



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104414680 B

(45)授权公告日 2017.06.13

(21)申请号 201310367753.1

(51)Int.Cl.

(22)申请日 2013.08.21

A61B 8/00(2006.01)

(65)同一申请的已公布的文献号

审查员 王兆雨

申请公布号 CN 104414680 A

(43)申请公布日 2015.03.18

(73)专利权人 深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司

地址 518057 广东省深圳市南山区高新技术产业园区科技南十二路迈瑞大厦1-4层

(72)发明人 邹耀贤 林穆清 陈志杰 熊奕姚斌

(74)专利代理机构 广州华进联合专利商标代理有限公司 44224

代理人 何平

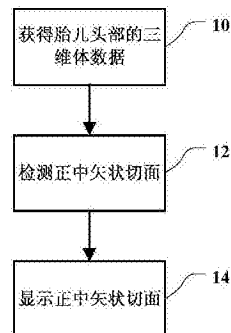
权利要求书2页 说明书17页 附图3页

(54)发明名称

一种三维超声成像方法及系统

(57)摘要

本发明实施例公开了一种三维超声成像的方法,包括:向胎儿头部发射超声波;接收超声回波,获得超声回波信号,并根据超声回波信号获得胎儿头部的三维体数据;根据胎儿头部正中矢状切面的特性,检测三维体数据中的正中矢状切面;显示正中矢状切面。本发明的实施例中的超声成像方法中,可以对胎儿进行超声扫描获得胎儿头部的三维体数据,并根据获得的三维体数据,自动检测胎儿脑部的正中矢状切面并予以显示,解决了医生手动难以准确定位正中矢状切面的问题,使得医生可以方便地观察胎儿脑部正中矢状切面的情况。



1. 一种三维超声成像方法,其特征在于,包括:  
向胎儿头部发射超声波;  
接收超声回波,获得超声回波信号;  
根据所述超声回波信号获得胎儿头部的三维体数据;  
根据胎儿头部正中矢状切面在胎儿头部的三维体数据中的图像特征,从所述三维体数据中检测正中矢状切面;  
显示所述正中矢状切面。
2. 如权利要求1所述的方法,其特征在于:根据胎儿头部正中矢状切面的灰度特征,从所述三维体数据中检测所述正中矢状切面。
3. 如权利要求1或者2所述的方法,其特征在于,其中从所述三维体数据中检测正中矢状切面的步骤包括:  
在所述三维体数据中提取代表满足平面内的灰度值大于平面两侧的灰度值的条件的平面的矢状面特征区域;  
从所述矢状面特征区域中选择至少三个特征点;  
根据所述至少三个特征点确定所述正中矢状切面所在的平面。
4. 如权利要求1或者2所述的方法,其特征在于,其中从所述三维体数据中检测正中矢状切面的步骤包括:  
在所述三维体数据中提取至少两个切面;  
根据脑中线的灰度值大于脑中线两侧的灰度值的特征,在所述至少两个切面中提取脑中线,获得至少两条脑中线;  
根据所述至少两条脑中线限定的平面确定所述正中矢状切面所在的平面。
5. 如权利要求4所述的方法,其特征在于,在所述至少两个切面中提取脑中线的步骤包括:对于所述至少两个切面中的每一个切面,执行下列步骤:  
在所述切面中提取代表满足线上的灰度值大于线两侧的灰度值的线的脑中线特征区域;  
从所述脑中线特征区域中选择至少两个特征点;  
根据所述至少两个特征点确定所述脑中线。
6. 如权利要求1或者2所述的方法,其特征在于,其中从所述三维体数据中检测正中矢状切面的步骤包括:  
在所述三维体数据中选择一组备选切面;  
计算所述一组备选切面中每个备选切面的对称性指数,获得一组对称性指数;  
从所述一组对称性指数中选择满足特征条件的特征对称性指数,并且以所述特征对称性指数对应的备选切面为所述正中矢状切面。
7. 如权利要求6所述的方法,其特征在于,在所述三维体数据中选择一纵切面为所述一组备选切面。
8. 如权利要求6所述的方法,其特征在于,其中计算所述一组备选切面中每个备选切面的对称性指数的步骤包括:对于所述一组备选切面中的每个备选切面,执行下列步骤:  
在所述备选切面两侧选择至少一对第一区域和第二区域,并且所述第一区域和第二区域关于所述备选切面对称;

用所述第一区域中的数据和所述第二区域中的数据计算所述备选切面的对称性指数。

9. 如权利要求8所述的方法,其特征在于,所述对称性指数为:

所述第一区域和所述第二区域中关于所述备选切面对称点灰度差的绝对值之和,并且所述特征条件为:对称性指数最小;和/或

所述第一区域和所述第二区域的相关系数,并且所述特征条件为:对称性指数最大;和/或

所述第一区域和所述第二区域的欧式距离,并且所述特征条件为:对称性指数最小;和/或

所述第一区域和所述第二区域的余弦相似度,并且所述特征条件为:对称性指数最大。

10. 如权利要求1或者2所述的方法,其特征在于,其中在所述三维体数据中检测正中矢状切面的步骤包括:

获取根据已有的胎儿正中矢状切面的图像生成的胎儿头部正中矢状切面的模板图像;在所述三维体数据中选择一组备选切面;

计算所述一组备选切面中的每个备选切面与所述模板图像的相似性指数,获得一组相似性指数;

从所述一组相似性指数中选择满足特征条件的特征相似性指数,并且以所述特征相似性指数对应的备选切面为所述正中矢状切面。

11. 如权利要求10所述的方法,其特征在于,在所述三维体数据中选择一纵切面为所述一组备选切面。

12. 如权利要求10所述的方法,其特征在于,在所述三维体数据中选择一组备选切面之前还包括:将所述三维体数据和所述模板图像对齐到同一尺度空间。

13. 如权利要求12所述的方法,其特征在于,将所述三维体数据和所述模板图像对齐到同一尺度空间的步骤包括:

检测所述三维体数据中的切面图像中的特定结构特征;

根据所述特定结构特征的大小将所述三维体数据变换到与所述模板图像相同的尺寸。

14. 如权利要求10所述的方法,其特征在于,所述相似性指数为:

所述备选切面和所述模板图像中对应的点的灰度值的差的绝对值之和,并且所述特征条件为:相似性指数最小;和/或

所述备选切面和所述模板图像的相关系数,并且所述特征条件为:相似性指数最大;和/或

所述备选切面和所述模板图像的欧式距离,并且所述特征条件为:相似性指数最小;和/或

所述备选切面和所述模板图像的余弦相似度,并且所述特征条件为:相似性指数最大。

15. 一种三维超声成像系统,其特征在于,包括:

探头,所述探头向胎儿头部发射超声波并接收超声回波,获得超声回波信号;

三维成像模块,所述三维成像模块根据所述超声回波信号获得胎儿头部的三维体数据,并根据胎儿头部正中矢状切面在胎儿头部的三维体数据中的图像特征,从所述三维体数据中检测正中矢状切面;

显示器,所述显示器显示所述正中矢状切面。

## 一种三维超声成像方法及系统

### 技术领域

[0001] 本发明涉及医用超声成像技术领域,尤其是涉及一种三维超声成像方法和系统。

### 背景技术

[0002] 超声仪器一般用于医生观察人体的内部组织结构,医生将超声探头放在人体部位对应的皮肤表面,可以得到该部位的超声图像。超声由于其安全、方便、无损、廉价等特点,已经成为医生诊断的主要辅助手段之一。

[0003] 产科是超声诊断应用最广泛的领域之一,在该领域,超声避免了X射线等母体及胎儿的影响,其应用价值明显优于其他影像学检查设备。超声不仅能对进行胎儿形态学的观察和测量,还能获得胎儿呼吸、泌尿等生理、病例方面的多种信息,以评价胎儿的健康及发育状况。

[0004] 在胎儿神经系统检查中,胼胝体和小脑蚓部是两个很重要的检查项目,其中,胼胝体是大脑半球中最大的连合纤维,负责大脑两半球间的通讯,缺失或发育不良将导致癫痫、智力低下、运动功能障碍等一系列并发症。小脑蚓部的缺失或者发育不良为Dandy-walker综合症的表现,50%的Dandy-walker患者有精神运动发育迟滞和智力低下,且常伴有染色体异常和其他畸形,预后差,死亡率高。

[0005] 可见,胼胝体和小脑蚓部的异常均是重大疾病的表现,如未能在产检中发现,将给患者家庭和社会带来巨大精神和经济负担,同时,作为检查主体的医院,也可能因此产生医疗纠纷。然而,在胎儿神经系统的检查中,胼胝体和小脑蚓部是最容易误诊和漏诊的项目,究其原因,在于胎儿的正中矢状面是观察胼胝体和小脑蚓部的最佳切面,但由于胎儿体位、羊水、鼻骨遮挡、医生技术水平等因素的影响,在常规的二维超声下很难获得胎儿的正中矢状面,即便能获得,也需要花费很长的检查时间,很多医生只能通过其它切面(如小脑切面、丘脑切面等)进行非直观的诊断,容易出现误诊和漏诊。

[0006] 近年来,随着三维超声在临床上的广泛应用,部分医生通过以双顶径切面作为起始平面对胎儿进行三维扫查,然后通过手动旋转、平移等几何变换,在3D超声中的第三平面调出正中矢状面来,在该切面下检查胼胝体和小脑蚓部。从各种公开文选中可以看出,采用该方法得到的矢状面的图像质量虽然比二维图像略差,但胼胝体和小脑蚓部的显示率却非常高,通过该方法可以快速、准确地判断胼胝体和小脑蚓部是否异常。然而,医生需要对三维空间有非常深刻的理解,才能够在3D下通过手动旋转、平移几何操作调节出正中矢状面,但大部分超声医生都是非理工科背景,对三维空间缺乏理解,很难从一个体数据中通过手动的方法将正中矢状面调节出来。因此,尽管经过了多年的发展,也只是一小部分大医院中的小部分医生才掌握了该诊断技术。

### 发明内容

[0007] 本发明的目的之一是提供一种能够对胎儿脑部进行三维成像并且自动检测胎儿脑部的正中矢状切面的三维超声成像方法。

[0008] 本发明实施例公开的技术方案包括：

[0009] 提供了一种三维超声成像方法，其特征在于，包括：向胎儿头部发射超声波；接收超声回波，获得超声回波信号；根据所述超声回波信号获得胎儿头部的三维体数据；根据胎儿头部正中矢状切面的特征，从所述三维体数据中检测正中矢状切面；显示所述正中矢状切面。

[0010] 本发明一个实施例中，根据胎儿头部正中矢状切面的灰度特征，从所述三维体数据中检测所述正中矢状切面。

[0011] 本发明一个实施例中，其中从所述三维体数据中检测正中矢状切面的步骤包括：在所述三维体数据中提取代表满足平面内的灰度值大于平面两侧的灰度值的条件的平面的矢状面特征区域；从所述矢状面特征区域中选择至少三个特征点；根据所述至少三个特征点确定所述正中矢状切面所在的平面。

[0012] 本发明一个实施例中，其中从所述三维体数据中检测正中矢状切面的步骤包括：在所述三维体数据中提取至少两个切面；根据脑中线的灰度值大于脑中线两侧的灰度值的特征，在所述至少两个切面中提取脑中线，获得至少两条脑中线；根据所述至少两条脑中线限定的平面确定所述正中矢状面所在的平面。

[0013] 本发明一个实施例中，在所述至少两个切面中提取脑中线的步骤包括：对于所述至少两个切面中的每一个切面，执行步骤：在所述切面中提取代表满足线上的灰度值大于线两侧的灰度值的线的脑中线特征区域；从所述脑中线特征区域中选择至少两个特征点；根据所述至少两个特征点确定所述脑中线。

[0014] 本发明一个实施例中，其中从所述三维体数据中检测正中矢状切面的步骤包括：在所述三维体数据中选择一组备选切面；计算所述一组备选切面中每个备选切面的对称性指数，获得一组对称性指数；从所述一组对称性指数中选择满足特征条件的特征对称性指数，并且以所述特征对称性指数对应的备选切面为所述正中矢状切面。

[0015] 本发明一个实施例中，在所述三维体数据中选择一纵切面为所述一组备选切面。

[0016] 本发明一个实施例中，其中计算所述一组备选切面中每个备选切面的对称性指数的步骤包括：对于所述一组备选切面中的每个备选切面，执行步骤：在所述备选切面两侧选择至少一对第一区域和第二区域，并且所述第一区域和第二区域关于所述备选切面对称；用所述第一区域中的数据 and 所述第二区域中的数据计算所述备选切面的对称性指数。

[0017] 本发明一个实施例中，所述对称性指数为：所述第一区域和所述第二区域中关于所述备选切面对称点灰度差的绝对值之和，并且所述特征条件为：对称性指数最小；和/或所述第一区域和所述第二区域的相关系数，并且所述特征条件为：对称性指数最大；和/或所述第一区域和所述第二区域的欧式距离，并且所述特征条件为：对称性指数最小；和/或所述第一区域和所述第二区域的余弦相似度，并且所述特征条件为：对称性指数最大。

[0018] 本发明一个实施例中，其中在所述三维体数据中检测正中矢状切面的步骤包括：获取根据已有的胎儿正中矢状切面的图像生成的胎儿头部正中矢状切面的模板图像；在所述三维体数据中选择一组备选切面；计算所述一组备选切面中的每个备选切面与所述模板图像的相似性指数，获得一组相似性指数；从所述一组相似性指数中选择满足特征条件的特征相似性指数，并且以所述特征相似性指数对应的备选切面为所述正中矢状切面。

[0019] 本发明一个实施例中,在所述三维体数据中选择一组纵切面为所述一组备选切面。

[0020] 本发明一个实施例中,在所述三维体数据中选择一组备选切面之前还包括:将所述三维体数据和所述模板图像对齐到同一尺度空间。

[0021] 本发明一个实施例中,将所述三维体数据和所述模板图像对齐到同一尺度空间的步骤包括:检测所述三维体数据中的切面图像中的特定结构特征;根据所述特定结构特征的大小将所述三维体数据变换到与所述模板图像相同的尺寸。

[0022] 本发明一个实施例中,所述相似性指数为:所述备选切面和所述模板图像中对应的点的灰度值的差的绝对值之和,并且所述特征条件为:相似性指数最小;和/或所述备选切面和所述模板图像的相关系数,并且所述特征条件为:相似性指数最大;和/或所述备选切面和所述模板图像的欧式距离,并且所述特征条件为:相似性指数最小;和/或所述备选切面和所述模板图像的余弦相似度,并且所述特征条件为:相似性指数最大。

[0023] 本发明的实施例中,还提供了一种三维超声成像系统,其特征在于,包括:探头,所述探头向胎儿头部发射超声波并接收超声回波,获得超声回波信号;三维成像模块,所述三维成像模块根据所述超声回波信号获得胎儿头部的三维体数据,并根据胎儿头部正中矢状切面的特征,从所述三维体数据中检测正中矢状切面;显示器,所述显示器显示所述正中矢状切面。

[0024] 本发明的实施例中的超声成像方法中,可以对胎儿进行超声扫描获得胎儿头部的三维体数据,并根据获得的三维体数据,自动检测胎儿脑部的正中矢状切面并予以显示,解决了医生手动难以准确定位正中矢状切面的问题,使得医生可以方便地观察胎儿脑部正中矢状切面的情况,可以为医师提供大量重要的关键信息。

## 附图说明

[0025] 图1为本发明一个实施例的三维超声成像系统的框图示意图。

[0026] 图2为本发明一个实施例的三维超声成像方法的流程示意图。

[0027] 图3为本发明一个实施例的三维体数据的示意图。

[0028] 图4为胎儿脑部的正中矢状切面的位置示意图。

[0029] 图5为胎儿脑部的正中矢状切面的示意图。

[0030] 图6为图5中的L1切面的示意图。

[0031] 图7为图5中的L2切面的示意图。

[0032] 图8为本发明一个实施例的检测正中矢状面的步骤的流程示意图。

[0033] 图9为三维空间中的平面及其平面参数的示意图。

[0034] 图10为本发明一个实施例中的三维Hough矩阵的示意图。

[0035] 图11为本发明另一个实施例的检测正中矢状面的步骤的流程示意图。

[0036] 图12为本发明再一个实施例的检测正中矢状面的步骤的流程示意图。

[0037] 图13为本发明又一个实施例的检测正中矢状面的步骤的流程示意图。

## 具体实施方式

[0038] 如图1所示,为三维超声成像系统的结构框图。三维超声成像系统包括探头2、发

射/接收选择开关3、发射电路4、接收电路5、波束合成模块6、信号处理模块7、三维成像模块8、显示器9。发射电路4将一组经过延迟聚焦的脉冲发送到探头2,探头2向被测机体组织(图中未示出)发射超声波,经一定延时后接收从被测机体组织反射回来的带有组织信息的超声回波,并将此超声回波重新转换为电信号。接收电路5接收这些电信号,并将这些超声回波信号送入波束合成模块6。超声回波信号在波束合成模块6完成聚焦延时、加权和通道求和,再经过信号处理模块7进行信号处理。经过信号处理模块7处理的信号送入三维成像模块8,经过三维成像模块8处理,得到三维图像等可视信息,然后送入显示器9进行显示。

[0039] 当探头2扫描一个扫描周期后,经过信号处理模块7处理后的信号在三维成像模块8中形成一卷极坐标下的三维体数据,该极坐标下的三维体数据经过重建处理,将极坐标体数据转换成直角坐标体数据,从而获得一卷直角坐标下的三维体数据。然后,三维成像模块8对该直角坐标下的三维体数据使用可视化算法进行计算,从而获得可视信息,并在显示设备上显示。

[0040] 本发明的实施例中,三维超声成像系统的三维成像模块8还包括用于自动检测胎儿正中矢状面的子模块,该子模块能够根据获得的胎儿头部的三维体数据,从中自动检测出胎儿的正中矢状面并显示(下文中详述)。

[0041] 本发明的一个实施例中,一种三维超声成像的方法的流程示意图如图2所示。

[0042] 本实施例中,在步骤10中,首先使用三维超声成像系统对胎儿头部进行三维扫描,向胎儿头部发射超声波并且接收超声回波,获得的超声回波信号,超声回波信号经过如前文所述的处理,从而获得胎儿头部的三维体数据(下文中简称为“三维体数据”)。对扫描目标进行三维扫描并且处理超声回波信号获得三维体数据的具体步骤可以与本领域内常用的三维扫描和成像的方法相同或者类似,在此不再详述。

[0043] 经过步骤10,可以获得胎儿头部的至少一卷三维体数据。

[0044] 例如,一卷三维体数据的示意图可以如图3所示。从图3可见,该卷体数据可以是由F帧大小为 $W \times H$ 的图像帧构成,其中W为图像帧的宽度,H为图像帧的高度。此外,由图3中可见,图3中将图像帧的宽度方向定义为X方向,将图像帧的高度方向定义为Y方向,多针图像帧排列的方向定义为Z方向。可以理解,其中X、Y和Z方向也可以以不同的方式定义。

[0045] 步骤10中获得了三维体数据之后,本发明的方法中,期望能够自动从三维体数据中检测出胎儿脑部的正中矢状切面。

[0046] 胎儿脑部的正中矢状切面的位置如图4所示,图4中的线D即代表胎儿脑部的正中矢状切面的位置。胎儿脑部的正中矢状切面的一个示意图显示在图5中。可见,在这个正中矢状切面上,包含了关于胎儿的胼胝体、小脑蚓部、透明隔腔的重要信息,此外,从胎儿脑部的正中矢状切面上,也能够观察胎儿的小脑延髓池、丘脑黏合、第四脑室等等结构。因此,自动检测出胎儿脑部的正中矢状切面并向将其显示出来,可以为医师提供大量重要的关键信息,极大地方便医师对胎儿状况的观察。

[0047] 图6和图7分别示意性地图示了胎儿脑部的与正中矢状切面垂直的切面L1和L2的示意图。

[0048] 申请人经过研究发现,在胎儿脑部的三维图像中,正中矢状切面具有一些特别的特征,例如,在胎儿脑部的三维图像中的所有切面中,正中矢状切面整体具有比周围区域的灰度值更大的灰度值,也就是说,在胎儿脑部的三维图像中,正中矢状切面表现为灰度值明

显大于其附近区域的灰度值的切面,或者说,正中矢状切面在三维胎儿脑部的三维图像中表现为一个比周围的区域更亮的切面;或者,在胎儿脑部中,正中矢状面两侧的结构是近似对称的,因此在胎儿脑部的三维图像中,在正中矢状切面两侧的图像数据将表现出近似的对称性;或者,在胎儿脑部中,正中矢状面位于脑部中间位置,而在胎儿脑部的三维图像中,与正中矢状切面相交的其它切面中都会包含该切面与该正中矢状切面的相交位置处的信息,在其它切面的图像中,该切面与正中矢状切面的交线表现为比较亮的线,即脑中线,这些脑中线的集合即构成了正中矢状切面;等等。本发明的一些实施例中,即利用胎儿脑部的正中矢状切面的这些特征来检测或者识别胎儿脑部的三维体数据中的正中矢状切面。

[0049] 因此,本发明的一些实施例中,在步骤12,即根据胎儿脑部的正中矢状切面的特征(例如,如前文所述的特征,例如灰度特征),在步骤10中获得的三维体数据中检测该三维体数据中的正中矢状切面。

[0050] 本发明的实施例中,前述的“在步骤10中获得的三维体数据中检测该三维体数据中的正中矢状切面”,可以是在全部胎儿头部的三维体数据中检测,也可以是在胎儿头部的三维体数据中的一部分中检测,例如,可以是在正中矢状切面最可能存在于其中的区域内检测,而去除正中矢状切面明显不可能存在于其中的区域。例如,由于胎儿头部的正中矢状切面是位于胎儿头部中间位置的纵切面(即在从头顶部分到颈部部分的方向上的切面),因此位于头部边缘处的一些区域中明显不可能存在正中矢状切面,这样的区域可以剔除在检测范围之外。

[0051] 本发明的实施例中,可以使用多种方法根据该三维体数据检测其中的正中矢状切面。

[0052] 例如,如前文所述,在三维体数据中,正中矢状切面表现出该正中矢状切面内的灰度值(例如,灰度值,等等)大于周围区域的灰度值的特征。因此,本发明的一个实施例中,利用正中矢状切面的这个特征从三维体数据中检测正中矢状切面。

[0053] 本发明的一个实施例中,根据三维体数据检测正中矢状切面的流程示意图如图8所示。

[0054] 本发明的实施例中,在步骤80,可以首先在三维体数据中提取代表满足平面内的灰度值大于平面两侧的灰度值的条件的平面的矢状面特征区域。

[0055] 也就是说,本发明的实施例中,在三维体数据中提取一些特征区域,并且本发明的实施例的方法中,这些需要的特征区域是代表着三维体数据中满足平面内的灰度值大于平面两侧的灰度值的条件的平面的区域,这种提取出来的特征区域即为本发明实施例的方法所需要的矢状面特征区域。这样,充分利用“正中矢状切面表现为灰度值明显大于其附近区域的灰度值的切面”的特征,能够获得良好的正中矢状切面的检测效果。

[0056] 本发明的实施例中,可以使用多种适合的方法从三维体数据中提取这种矢状面特征区域。例如,一种实施例中,可以使用特征提取算子与该三维体数据做卷积,得到卷积后的图像,该卷积后的图像中即包含了提取出的矢状面特征区域。

[0057] 本发明的实施例中,用特征提取算子对三维体数据做卷积时,可以分别对组成三维体数据的每个图像帧分别用二维特征提取算子做卷积,然后将卷积后的图像帧组合成卷积后的三维体数据;或者,也可以直接设计三维特征提取算子,直接用三维特征提取算子与三维体数据做卷积。卷积运算的具体步骤是本领域内熟知的,在此不再详述。

[0058] 本发明的实施例中,特征提取算子可以根据需要提取的图像特征而设计。例如,如前文所述的实施例中,需要提取区域内的灰度值大于区域两侧的灰度值的矢状面特征区域。此时,可以使用下列特征提取算子中的一个或者多个:

$$[0059] \begin{bmatrix} -1 & -1 & -1 \\ 2 & 2 & 2 \\ -1 & -1 & -1 \end{bmatrix} \quad (1);$$

$$[0060] \begin{bmatrix} -1 & \dots & -1 \\ & 0 & \\ 2 & \dots & 2 \\ & 0 & \\ -1 & \dots & -1 \end{bmatrix} \quad (2);$$

$$[0061] \begin{bmatrix} -1 \\ 0 \\ \dots \\ 0 \\ 2 \\ 0 \\ \dots \\ 0 \\ -1 \end{bmatrix} \quad (3);$$

$$[0062] \begin{bmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -2 & -1 \end{bmatrix} \quad (4);$$

$$[0063] \begin{bmatrix} -1 & -2 & -1 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 2 & 1 \end{bmatrix} \quad (5)。$$

[0064] 本发明的实施例中,也可以使用上述特征提取算子经过转置(矩阵转置)、旋转等变形或者相互之间组合之后获得的特征提取算子,也可以使用其它适合的特征提取算子,比如Roberts算子、拉普拉斯高斯算子及其变形、等等。

[0065] 本发明的实施例中,类似地,也可直接设计三维特征提取算子,在此不再详述。

[0066] 本发明的实施例中,特征提取算子(二维的或者三维的)的大小可以根据需要设定。

[0067] 在步骤80中提取了矢状面特征区域之后,在步骤81中,可以从这些提取出的矢状面特征区域中选择其值满足特定条件的特征点,通常,选择至少三个特征点。记录选择出的特征点的特征点参数,这些特征点的特征点参数将用于后续步骤。

[0068] 本发明的实施例中,这里的特征点参数可以包括特征点的坐标和/或特征点的值(例如,灰度值或者卷积后的结果值,等等)。

[0069] 本发明的实施例中,前述的特定条件可以根据所采用的特征提取算子的性质确定。例如,如果采用前述的特征提取算子(1)~(5),可将前述的特定条件设置为卷积结果中值大于某个阈值的点,该阈值可以为经验参数,可以根据实际需要确定。

[0070] 此外,本发明的实施例中,为了减少后续平面检测步骤(下文详述)的压力,尽量减少噪声的影响,可以根据一定的先验知识去除一些明显不可能是头部内的点。例如,头部一般都位于三维体数据的中间。因此,可以只选择以三维体数据的中心为球心、以某个阈值为半径的球或椭球内的点为特征点。这里的阈值也可以根据经验或者实际情况确定。

[0071] 步骤81中选择了特征点之后,这些选择的特征点通常可以确定一个平面,本发明的实施例中,认为这个平面即为正中矢状切面所在的平面,三维体数据中与该平面重合的切面即为胎儿脑部的正中矢状切面。因此,本发明的实施例中,在步骤82中,检测出这些选择的特征点确定的平面,也就确定出了胎儿脑部的正中矢状切面所在的平面。

[0072] 根据多个特征点确定一个平面可以使用多种方法实现,例如加权Hough变换法、随机Hough变换法、最小二乘估计法、Radon变换法等等。

[0073] 例如,一个实施例中,可以使用加权Hough变换的方法检测这些选择的特征点确定的平面,下面进行详细描述。

[0074] 在三维空间中,平面方程可以用一般表达式 $aX+bY+cZ+d=0$ 或 $Z=aX+bY+c$ 或 $Y=aX+bZ+c$ 表示,其中 $a$ 、 $b$ 、 $c$ 和 $d$ 即为确定一个平面的平面参数。

[0075] 三维空间中,平面方程也可以用如下的平面标准表达式进行表达:

$$[0076] \quad \rho = \cos \theta \cos \varphi X + \sin \theta \cos \varphi Y + \sin \varphi Z \quad (6)$$

[0077] 其中,式(6)中, $\theta$ 、 $\varphi$ 、 $\rho$ 为平面参数,其意义可以如图9所示,一组 $\theta$ 、 $\varphi$ 、 $\rho$ 参数即确定一个平面。

[0078] 式(6)中的平面参数 $\theta$ 、 $\varphi$ 、 $\rho$ 有各自的取值范围,它们的取值范围与三维直角坐标系的设置方式有关。例如,对于三维体数据,三维直角坐标系的原点位置不同,则相应的平面参数的取值范围也不同。

[0079] 例如,图9所示的实施例中,参数 $\rho$ 的取值范围可以如下式所示:

$$[0080] \quad 0 \leq \rho \leq \sqrt{(W-1)^2 + (H-1)^2 + (F-1)^2} \quad (7)$$

[0081]  $W$ 、 $H$ 、 $F$ 为三维体数据的尺寸,其中 $F$ 为三维体数据中的图像帧的数量, $W$ 为图像帧的宽度, $H$ 为图像帧的高度。

[0082] 容易理解,当以其它的方式设置三维直角坐标系时,平面参数 $\theta$ 、 $\varphi$ 、 $\rho$ 的取值范围相应地为其它值。

[0083] 在三维体数据对应的三维空间中,过一个点有无数个平面,即对应无数个 $\theta$ 、 $\varphi$ 、 $\rho$ ,这样可以构造一个新的参数空间,这里称为 $\theta$ - $\varphi$ - $\rho$ 空间,也即Hough空间,Hough变换的思想为将三维体数据对应的原三维空间中的各个点投影到Hough空间中,通过检测Hough空间的峰值,峰值点就对应了三维体数据对应的原三维空间中的平面。

[0084] 本发明的一个实施例中,由于 $\theta$ 、 $\varphi$ 、 $\rho$ 是连续的参数,因此可以将 $\theta$ 、 $\varphi$ 、 $\rho$ 采样,可以将 $\theta$ - $\varphi$ - $\rho$ 细分成不同的单元(如图10所示)。这样,加权Hough变换的步骤可以如下:

[0085] S11:计算参数取值范围及采样步长。参数 $\rho$ 的取值范围可以如式7所示, $\theta$ 、 $\varphi$ 最大的取值范围可以参考图9确定,例如, $0^\circ \leq \theta < 360^\circ$ , $-90^\circ \leq \varphi \leq 90^\circ$ 。

[0086] 本发明的实施例中,也可以根据一些先验知识缩小取值范围。

[0087] 设最终的取值范围为 $\theta_{\min} \leq \theta \leq \theta_{\max}$ ,  $\varphi_{\min} \leq \varphi \leq \varphi_{\max}$ ,  $\rho_{\min} \leq \rho \leq \rho_{\max}$ , 采样步长 $\theta_{step}$ ,  $\varphi_{step}$ ,  $\rho_{step}$ 可以根据实际需要的检测精度确定,例如,一个实施例中,可以取 $\theta_{step} = 1$ ,  $\varphi_{step} = 1$ ,  $\rho_{step} = 2$ 。当然,也可以取适合的其它值。

[0088] S12:生成Hough矩阵并初始化。生成Hough矩阵并初始化为0,一种三维的Hough矩阵的大小可以为:

$$[0089] \quad \frac{(\theta_{\max} - \theta_{\min})}{\theta_{step}} \times \frac{(\varphi_{\max} - \varphi_{\min})}{\varphi_{step}} \times \frac{(\rho_{\max} - \rho_{\min})}{\rho_{step}} \quad (8)。$$

[0090] 本发明的实施例中,这里也可采用3个1维的Hough矩阵,其大小可以分别为

$$\frac{(\theta_{\max} - \theta_{\min})}{\theta_{step}}, \frac{(\varphi_{\max} - \varphi_{\min})}{\varphi_{step}}, \frac{(\rho_{\max} - \rho_{\min})}{\rho_{step}}。$$

[0091] S13:参数投票。对每个选择的特征点,以及前述参数取值范围内的每个 $\theta_j$ 及 $\varphi_k$ ,计算对应的 $\rho_l$ :

$$[0092] \quad \rho_l = \cos \theta_j \cos \varphi_k X_i + \sin \theta_j \cos \varphi_k Y_i + \sin \varphi_k Z_i \quad (9),$$

[0093] 其中 $(X_i, Y_i, Z_i)$ 为第i个特征点 $P_i$ 的坐标。

[0094] 并将Hough矩阵更新为:

$$[0095] \quad H(\theta_j, \varphi_k, \rho_l) = H(\theta_j, \varphi_k, \rho_l) + V_i \quad (10),$$

[0096] 其中 $V_i$ 为第i个特征点 $P_i$ 的值(例如,灰度值或者卷积后的结果值,等等)。

[0097] S14:Hough矩阵峰值检测。计算Hough矩阵H中最大值对应的 $\theta, \varphi, \rho$ 。设Hough矩阵H中最大值的位置为 $\theta_j, \varphi_k, \rho_l$ ,则平面检测结果为:

$$[0098] \quad \theta = \theta_j \theta_{step} + \theta_{\min}$$

$$[0099] \quad \varphi = \varphi_k \varphi_{step} + \varphi_{\min} \quad (11)。$$

$$[0100] \quad \rho = \rho_l \rho_{step} + \rho_{\min}$$

[0101] 这里,对于前述的采用3个1维的Hough矩阵的实施例,则分别计算每个Hough矩阵中最大值对应的 $\theta, \varphi, \rho$ 。

[0102] 本实施例中,加权Hough变换考虑到了选择的特征点中每个特征点 $P_i$ 对平面检测的贡献值是不同的,其对应的值 $V_i$ 越大,其在Hough矩阵上对应的贡献也越大。

[0103] 本发明的实施例中,也可以不考虑每个特征点的贡献的差异,即可将前述方法中的每个特征点的 $V_i$ 值都设置为1。此时,仍然可以检测出这些特征点确定的一个平面。实际上,此时前述的带权重的Hough变换方法退化为传统的Hough变换算法。

[0104] 本发明的实施例中,也可以使用其它的平面检测方法。例如,一个实施例中,可以使用随机Hough变换方法检测选择出的特征点确定的一个平面。随机Hough变换方法的具体步骤可以如下:

[0105] S21:计算参数取值范围及采样步长。计算平面方程参数 $\theta, \varphi, \rho$ 取值范围及采样步长,该步骤可以与前述方法中的S11步骤相同或者类似。

[0106] S22:生成Hough矩阵并初始化为0。生成3维Hough矩阵并初始化为0,该步骤可以与前述方法中的S12步骤相同或者类似。

[0107] S23:随机选点。从选择出的特征点中随机选择3个点。

[0108] S24:平面方程求解,计算平面参数。将3个点的坐标代入平面方程,求解平面方程参数 $\theta, \varphi, \rho$ ,平面方程参数求解方法是本领域技术人员熟知的,在此不再详述。

[0109] S25:更新Hough矩阵。将求解出的 $\theta, \varphi, \rho$ 在Hough矩阵对应的位置上加上1。

[0110] S26:重复N次步骤23至步骤25。这里N为预先设置的参数,可根据实际需要设置。例如,一个实施例中,N可以取50000。当然,这里N也可以取其它的值。

[0111] S27:Hough矩阵峰值检测。计算Hough矩阵中值最大的位置,其对应的 $\theta, \varphi, \rho$ 即为平面检测结果,也就是检测出的平面。

[0112] 本发明的实施例中,另一种检测选择出的特征点确定的平面的方法(本文中称为随机最优能量法)的步骤可以如下:

[0113] S31:初始化最优能量 $E\_best=0$

[0114] S32:随机选点。从选择出的特征点中随机选择3个点

[0115] S33:方程求解。将3个点的坐标代入平面方程,求解平面方程参数 $\theta, \varphi, \rho$

[0116] S34:当前能量E计算。计算选择出的特征点中到步骤S33中求解出的平面距离小于 $\epsilon$ 的能量E。

[0117] 该步骤的具体步骤可以为对选择出的特征点中的每个特征点 $P_i$ ,计算该点到步骤S33中求解出的平面 $(\theta, \varphi, \rho)$ 的距离,如果距离小于 $\epsilon$ ,则将当前特征点对应的值 $V_i$ 累加到能量E中,即 $E=E+V_i$ 。 $\epsilon$ 为一参数,可根据需要进行设置,例如一个实施例中可以设置 $\epsilon=5$ ,这里, $\epsilon$ 也可以设置为其它的值。

[0118] S35:能量更新。如果当前能量 $E>E\_best$ ,则将 $E\_best$ 修改为E,同时将当前平面方程参数更新为最优平面方程参数,否则转到步骤36。

[0119] S36:重复步骤32至步骤35N次,这里N为迭代次数,可根据需要设置。

[0120] S37:输出方程参数。步骤S36完成后,能量最大的一次迭代对应的平面方程参数即为检测出的平面方程参数。

[0121] 这样,即检测出了选择出的特征点确定的一个平面。

[0122] 本实施例中,在步骤34中,也可不累加特征点的值 $V_i$ ,而直接判断如果点 $P_i$ 到平面的距离小于 $\epsilon$ ,则 $E=E+1$ ,即认为选择的特征点中的每个特征点对平面检测结果的贡献是一样的。

[0123] 上述实施例中,采用了式6的平面方程表示方法,平面检测即计算方程的系数 $\theta, \varphi, \rho$ 。但是方程的表示形式并不影响本发明所述算法的执行,事实上,对于其它形式的方程表示方法,如 $aX+bY+cZ+d=0$ 或 $Z=aX+bY+c$ 或 $Y=aX+bZ+c$ ,上述方法仍然适用,只需做简单的修改即可。

[0124] 如前文所述,并且参考图4至图7,在胎儿脑部的三维图像中,正中矢状切面是位于胎儿头部正中的纵向切面,与正中矢状切面相交的其它切面中都会包含该切面与该正中矢状切面的相交位置处的信息,也就是包含交线处的信息。在其它切面的图像中,该切面与正中矢状切面的交线表现为比较亮的线(因为如前文所述,在胎儿脑部的三维图像或者三维体数据中,正中矢状切面表现为比周围区域更亮的平面),即脑中线,这些脑中线的集合即构成了正中矢状切面。因此,本发明的一些实施例中,可以利用这个特征从三维体数据中检测正中矢状切面。

[0125] 例如,本发明的一个实施例中,根据三维体数据检测正中矢状面的流程示意图如图11所示。

[0126] 本实施例中,在步骤110,在三维体数据中提取至少两个切面。切面的提取可以有不同的提取方式,例如,可以提取平行于图5中的切面L2和/或平行于图5中的切面L1的平面;或者提取任何其它的切面,例如与L2和/或L1成一定角度的切面。提取的切面的数量也没有限制,至少两个切面即可。

[0127] 提取了切面之后,在步骤111中,在提取出的每个切面中提取脑中线,从而获得多条代表脑中线的直线。

[0128] 脑中线在切面上表现为直线,并且其灰度值比两侧的灰度值高。因此,脑中线的提取可以利用这个特征实现。

[0129] 本发明的一个实施例中,对于每个提取出的切面,在其中提取脑中线可以包括下列步骤:

[0130] S40:提取脑中线特征区域。

[0131] 本实施例中,可以首先在该切面中提取出符合前述的脑中线特征的脑中线特征区域,也就是在切面中提取代表满足线上的灰度值大于线两侧的灰度值的线的脑中线特征区域。脑中线特征区域提取的方法可以与前文所述的和矢状面特征区域提取方法类似。例如,可以使用特征提取算子对切面进行卷积,卷积后的切面中即包含了提取出的脑中线特征区域。

[0132] 应该理解,这里所说的“线”和“脑中线”不应该理想化地解释为理论上的“线”,而是实际上有一定的宽度和/或厚度的区域。

[0133] 这里,特征提取算子可以根据需要提取的脑中线的特征设计。本实施例中,脑中线的特征与前文所述的正中矢状面特征类似,因此,这里可以使用与前文中的特征提取算子类似的算子,例如与前文中式(1)至式(5)中任何一个类似的算子。

[0134] 提取了脑中线特征区域中之后,在脑中线特征区域中选择满足特定条件的至少两个特征点,并记录该至少两个特征点的特征点参数。这里,特征点的特征点参数可以包括特征点的坐标和/或特征点的值(例如,灰度值或者卷积后的值,等等)或者其它适合的参数。

[0135] 这里所说的特定条件可以根据所采用的特征提取算子的性质确定。例如,如果采用与前述的特征提取算子(1)~(5)类似的算子,可将前述的特定条件设置为卷积结果中值大于某个阈值的点,该阈值可以为经验参数,可以根据实际需要确定。

[0136] S41:直线检测。

[0137] 这些选择出的特征点通常确定了直线。本发明的实施例中,可以检测这些选择出的特征点确定的直线,认为该直线即为该切面内的脑中线直线。

[0138] 前文所述的在三维空间中检测选择出的特征点确定的平面的方法中所提到的加权Hough变换方法、随机Hough变换方法、随机最优能量法等方法均可用于本步骤中的直线检测,只需要在细节上做简单修改即可。

[0139] 例如,直线的标准方程为 $\rho = \cos\theta X + \sin\theta Y$ ,共有两个参数 $\theta, \rho$ ,相比于平面方程,少一个参数 $\phi$ 。例如,在采用加权Hough变换和随机Hough变换方法时,Hough矩阵为二维的 $\rho-\theta$ 矩阵,在随机Hough变换及随机能量最优法中,每次迭代只想要从选择出的特征点中随机选取两个点,即可计算一条直线。算法的其余部分和三维平面检测方法基本一致,在此不再详

述。

[0140] 此外,本发明的实施例中,也可以使用其它的方法来检测选择出的特征点确定的直线,例如,包括但不限于random变换法、相位编码法、最小二乘估计等等。

[0141] 基于胎儿脑部的三维图像中正中矢状切面的特征,这些提取出的脑中线直线将确定一个平面,它们确定的平面即为正中矢状切面所在的平面。

[0142] 因此,在步骤111中获得了提取出的各个切面中的脑中线直线之后,在步骤112中,检测这些脑中线直线确定的平面,即可获得正中矢状面所在的平面,也就是胎儿脑部的正中矢状切面所在的平面。

[0143] 可以使用多种方法检测这些脑中线直线确定的平面。例如,一个实施例中,可以在所检测到的脑中线直线中取3个不共线的点,代入平面方程中,即可计算出平面方程的参数;也可执行该方法若干次,最后对检测结果做平均作为最终的检测结果。

[0144] 另一种方法可以是在所检测到的脑中线直线中取N个点,然后通过最小二乘估计拟合出平面方程的参数;也可以将提取的N个点作为输入,采用三维平面检测所提到的Hough变换方法、随机Hough变换方法、随机最优能量法等方法检测出平面方程。

[0145] 如前文所述,并且参考图4,可见在胎儿脑部中,正中矢状面两侧的结构是近似对称的,因此在胎儿脑部的三维图像中,在正中矢状切面两侧的图像数据将表现出近似的对称性。因此,本发明的一些实施例中,可以利用胎儿脑部正中矢状切面的这个特征来检测三维体数据中的正中矢状面。例如,可以在三维体数据中选择一些备选切面,然后计算这些备选切面两侧的区域对称性,认为两侧对称性最好的备选切面即为所需要的正中矢状切面。

[0146] 例如,本发明的一个实施例中,根据三维体数据检测正中矢状面的流程示意图如图12所示。

[0147] 在步骤120中,可以在三维体数据中选择一组备选切面。备选切面的选择方式可以根据需要确定。例如,可以选择三维体数据中一定范围内在一个或者多个特定方向上相距一定的间隔(或者步长)的所有切面。这里,所说的“一定范围”可以是相对于三维体数据中的一个或者多个线和/或面的角度范围,也可以是相对于三维体数据中的一个或者多个点、线和或面的距离的范围;所说的“在一个或者多个方向上”是指切面的法线在该一个或者多个方向上;所说的“间隔”或者“步长”可以是距离间隔或者步长,也可以是角度间隔或者步长。

[0148] 本发明的实施例中,可以是选择三维体数据的全部范围内在一个或者多个方向上相距一定的间隔或者步长的全部切面;或者,本发明的实施例中,也可以根据一些先验知识来选择备选切面,去除正中矢状面明显不可能包含于其中的备选切面。例如,由于胎儿头部的正中矢状面是位于胎儿头部中间位置的纵切面(即在从从三维体数据中胎儿头顶部分到胎儿颈部部分的方向上的切面),因此根据三维体数据中胎儿图像的大致方向,选择大体上在头部中间位置的纵切面作为备选切面。本文中,将三维体数据中或者三维体数据的至少一部分中在从从三维体数据中胎儿头顶部分到胎儿颈部部分的方向上的切面(也就是大体上平行于从三维体数据中胎儿头顶部分到胎儿颈部部分的方向的切面,或者其法线大体上垂直于从从三维体数据中胎儿头顶部分到胎儿颈部部分的方向的切面)称为该三维体数据的“纵切面”。

[0149] 因此,本发明的实施例中,可以选择三维体数据中的一组纵切面作为前述的一组备选切面,例如,选择大体上在头部中间位置的一组纵切面(例如,头部中间位置特定区域内以特定步长或者间距的所有纵切面)作为该一组备选切面。

[0150] 或者,本发明的实施例中,也可以接收用户的输入,该用户输入指示正中矢状切面所处的可能的范围,然后选择这个用户指出的范围内的切面作为备选切面。

[0151] 本发明的实施例中,也可以选择三维体数据中相距一定步长的所有切面,即以一定的步长遍历搜索三维体数据的全部范围内的所有切面。

[0152] 例如,一个实施例中,当采用式(6)表示切面方程时,选定其中的平面参数 $\theta, \varphi, \rho$ 的取值范围,并且选定步长 $\theta_{step}, \varphi_{step}, \rho_{step}$ 的值,即实现了对备选切面的选择。

[0153] 类似地,当采用一般表达式 $aX+bY+cZ+d=0$ 或 $Z=aX+bY+c$ 或 $Y=aX+bZ+c$ 表示切面方程时,选定其中的平面参数 $a, b, c$ 和 $d$ 的范围和各自的步长,即实现了对备选切面的选择。

[0154] 例如,当选择的三维体数据中的以一定步长的所有切面为备选切面时,参数 $\rho$ 的取值范围如式(7)所示, $\theta, \varphi$ 最大的取值范围例如可以为 $0^\circ \leq \theta < 360^\circ, -90^\circ \leq \varphi \leq 90^\circ$ (参考图9)。容易理解,当坐标系设置方式不同时,参数的取值范围也会变化。

[0155] 步长 $\theta_{step}, \varphi_{step}, \rho_{step}$ 可以根据实际需要的检测精度来定,本发明对此没有限制。例如,一个实施例中,可以是 $\theta_{step}=1, \varphi_{step}=1, \rho_{step}=2$ 。容易理解,根据需要的检测精度,步长也可以设置为任意其它的值。

[0156] 选定了备选切面之后,在步骤121中,即可以前述的步长遍历平面参数取值范围内的所有的备选切面方程 $\rho, \theta, \varphi$ ,计算每个备选切面的对称性指数。

[0157] 对称性指数主要用于衡量备选切面两侧的数据的相似性。

[0158] 因此,例如,一个实施例中,对于每个备选切面,可以在三维体数据中该备选切面的两侧选择至少一对第一区域和第二区域,并且该第一区域和该第二区域关于该备选切面对称,然后用第一区域中的数据 and 第二区域中的数据来计算该备选切面的对称性指数。

[0159] 这里,“第一区域中的数据”是指落入第一区域中的三维体数据中的数据点的值,类似地,“第二区域中的数据”是指落入第二区域中的三维体数据中的数据点的值。

[0160] 本发明的实施例中,对于每个备选切面,也可以选择多对第一区域和第二区域,对于每对第一区域和第二区域分别计算对称性指数,然后根据多对第一区域和第二区域对应的多个对称性指数,获得最终的该备选切面的对称性指数。例如,将该多个对称性指数取平均值作为对应的备选切面的对称性指数;或者将该多个对称性指数的加权平均值作为对应的备选切面的对称性指数,其中加权系数可以根据选择的第一区域和第二区域对的位置或者其它性质确定;等等。本发明的实施例中,最终的该备选切面的对称性指数可以是分别根据多对第一区域和第二区域计算获得的对称性指数的函数。

[0161] 对称性指数可以用多种方法计算。

[0162] 例如,一个实施例中,可以用前述的第一区域和第二区域中对应的点的灰度值的差的绝对值之和作为对称性指数,即:

$$[0163] \quad E = \sum_{I_L, I_R \in \Omega} |I_L - I_R| \quad (12),$$

[0164] 其中, $E$ 为对称性指数, $\Omega$ 为平面两侧选定的对称的第一区域和第二区域, $I_L$ 为第一区域中的点的数据值, $I_R$ 为与第一区域中的点关于备选切面对称的第二区域中的点的数

据值。这里，“第一区域和第二区域中对应的点”是指第一区域和第二区域中关于备选切面对称的点。

[0165] 本发明的实施例中，备选切面的对称性指数也可以是前述的第一区域和第二区域的相关系数，即：

$$[0166] \quad E = \frac{\sum_{I_L, I_R \in \Omega} I_L I_R}{\sqrt{\sum_{I_L \in \Omega} I_L^2} \sqrt{\sum_{I_R \in \Omega} I_R^2}} \quad (13),$$

[0167] 其中，E为对称性指数， $\Omega$ 为平面两侧选定的对称的第一区域和第二区域， $I_L$ 为第一区域中的点的数据值， $I_R$ 为与第一区域中的点关于备选切面对称的第二区域中的点的数据值。

[0168] 对称性指数的定义包括但不局限于上述两种方法，也可以使用其它类似的定义，如第一区域和第二区域的欧式距离 (Euclidean Distance)，第一区域和第二区域的余弦相似度 (Cosine Similarity) 等等。

[0169] 对于所有备选切面，均计算出其对称性指数，即可获得一组对称性指数。然后，从该组对称性指数中选择满足特征条件的特征对称性指数，本发明的实施例中，认为该特征对称性指数所对应的备选切面即为所需要的胎儿头部的正中矢状切面。

[0170] 这里，所说的“特征条件”可以是表明备选切面的对称性最优的条件。该特征条件可以根据对称性指数的计算方法的不同而不同。例如，对于前述按照式(12)计算的对称性指数，可以看出，E值(即对称性指数)越小，说明备选切面两侧的图像像素越相似，即对称性越好，因此，此时，特征条件可以是“对称性指数最小”。而对于前述按照式(13)计算的对称性指数，E值(即相似性指数)越大(对于式(13)，也就是E值越接近1)，说明备选切面两侧的图像像素越相似，即对称性越好，因此，此时，特征条件可以是“对称性指数最接近1”或者“对称性指数最大”。

[0171] 当按照其它方式计算对称性指数时，特征条件也可以类似地定义。例如，当对称性指数为第一区域和第二区域的欧式距离时，特征条件可以为“对称性指数最小”，即此时对称性指数越小(即欧式距离越小)，则第一区域和第二区域对称性越好；当对称性指数为第一区域和第二区域的余弦相似度时，特征条件可以为“对称性指数最大”，即此时对称性指数越大(即余弦相似度越大)，则第一区域和第二区域对称性越好；等等。

[0172] 如前文所述，胎儿头部的正中矢状切面中将表现一些特定的结构，也就是说，胎儿头部的正中矢状切面的图像将具有一些特有的结构特征。因此，本发明的另一些实施例中，也可以利用胎儿头部的正中矢状切面的这个特征，通过先前已经获得的其它的胎儿头部的正式矢状切面的图像，生成胎儿头部正中矢状面的模板图像(或者标准参考图像)，然后在三维成像过程中，将获得的三维体数据中的切面与该模板图像进行匹配，计算三维体数据中的切面与目标图像的相似度，认为三维体数据中与模板图像相似度最高的切面即为胎儿头部的正中矢状切面。

[0173] 例如，本发明的一个实施例中，根据三维体数据检测正中矢状面的流程示意图如图13所示。

[0174] 在步骤130中，可以获取胎儿头部的正中矢状面的模板图像。本发明的实施例中，

这个模板图像可以是预先根据先前已经获得的其它的胎儿头部的正中矢状切面的图像生成并且存储在存储设备中,本发明实施例的三维成像过程中,直接从该存储设备中读取获得;也可以是在本发明实施例的三维成像过程中生成。

[0175] 本发明的实施例中,模板图像可以是一个,也可以是多个,例如,这里的多个模板可以是每个用于与不同尺寸的三维体数据中的切面匹配。

[0176] 当是多个模板图像时,后续的匹配过程中可以用每个备选切面与每个模板图像匹配。

[0177] 获得了模板图像后,在步骤131中,即可在三维体数据中选择一组备选切面。备选切面的选择方式可以根据需要确定。例如,可以选择三维体数据中一定范围内在一个或者多个特定方向上相距一定的间隔(或者步长)的所有切面。这里,所说的“一定范围”可以是相对于三维体数据中的一个或者多个线和/或面的角度范围,也可以是相对于三维体数据中的一个或者多个点、线和或面的距离的范围;所说的“在一个或者多个方向上”是指切面的法线在该一个或者多个方向上;所说的“间隔”或者“步长”可以是距离间隔或者步长,也可以是角度间隔或者步长。

[0178] 本发明的实施例中,可以是选择三维体数据的全部范围内在一个或者多个方向上相距一定的间隔或者步长的全部切面;或者,本发明的实施例中,也可以根据一些先验知识来选择备选切面,去除正中矢状面明显不可能包含于其中的备选切面。例如,由于胎儿头部的正中矢状面是位于胎儿头部中间位置的纵切面(即在从头顶部分到颈部部分的方向上的切面),因此根据三维体数据中胎儿图像的大致方向,可以选择三维体数据中的一组纵切面作为前述的一组备选切面,例如,选择大体上在头部中间位置的一组纵切面(例如头部中间位置特定区域内以特定步长或者间距的所有纵切面)作为该组备选切面。

[0179] 或者,本发明的实施例中,也可以接收用户的输入,该用户输入指示正中矢状切面所处的可能的范围,然后选择这个用户指出的范围内的切面作为备选切面。

[0180] 本发明的实施例中,也可以选择三维体数据中相距一定步长的所有切面,即以一定的步长遍历匹配三维体数据的全部范围内的所有切面与模板图像。

[0181] 例如,一个实施例中,当采用式(6)表示切面方程时,选定其中的平面参数 $\theta, \varphi, \rho$ 的取值范围,并且选定步长 $\theta_{step}, \varphi_{step}, \rho_{step}$ 的值,即实现了对备选切面的选择。

[0182] 类似地,当采用一般表达式 $aX+bY+cZ+d=0$ 或 $Z=aX+bY+c$ 或 $Y=aX+bZ+c$ 表示切面方程时,选定其中的平面参数 $a, b, c$ 和 $d$ 的范围和各自的步长,即实现了对备选切面的选择。

[0183] 例如,当选择的三维体数据中的以一定步长的所有切面为备选切面时,参数 $\rho$ 的取值范围如式(7)所示, $\theta, \varphi$ 最大的取值范围例如可以为 $0^\circ \leq \theta < 360^\circ, -90^\circ \leq \varphi \leq 90^\circ$ (参考图9)。容易理解,当坐标系设置方式不同时,参数的取值范围也会变化。

[0184] 步长 $\theta_{step}, \varphi_{step}, \rho_{step}$ 可以根据实际需要的检测精度来定,本发明对此没有限制。例如,一个实施例中,可以是 $\theta_{step}=1, \varphi_{step}=1, \rho_{step}=2$ 。容易理解,根据需要的检测精度,步长也可以设置为任意其它的值。

[0185] 如前文所述,本发明的实施例中,模板图像也可以是一个,在这种情况下,模板图像在一个特定的尺寸下生成。此时,在在三维体数据中选择备选切面之前,还包括将三维体数据与模板图像对齐的步骤,该步骤是将三维体数据和模板图像对齐到同一尺度空间,也

就是说使得三维体数据中和模板图像中的各个结构的大小是近似一致的。经过这种对齐，三维体数据与模板图像中的各个结构具有近似一致的尺寸，从而后续匹配过程更容易实现，匹配效果更好，并且减小了匹配过程的计算量。

[0186] 使三维体数据与模板图像对齐的方法可以是检测三维体数据中的切面图像(例如,可以取最中间一帧图像,即第F/2帧的图像,也可取其临近的帧或者其它的帧的图像或者其它的切面图像)中的特定结构特征(例如颅骨光环,等的),然后根据检测到的特定结构特征的大小将三维体数据通过旋转、平移和/或缩放等方式变换到与模板图像的尺寸相同的尺寸水平。

[0187] 这里,将三维体数据变换到与模板图像的尺寸相同的尺寸水平是指通过变换使三维图数据中和模板图像中相同或者相应的结构特征具有相同的尺寸。

[0188] 这里,“相同”是指大体上或者基本上相同或者相近,不是严格限制是绝对地相同,而是可以允许有一定的差别。也就是说,这里的“相同”不应该严格地理想化地解释。

[0189] 本发明的实施例中,也可以使用任何其它适合的方法将三维体数据与模板图像对齐到同一尺度空间。

[0190] 这里,“同一”是指大体上或者基本上相同或者相近,不是严格限制是绝对地相同,而是可以允许有一定的差别。也就是说,这里的“同一”不应该严格地理想化地解释。

[0191] 选定了备选切面之后,在步骤132中,即可以前述的步长遍历平面参数取值范围内的所有的备选切面方程 $\rho, \theta, \varphi$ ,匹配每个备选切面和前述的模板图像。例如,可以计算每个备选切面和模板图像的相似性指数。

[0192] 相似性指数用于衡量备选切面与模板图像的相似性。本发明的实施例中,相似性指数可以用多种方式计算。

[0193] 例如,一个实施例中,相似性指数可以是备选切面和模板图像中对应的点的灰度值的差的绝对值之和,即:

$$[0194] \quad E = \sum_{I_L, I_R \in \Omega} |I_L - I_R| \quad (14),$$

[0195] 其中,E为相似性指数, $\Omega$ 为备选切面的图像空间, $I_L$ 为备选切面的点的数据值, $I_R$ 为与备选切面中的点对应的模板图像中的点的数据值。这里,“备选切面和模板图像中对应的点”是指在备选切面中和在模板图像中具有相同位置的点。

[0196] 或者,本发明另外的实施例中,相似性指数也可以是备选切面和模板图像的相关系数,即:

$$[0197] \quad E = \frac{\sum_{I_L, I_R \in \Omega} I_L I_R}{\sqrt{\sum_{I_L \in \Omega} I_L^2} \sqrt{\sum_{I_R \in \Omega} I_R^2}} \quad (15),$$

[0198] 其中,E为相似性指数, $\Omega$ 为备选切面的图像空间, $I_L$ 为备选切面的点的数据值, $I_R$ 为与备选切面中的点对应的模板图像中的点的数据值。

[0199] 相似性指数的定义包括但不局限于上述两种方法,也可以使用其它类似的定义。

[0200] 对于所有备选切面,均计算出其相似性指数,即可获得一组相似性指数。然后,从该组相似性指数中选择满足特征条件的特征相似性指数,本发明的实施例中,认为该特征

相似性指数所对应的备选切面即为所需要的胎儿头部的正中矢状切面。

[0201] 这里,所说的“特征条件”可以是表明备选切面与模板图像的相似性最优的条件。该特征条件可以根据相似性指数的计算方法的不同而不同。

[0202] 例如,对于前述按照式(14)计算的相似性指数,可以看出,E值(即相似性指数)越小,说明备选切面与模板图像的图像像素越相似,即相似性越好,因此,此时,特征条件可以是“相似性指数最小”。

[0203] 而对于前述按照式(15)计算的相似性指数,E值(即相似性指数)越大(对于式(15),也就是E值越接近1),说明备选切面与模板图像的图像像素越相似,即相似性越好,因此,此时,特征条件可以是“相似性指数最大”或者“相似性指数最接近1”。

[0204] 当按照其它方式计算相似性指数时,特征条件也可以类似地定义。例如,当相似性指数为备选切面和模板图像的欧式距离时,特征条件可以为“相似性指数最小”,即此时相似性指数越小(即欧式距离越小),则备选切面和模板图像越相似;当相似性指数为备选切面和模板图像的余弦相似度时,特征条件可以为“对称性指数最大”,即此时相似性指数越大(即余弦相似度越大),则备选切面和模板图像越相似;等等。

[0205] 本发明的实施例中,在前述步骤中检测出了胎儿脑部的正中矢状切面之后,即可在显示器上显示该正中矢状切面,以便于医生观察胎儿脑部中的情况。

[0206] 本发明的实施例的方法中,矢状切面自动检测结果本质上为标记出矢状切面在三维体数据坐标系中的位置,但有表现形式可以有多种,如平面方程、矢状切面相对于坐标系原点平移(X、Y、Z方向的平移量)及旋转量(绕X、Y、Z轴的旋转量)、矢状切面相对于原始坐标系的变换矩阵(通常1个 $4 \times 4$ 矩阵即可表示两个坐标系的变换关系)、甚至空间上三个点的坐标(三个点即确定一个平面)等等。这些表示方式本质均为在三维体数据坐标系中标记出平面的位置,各种表示方式可以相互转换。

[0207] 本发明的前述的各个实施例中,为了表述的方便,统一采用了平面方程表示方法。但是本发明不限制在平面方程表示方法上,而是也包含前述的或者本领域内其它的表现形式。任何矢状切面检测结果表达方式仅仅是表现形式上的差异,不影响本发明的实质,均属于本发明的保护范围。

[0208] 前述的各个实施例的三维超声成像方法可以在参考图1描述的三维超声成像系统中实现。该三维超声成像系统中,包括探头2、三维成像模块8和显示器9。探头2向胎儿头部发射超声波并接收超声回波,获得超声回波信号。三维成像模块8根据超声回波信号获得胎儿头部的三维体数据,并按照前文中描述的任何一个实施例中的方法,根据胎儿头部正中矢状切面的特性,检测三维体数据中的正中矢状切面。显示器9显示检测出的正中矢状切面。

[0209] 本发明的实施例中,该三维超声成像系统还可以包括其它元件,例如如图1所示的发射/接收选择开关3、发射电路4、接收电路5、波束合成模块6、信号处理模块7等等。这些元件在此不再详细描述。

[0210] 本发明的实施例中,实现前述各个实施例中的方法的三维超声成像系统不限于通常的集成为一个整体装置的超声成像系统(例如台车式超声成像系统或者便携式超声成像系统),也可以是分布式的系统。例如,前述各个实施例的方法中的至少一部分步骤或者功能(例如,从三维体数据中检测正中矢状切面的步骤,等等)可以在通过数据通信装置(有线

的或者无线的)连接到通常的台车式超声成像系统或者便携式超声成像系统的其它设备(例如,数据处理工作站、个人电脑、各种智能便携设备、其它超声成像设备、各种网络服务器,等等)上实现,从而与台车式超声成像系统或者便携式超声成像系统整体形成本发明实施例中的三维超声成像系统。

[0211] 本发明的实施例中的超声成像方法中,可以对胎儿进行超声扫描获得胎儿头部的三维体数据,并根据获得的三维体数据,自动检测胎儿脑部的正中矢状切面并予以显示,解决了医生手动难以准确定位正中矢状切面的问题,使得医生可以方便地观察胎儿脑部正中矢状切面的情况,可以为医师提供大量重要的关键信息。

[0212] 以上通过具体的实施例对本发明进行了说明,但本发明并不限于这些具体的实施例。本领域技术人员应该明白,还可以对本发明做各种修改、等同替换、变化等等,这些变换只要未背离本发明的精神,都应在本发明的保护范围之内。此外,以上多处所述的“一个实施例”表示不同的实施例,当然也可以将其全部或部分结合在一个实施例中。

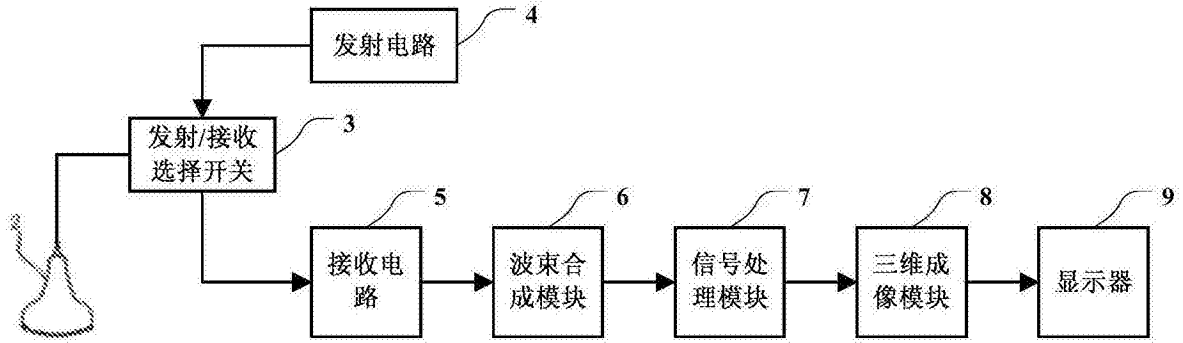


图1

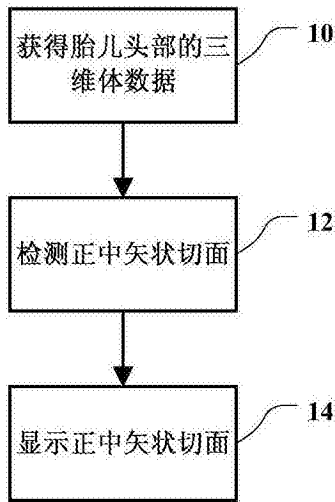


图2

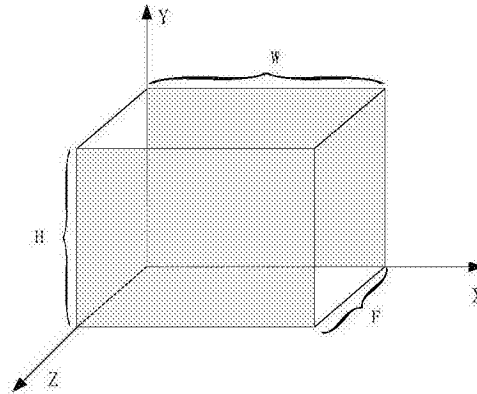


图3

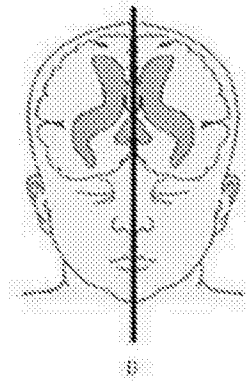


图4

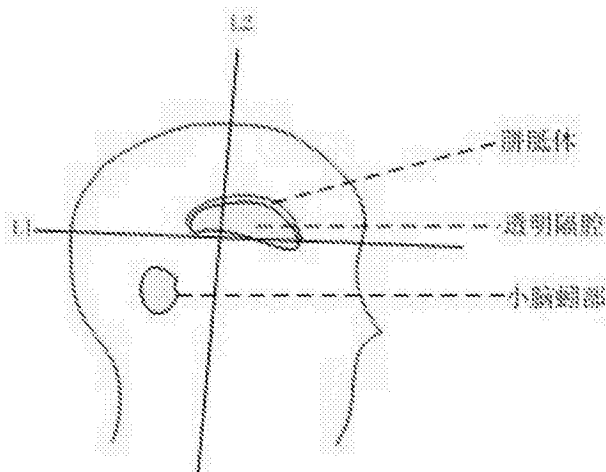


图5

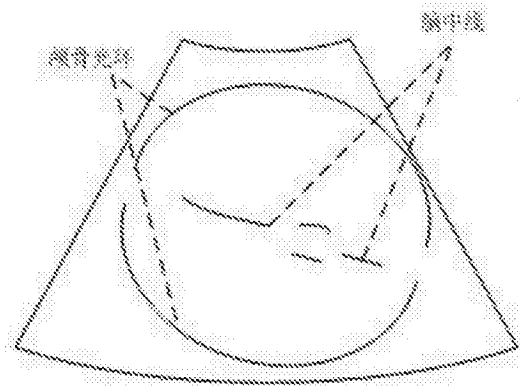


图6

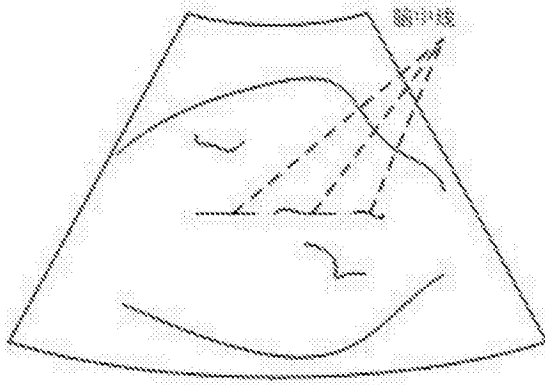


图7

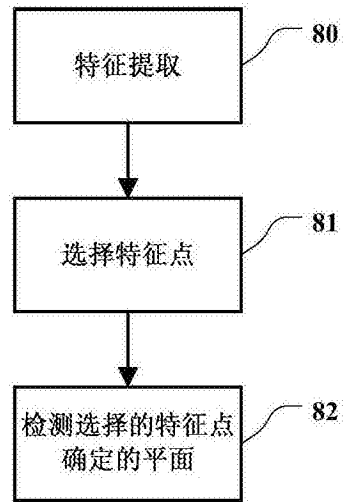


图8

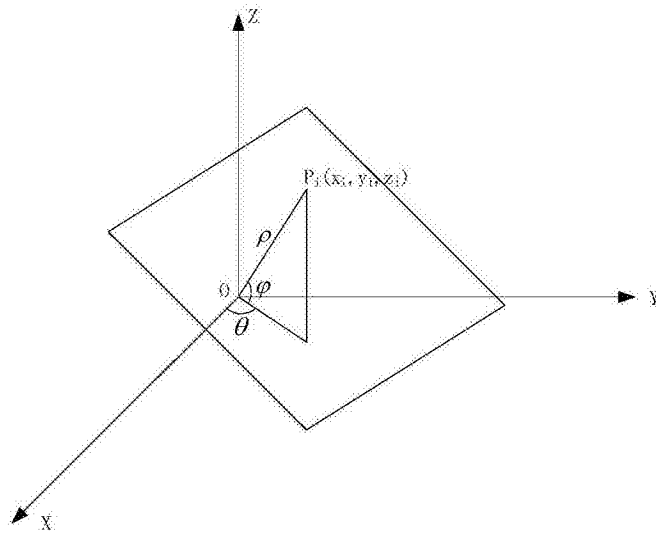


图9

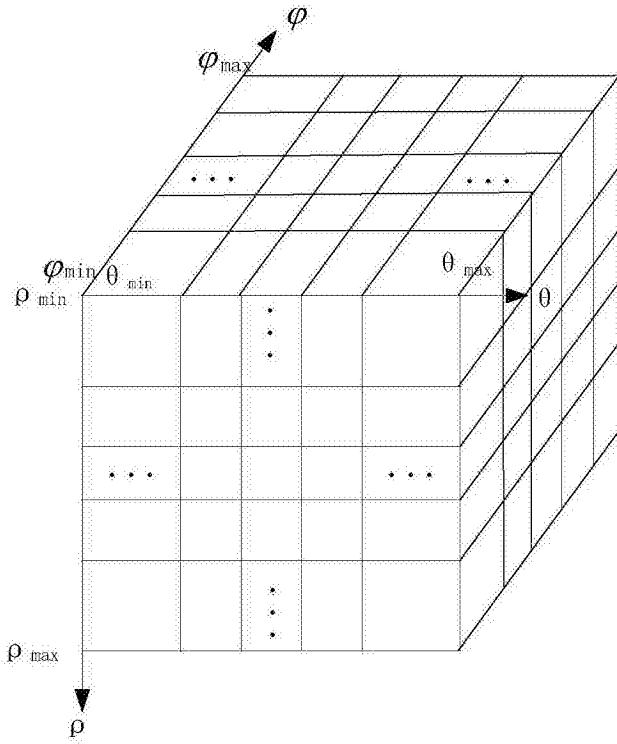


图10

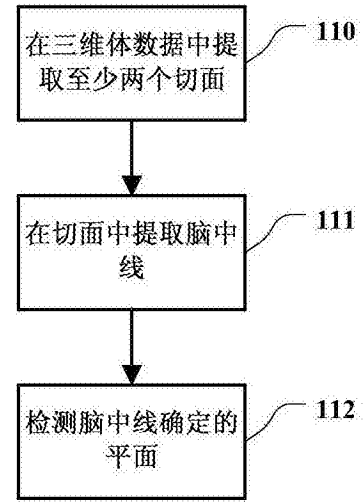


图11

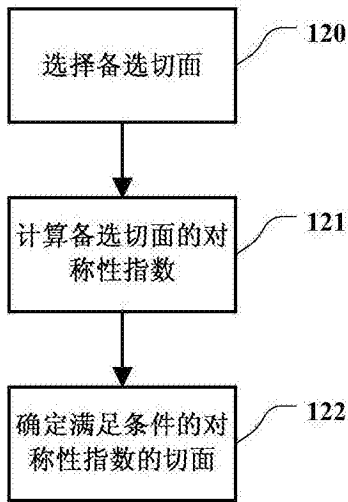


图12

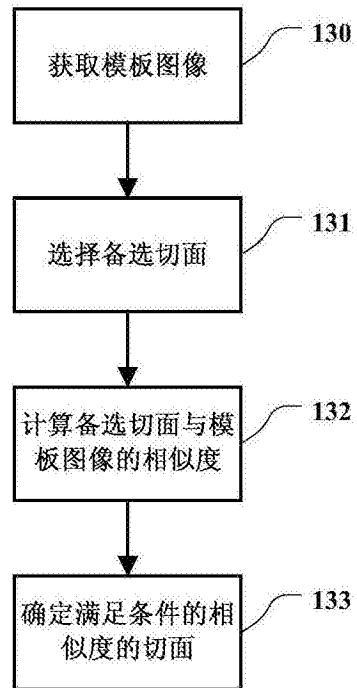


图13

专利名称(译)	一种三维超声成像方法及系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN104414680B</a>	公开(公告)日	2017-06-13
申请号	CN201310367753.1	申请日	2013-08-21
[标]申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
[标]发明人	邹耀贤 林穆清 陈志杰 熊奕 姚斌		
发明人	邹耀贤 林穆清 陈志杰 熊奕 姚斌		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/0866 A61B8/0808 A61B8/14 A61B8/461 A61B8/469 A61B8/483 A61B8/5207 A61B8/5223 A61B8/523 G06T7/68 G06T2207/10136 G06T2207/30044		
代理人(译)	何平		
其他公开文献	CN104414680A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明实施例公开了一种三维超声成像的方法，包括：向胎儿头部发射超声波；接收超声回波，获得超声回波信号，并根据超声回波信号获得胎儿头部的三维体数据；根据胎儿头部正中矢状切面的特性，检测三维体数据中的正中矢状切面；显示正中矢状切面。本发明的实施例中的超声成像方法中，可以对胎儿进行超声扫描获得胎儿头部的三维体数据，并根据获得的三维体数据，自动检测胎儿脑部的正中矢状切面并予以显示，解决了医生手动难以准确定位正中矢状切面的问题，使得医生可以方便地观察胎儿脑部正中矢状切面的情况。

