



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105662474 B

(45)授权公告日 2018.08.17

(21)申请号 201610044110.7

(22)申请日 2016.01.22

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 105662474 A

(43)申请公布日 2016.06.15

(73)专利权人 飞依诺科技(苏州)有限公司

地址 215123 江苏省苏州市工业园区新发
路27号A栋5楼、C栋4楼

(72)发明人 赖昀 马睿

(74)专利代理机构 苏州威世朋知识产权代理事
务所(普通合伙) 32235

代理人 杨林洁

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

(56)对比文件

CN 103239249 A,2013.08.14,

JP 2015171476 A,2015.10.01,

US 5838592 A,1998.11.17,

CN 103020626 A,2013.04.03,

CN 102151149 A,2011.08.17,

审查员 薛艳华

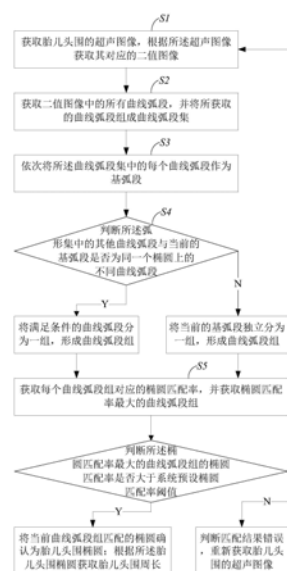
权利要求书3页 说明书13页 附图9页

(54)发明名称

胎儿头围超声图像的自动检测方法及检测
系统

(57)摘要

本发明提供一种胎儿头围超声图像的自动检测方法及检测系统,所述方法包括:获取胎儿头围的超声图像,并获取其对应的二值图像;获取二值图像中的所有曲线弧段,并将所获取的曲线弧段组成曲线弧段集;依次将曲线弧段集中的每个曲线弧段作为基弧段;判断所述曲线弧集中的其他曲线弧段与当前的基弧段是否为同一个椭圆上的不同曲线弧段;若为,则将满足条件的曲线弧段分为一组,形成曲线弧段组;获取椭圆匹配率最大的曲线弧段组;并判断其椭圆匹配率是否大于系统预设椭圆匹配率阈值,若是,将当前曲线弧段组匹配的椭圆确认为胎儿头围椭圆,根据胎儿头围椭圆获取胎儿头围周长;若否,判断匹配结果错误,重新获取胎儿头围的超声图像。本发明计算简单、检测精确、鲁棒性高。



1. 一种胎儿头围超声图像的自动检测方法,其特征在于,所述方法包括:
 - S1、获取胎儿头围的超声图像,根据所述超声图像获取其对应的二值图像;
 - S2、获取二值图像中的所有曲线弧段,并将所获取的曲线弧段组成曲线弧段集;
 - S3、依次将所述曲线弧段集中的每个曲线弧段作为基弧段;
 - S4、判断所述曲线弧段集中的其他曲线弧段与当前的基弧段是否为同一个椭圆上的不同曲线弧段,
 - 若是,将满足条件的曲线弧段分为一组,形成曲线弧段组;
 - 若否,将当前的基弧段独立分为一组,形成曲线弧段组;
 - S5、获取每个曲线弧段组对应的椭圆匹配率,并获取椭圆匹配率最大的曲线弧段组;判断所述椭圆匹配率最大的曲线弧段组的椭圆匹配率是否大于系统预设椭圆匹配率阈值,
 - 若是,将当前曲线弧段组匹配的椭圆确认为胎儿头围椭圆,根据所述胎儿头围椭圆获取胎儿头围周长;
 - 若否,判断匹配结果错误,重新获取胎儿头围的超声图像;其中,所述步骤S4具体包括:
 - M1、根据所述基弧段上的两个端点坐标及中值坐标,确定当前基弧段所在椭圆的疑似区间;
 - M2、依次获取同一个疑似区间内的任一曲线弧段与当前基弧段相邻端点的反向切线向量之间的夹角;
 - M3、若所述夹角大于系统预设向量夹角阈值,判断当前曲线弧段与当前的基弧段归属于同一个疑似曲线弧段组,同时将当前曲线弧段与当前的基弧段形成新的基弧段,并返回步骤M1,直至所述疑似区间内的曲线弧段为空或所述疑似区间内的曲线弧段均不满足形成疑似曲线弧段组的条件;
 - 若所述夹角小于系统预设向量夹角阈值,则调取所述疑似区间内的下一条曲线弧段,并返回到步骤M2,直至所述疑似区间内的曲线弧段为空或所述疑似区间内的曲线弧段均不满足形成疑似曲线弧段组的条件;
 - M4、对每一个所述疑似曲线弧段组采用最小二乘椭圆拟合,判断所述疑似曲线弧段组中的全部曲线弧段是否可以形成椭圆,
 - 若是,保留所述疑似曲线弧段组,并将其修改为曲线弧段组,
 - 若否,舍弃该疑似曲线弧段组。
2. 根据权利要求1所述的胎儿头围超声图像的自动检测方法,其特征在于,所述步骤S2具体包括:

获取二值图像中的所有曲线弧段,查找其中互相交叠的曲线弧段,去除互相交叠曲线弧段的相交部位的噪声曲线弧段,以使二值图像中形成多个独立的曲线弧段;

将多个独立的曲线弧段组成曲线弧段集。
3. 根据权利要求1所述的胎儿头围超声图像的自动检测方法,其特征在于,所述步骤S3具体包括:

将所述曲线弧段集中的曲线弧段按照长度大小进行降序排列;

同时,配置曲线弧段比对阈值;

若当前曲线弧段的位置序号小于曲线弧段比对阈值,则将当前曲线弧段所在序号之前的所有曲线弧段,按照排序顺序依次作为基弧段。

4. 根据权利要求1所述的胎儿头围超声图像的自动检测方法,其特征在于,所述步骤M2具体包括:

将同一个疑似区间内的其他曲线弧段按照与当前基弧段的端点之间的距离进行升序排列;

按照升序排列的顺序,依次获取同一个疑似区间内的每一曲线弧段与当前基弧段相邻端点的反向切线向量之间的夹角。

5. 一种胎儿头围超声图像的自动检测系统,其特征在于,所述系统包括:

图像获取模块,用于获取胎儿头围的超声图像;

图像处理模块,用于根据所述超声图像获取其对应的二值图像;

曲线弧段获取模块,用于获取二值图像中的所有曲线弧段,并将所获取的曲线弧段组成曲线弧段集;

曲线弧段处理模块,用于依次将所述曲线弧段集中的每个曲线弧段作为基弧段;

判断所述曲线弧段集中的其他曲线弧段与当前的基弧段是否为同一个椭圆上的不同曲线弧段,

若是,将满足条件的曲线弧段分为一组,形成曲线弧段组;

若否,将当前的基弧段独立分为一组,形成曲线弧段组;

所述曲线弧段处理模块还用于:获取每个曲线弧段组对应的椭圆匹配率,并获取椭圆匹配率最大的曲线弧段组;

判断所述椭圆匹配率最大的曲线弧段组的椭圆匹配率是否大于系统预设椭圆匹配率阈值,

若是,将当前曲线弧段组匹配的椭圆确认为胎儿头围椭圆,根据所述胎儿头围椭圆获取胎儿头围周长;

若否,判断匹配结果错误,重新获取胎儿头围的超声图像;

其中,所述曲线弧段处理模块具体用于:

根据所述基弧段上的两个端点坐标及中值坐标,确定当前基弧段所在椭圆的疑似区间;

依次获取同一个疑似区间内的任一曲线弧段与当前基弧段相邻端点的反向切线向量之间的夹角;

若所述夹角大于系统预设向量夹角阈值,判断当前曲线弧段与当前的基弧段归属于同一个疑似曲线弧段组,同时将当前曲线弧段与当前的基弧段形成新的基弧段,并再次根据所述基弧段上的两个端点坐标及中值坐标,确定当前基弧段所在椭圆的疑似区间,直至所述疑似区间内的曲线弧段为空或所述疑似区间内的曲线弧段均不满足形成疑似曲线弧段组的条件;

若所述夹角小于系统预设向量夹角阈值,则调取所述疑似区间内的下一条曲线弧段,并再次依次获取同一个疑似区间内的任一曲线弧段与当前基弧段相邻端点的反向切线向量之间的夹角,直至所述疑似区间内的曲线弧段为空或所述疑似区间内的曲线弧段均不满足形成疑似曲线弧段组的条件;

所述曲线弧段处理模块还用于：对每一个所述疑似曲线弧段组采用最小二乘椭圆拟合，判断所述疑似曲线弧段组中的全部曲线弧段是否可以形成椭圆；

若是，保留所述疑似曲线弧段组，并将其修改为曲线弧段组，

若否，舍弃该疑似曲线弧段组。

6. 根据权利要求5所述的胎儿头围超声图像的自动检测系统，其特征在于，所述曲线弧段获取模块具体用于：

获取二值图像中的所有曲线弧段，查找其中互相交叠的曲线弧段，去除互相交叠曲线弧段的相交部位的噪声曲线弧段，以使二值图像中形成多个独立的曲线弧段；

将多个独立的曲线弧段组成曲线弧段集。

7. 根据权利要求5所述的胎儿头围超声图像的自动检测系统，其特征在于，所述曲线弧段处理模块具体用于：

将所述曲线弧段集中的曲线弧段按照长度大小进行降序排列；

同时，配置曲线弧段比对阈值；

若当前曲线弧段的位置序号小于曲线弧段比对阈值，则将当前曲线弧段所在序号之前的所有曲线弧段，按照排序顺序依次作为基弧段。

8. 根据权利要求7所述的胎儿头围超声图像的自动检测系统，其特征在于，所述曲线弧段处理模块还用于：

将同一个疑似区间内的其他曲线弧段按照与当前基弧段的端点之间的距离进行升序排列；

按照升序排列的顺序，依次获取同一个疑似区间内的每一曲线弧段与当前基弧段相邻端点的反向切线向量之间的夹角。

胎儿头围超声图像的自动检测方法及检测系统

技术领域

[0001] 本发明属于医疗超声诊断技术领域,主要涉及一种胎儿头围超声图像的自动检测方法及检测系统。

背景技术

[0002] 超声成像因为其无创性、实时性、操作方便、价格便宜等诸多优势,使其成为临床上应用最为广泛的诊断工具之一。超声彩色血流成像是超声成像中的一种重要成像模式,在临床上的应用极其普遍。

[0003] 超声检查无放射性损伤,经常用于胎儿产前诊断,针对胎儿的体征测量,医生主要通过超声图像上进行手动测量,该过程繁琐耗时,并与影像医生的经验相关。因此,对于胎儿头围的自动测量被广泛关注,相应的,现有技术中提出多种实施方式用于对胎儿头围的自动测量。

[0004] 一种实施方式提出通过随机霍夫变换来检测头围椭圆,虽然随机霍夫变换相比较传统的霍夫变换椭圆检测计算量及内存需求具有一定的优越性,但是对于背景复杂的图像,无目标的随机采样会引入大量的无效采样,检测结果随机性大,算法性能降低。

[0005] 一种实施方式提出弧线分割的椭圆检测,该方法弧线组合容易出错;特别是在类似超声胎儿头围背景复杂及边界部分缺失的情况下无法精确进行自动测量。

[0006] 一种实施方式提出利用非迭代椭圆拟合进行椭圆判定,该方法先构造一个基于随机森林算法或者Adaboost的分类器用于检测头围感兴趣区域ROI,再对检测出的ROI通过局部相位对称检测边缘,最后椭圆拟合出头围椭圆,该方法实现过程中,需要大量数据来构造分类器,分类器的效果会直接影响测量结果,该方法使自动测量平均速度提升至大约1秒/幅,虽然较前两种实施方式性能提升但实时性依旧不足。

发明内容

[0007] 本发明的目的在于提供一种胎儿头围超声图像的自动检测方法及检测系统。

[0008] 为了实现上述发明目的之一,本发明一实施方式的胎儿头围超声图像的自动检测方法,所述方法包括以下步骤:

[0009] S1、获取胎儿头围的超声图像,根据所述超声图像获取其对应的二值图像;

[0010] S2、获取二值图像中的所有曲线弧段,并将所获取的曲线弧段组成曲线弧段集;

[0011] S3、依次将所述曲线弧段集中的每个曲线弧段作为基弧段;

[0012] S4、判断所述曲线弧段集中的其他曲线弧段与当前的基弧段是否为同一个椭圆上的不同曲线弧段,

[0013] 若是,将满足条件的曲线弧段分为一组,形成曲线弧段组;

[0014] 若否,将当前的基弧段独立分为一组,形成曲线弧段组;

[0015] S5、获取每个曲线弧段组对应的椭圆匹配率,并获取椭圆匹配率最大的曲线弧段组;

[0016] 判断所述椭圆匹配率最大的曲线弧段组的椭圆匹配率是否大于系统预设椭圆匹配率阈值，

[0017] 若是，将当前曲线弧段组匹配的椭圆确认为胎儿头围椭圆，根据所述胎儿头围椭圆获取胎儿头围周长；

[0018] 若否，判断匹配结果错误，重新获取胎儿头围的超声图像。

[0019] 作为本发明一实施方式的进一步改进，所述步骤S2具体包括：

[0020] 获取二值图像中的所有曲线弧段，查找其中互相交叠的曲线弧段，去除互相交叠曲线弧段的相交部位的噪声曲线弧段，以使二值图像中形成多个独立的曲线弧段；

[0021] 将多个独立的曲线弧段组成曲线弧段集。

[0022] 作为本发明一实施方式的进一步改进，所述步骤S3具体包括：

[0023] 将所述曲线弧段集中的曲线弧段按照长度大小进行降序排列；

[0024] 同时，配置曲线弧段比对阈值；

[0025] 若当前曲线弧段的位置序号小于曲线弧段比对阈值，则将当前曲线弧段所在序号之前的所有曲线弧段，按照排序顺序依次作为基弧段。

[0026] 作为本发明一实施方式的进一步改进，所述步骤S4具体包括：

[0027] M1、根据所述基弧段上的两个端点坐标及中值坐标，确定当前基弧段所在椭圆的疑似区间；

[0028] M2、依次获取同一个疑似区间内的任一曲线弧段与当前基弧段相邻端点的反向切线向量之间的夹角；

[0029] M3、若所述夹角大于系统预设向量夹角阈值，判断当前曲线弧段与当前的基弧段归属于同一个疑似曲线弧段组，同时将当前曲线弧段与当前的基弧段形成新的基弧段，并返回步骤M1，直至所述疑似区间内的曲线弧段为空或所述疑似区间内的曲线弧段均不满足形成疑似曲线弧段组的条件；

[0030] 若所述夹角小于系统预设向量夹角阈值，则调取所述疑似区间内的下一条曲线弧段，并返回到步骤M2，直至所述疑似区间内的曲线弧段为空或所述疑似区间内的曲线弧段均不满足形成疑似曲线弧段组的条件；

[0031] M4、对每一个所述疑似曲线弧段组采用最小二乘椭圆拟合，判断所述疑似曲线弧段组中的全部曲线弧段是否可以形成椭圆，

[0032] 若是，保留所述疑似曲线弧段组，并将其修改为曲线弧段组，

[0033] 若否，舍弃该疑似曲线弧段组。

[0034] 作为本发明一实施方式的进一步改进，所述步骤M2具体包括：

[0035] 将同一个疑似区间内的其他曲线弧段按照与当前基弧段的端点之间的距离进行升序排列；

[0036] 按照升序排列的顺序，依次获取同一个疑似区间内的每一曲线弧段与当前基弧段相邻端点的反向切线向量之间的夹角。

[0037] 为了实现上述发明目的之一，本发明一实施方式的胎儿头围超声图像的自动检测系统，所述系统包括：

[0038] 图像获取模块，用于获取胎儿头围的超声图像；

[0039] 图像处理模块，用于根据所述超声图像获取其对应的二值图像；

- [0040] 曲线弧段获取模块,用于获取二值图像中的所有曲线弧段,并将所获取的曲线弧段组成曲线弧段集;
- [0041] 曲线弧段处理模块,用于依次将所述曲线弧段集中的每个曲线弧段作为基弧段;
- [0042] 判断所述曲线弧段集中的其他曲线弧段与当前的基弧段是否为同一个椭圆上的不同曲线弧段,
- [0043] 若是,将满足条件的曲线弧段分为一组,形成曲线弧段组;
- [0044] 若否,将当前的基弧段独立分为一组,形成曲线弧段组;
- [0045] 所述曲线弧段处理模块还用于:获取每个曲线弧段组对应的椭圆匹配率,并获取椭圆匹配率最大的曲线弧段组;
- [0046] 判断所述椭圆匹配率最大的曲线弧段组的椭圆匹配率是否大于系统预设椭圆匹配率阈值,
- [0047] 若是,将当前曲线弧段组匹配的椭圆确认为胎儿头围椭圆,根据所述胎儿头围椭圆获取胎儿头围周长;
- [0048] 若否,判断匹配结果错误,重新获取胎儿头围的超声图像。
- [0049] 作为本发明一实施方式的进一步改进,所述曲线弧段处理模块具体用于:
- [0050] 获取二值图像中的所有曲线弧段,查找其中互相交叠的曲线弧段,去除互相交叠曲线弧段的相交部位的噪声曲线弧段,以使二值图像中形成多个独立的曲线弧段;
- [0051] 将多个独立的曲线弧段组成曲线弧段集。
- [0052] 作为本发明一实施方式的进一步改进,所述曲线弧段处理模块具体用于:
- [0053] 将所述曲线弧段集中的曲线弧段按照长度大小进行降序排列;
- [0054] 同时,配置曲线弧段比对阈值;
- [0055] 若当前曲线弧段的位置序号小于曲线弧段比对阈值,则将当前曲线弧段所在序号之前的所有曲线弧段,按照排序顺序依次作为基弧段。
- [0056] 作为本发明一实施方式的进一步改进,所述曲线弧段处理模块具体用于:
- [0057] 根据所述基弧段上的两个端点坐标及中值坐标,确定当前基弧段所在椭圆的疑似区间;
- [0058] 依次获取同一个疑似区间内的任一曲线弧段与当前基弧段相邻端点的反向切线向量之间的夹角;
- [0059] 若所述夹角大于系统预设向量夹角阈值,判断当前曲线弧段与当前的基弧段归属于同一个疑似曲线弧段组,同时将当前曲线弧段与当前的基弧段形成新的基弧段,并再次根据所述基弧段上的两个端点坐标及中值坐标,确定当前基弧段所在椭圆的疑似区间,直至所述疑似区间内的曲线弧段为空或所述疑似区间内的曲线弧段均不满足形成疑似曲线弧段组的条件;
- [0060] 若所述夹角小于系统预设向量夹角阈值,则调取所述疑似区间内的下一条曲线弧段,并再次依次获取同一个疑似区间内的任一曲线弧段与当前基弧段相邻端点的反向切线向量之间的夹角,直至所述疑似区间内的曲线弧段为空或所述疑似区间内的曲线弧段均不满足形成疑似曲线弧段组的条件;
- [0061] 所述曲线弧段处理模块还用于:对每一个所述疑似曲线弧段组采用最小二乘椭圆拟合,判断所述疑似曲线弧段组中的全部曲线弧段是否可以形成椭圆;

- [0062] 若是,保留所述疑似曲线弧段组,并将其修改为曲线弧段组,
- [0063] 若否,舍弃该疑似曲线弧段组。
- [0064] 作为本发明一实施方式的进一步改进,所述曲线弧段处理模块还用于:
- [0065] 将同一个疑似区间内的其他曲线弧段按照与当前基弧段的端点之间的距离进行升序排列;
- [0066] 按照升序排列的顺序,依次获取同一个疑似区间内的每一曲线弧段与当前基弧段相邻端点的反向切线向量之间的夹角。
- [0067] 与现有技术相比,本发明的胎儿头围超声图像的自动检测方法及检测系统,针对现有技术的胎儿头围检测方法计算量大、内存需求高、耗时,以及在复杂背景下效果差等问题,采用曲线弧段递归组合的检测方式,用于对超声胎儿头围的自动检测、测量,该方法及系统计算简单、检测精确、鲁棒性高,并可用于背景复杂的头围自动测量检测,同时检测过程耗时短,实时性强。

附图说明

- [0068] 图1是本发明一实施方式中胎儿头围超声图像的自动检测方法的流程图;
- [0069] 图2是本发明一实施方式中胎儿头围超声图像的自动检测系统的结构示意图;
- [0070] 图3是图1中步骤S4的优选实施方式的实现流程示意图;
- [0071] 图4A~图4F为应用本发明的胎儿头围超声图像的自动检测方法及或检测系统的具体示例的流程示意图。

具体实施方式

- [0072] 以下将结合附图所示的各实施方式对本发明进行详细描述。但这些实施方式并不限制本发明,本领域的普通技术人员根据这些实施方式所做出的结构、方法、或功能上的变换均包含在本发明的保护范围内。
- [0073] 如图1所示,在本发明一实施方式中胎儿头围超声图像的自动检测方法,所述方法包括以下步骤:
- [0074] S1、获取胎儿头围的超声图像,根据所述超声图像获取其对应的二值图像。
- [0075] 通常情况下,可通过超声扫查,获得胎儿头围的初始超声图像,根据超声采集过程中所采用的超声设备类型,超声探头的检测参数的不同,该超声图像显示的信息也有所不同,在本发明的实际应用中,无论采用哪一种扫查方式,所述初始超声图像上均包括胎儿头围的信息。
- [0076] 本发明一具体示例中,结合图4A所示,图4A为弧阵扫查范围内的胎儿头围超声图像。
- [0077] 进一步的,本发明优选实施方式中,所述步骤S1具体包括:
- [0078] 对所述超声图像做预处理,将所述超声图像转化为灰度图像;
- [0079] 对所述灰度图像进行分割,并辅以形态学处理将所述灰度图像转化为二值图像。
- [0080] 其中,对所述超声图像做预处理包括:对所述超声图像做去噪处理、平滑处理、图像形态学处理以及灰度线性变换等操作,上述预处理操作可选择一种,也可以选择几种进行叠加。本发明一具体示例中,结合3B所示,本发明一具体示例中,根据所述超声图像获取

的灰度图像。本发明具体示例中,对所述灰度图像依次进行去噪处理、平滑处理、图像形态学处理以及灰度线性变换,将所述超声图像经过上述预处理后,得到如图4B所示的灰度图像。

[0081] 进一步的,结合图4C所示,图4C为根据所述灰度图像获取的二值图像。由于胎儿头围在在超声图像中的灰度值偏亮,在本发明一优选实施方式中,对经过预处理获得的灰度图像进行分割,并辅以形态学处理将所述灰度图像转化为二值图像,如此,可使灰度图像中的边界更加光滑,更易于查找所需曲线弧段。

[0082] 进一步的,本发明一实施方式中,所述胎儿头围超声图像的自动检测方法还包括:

[0083] S2、获取二值图像中的所有曲线弧段,并将所获取的曲线弧段组成曲线弧段集。

[0084] 本发明一优选实施方式中,所述步骤S2具体包括:

[0085] 获取二值图像中的所有曲线弧段,查找其中互相交叠的曲线弧段,去除互相交叠曲线弧段的相交部位的噪声曲线弧段,以使二值图像中形成多个独立的曲线弧段;将多个独立的曲线弧段组成曲线弧段集。

[0086] 需要说明的是,每个曲线弧段均包括独立的基础信息,所述基础信息包括:曲线弧段的长度,及曲线弧段上的坐标点信息等,如此,以便清楚确定所述曲线弧段的具体位置。

[0087] 本发明一具体示例中,结合图4D所示,对二值图像分割提取的边界弧段,进一步的,将图4D上所示的各个独立的曲线弧段组成曲线弧段集。

[0088] 进一步的,本发明一实施方式中,所述胎儿头围超声图像的自动检测方法还包括:

[0089] S3、依次将所述曲线弧段集中的每个曲线弧段作为基弧段。

[0090] 本发明一优选实施方式中,为了降低运算量,从而提升计算速率,所述步骤S3具体包括:

[0091] 将所述曲线弧段集中的曲线弧段按照长度大小进行降序排列;

[0092] 同时,配置曲线弧段比对阈值;

[0093] 若当前曲线弧段的位置序号小于曲线弧段比对阈值,则将当前曲线弧段所在序号之前的所有曲线弧段,按照排序顺序依次作为基弧段。

[0094] 所述曲线弧段比对阈值为一系统预设的常数,其大小可根据需要具体设定,在本发明一优选实施方式中,可根据所述曲线弧段的数量总和配置曲线弧段比对阈值,例如:将所述曲线弧段比对阈值配置为大于所述曲线弧段的数量总和一半的任意数值,如此,降低运算量,从而提升计算速率,快速获取胎儿头围。

[0095] 为了方便描述,结合图4D所示,本发明将所述曲线弧段集中的曲线弧段按照长度大小进行降序排列,其中,排在前四位的曲线弧段分别以曲线弧段1、曲线弧段2、曲线弧段3、曲线弧段4表示,其他曲线弧段未在图中具体表示,同时,其他曲线弧段的判断过程也未作详细赘述,但根据上述4条曲线弧段的举例说明,以及下文中的文字描述,可以推导出本申请其他曲线弧段的判断过程,在此不做详细赘述。

[0096] 进一步的,本发明一实施方式中,所述胎儿头围超声图像的自动检测方法还包括:

[0097] S4、判断所述曲线弧段集中的其他曲线弧段与当前的基弧段是否为同一个椭圆上的不同曲线弧段,

[0098] 若是,将满足条件的曲线弧段分为一组,形成曲线弧段组;

[0099] 若否,将当前的基弧段独立分为一组,形成曲线弧段组。

[0100] 判断曲线弧段与当前的基弧段是否为同一个椭圆上的不同曲线弧段的方式有很多种,本发明一优选实施方式中,所述步骤S4具体包括:

[0101] M1、根据所述基弧段上的两个端点坐标及中值坐标,确定当前基弧段所在椭圆的疑似区间。

[0102] 所述M1具体包括:根据所述基弧段的端点坐标及中值坐标分别与当前基弧段所在椭圆的切线的直线方程,确定当前基弧段所在椭圆的疑似区间。

[0103] 本发明一具体示例中,为了方便描述,将当前基弧段以 cur_arc 表示,

[0104] 相应的,获取基弧段 cur_arc 的两个端点坐标及中值坐标分别为:“Pd1(xd1,yd1)、Pd2(xd2,yd2)、Pm1(xm3,ym3)”

[0105] 则,端点坐标Pd1(xd1,yd1)相对应的切线的直线方程为: $yd1=k1*xd1+b1$;

[0106] 与端点坐标Pd2(xd2,yd2)相对应的切线的直线方程为: $yd2=k2*xd2+b2$;

[0107] 与中值坐标Pm1(xm3,ym3)相对应的切线的直线方程为: $ym3=k3*xm3+b3$;

[0108] 其中, $k1$ 、 $k2$ 、 $k3$ 分别表示上述对应的直线方程的斜率, $b1$ 、 $b2$ 、 $b3$ 分别表示上述对应的直线方程的截距。

[0109] 进一步的,根据上述直线方程可知,若判断所述曲线弧段集中的其他曲线弧段分布在当前的基弧段所在椭圆的疑似区间内,则需同时满足如下条件:

[0110] $(ym3-xm3*k1-b1)*(y-x*k1-b1)<0$,

[0111] $(yd2-xd2*k2-b2)*(y-x*k2-b2)>0$,

[0112] $(yd1-xd1*k3-b3)*(y-x*k3-b3)>0$,

[0113] 其中,(x,y)表示其他的弧线曲线的任一坐标值。

[0114] 结合图4以及上述内容可知:

[0115] 本发明一具体示例中,

[0116] 曲线弧段1所在的椭圆的疑似区间1内,还可能存在曲线弧段3、4;

[0117] 曲线弧段2所在的椭圆的疑似区间2内,还可能存在曲线弧段1、3、4;

[0118] 曲线弧段3所在的椭圆的疑似区间3内,还可能存在曲线弧段1、2、4;

[0119] 曲线弧段4所在的椭圆的疑似区间4内,还可能存在曲线弧段1、2、3。

[0120] 进一步的,所述步骤S4还包括:

[0121] M2、依次获取同一个疑似区间内的任一曲线弧段与当前基弧段相邻端点的反向切线向量之间的夹角;本发明一优选实施方式中,所述步骤M2具体包括:

[0122] 将同一个疑似区间内的其他曲线弧段按照与当前基弧段的端点之间的距离进行升序排列;

[0123] 按照升序排列的顺序,依次获取同一个疑似区间内的每一曲线弧段与当前基弧段相邻端点的反向切线向量之间的夹角。

[0124] 如此,可以减少计算工作量,在此不做详细赘述。

[0125] M3、若所述夹角大于系统预设向量夹角阈值,判断当前曲线弧段与当前的基弧段归属于同一个疑似曲线弧段组,同时将当前曲线弧段与当前的基弧段形成新的基弧段,并返回步骤M1,直至所述疑似区间内的曲线弧段为空或所述疑似区间内的曲线弧段均不满足形成疑似曲线弧段组的条件;

[0126] 若所述夹角小于系统预设向量夹角阈值,则调取所述疑似区间内的下一条曲线弧

段,并返回到步骤M2,直至所述疑似区间内的曲线弧段为空或所述疑似区间内的曲线弧段均不满足形成疑似曲线弧段组的条件;

[0127] 所述系统预设向量夹角阈值为一个系统预设的角度常数,其大小可根据需要具体设定。在本发明一优选实施方式中,所述预设向量夹角阈值以 $\theta_{\max}$ 表示,其取值范围为 90° 至 180° 中的任意一个数值。以下示例中,本发明以所述系统预设向量夹角阈值为 120° 为例做具体介绍。

[0128] 结合图4D所示,接续上述示例做具体介绍,在疑似区间1内,以曲线弧段1为基弧段,其端点A的切线向量以 l_c 表示,与其最近的端点为归属于曲线弧段4的端点B,所述端点B的与端点A对应的反响切线向量以 l_n 表示,进一步的,通过计算可知: $\arccos(l_c, l_n) > \theta_{\max}$,如此,将去向曲线弧段1和曲线弧段4形成新的基弧段,并以该新的基弧段为基础,再次确定其对应的疑似区间,曲线弧段1、4合成后的新的基弧段的疑似区间内,还存在曲线弧段3,并通过再次计算后,确定曲线弧段1、3、4可以形成疑似曲线弧段组。

[0129] 同样以4条曲线弧段为例,在将每个曲线弧段分别作为基弧段后,确定的疑似曲线弧段组为两组,一组疑似曲线弧段组中包括:曲线弧段1、3、4;另一组疑似曲线弧段组中包括:曲线弧段2、3、4。

[0130] 进一步的,所述步骤S4还包括:

[0131] M4、对每一个所述疑似曲线弧段组采用最小二乘椭圆拟合,判断所述疑似曲线弧段组中的全部曲线弧段是否可以形成椭圆,

[0132] 若是,保留所述疑似曲线弧段组,并将其修改为曲线弧段组,

[0133] 若否,舍弃该疑似曲线弧段组。

[0134] 本发明一具体示例中,获取所述疑似曲线弧段组中的各个曲线弧段上的坐标,将各个坐标带入平面直角坐标系中的圆锥曲线方程,

[0135] $Ax^2+Bxy+Cy^2+Dx+Ey+F=0$ 中,

$$[0136] \quad \Delta = 4AC - B^2 \begin{cases} > 0, \text{ 椭圆} \\ < 0, \text{ 双曲线} \\ = 0, \text{ 抛物线} \end{cases}$$

[0137] 如此,可判断当前疑似曲线弧段组是否可以形成曲线弧段组。

[0138] 进一步的,通过上述公式可知:

[0139] 椭圆的几何中心可表示为:

$$[0140] \quad X_c = \frac{BE - 2CD}{4AC - B^2}, \quad Y_c = \frac{BD - 2AE}{4AC - B^2},$$

[0141] 椭圆的短轴表示为:

$$[0142] \quad a^2 = \frac{2(AX_c^2 + CY_c^2 + BX_cY_c - 1)}{A + C + \sqrt{(A - C)^2 + B^2}}$$

[0143] 椭圆的长轴表示为:

$$[0144] \quad b^2 = \frac{2(AX_c^2 + CY_c^2 + BX_cY_c - 1)}{A + C - \sqrt{(A - C)^2 + B^2}}$$

[0145] 椭圆的长轴倾角表示为:

$$[0146] \quad \theta = \frac{1}{2} \arctan\left(\frac{B}{A - C}\right)$$

[0147] 接续上述示例可知,两个疑似曲线弧段组均可以形成曲线弧段组。

[0148] 进一步的,本发明一实施方式中,所述胎儿头围超声图像的自动检测方法还包括:

[0149] S5、获取每个曲线弧段组对应的椭圆匹配率,并获取椭圆匹配率最大的曲线弧段组;

[0150] 判断所述椭圆匹配率最大的曲线弧段组的椭圆匹配率是否大于系统预设椭圆匹配率阈值,

[0151] 若是,将当前曲线弧段组匹配的椭圆确认为胎儿头围椭圆;根据所述胎儿头围椭圆获取胎儿头围周长;

[0152] 若否,判断匹配结果错误,重新获取胎儿头围的超声图像。

[0153] 所述系统预设椭圆匹配率阈值为系统预设百分比常数,其大小可根据需要具体设定。本发明的具体实施方式中,考虑到胎儿头围超声图像中存在伪影、信号衰减及边缘缺失等特性,将所述系统预设椭圆匹配率阈值的取值范围设定为60%至100%之间的任一百分比常数,本发明一优选实施方式中,所述系统预设椭圆匹配率阈值的取值设定为62%。

[0154] 结合图4E所示,图4E为椭圆匹配率最高的弧段组,结合图4E以及结合如上具体示例,通过比对可知:包含有曲线弧段1、3、4的曲线弧段组的椭圆匹配率相对最大,并在进一步比对后,该组曲线弧段组的椭圆匹配率大于系统预设椭圆匹配率阈值,如此,将该曲线弧段组匹配的椭圆确认为胎儿头围椭圆。

[0155] 进一步的,根据上述公式可以确定胎儿头围椭圆的长轴直径、短轴直径。

[0156] 在本发明的具体应用环境中,结合图4F所示,图4F为最优弧段组拟合后的头围图像,将长轴直径近似为胎儿的枕额径,以OFD表示,将短轴直径近似为胎儿的双顶径,以BPD表示,进一步的,将胎儿的头围周长以HC表示;

[0157] 则 $HC \approx \pi * BPD + 2(OFD - BPD)$ 。

[0158] 可以理解的是,在本发明的具体应用过程中,也可以先判定各个曲线弧段组的椭圆匹配率是否大于预设椭圆匹配率阈值,之后再确定最接近胎儿头围的曲线弧段组,其比对的顺序不影响最终确定的结果,在此不做详细赘述。

[0159] 结合图2所示,本发明一实施方式中提供的胎儿头围超声图像的自动检测系统,所述系统包括:图像获取模块100、图像处理模块200、曲线弧段获取模块300、以及曲线弧段处理模块400。

[0160] 图像获取模块100用于获取胎儿头围的超声图像。图像处理模块200用于根据所述超声图像获取其对应的二值图像。

[0161] 通常情况下,图像处理模块200可通过超声扫查,获得胎儿头围的初始超声图像,根据超声采集过程中所采用的超声设备类型,超声探头的检测参数的不同,该超声图像显示的信息也有所不同,在本发明的实际应用中,无论采用哪一种扫查方式,所述初始超声图

像上均包括胎儿头围的信息。

[0162] 本发明一具体示例中,结合图4A所示,图4A为弧阵扫描范围内的胎儿头围超声图像。

[0163] 进一步的,本发明优选实施方式中,图像处理模块200具体用于:

[0164] 对所述超声图像做预处理,将所述超声图像转化为灰度图像;

[0165] 对所述灰度图像进行分割,并辅以形态学处理将所述灰度图像转化为二值图像。

[0166] 其中,图像处理模块200对所述超声图像做预处理包括:对所述超声图像做去噪处理、平滑处理、图像形态学处理以及灰度线性变换等操作,上述预处理操作可选择一种,也可以选择几种进行叠加。本发明一具体示例中,结合3B所示,本发明一具体示例中,根据所述超声图像获取的灰度图像。本发明具体示例中,对所述灰度图像依次进行去噪处理、平滑处理、图像形态学处理以及灰度线性变换,将所述超声图像经过上述预处理后,得到如图4B所示的灰度图像。

[0167] 进一步的,结合图4C所示,图4C为根据所述灰度图像获取的二值图像。由于胎儿头围在在超声图像中的灰度值偏亮,在本发明一优选实施方式中,对经过预处理获得的灰度图像进行分割,并辅以形态学处理将所述灰度图像转化为二值图像,如此,可使灰度图像中的边界更加光滑,更易于查找所需曲线弧段。

[0168] 进一步的,本发明一实施方式中,曲线弧段获取模块300用于获取二值图像中的所有曲线弧段,并将所获取的曲线弧段组成曲线弧段集。

[0169] 本发明一优选实施方式中,曲线弧段获取模块300具体用于获取二值图像中的所有曲线弧段,查找其中互相交叠的曲线弧段,去除互相交叠曲线弧段的相交部位的噪声曲线弧段,以使二值图像中形成多个独立的曲线弧段;将多个独立的曲线弧段组成曲线弧段集。

[0170] 需要说明的是,每个曲线弧段均包括独立的基础信息,所述基础信息包括:曲线弧段的长度,及曲线弧段上的坐标点信息等,如此,以便清楚确定所述曲线弧段的具体位置。

[0171] 本发明一具体示例中,结合图4D所示,对二值图像分割提取的边界弧段,进一步的,曲线弧段获取模块300具体用于将图4D上所示的各个独立的曲线弧段组成曲线弧段集。

[0172] 进一步的,本发明一实施方式中,曲线弧段处理模块400用于依次将所述曲线弧段集中的每个曲线弧段作为基弧段。

[0173] 本发明一优选实施方式中,为了降低运算量,从而提升计算速率,曲线弧段处理模块400具体用于:将所述曲线弧段集中的曲线弧段按照长度大小进行降序排列;

[0174] 同时,配置曲线弧段比对阈值;

[0175] 若当前曲线弧段的位置序号小于曲线弧段比对阈值,则将当前曲线弧段所在序号之前的所有曲线弧段,按照排序顺序依次作为基弧段。

[0176] 所述曲线弧段比对阈值为一系统预设的常数,其大小可根据需要具体设定,在本发明一优选实施方式中,曲线弧段处理模块400可根据所述曲线弧段的数量总和配置曲线弧段比对阈值,例如:将所述曲线弧段比对阈值配置为大于所述曲线弧段的数量总和一半的任意数值,如此,降低运算量,从而提升计算速率,快速获取胎儿头围。

[0177] 为了方便描述,结合图4D所示,本发明将所述曲线弧段集中的曲线弧段按照长度大小进行降序排列,其中,排在前四位的曲线弧段分别以曲线弧段1、曲线弧段2、曲线弧段

3、曲线弧段4表示,其他曲线弧段未在图中具体表示,同时,其他曲线弧段的判断过程也未作详细赘述,但根据上述4条曲线弧段的举例说明,以及下文中的文字描述,可以推导出本申请其他曲线弧段的判断过程,在此不做详细赘述。

[0178] 进一步的,本发明一实施方式中,曲线弧段处理模块400还用于:判断所述曲线弧段集中的其他曲线弧段与当前的基弧段是否为同一个椭圆上的不同曲线弧段,

[0179] 若是,将满足条件的曲线弧段分为一组,形成曲线弧段组;

[0180] 若否,将当前的基弧段独立分为一组,形成曲线弧段组。

[0181] 判断曲线弧段与当前的基弧段是否为同一个椭圆上的不同曲线弧段的方式有很多种,本发明一优选实施方式中,曲线弧段处理模块400具体用于:

[0182] 根据所述基弧段上的两个端点坐标及中值坐标,确定当前基弧段所在椭圆的疑似区间。

[0183] 曲线弧段处理模块400根据所述基弧段的端点坐标及中值坐标分别与当前基弧段所在椭圆的切线的直线方程,确定当前基弧段所在椭圆的疑似区间。

[0184] 本发明一具体示例中,为了方便描述,将当前基弧段以 cur_arc 表示,

[0185] 相应的,获取基弧段 cur_arc 的两个端点坐标及中值坐标分别为:“ $Pd1(xd1,yd1)$ 、 $Pd2(xd2,yd2)$ 、 $Pm1(xm3,ym3)$ ”

[0186] 则,端点坐标 $Pd1(xd1,yd1)$ 相对应的切线的直线方程为: $yd1=k1*xd1+b1$;

[0187] 与端点坐标 $Pd2(xd2,yd2)$ 相对应的切线的直线方程为: $yd2=k2*xd2+b2$;

[0188] 与中值坐标 $Pm1(xm3,ym3)$ 相对应的切线的直线方程为: $ym3=k3*xm3+b3$;

[0189] 其中, $k1$ 、 $k2$ 、 $k3$ 分别表示上述对应的直线方程的斜率, $b1$ 、 $b2$ 、 $b3$ 分别表示上述对应的直线方程的截距。

[0190] 进一步的,根据上述直线方程可知,曲线弧段处理模块400若判断所述曲线弧段集中的其他曲线弧段分布在当前的基弧段所在椭圆的疑似区间内,则需同时满足如下条件:

[0191] $(ym3-xm3*k1-b1)*(y-x*k1-b1)<0$,

[0192] $(yd2-xd2*k2-b2)*(y-x*k2-b2)>0$,

[0193] $(yd1-xd1*k3-b3)*(y-x*k3-b3)>0$,

[0194] 其中, (x,y) 表示其他的弧线曲线的任一坐标值。

[0195] 结合图4以及上述内容可知:

[0196] 本发明一具体示例中,

[0197] 曲线弧段1所在的椭圆的疑似区间1内,还可能存在曲线弧段3、4;

[0198] 曲线弧段2所在的椭圆的疑似区间2内,还可能存在曲线弧段1、3、4;

[0199] 曲线弧段3所在的椭圆的疑似区间3内,还可能存在曲线弧段1、2、4;

[0200] 曲线弧段4所在的椭圆的疑似区间4内,还可能存在曲线弧段1、2、3。

[0201] 进一步的,曲线弧段处理模块400还用于:

[0202] 依次获取同一个疑似区间内的任一曲线弧段与当前基弧段相邻端点的反向切线向量之间的夹角;本发明一优选实施方式中,所述步骤M2具体包括:

[0203] 将同一个疑似区间内的其他曲线弧段按照与当前基弧段的端点之间的距离进行升序排列;

[0204] 按照升序排列的顺序,依次获取同一个疑似区间内的每一曲线弧段与当前基弧段

相邻端点的反向切线向量之间的夹角。

[0205] 如此,可以减少计算工作量,在此不做详细赘述。

[0206] 若所述夹角大于系统预设向量夹角阈值,曲线弧段处理模块400判断当前曲线弧段与当前的基弧段归属于同一个疑似曲线弧段组,同时将当前曲线弧段与当前的基弧段形成新的基弧段,并再次根据所述基弧段上的两个端点坐标及中值坐标,确定当前基弧段所在椭圆的疑似区间,直至所述疑似区间内的曲线弧段为空或所述疑似区间内的曲线弧段均不满足形成疑似曲线弧段组的条件;

[0207] 若所述夹角小于系统预设向量夹角阈值,曲线弧段处理模块400则调取所述疑似区间内的下一条曲线弧段,并再次依次获取同一个疑似区间内的任一曲线弧段与当前基弧段相邻端点的反向切线向量之间的夹角,直至所述疑似区间内的曲线弧段为空或所述疑似区间内的曲线弧段均不满足形成疑似曲线弧段组的条件;

[0208] 所述系统预设向量夹角阈值为一系统预设的角度常数,其大小可根据需要具体设定。在本发明一优选实施方式中,所述预设向量夹角阈值以 $\theta_{\max}$ 表示,其取值范围为 90° 至 180° 中的任意一个数值。以下示例中,本发明以所述系统预设向量夹角阈值为 120° 为例做具体介绍。

[0209] 结合图4D所示,接续上述示例做具体介绍,在疑似区间1内,以曲线弧段1为基弧段,其端点A的切线向量以 l_c 表示,与其最近的端点为归属于曲线弧段4的端点B,所述端点B的与端点A对应的反响切线向量以 l_n 表示,进一步的,通过计算可知: $\arccos(l_c, l_n) > \theta_{\max}$,如此,将去向曲线弧段1和曲线弧段4形成新的基弧段,并以该新的基弧段为基础,再次确定其对应的疑似区间,曲线弧段1、4合成后的新的基弧段的疑似区间内,还存在曲线弧段3,并通过再次计算后,确定曲线弧段1、3、4可以形成疑似曲线弧段组。

[0210] 同样以4条曲线弧段为例,在将每个曲线弧段分别作为基弧段后,确定的疑似曲线弧段组为两组,一组疑似曲线弧段组中包括:曲线弧段1、3、4;另一组疑似曲线弧段组中包括:曲线弧段2、3、4。

[0211] 进一步的,曲线弧段处理模块400还用于:

[0212] 对每一个所述疑似曲线弧段组采用最小二乘椭圆拟合,判断所述疑似曲线弧段组中的全部曲线弧段是否可以形成椭圆,

[0213] 若是,保留所述疑似曲线弧段组,并将其修改为曲线弧段组,

[0214] 若否,舍弃该疑似曲线弧段组。

[0215] 本发明一具体示例中,获取所述疑似曲线弧段组中的各个曲线弧段上的坐标,将各个坐标带入平面直角坐标系中的圆锥曲线方程,

[0216] $Ax^2+Bxy+Cy^2+Dx+Ey+F=0$ 中,

$$[0217] \quad \Delta = 4AC - B^2 \begin{cases} > 0, & \text{椭圆} \\ < 0, & \text{双曲线} \\ = 0, & \text{抛物线} \end{cases}$$

[0218] 如此,可判断当前疑似曲线弧段组是否可以形成曲线弧段组。

[0219] 进一步的,通过上述公式可知:

[0220] 椭圆的几何中心可表示为:

$$[0221] \quad X_c = \frac{BE - 2CD}{4AC - B^2}, \quad Y_c = \frac{BD - 2AE}{4AC - B^2},$$

[0222] 椭圆的短轴表示为:

$$[0223] \quad a^2 = \frac{2(AX_c^2 + CY_c^2 + BX_cY_c - 1)}{A + C + \sqrt{(A - C)^2 + B^2}}$$

[0224] 椭圆的长轴表示为:

$$[0225] \quad b^2 = \frac{2(AX_c^2 + CY_c^2 + BX_cY_c - 1)}{A + C - \sqrt{(A - C)^2 + B^2}}$$

[0226] 椭圆的长轴倾角表示为:

$$[0227] \quad \theta = \frac{1}{2} \arctan\left(\frac{B}{A - C}\right).$$

[0228] 接续上述示例可知,两个疑似曲线弧段组均可以形成曲线弧段组。

[0229] 进一步的,本发明一实施方式中,曲线弧段处理模块400还用于:

[0230] 获取每个曲线弧段组对应的椭圆匹配率,并获取椭圆匹配率最大的曲线弧段组;

[0231] 判断所述椭圆匹配率最大的曲线弧段组的椭圆匹配率是否大于系统预设椭圆匹配率阈值,

[0232] 若是,将当前曲线弧段组匹配的椭圆确认为胎儿头围椭圆;根据所述胎儿头围椭圆获取胎儿头围周长;

[0233] 若否,判断匹配结果错误,重新获取胎儿头围的超声图像。

[0234] 所述系统预设椭圆匹配率阈值为系统预设百分比常数,其大小可根据需要具体设定。本发明的具体实施方式中,考虑到胎儿头围超声图像中存在伪影、信号衰减及边缘缺失等特性,将所述系统预设椭圆匹配率阈值的取值范围设定为60%至100%之间的任一百分比常数,本发明一优选实施方式中,所述系统预设椭圆匹配率阈值的取值设定为62%。

[0235] 结合图4E所示,图4E为椭圆匹配率最高的弧段组,结合图4E以及结合如上具体示例,通过比对可知:包含有曲线弧段1、3、4的曲线弧段组的椭圆匹配率相对最大,并在进一步比对后,该组曲线弧段组的椭圆匹配率大于系统预设椭圆匹配率阈值,如此,将该曲线弧段组匹配的椭圆确认为胎儿头围椭圆。

[0236] 进一步的,曲线弧段处理模块400根据上述公式可以确定胎儿头围椭圆的长轴直径、短轴直径。

[0237] 在本发明的具体应用环境中,结合图4F所示,图4F为最优弧段组拟合后的头围图像,将长轴直径近似为胎儿的枕额径,以OFD表示,将短轴直径近似为胎儿的双顶径,以BPD表示,进一步的,将胎儿的头围周长以HC表示;

[0238] 则 $HC \approx \pi * BPD + 2(OFD - BPD)$ 。

[0239] 可以理解的是,在本发明的具体应用过程中,也可以先判定各个曲线弧段组的椭圆匹配率是否大于预设椭圆匹配率阈值,之后再确定最接近胎儿头围的曲线弧段组,其比对的顺序不影响最终确定的结果,在此不做详细赘述。

[0240] 综上所述,本发明的胎儿头围超声图像的自动检测方法及检测系统,针对现有技

术的胎儿头围检测方法计算量大、内存需求高、耗时,以及在复杂背景下效果差等问题,采用曲线弧段递归组合的检测方式,用于对超声胎儿头围的自动检测、测量,该方法及系统计算简单、检测精确、鲁棒性高,并可用于背景复杂的头围自动测量检测,同时检测过程耗时短,实时性强。

[0241] 为了描述的方便,描述以上装置时以功能分为各种模块分别描述。当然,在实施本申请时可以把各模块的功能在同一个或多个软件和/或硬件中实现。

[0242] 通过以上的实施方式的描述可知,本领域的技术人员可以清楚地了解到本申请可借助软件加必需的通用硬件平台的方式来实现。基于这样的理解,本申请的技术方案本质上或者说对现有技术做出贡献的部分可以以软件产品的形式体现出来,该计算机软件产品可以保存在保存介质中,如ROM/RAM、磁碟、光盘等,包括若干指令用以使得一台计算机设备(可以是个人计算机,信息推送服务器,或者网络设备等)执行本申请各个实施方式或者实施方式的某些部分所述的方法。

[0243] 以上所描述的装置实施方式仅仅是示意性的,其中所述作为分离部件说明的模块可以是或者也可以不是物理上分开的,作为模块显示的部件可以是或者也可以不是物理模块,即可以位于一个地方,或者也可以分布到多个网络模块上。可以根据实际的需要选择其中的部分或者全部模块来实现本实施方式方案的目的。本领域普通技术人员在不付出创造性劳动的情况下,即可以理解并实施。

[0244] 本申请可用于众多通用或专用的计算系统环境或配置中。例如:个人计算机、信息推送服务器计算机、手持设备或便携式设备、平板型设备、多处理模块系统、基于微处理模块的系统、置顶盒、可编程的消费电子设备、网络PC、小型计算机、大型计算机、包括以上任何系统或设备的分布式计算环境等等。

[0245] 本申请可以在由计算机执行的计算机可执行指令的一般上下文中描述,例如程序模块。一般地,程序模块包括执行特定任务或实现特定抽象数据类型的例程、程序、对象、组件、数据结构等等。也可以在分布式计算环境中实践本申请,在这些分布式计算环境中,通过通信网络而被连接的远程处理设备来执行任务。在分布式计算环境中,程序模块可以位于包括保存设备在内的本地和远程计算机保存介质中。

[0246] 应当理解,虽然本说明书按照实施方式加以描述,但并非每个实施方式仅包含一个独立的技术方案,说明书的这种叙述方式仅仅是为清楚起见,本领域技术人员应当将说明书作为一个整体,各实施方式中的技术方案也可以经适当组合,形成本领域技术人员可以理解的其他实施方式。

[0247] 上文所列出的一系列详细说明仅仅是针对本发明的可行性实施方式的具体说明,它们并非用以限制本发明的保护范围,凡未脱离本发明技艺精神所作的等效实施方式或变更均应包含在本发明的保护范围之内。

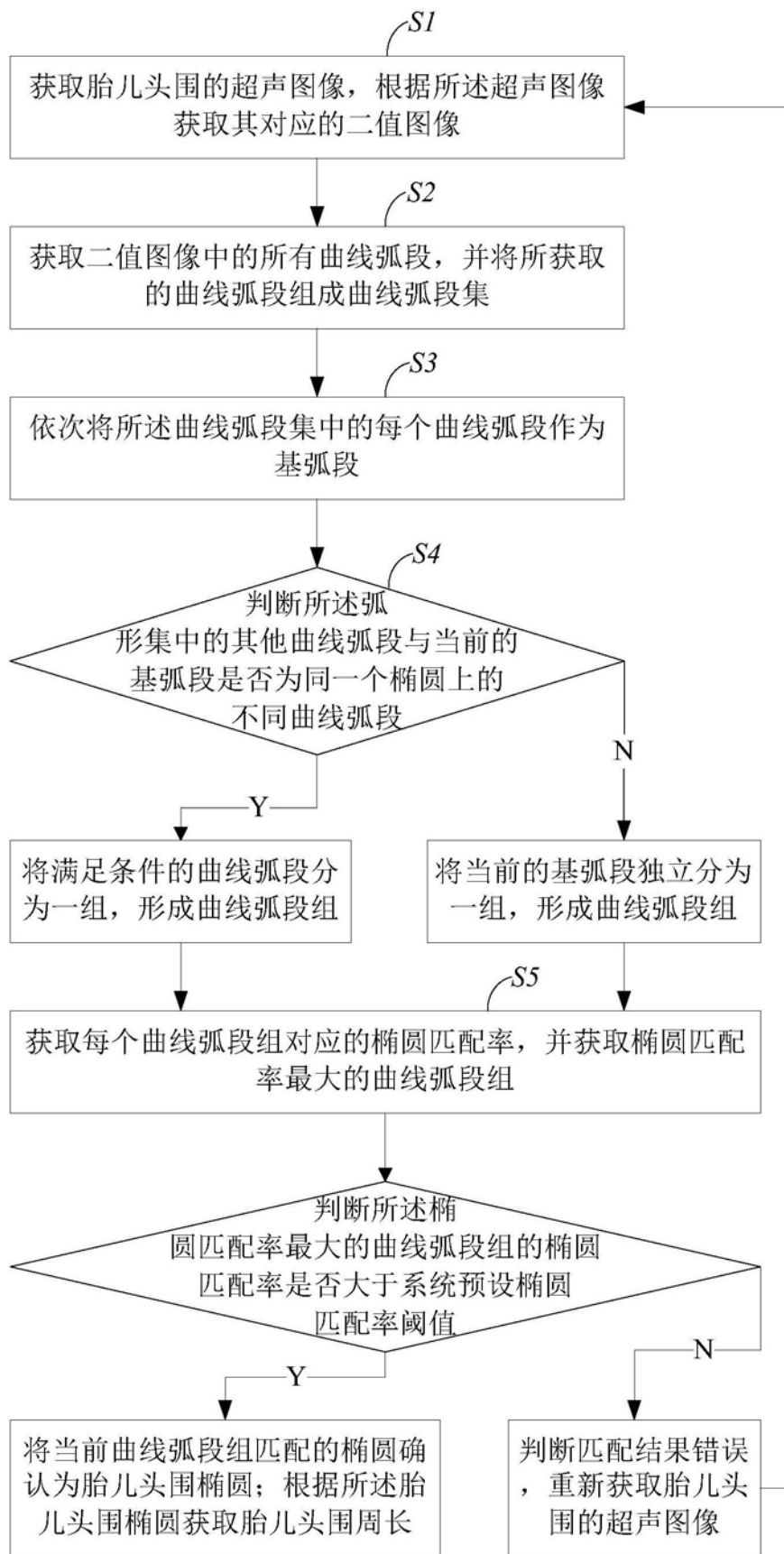


图1

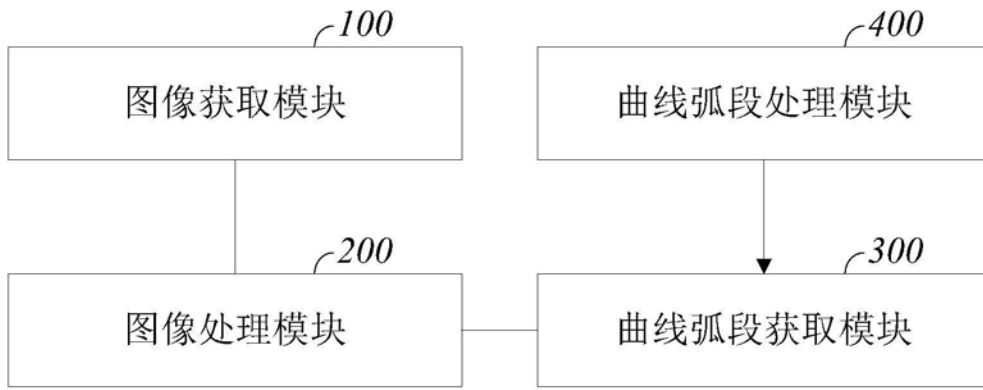


图2

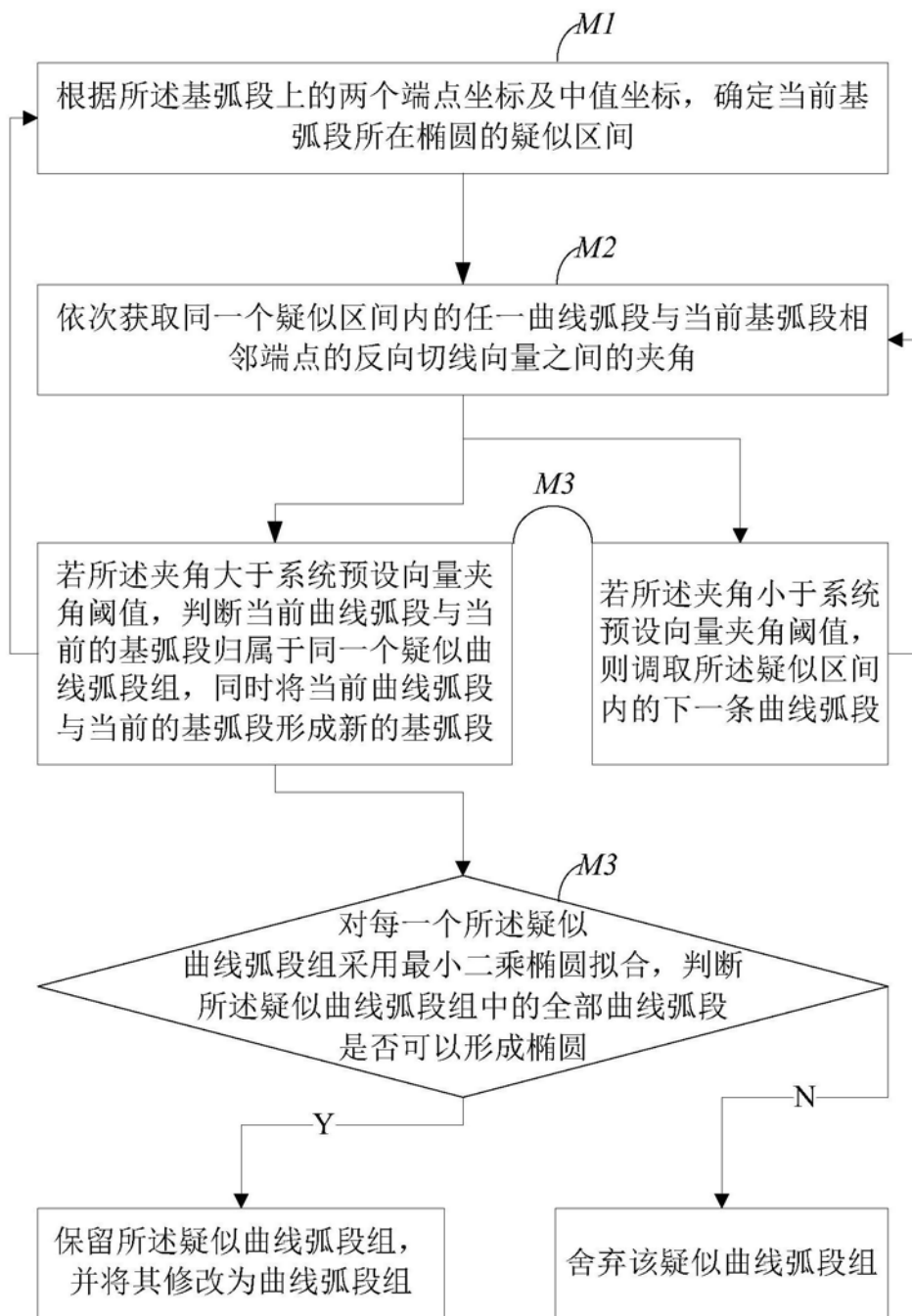


图3



图4A

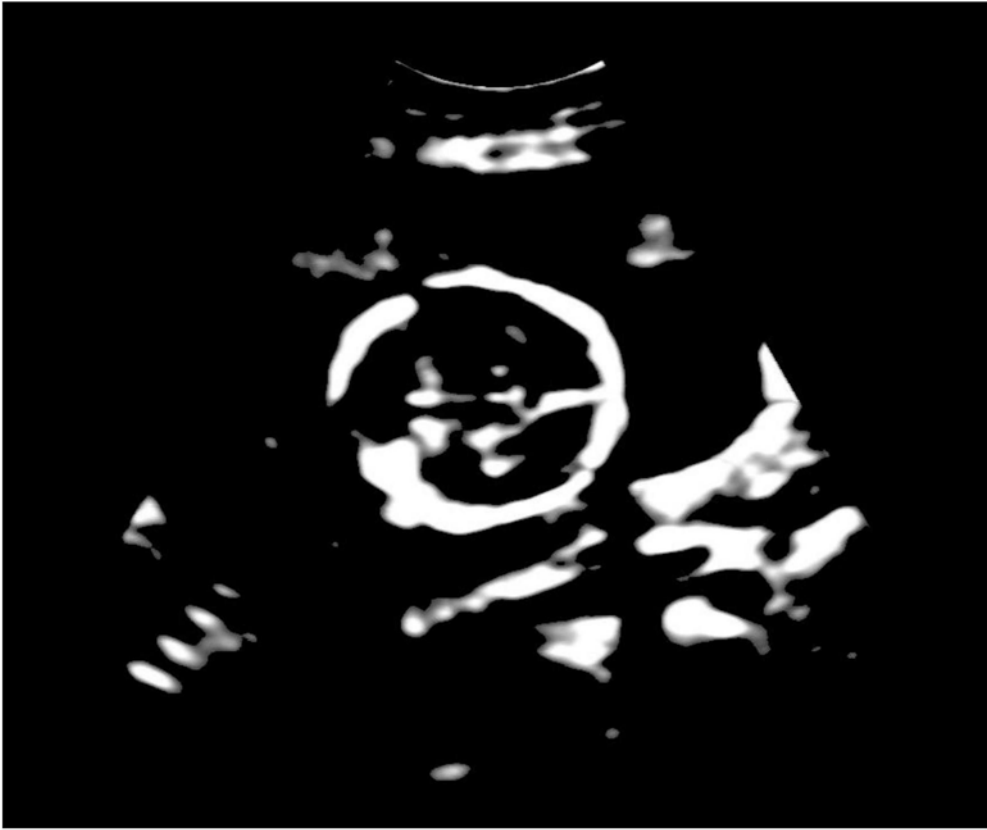


图4B



图4C

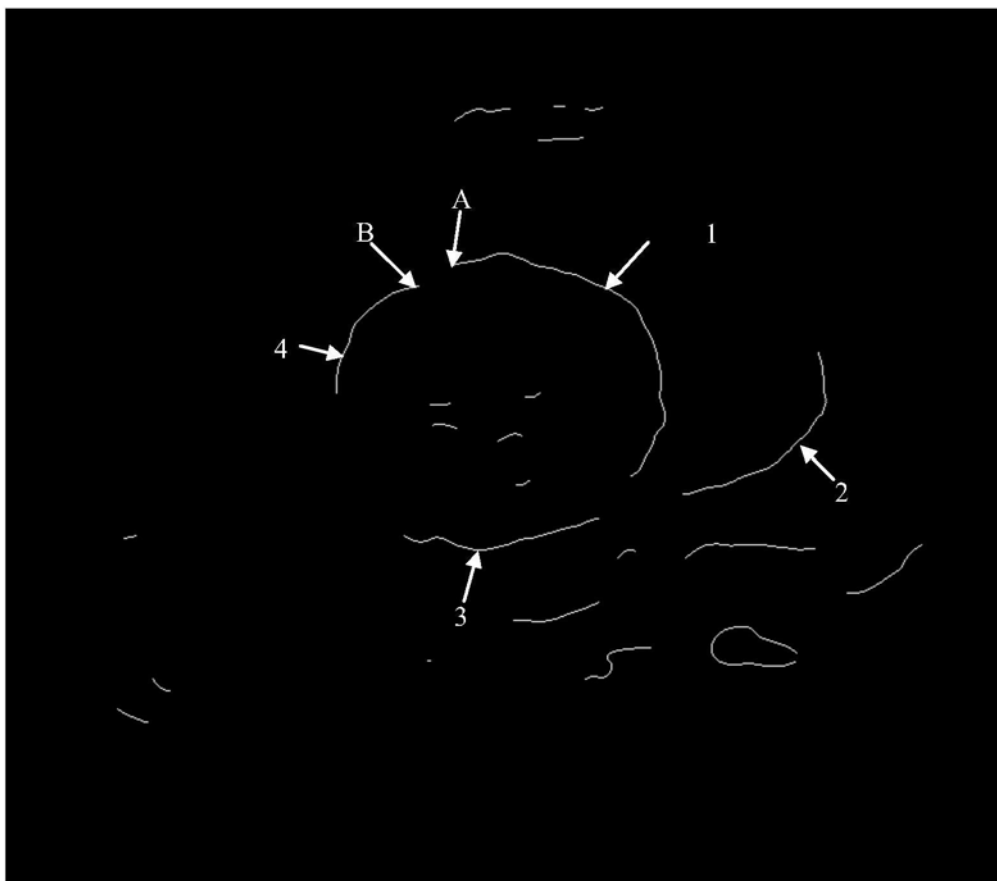


图4D

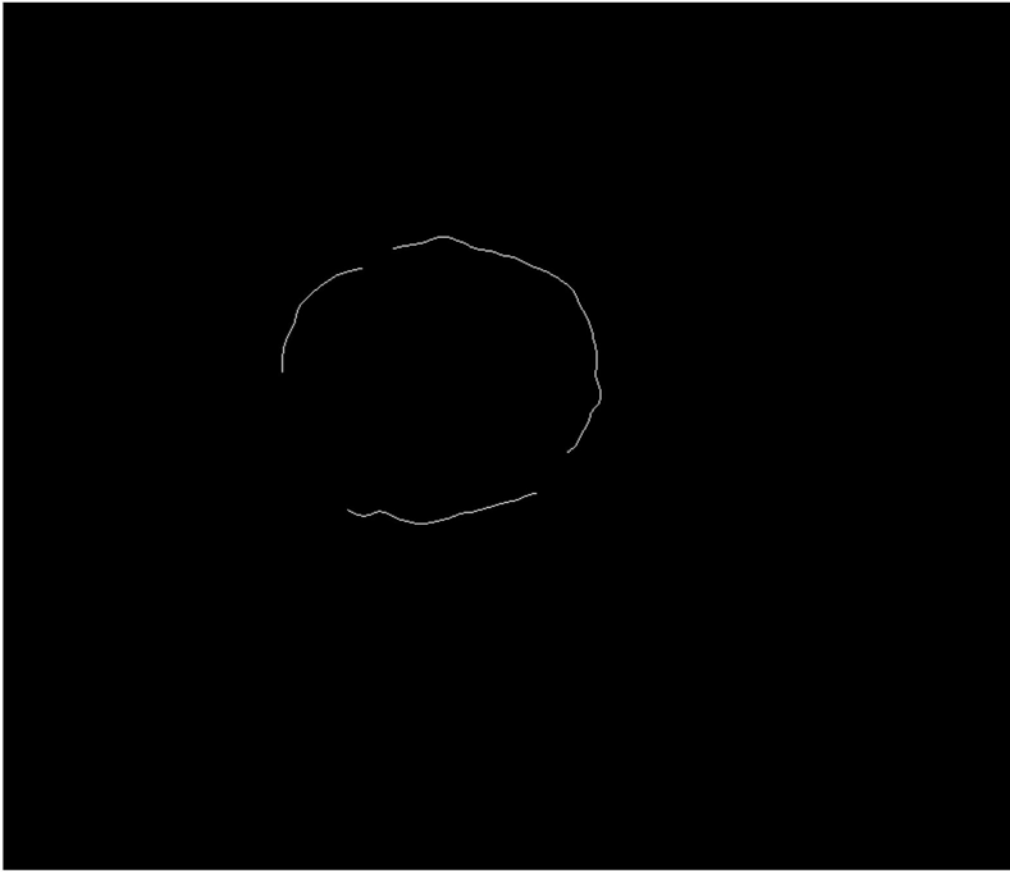


图4E

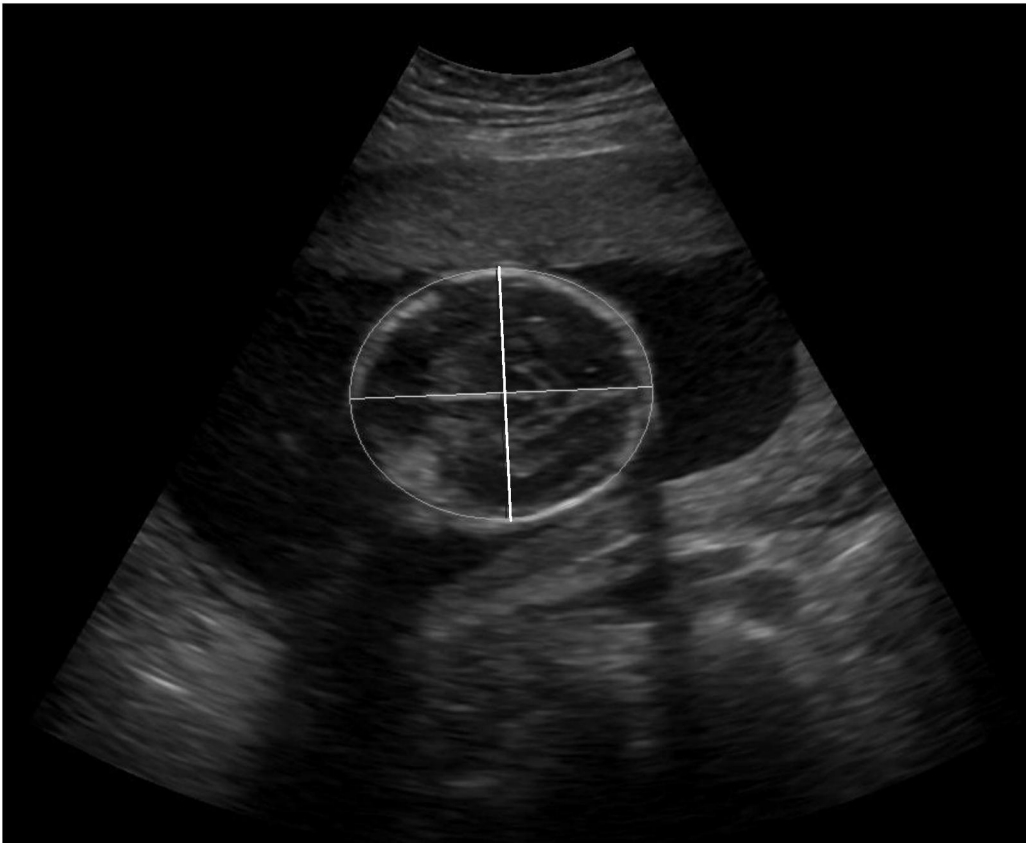


图4F

专利名称(译)	胎儿头围超声图像的自动检测方法及检测系统		
公开(公告)号	CN105662474B	公开(公告)日	2018-08-17
申请号	CN201610044110.7	申请日	2016-01-22
[标]申请(专利权)人(译)	飞依诺科技(苏州)有限公司		
申请(专利权)人(译)	飞依诺科技(苏州)有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	飞依诺科技(苏州)有限公司		
[标]发明人	赖昀 马睿		
发明人	赖昀 马睿		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0866		
代理人(译)	杨林洁		
其他公开文献	CN105662474A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种胎儿头围超声图像的自动检测方法及检测系统，所述方法包括：获取胎儿头围的超声图像，并获取其对应的二值图像；获取二值图像中的所有曲线弧段，并将所获取的曲线弧段组成曲线弧段集；依次将曲线弧段集中的每个曲线弧段作为基弧段；将曲线弧段集中的其他曲线弧段与当前的基弧段为同一个椭圆上的不同曲线弧段分为一组，形成曲线弧段组；获取椭圆匹配率最大的曲线弧段组；并判断其椭圆匹配率是否大于系统预设椭圆匹配率阈值，若是，将当前曲线弧段组匹配的椭圆确认为胎儿头围椭圆，根据胎儿头围椭圆获取胎儿头围周长；若否，判断匹配结果错误，重新获取胎儿头围的超声图像。本发明计算简单、检测精确、鲁棒性高。

