52 \times 128$
6 卷积层	256	$52 \times 52 \times 128$	$52 \times 52 \times 256$
7 最大池化层	256	$52 \times 52 \times 256$	$26 \times 26 \times 256$
8 卷积层	512	$26 \times 26 \times 256$	$26 \times 26 \times 512$
9 卷积层	2	$26 \times 26 \times 512$	$26 \times 26 \times 2$
10 平均层		$26 \times 26 \times 2$	2
11 逻辑回归层		2	2

图10

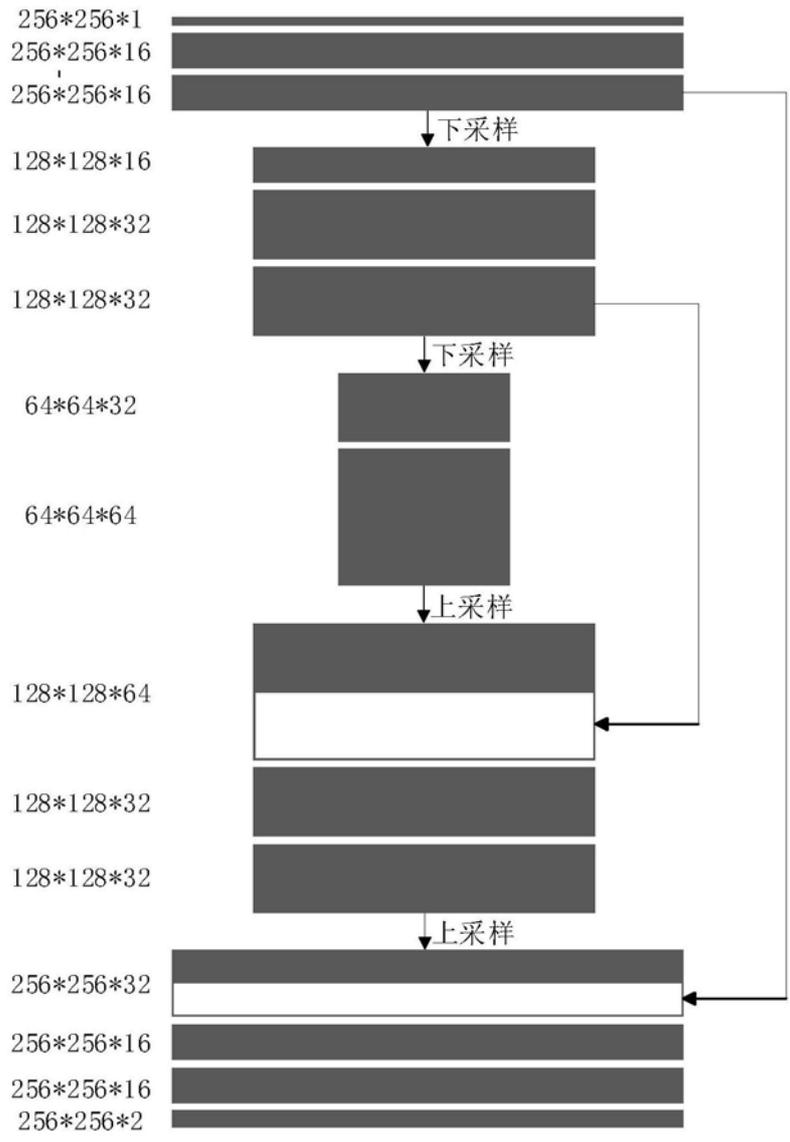


图11

专利名称(译)	胎儿颈部透明层厚度测量方法、设备及存储介质		
公开(公告)号	CN110163907A	公开(公告)日	2019-08-23
申请号	CN201910451627.1	申请日	2019-05-28
[标]发明人	殷晨 李璐 赵明昌		
发明人	殷晨 李璐 赵明昌		
IPC分类号	G06T7/60 G06T7/11 G06T7/13 G06T7/66 A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0858 A61B8/0866 G06T7/11 G06T7/13 G06T7/60 G06T7/66 G06T2207/10132 G06T2207/30044		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及超声图像处理技术领域，具体公开了一种胎儿颈部透明层厚度测量方法、设备及存储介质。测量方法包括：获取至少包含胎儿颈部透明层的超声图像；通过卷积神经网络模型识别超声图像中颈部透明层的第一分布区域；根据梯度方式从颈部透明层的第一分布区域中分割出包含颈部透明层的第二分布区域，第二分布区域的识别精度大于第一分布区域的识别精度；遍历第二分布区域中的像素单元，以获取第二分布区域沿宽度方向的最大宽度值。本发明还提供了提供了一种超声设备及存储介质。本发明实现了颈部透明层厚度的自动测量，准确度高，大大提高了医生的工作效率。

