

(12) 按照专利合作条约所公布的国际申请

(19) 世界知识产权组织
国际局

(43) 国际公布日
2020 年 5 月 7 日 (07.05.2020)



(10) 国际公布号
WO 2020/087532 A1

(51) 国际专利分类号:
A61B 8/00 (2006.01) *G06T 7/00* (2017.01)

(21) 国际申请号: PCT/CN2018/113813

(22) 国际申请日: 2018 年 11 月 2 日 (02.11.2018)

(25) 申请语言: 中文

(26) 公布语言: 中文

(71) 申请人: 深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司 (SHENZHEN MINDRAY BIO-MEDICAL ELECTRONICS CO., LTD.) [CN/CN]; 中国广东省深圳市南山区高新技术产业园科技南十二路迈瑞大厦, Guangdong 518057 (CN)。深圳迈瑞科技有限公司 (SHENZHEN MINDRAY SCIENTIFIC CO., LTD.) [CN/CN]; 中国广东省深

圳市光明新区玉塘街道南环大道 1203 号 2 号楼 6 楼, Guangdong 518000 (CN)。

(72) 发明人: 邹耀贤 (ZOU, Yaoxian); 中国广东省深圳市南山区高新技术产业园科技南十二路迈瑞大厦, Guangdong 518057 (CN)。林穆清 (LIN, Muqing); 中国广东省深圳市南山区高新技术产业园科技南十二路迈瑞大厦, Guangdong 518057 (CN)。陈卫程 (CHEN, Weicheng); 中国广东省深圳市南山区高新技术产业园科技南十二路迈瑞大厦, Guangdong 518057 (CN)。赵刚 (ZHAO, Gang); 中国广东省深圳市南山区高新技术产业园科技南十二路迈瑞大厦, Guangdong 518057 (CN)。

(74) 代理人: 北京康信知识产权代理有限公司 (KANGXIN PARTNERS, P.C.); 中国北京

(54) Title: METHOD AND SYSTEM FOR ULTRASOUND IMAGING, STORAGE MEDIUM, PROCESSOR, AND COMPUTER DEVICE

(54) 发明名称: 超声成像方法及系统、存储介质、处理器和计算机设备

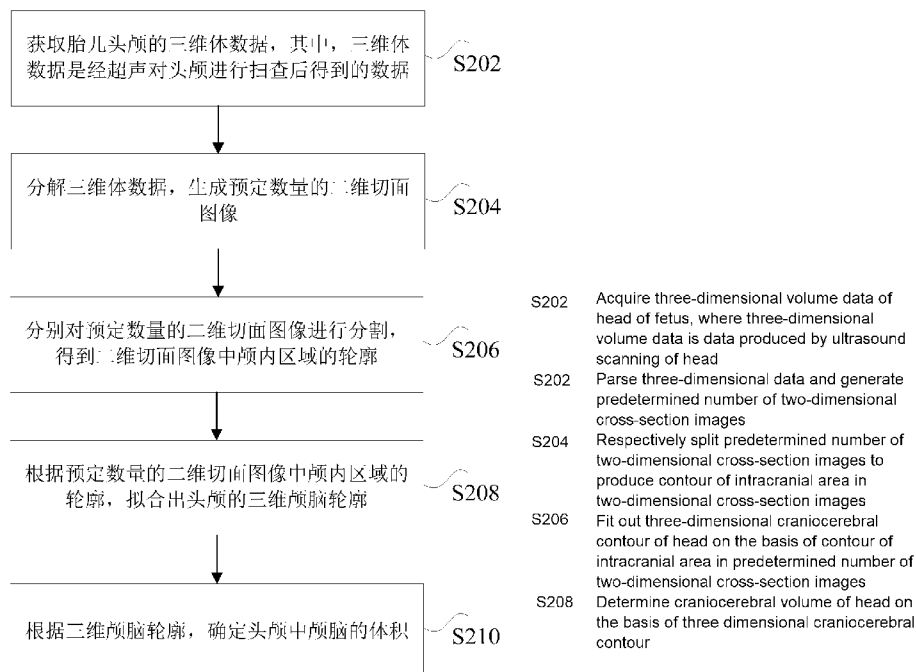


图 2

(57) Abstract: Disclosed are a method and system for ultrasound imaging, a storage medium, a processor, and a computer device. The method comprises: acquiring three-dimensional volume data of the head of a fetus, where the three-dimensional volume data is data produced by an ultrasound scan of the head; parsing the three-dimensional volume data, generating a predetermined number of two-dimensional cross-section images; splitting the predetermined number of two-dimensional cross-section images to produce the contour of the intracranial area in the two-dimensional cross-section images; fitting out a three dimensional craniocerebral contour of

市海淀区知春路甲48号盈都大厦A座
16层, Beijing 100098 (CN)。

- (81) 指定国(除另有指明, 要求每一种可提供的国家保护): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW。
- (84) 指定国(除另有指明, 要求每一种可提供的地区保护): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), 欧亚 (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), 欧洲 (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG)。

本国际公布:

- 包括国际检索报告(条约第21条(3))。

the head on the basis of the contour of the intracranial area in the predetermined number of two-dimensional cross-section images; and determining the craniocerebral volume in the head on the basis of the three-dimensional craniocerebral contour. The present invention solves the technical problem of low accuracy and slow measurement speed of a measurement scheme in the prior art.

(57) 摘要: 本发明公开了一种超声成像方法及系统、存储介质、处理器和计算机设备。其中, 该方法包括: 获取胎儿头颅的三维体数据, 其中, 三维体数据是经超声对头颅进行扫查后得到的数据; 分解三维体数据, 生成预定数量的二维切面图像; 分别对预定数量的二维切面图像进行分割, 得到二维切面图像中颅内区域的轮廓; 根据预定数量的二维切面图像中颅内区域的轮廓, 拟合出头颅的三维颅脑轮廓; 根据三维颅脑轮廓, 确定头颅中颅脑的体积。本发明解决了相关技术中的测量方式, 准确率较低, 测量速度较慢的技术问题。

说明书

超声成像方法及系统、存储介质、处理器和计算机设备

技术领域

本发明涉及超声探测领域，具体而言，涉及一种超声成像方法及系统、存储介质、处理器和计算机设备。

背景技术

超声探测技术对于人体检测，不仅对人体影响较小，而且探测准确，稳定性好，具有安全、方便、无损的特点。在产科的胎儿检测中比较常用，尤其对胎儿的生物学参数进行监测，可以有效发现多种胎儿发育问题。常用的生物学参数包括头围、双顶径、枕额径、腹围和股骨长等。

相关技术中通常采用二维超声测量头围、双顶径等生物学参数，但是由于胎儿本身是立体结构，因此会存在较大的误差，而且采用二维测量需要在立体结构中寻找需要测量的目标位置，因此存在准确率较低，测量速度慢的问题。

针对上述相关技术中的测量方式，准确率较低，测量速度慢的问题，目前尚未提出有效的解决方案。

发明内容

本发明实施例提供了一种超声成像方法及系统、存储介质、处理器和计算机设备，以至少解决相关技术中的测量方式，准确率较低，测量速度较慢的技术问题。

根据本发明实施例的一个方面，提供了一种超声成像方法，包括：获取胎儿头颅的三维体数据，其中，所述三维体数据是经超声对所述头颅进行扫查后得到的数据；分解所述三维体数据，生成预定数量的二维切面图像；分别对所述预定数量的二维切面图像进行分割，得到二维切面图像中颅内区域的轮廓；根据所述预定数量的二维切面图像中颅内区域的轮廓，拟合出所述头颅的三维颅脑轮廓；根据所述三维颅脑轮廓，确定所述头颅中颅脑的体积。

一个实施例中，分解所述三维体数据，生成预定数量的二维切面图像包括：基于所述三维体数据确定所述头颅中的颅脑旋转轴；根据所述颅脑旋转轴生成所述预定数量的二维切面图像。

一个实施例中，基于所述三维体数据确定所述头颅中的颅脑旋转轴包括：对所述三维体数据的横切面图像进行椭圆检测；确定检测出的椭圆的椭圆参数；根据所述椭圆参数确定所述颅脑旋转轴。

一个实施例中，根据所述颅脑旋转轴生成所述预定数量的二维切面图像包括：根据所述三维体数据的轮廓的变化率，确定旋转角度；根据所述旋转角度生成所述预定数量的二维切面图像。

一个实施例中，分解所述三维体数据，生成预定数量的二维切面图像包括：确定所述三维体数据中的颅脑平移方向和颅脑平移范围；根据所述颅脑平移方向和颅脑平移范围生成所述预定数量的二维切面图像。

一个实施例中，确定所述三维体数据中的颅脑平移方向和颅脑平移范围包括：对所述三维体数据的横切面图像进行椭圆检测；确定检测出的椭圆的椭圆参数；根据所述椭圆参数确定所述颅脑平移方向和所述颅脑平移范围。

一个实施例中，根据所述颅脑平移方向和所述颅脑平移范围生成所述预定数量的二维切面图像包括：根据所述三维体数据的轮廓的变化率，确定在所述颅脑平移方向上和所述颅脑平移范围内的切割间隔；根据所述切割间隔生成所述预定数量的二维切面图像。

一个实施例中，通过以下方式至少之一，分别对所述预定数量的二维切面图像进行分割，得到二维切面图像中颅内区域的轮廓包括：接收输入的用于描绘轮廓的边界，根据所述边界确定所述二维切面图像中颅内区域的轮廓；接收输入在预定目标区域内的点或线，根据所述点或线按照预定方式对所述预定数量的二维切面图像进行分割，得到所述预定数量的二维切面图像中颅内区域的轮廓；根据二维切面图像的图像内容对所述预定数量的二维切面图像进行分割，得到所述预定数量的二维切面图像中颅内区域的轮廓。

一个实施例中，根据所述预定数量的二维切面图像中颅内区域的轮廓，拟合出所述头颅的三维颅脑轮廓包括：根据所述预定数量的二维切面图像中颅内区域的轮廓所对应的空间位置，将二维切面图像中颅内区域的轮廓对应地映射到三维空间中；通过插值拟合的方式填补所述三维空间中的其它轮廓表面点，得到所述头颅的所述三维颅脑轮廓。

一个实施例中，在根据所述三维颅脑轮廓，确定所述头颅中颅脑的体积之后，还包括：显示所述预定数量的二维切面图像中的一帧或多帧二维切面图像；根据所述一帧或多帧二维切面图像的颅内区域的轮廓进行调节，生成所述一帧或多帧二维切面图

像新的颅内区域的轮廓；根据所述一帧或多帧二维切面图像新的颅内区域的轮廓重新拟合出三维颅脑轮廓；依据重新拟合出的三维颅脑轮廓，重新确定所述头颅中颅脑的体积。

一个实施例中，对所述一帧或多帧二维切面图像的颅内区域的轮廓进行调节生成所述一帧或多帧二维切面图像新的颅内区域的轮廓包括：根据所述一帧或多帧二维切面图像的颅内区域的轮廓生成控制点，并显示所述控制点；通过接收对所述控制点的操作，对所述一帧或多帧二维切面图像的颅内区域的轮廓进行调节，生成所述一帧或多帧二维切面图像新的颅内区域的轮廓。

一个实施例中，对所述一帧或多帧二维切面图像的颅内区域的轮廓进行调节生成所述一帧或多帧二维切面图像新的颅内区域的轮廓包括：根据所述一帧或多帧而且切面图像中的颅内区域的轮廓中颅脑底部的轮廓生成控制点，并显示所述控制点；通过接收对所述控制点的操作，对所述一帧或多帧而且切面图像中的颅脑底部的轮廓进行调节，生成所述一帧或多帧而且切面图像新的颅内区域的轮廓。

一个实施例中，在根据所述三维颅脑轮廓，确定所述头颅中颅脑的体积之后，还包括：基于所述三维体数据获得所述三维体数据的一帧或多帧二维切面图像；对所述三维体数据的一帧或多帧二维切面图像中的颅内区域的轮廓进行调节，生成所述三维体数据的一帧或多帧二维切面图像新的颅内区域的轮廓；根据所述三维体数据的一帧或多帧二维切面图像新的颅内区域的轮廓重新拟合出三维颅脑轮廓；依据重新拟合出的三维颅脑轮廓，重新确定所述头颅中颅脑的体积。

一个实施例中，对所述三维体数据的一帧或多帧二维切面图像中的颅内区域的轮廓进行调节生成所述三维体数据的一帧或多帧二维切面图像新的颅内区域的轮廓包括：对所述三维体数据的一帧或多帧二维切面图像中颅内区域的轮廓中颅脑底部的轮廓进行调节，生成所述三维体数据的一帧或多帧二维切面图像新的颅内区域的轮廓。

根据本发明实施例的另一方面，还提供了一种超声成像方法，包括：显示胎儿头颅的三维体数据，其中，所述三维体数据是经超声对所述头颅进行扫查后得到的数据；显示分解所述三维体数据，生成的预定数量的二维切面图像；显示分别对所述预定数量的二维切面图像进行分割后，得到的二维切面图像中颅内区域的轮廓；显示根据所述预定数量的二维切面图像中颅内区域的轮廓，拟合出的所述头颅的三维颅脑轮廓；显示根据所述三维颅脑轮廓确定的所述头颅中颅脑的体积。

一个实施例中，在显示分解所述三维体数据，生成的预定数量的二维切面图像之前，还包括：显示所述三维体数据中所述头颅中的颅脑旋转轴，其中，所述颅脑旋转

轴用于生成所述预定数量的二维切面图像。

一个实施例中,在显示所述三维体数据中所述头颅中的颅脑旋转轴之前,还包括:显示依据所述三维体数据的横切面图像检测出的椭圆,其中,所述椭圆的椭圆参数用于确定所述颅脑旋转轴。

一个实施例中,在显示分解所述三维体数据,生成的预定数量的二维切面图像之前,还包括:显示所述三维体数据中的颅脑平移方向和颅脑平移范围,其中,所述颅脑平移方向和所述颅脑平移范围用于生成所述预定数量的二维切面图像。

一个实施例中,在显示所述三维体数据中的颅脑平移方向和颅脑平移范围之前,还包括:显示依据所述三维体数据的横切面图像检测出的椭圆,其中,所述椭圆的椭圆参数用于确定所述颅脑平移方向和所述颅脑平移范围。

一个实施例中,通过以下方式至少之一,显示分别对所述预定数量的二维切面图像进行分割后,得到的二维切面图像中颅内区域的轮廓:显示用于描述轮廓的边界,根据所述边界显示二维切面图像中颅内区域的轮廓;显示在预定目标区域内的点或线,根据所述点或线对二维切面图像进行分割后,显示二维切面图像中颅内区域的轮廓;显示预定图像内容,根据所述预定图像内容对二维切面图像进行分割后,显示二维切面图像中颅内区域的轮廓。

一个实施例中,显示根据所述预定数量的二维切面图像中颅内区域的轮廓,拟合出的所述头颅的三维颅脑轮廓包括:显示将所述预定数量的二维切面图像中颅内区域的轮廓对应地映射到三维空间中后的三维轮廓;显示在映射后的三维空间中填补其它轮廓表面点后的三维颅脑轮廓。

一个实施例中,在显示根据所述三维颅脑轮廓确定的所述头颅中颅脑的体积之后,还包括:显示所述预定数量的二维切面图像中的一帧或多帧二维切面图像;显示所述一帧或多帧二维切面图像新的颅内区域的轮廓,其中,所述一帧或多帧二维切面图像新的轮廓通过对所述一帧或多帧二维切面图像的颅内区域的轮廓进行调节生成;显示根据所述一帧或多帧二维切面图像新的颅内区域的轮廓重新拟合出的三维颅脑轮廓;显示依据重新拟合出的三维颅脑轮廓,重新确定的所述头颅中颅脑的体积。

一个实施例中,在显示根据所述三维颅脑轮廓确定的所述头颅中颅脑的体积之后,还包括:显示基于所述三维体数据获得的所述三维体数据的一帧或多帧二维切面图像;显示所述三维体数据的一帧或多帧二维切面图像新的颅内区域的轮廓,其中,所述三维体数据的一帧或多帧二维切面图像新的轮廓通过对所述三维体数据的一帧或多帧二维切面图像的颅内区域的轮廓进行调节;显示根据所述三维体数据的一帧或多帧二维

切面图像新的颅内区域的轮廓重新拟合出的三维颅脑轮廓；显示依据重新拟合出的三维颅脑轮廓重新确定的所述头颅中颅脑的体积。

根据本发明实施例的另一方面，还提供了一种超声成像方法，包括：向胎儿头颅发射超声波，并接收超声回波，获得超声回波信号；根据所述超声回波信号获得胎儿头颅的三维体数据；分解所述三维体数据，生成预定数量的二维切面图像；分别对所述预定数量的二维切面图像进行分割，得到二维切面图像中颅内区域的轮廓；根据所述预定数量的二维切面图像中颅内区域的轮廓，拟合出所述胎儿头颅的三维颅脑轮廓；根据所述三维颅脑轮廓，确定所述头颅中颅脑的体积。

根据本发明实施例的另一方面，还提供了一种超声成像系统，包括：探头；发射电路，所述发射电路激励所述探头向胎儿头颅发射超声波；接收电路，所述接收电路通过所述探头接收从所述胎儿头颅返回的超声回波以获得超声回波信号；处理器，所述处理器处理所述超声回波信号以获得所述胎儿头颅的三维体数据；显示器，所述显示器显示所述三维体数据；其中，所述处理器还执行如下步骤：分解所述三维体数据，生成预定数量的二维切面图像，分别对所述预定数量的二维切面图像进行分割，得到二维切面图像中颅内区域的轮廓；根据所述预定数量的二维切面图像中颅内区域的轮廓，拟合出所述头颅的三维颅脑轮廓；以及根据所述三维颅脑轮廓，确定所述头颅中颅脑的体积。

一个实施例中，所述显示器，还用于显示以下至少之一：所述预定数量的二维切面图像，所述二维切面图像中颅内区域的轮廓，所述头颅的三维颅脑轮廓，所述头颅中颅脑的体积。

根据本发明实施例的另一方面，还提供了一种超声成像系统，其特征在于，包括：探头；发射电路，所述发射电路激励所述探头向胎儿头颅发射超声波；接收电路，所述接收电路通过所述探头接收从所述胎儿头颅返回的超声回波以获得超声回波信号；处理器，所述处理器执行上述中任意一项所述的方法。

根据本发明实施例的另一方面，还提供了一种存储介质，所述存储介质包括存储的程序，其中，在所述程序运行时控制所述存储介质所在设备执行上述中任意一项所述的超声成像方法。

根据本发明实施例的另一方面，还提供了一种处理器，所述处理器用于运行程序，其中，所述程序运行时执行上述中任意一项所述的超声成像方法。

根据本发明实施例的另一方面，还提供了一种计算机设备，包括：存储器和处理器，所述存储器存储有计算机程序；所述处理器，用于执行所述存储器中存储的计

机程序，所述计算机程序运行时执行上述中任意一项所述的超声成像方法。

在本发明实施例中，采用获取胎儿头颅的三维体数据，其中，所述三维体数据是经超声对所述头颅进行扫查后得到的数据；分解所述三维体数据，生成预定数量的二维切面图像；分别对所述预定数量的二维切面图像进行分割，得到二维切面图像中颅内区域的轮廓；根据所述预定数量的二维切面图像中颅内区域的轮廓，拟合出所述头颅的三维颅脑轮廓；根据所述三维颅脑轮廓，确定所述头颅中颅脑的体积的方式，通过三维超声扫描的方式，达到了对胎儿头颅准确快速扫描的目的，从而实现了提高胎儿头颅扫描速度，提升测量准确率的技术效果，进而解决了相关技术中的测量方式，准确率较低，测量速度较慢的技术问题。

附图说明

此处所说明的附图用来提供对本发明的进一步理解，构成本申请的一部分，本发明的示意性实施例及其说明用于解释本发明，并不构成对本发明的不当限定。在附图中：

图 1 为本申请实施例中的超声成像设备 10 的结构框图示意图；

图 2 是根据本发明实施例的一种超声成像方法的流程图；

图 3 是根据本发明实施例的另一种超声成像方法的流程图；

图 4 是根据本发明实施例的另一种超声成像方法的流程图；

图 5 是根据本发明实施方式的双顶径头、头围测量位置的示意图；

图 6 是根据本发明实施方式的胎儿颅脑容积测量方法的流程图；

图 7a 是根据本发明实施方式的旋转方式生成二维切面图像时采用椭圆的短轴为颅脑旋转轴的示意图；

图 7b 是根据本发明实施方式的旋转方式生成二维切面图像时以椭圆中心点为中心的竖线为颅脑的旋转轴的示意图；

图 8a 是根据本发明实施方式确定平移方向和范围时采用椭圆的长轴方向为平移方向的示意图；

图 8b 是根据本发明实施方式确定平移方向和范围时采用水平方向为平移方向的示意图；

图 9 是根据本发明实施方式的二维分割结果拟合三维颅脑轮廓的示意图；

图 10 是根据本发明实施方式的颅脑容积显示示意图；

图 11 是根据本发明实施方式的一种调节方式的示意图；

图 12 是根据本发明实施方式的自由调节方式的示意图；

图 13 是根据本发明实施例的一种超声成像系统的示意图。

具体实施方式

为了使本技术领域的人员更好地理解本发明方案，下面将结合本发明实施例中的附图，对本发明实施例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的实施例，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，都应当属于本发明保护的范围。

需要说明的是，本发明的说明书和权利要求书及上述附图中的术语“第一”、“第二”等是用于区别类似的对象，而不必用于描述特定的顺序或先后次序。应该理解这样使用的数据在适当情况下可以互换，以便这里描述的本发明的实施例能够以除了在这里图示或描述的那些以外的顺序实施。此外，术语“包括”和“具有”以及他们的任何变形，意图在于覆盖不排他的包含，例如，包含了一系列步骤或单元的过程、方法、系统、产品或设备不必限于清楚地列出的那些步骤或单元，而是可包括没有清楚地列出的或对于这些过程、方法、产品或设备固有的其它步骤或单元。

图 1 为本申请实施例中的超声成像设备 10 的结构框图示意图。该超声成像设备 10 可以包括探头 100、发射电路 101、发射/接收选择开关 102、接收电路 103、波束合成电路 104、处理器 105 和显示器 106。发射电路 101 可以激励探头 100 向目标对象发射超声波。接收电路 103 可以通过探头 100 接收从目标对象返回的超声回波，从而获得超声回波信号。该超声回波信号经过波束合成电路 104 进行波束合成处理后，送入处理器 105。处理器 105 对该超声回波信号进行处理，以获得目标对象的超声图像。处理器 105 获得的超声图像可以存储于存储器 107 中。这些超声图像可以在显示器 106 上显示。

根据本发明实施例，提供了一种超声成像方法的方法实施例，需要说明的是，在附图的流程图示出的步骤可以在诸如一组计算机可执行指令的计算机系统中执行，并且，虽然在流程图中示出了逻辑顺序，但是在某些情况下，可以以不同于此处的顺序执行所示出或描述的步骤。

图 2 是根据本发明实施例的一种超声成像方法的流程图，如图 2 所示，该方法包

括如下步骤：

步骤 S202，获取胎儿头颅的三维体数据，其中，三维体数据是经超声对头颅进行扫查后得到的数据；

步骤 S204，分解三维体数据，生成预定数量的二维切面图像；

步骤 S206，分别对预定数量的二维切面图像进行分割，得到二维切面图像中颅内区域的轮廓；

步骤 S208，根据预定数量的二维切面图像中颅内区域的轮廓，拟合出头颅的三维颅脑轮廓；

步骤 S210，根据三维颅脑轮廓，确定头颅中颅脑的体积。

通过上述步骤，获取胎儿头颅的三维体数据，依据三维体数据生成的二维切面图像；根据二维切面图像中颅内区域的轮廓拟合出头颅的三维颅脑轮廓；根据三维颅脑轮廓，确定头颅中颅脑的体积，通过采用上述方式，由于使用的原始数据为胎儿头颅的三维体数据，因此，相对于二维面来确定头颅中颅脑的体积而言，会使得确定的结果更为准确；另外，由于并非直接依据三维体数据来确定，而是采用了三维体数据生成的二维切面图像拟合的三维颅脑轮廓来确定，由于对二维切面图像的数据处理相对于庞大的三维体数据而言，大大减少了处理量，因而能够有效地提高处理效率。因此，通过上述三维超声扫描的方式，不仅能够准确地获取胎儿头颅中颅脑的体积，而且效率也较高，从而实现了提升测量准确率以及提高测量效率的技术效果，进而解决了相关技术中的测量方式，准确率较低，测量速度较慢的技术问题。

上述三维体数据可以包括胎儿头颅上的测量点在空间立体坐标系中的三维坐标，还可以包括上述胎儿颅脑的在三维立体坐标系中的位置函数。上述三维体数据还可以包括上述胎儿颅脑的三维尺寸，上述三维尺寸可以是长度，宽度，高度。上述三维体数据可以通过超声进行扫描后获得的立体阵列，即通过阵列的方式来体现对扫描的头颅的轮廓。根据上述三维体数据可以确定胎儿颅脑的立体尺寸。上述三维体数据可以通过多种方式确定，在本实施例中，通过超声探测获取上述三维体数据。上述获取三维体数据可以是实时扫查获得的，也可以预先扫描并存储，在需要测量颅脑体积时从存储器中读取的。

分解三维体数据生成预定数量的二维切面图像，可以是根据上述三维体数据，生成上述胎儿头颅的多个的二维切面图像，上述二维切面图像的数量可以是预设的，上述预定数量可以为多个。上述二维切面图像的数量越多，其确定的胎儿颅脑三维轮廓越准确，相应的计算量会越大。确定多个二维切面图像的轮廓，然后再根据上述多个

二维切面图像的轮廓确定胎儿颅脑的三维轮廓。上述预定数量的二维切面图像可以是各个方向上对上述胎儿头颅的切面图像，二维切面图像的位置根据上述分解上述三维体数据的方式有关，例如，可以根据平行的多个切面图像确定预定数量的二维切面图像，还可以根据固定的旋转轴，确定绕着该旋转轴旋转的切面图像，确定预定数量的二维切面图像。

一个实施例中，生成的二维切面图像的预定数量可以是变化的。例如，生成的二维切面的预定数量可以根据容积数据自适应地变化，因此，不同的体数据生成的二维切面图像的预定数量可以是不同的。即，本文中，所说的“预定数量”并不限于是某个预先设定并且一直不变的值，而是也包含预先设定的变化的值，也包含系统实时自适应地设定的值。

在获取胎儿头颅的预定数量的二维切面图像之后，分别对每个二维切面图像进行分割，将二维切面图像头颅中的颅内区域分割出来，从而确定二维切面图像中的颅内区域的轮廓。在基于二维切面图像对二维切面图像中颅内区域进行分割时，可以通过用户利用输入装置手工描绘颅内区域的轮廓。还可以根据轮廓生成算法，自动生成二维切面图像中颅内区域的轮廓。还可以结合上述用户利用触控装置进行描绘的方式与轮廓生成算法，确定二维切面图像中颅内轮廓。从而根据该轮廓对二维切面图像进行分离。

根据预定数量的二维切面图像中颅内区域的轮廓，拟合出头颅的三维颅脑轮廓，上述多个二维切面图像中颅内区域的轮廓用于形成上述胎儿头颅的三维颅脑轮廓。在根据三维体数据确定预定数量的二维切面图像后，预定数量的二维切面图像具有一定的空间关系，不同的划分方式，预定数量的二维切面图像的空间关系不同。不同空间关系的二维切面图像，拟合的三维颅脑轮廓也不同，通常，二维切面图像的数量越多，拟合的三维颅脑轮廓越准确。

作为一种可选的实施例，上述根据三维颅脑轮廓确定上述头颅中颅脑的体积可以包括：在上述三维颅脑轮廓确定后，可以根据该三维颅脑轮廓，根据体积算法确定该三维颅脑的体积。

一个实施例中，分解三维体数据，生成预定数量的二维切面图像包括：基于三维体数据确定颅脑中的颅脑旋转轴；根据颅脑旋转轴生成预定数量的二维切面图像。

上述根据三维体数据生成预定数量的二维切面图像，与上述根据预定数量的二维切面图像中颅内区域的轮廓拟合颅脑三维轮廓的方式相反，但是可以采用同一种生成（拟合）方式。例如，基于三维体数据确定颅脑中的颅脑旋转轴；根据颅脑旋转轴生

成预定数量的二维切面图像，上述预定数量的二维切面图像均过上述旋转轴。也即是根据三维体数据生成预定数量的二维切面图像时，根据确定的旋转轴，生成预定数量的二维切面图像。预定数量的二维切面图像按照确定的旋转轴的旋转进行划分得到，并依据所述预定数量的二维切面图像并拟合三维颅脑的轮廓。

作为一种可选的实施例，本实施例采用上述基于三维体数据确定颅脑中的颅脑旋转轴；根据颅脑旋转轴生成预定数量的二维切面图像的方式确定预定数量的二维切面图像，采用颅脑旋转轴的方式来生成二维切面图像，不仅操作方便，而且生成效率较高，从一侧面提高了确定头颅中颅脑的体积的效率。

一个实施例中，基于三维体数据确定颅脑中的颅脑旋转轴包括：对三维体数据的横切面图像进行椭圆检测，其中，颅骨光环表现为椭圆形目标；确定检测出的椭圆的椭圆参数；根据椭圆参数确定颅脑旋转轴。

在确定颅脑旋转轴时，可以根据胎儿头颅的轮廓的几何中心确定，这样对于整个胎儿颅脑轮廓的生成都可以有效兼顾，精度和准确度比较均匀。由于胎儿颅脑的颅骨光环的横切面图像一般为椭圆形，因此可以先对三维体数据的横切面图像进行椭圆检测，确定上述三维体数据的横切面图像的颅骨光环契合的椭圆形。根据上述确定的椭圆确定该椭圆对应的椭圆参数，包括椭圆的长轴、短轴、焦距等。可以根据上述椭圆参数，采用几何计算方法确定颅脑旋转轴的位置，科学高效，准确率高，误差较小。

一个实施例中，根据颅脑旋转轴生成预定数量的二维切面图像包括：根据三维体数据的轮廓的变化率，确定旋转角度；根据旋转角度生成预定数量的二维切面图像。

在颅脑旋转轴确定之后，根据该颅脑旋转轴，生成预定数量的二维切面图像，可以是多种方式，可以是根据旋转角度，根据需要生成的二维切面图像的预定数量均分上述旋转角度。还可以根据上述三维体数据的横切面图像的轮廓的变化率确定旋转角度，根据该旋转角度生成预定数量的二维切面图像。相比于上述按照旋转角度均分的方式，按照变化率来生成二维切面图像会更合理，能够较为准确地体现出上述三维体数据的轮廓在两个二维切面图像之间的不同变化程度，在后续步骤中，根据分离的二维切面图像拟合三维颅脑轮廓可以更加真实，准确。

一个实施例中，分解三维体数据，生成预定数量的二维切面图像包括：确定三维体数据中的颅脑平移方向和颅脑平移范围；根据颅脑平移方向和颅脑平移范围生成预定数量的二维切面图像。

作为一种可选的实施例，在根据三维体数据，生成预定数量的二维切面图像还可以通过，对某个方向的切面图像进行平移，确定多个平行的二维切面图像。可以先确

定三维体数据中的颅脑平移方向和颅脑平移范围，对于三维体数据而言，在不同的方向上，颅脑的长度不同，因此不同的平移方向上，颅脑的平移范围也不同。确定颅脑平移的方向和颅脑平移范围之后，根据上述颅脑平移方向、颅脑平移范围、和上述二维切面图像的预定数量，生成预定数量的二维切面图像。

一个实施例中，确定三维体数据中的颅脑平移方向和颅脑平移范围包括：对三维体数据的横切面图像进行椭圆检测，其中，颅骨光环表现为椭圆形目标；确定检测出的椭圆的椭圆参数；根据椭圆参数确定颅脑平移方向和颅脑平移范围。

上述对三维体数据的横切面图像进行椭圆检测，上述横切面图像可以是与上述颅脑平移方向平行的横切面图像，在该横切面图像上确定预定数量的二维切面图像的位置。可以是根据颅骨光环在上述横切面图像的椭圆中，确定上述预定数量的二维切面图像的位置。可以先根据颅骨光环的椭圆，确定该椭圆的椭圆参数，然后根据上述椭圆参数确定颅脑平移方向和颅脑平移范围。

一个实施例中，根据颅脑平移方向和颅脑平移范围生成预定数量的二维切面图像包括：根据三维体数据的轮廓的变化率，确定在颅脑平移方向上和颅脑平移范围内的切割间隔；根据切割间隔生成预定数量的二维切面图像。

在根据颅脑平移方向和颅脑平移范围生成预定数量的二维切面图像时，可以采用多种处理方式，例如，可以根据颅脑平移范围和上述二维切面图像的预定数量确定，可以均分上述颅脑平移范围，还可以是按照规律变化相邻两个二维切面图像的平移范围。还可以是根据三维体数据的变化率，确定在颅脑平移方向上和颅脑平移范围内的切割间隔，也即是上述预定数量的二维切面图像的位置。然后根据上述切割间隔生成预定数量的二维切面图像。

一个实施例中，分别对预定数量的二维切面图像进行分割，得到二维切面图像中颅内区域的轮廓时也可以采用多种方式，例如，可以通过以下方式至少之一，分别对预定数量的二维切面图像进行分割，得到二维切面图像中颅内区域的轮廓：接收输入的用于描绘轮廓的边界，根据边界确定二维切面图像中颅内区域的轮廓；接收输入在预定目标区域内的点或线，根据点或线按照预定方式对预定数量的二维切面图像进行分割，得到二维切面图像中颅内区域的轮廓；根据预定图像内容对预定数量的二维切面图像进行分割，得到二维切面图像中颅内区域的轮廓。

在上述预定数量的二维切面图像确定后，根据上述预定数量的二维切面图像对三维体数据进行分割，得到二维切面图像中颅内区域的轮廓可以通过多种方式实现。例如，可以通过接收输入的用于描绘轮廓的边界，根据边界确定二维切面图像中颅内区

域的轮廓，上述输入的边界可以是用户手动根据触摸屏描绘的轮廓边界，还可以是根据识别软件自动识别上述二维切面图像中颅内区域的轮廓边界。

还可以通过接收输入在预定目标区域内的点或线，根据点或线按照预定方式对预定数量的二维切面图像进行分割，得到二维切面图像中颅内区域的轮廓。上述轮廓，可以是用户根据触摸屏输入的点或者线，然后根据分割算法对颅脑轮廓进行半自动分割。例如，可以采用 Graph Cut、Random Walker、Level Set 等算法进行半自动分割。

还可以根据二维切面图像的图片内容（例如，二维切面图像中各像素点的像素值、图像的灰度特征、图像的纹理特征，等等）对预定数量的二维切面图像进行分割，得到二维切面图像中颅内区域的轮廓。上述轮廓可以是根据分割算法，直接对该二维切面图像中的图像进行分割，得到颅脑区域，例如，可采用 Graph Cut、Snake、ASM 等传统图像分割算法，也可采用深度学习中的 UNet、MaskRCNN、FCN 等算法对颅脑二维切面图像进行全自动分割。

一个实施例中，根据预定数量的二维切面图像中颅内区域的轮廓，拟合出颅脑的三维颅脑轮廓包括：根据预定数量的二维切面图像中颅内区域的轮廓所对应的空间位置，将二维切面图像中颅内区域的轮廓对应地映射到三维空间中；通过插值拟合的方式填补三维空间中的其它轮廓表面点，得到颅脑的三维颅脑轮廓。

在根据预定数量的二维切面图像中颅内区域的轮廓时，先根据预定数量的二维切面图像中颅内区域的轮廓所对应的空间位置，将二维切面图像中颅内区域的轮廓对应地映射到三维空间中，根据二维切面图像的生成方式，以及每个二维切面图像中颅内区域的轮廓，确定预定数量的二维切面图像在三维空间中的关系，如图 9 所示，是由颅脑旋转轴确定的预定数量的二维切面图像在三维空间中的映射，图中的点为三维颅脑上的三维轮廓点。

在上述将二维切面图像中颅内区域的轮廓对应地映射到三维空间后，通过插值拟合的方法填补三维空间中的其他轮廓表面点，得到三维颅脑轮廓。

在根据三维颅脑轮廓确定颅脑的体积之后，可以对已经生成的三维颅脑轮廓进行更改或再调节，从而提高三维颅脑轮廓的准确度。在对已经生成的三维颅脑轮廓进行更改或再调节时，可以通过多种方式，可以通过对三维颅脑轮廓直接进行更改，还可以通过拟合三维颅脑轮廓的二维切面图像进行更改，实现对三维颅脑轮廓的更改。

例如，一个实施例中，在根据三维颅脑轮廓，确定颅脑中颅脑的体积之后，还可以包括：显示前述的预定数量的二维切面图像中的一帧或多帧二维切面图像，并对该一帧或多帧二维切面图像的颅内区域的轮廓进行调节，生成该一帧或多帧二维切面图

像新的颅内区域的轮廓；根据该一帧或多帧二维切面图像新的颅内区域的轮廓重新拟合出三维颅脑轮廓；依据重新拟合出的三维颅脑轮廓，重新确定颅脑中颅脑的体积。

对颅内区域的轮廓的调节，也可以仅针对颅内区域的轮廓中颅脑底部的轮廓进行。从而减小调节的工作量。例如，一个实施例中，在根据三维颅脑轮廓，确定颅脑中颅脑的体积之后，可以显示前述的预定数量的二维切面图像中的一帧或多帧二维切面图像，并对任该一帧或多帧二维切面图像中的颅脑底部的轮廓进行调节，生成该一帧或多帧二维切面图像新的颅内区域的轮廓，然后根据该一帧或多帧二维切面图像新的颅内区域的轮廓重新拟合出三维颅脑轮廓，并依据重新拟合出的三维颅脑轮廓，重新确定颅脑中颅脑的体积。

对颅内区域的轮廓的调节，可以通过控制点进行，例如，一个实施例中，在根据三维颅脑轮廓，确定颅脑中颅脑的体积之后，可以根据该一帧或多帧二维切面图像的颅内区域的轮廓（或者该颅内区域的轮廓中颅脑底部的轮廓）生成控制点，并显示该控制点，然后通过接收对所述控制点的操作，对所述一帧或多帧二维切面图像的颅内区域的轮廓进行调节，生成所述一帧或多帧二维切面图像新的颅内区域的轮廓。当然，对颅内区域的轮廓的调节也可以通过其他适合的方式进行，本文对此不作限定。

在上述通过对二维切面图像进行更改时，可以根据实际需要不同的颅内区域的轮廓的部分区域进行修改，例如，颅脑底部经常受声影的影响，容易出现错误分割的情况，因此，在一种可选的实施例中，针对二维切面图像，根据任一二维切面图像中的颅内区域的轮廓中颅脑底部的轮廓生成控制点，并显示控制点，主要对颅脑底部的轮廓进行更改，通过改变颅脑底部的轮廓的控制点的位置，更改颅脑底部的轮廓，从而更改二维切面图像中颅内区域的轮廓，根据更改后的颅内区域的轮廓重新生成三维颅脑轮廓。由于重新生成三维颅脑轮廓是对之前构建的三维颅脑轮廓进行修正后得到的，因此，相对于仅通过二维切面图像分割得到的三维颅脑轮廓而言，能够更为真实、更精确地展现颅脑的实际情况，因此，根据更改后的三维颅脑轮廓确定所述头颅中颅脑体积是更为准确的。

一个实施例中，在根据三维颅脑轮廓，确定颅脑中颅脑的体积之后，也可以基于三维体数据中的任意一帧或多帧二维切面图像调节或调整其中的颅内区域的轮廓，从而获得新的三维颅脑轮廓，而限于通过前述的预定数量的二维切面图像中的一帧或多帧二维切面图像来调节或调整颅内区域的轮廓。例如，一个实施例中，可以基于前述的三维体数据获得三维体数据的一帧或多帧二维切面图像，并对该三维体数据的一帧或多帧二维切面图像中的颅内区域的轮廓进行调节，生成该三维体数据的一帧或多帧二维切面图像新的颅内区域的轮廓，然后根据该三维体数据的一帧或多帧二维切面

图像新的颅内区域的轮廓重新拟合出三维颅脑轮廓，并依据重新拟合出的三维颅脑轮廓，重新确定所述头颅中颅脑的体积。

在对已经生成的三维颅脑轮廓进行更改或再调节时，可以通过旋转操作或者平移操作来从三维体数据中获得任意一帧或多帧二维切面图像，然后对其中的颅内区域的轮廓进行调节，生成该一帧或多帧二维切面图像新的颅内区域的轮廓，然后在根据新的颅内区域的轮廓生成三维颅脑轮廓。由于重新生成三维颅脑轮廓是对之前构建的三维颅脑轮廓进行修正后得到的，因此，相对于仅通过二维切面图像分割得到的三维颅脑轮廓而言，能够更为真实、更精确地展现颅脑的实际情况，因此，根据更改后的三维颅脑轮廓确定所述头颅中颅脑体积是更为准确的。

类似地，对颅内区域的轮廓的调节，也可以是针对颅脑底部的轮廓进行。此外，对轮廓的调节也可以如前文所述通过在轮廓上生成控制点并接收对该控制点的操作而实现。

图 3 是根据本发明实施例的另一种超声成像方法的流程图，如图 3 所示，根据本发明实施例的另一方面，还提供了另一种超声成像方法，该方法包括：

步骤 S302，显示胎儿颅脑的三维体数据，其中，三维体数据是经超声对颅脑进行扫描后得到的数据；

步骤 S304，显示分解三维体数据，生成的预定数量的二维切面图像；

步骤 S306，显示分别对预定数量的二维切面图像进行分割后，得到的二维切面图像中颅内区域的轮廓；

步骤 S308，显示根据预定数量的二维切面图像中颅内区域的轮廓，拟合出的颅脑的三维颅脑轮廓；

步骤 S310，显示根据三维颅脑轮廓确定的颅脑中颅脑的体积。

上述步骤的执行主体可以是显示设备，通过上述各个显示步骤，由于使用的原始数据为胎儿头颅的三维体数据，因此，相对于二维切面来确定头颅中颅脑的体积而言，会使得确定的结果更为准确；另外，由于并非直接依据三维体数据来确定，而是采用了三维体数据生成的二维切面图像拟合的三维颅脑轮廓来确定，由于对二维切面图像的数据处理相对于庞大的三维体数据而言，大大减少了处理量，因而能够有效地提高处理效率。因此，通过上述三维超声扫描的方式，不仅能够准确地获取胎儿头颅中颅脑的体积，而且效率也较高，从而实现了提升测量准确率以及提高测量效率的技术效果，进而解决了相关技术中的测量方式，准确率较低，测量速度较慢的技术问题。

作为显示设备，可以由显示设备的处理器执行数据处理和获取，由显示设备进行显示。还可以根据处理装置接收和处理数据，并由处理装置将显示的数据发送给显示设备由显示设备显示。

一个实施例中，在显示分解三维体数据，生成的预定数量的二维切面图像之前，还包括：显示三维体数据中颅脑中的颅脑旋转轴，其中，颅脑旋转轴用于生成预定数量的二维切面图像。

在采用旋转轴的方式确定二维切面图像的情况下，可以先显示颅脑旋转轴，显示颅脑旋转轴之后，可以根据显示器上显示的颅脑旋转轴，配合触控装置重新改编颅脑旋转轴的位置。

一个实施例中，在显示三维体数据中颅脑中的颅脑旋转轴之前，还包括：显示依据三维体数据的横切面图像检测出的椭圆，其中，椭圆的椭圆参数用于确定颅脑旋转轴。

在显示颅脑旋转轴之前，可以根据三维体数据的横切面图像确定颅脑旋转轴。例如，可以显示依据该三维体数据的横切面图像检测出的椭圆，并依据该椭圆确定颅脑旋转轴。用户可以根据显示设备显示的椭圆，结合触控设备对该椭圆进行更改，更改的方式可以是多种，例如上述的用户根据触控设备完全手动修改的手动方式，根据更改算法进行更改的自动方式，以及手动方式与自动方式结合的半自动方式。

一个实施例中，在显示分解三维体数据，生成的预定数量的二维切面图像之前，还包括：显示三维体数据中的颅脑平移方向和颅脑平移范围，其中，颅脑平移方向和颅脑平移范围用于生成预定数量的二维切面图像。

类似的，在上述根据平移的方式生成预定数量的二维切面图像的情况下，根据颅脑平移方向和颅脑平移范围，生成上述预定数量的二维切面图像，可以显示上述颅脑平移方向和颅脑平移范围，可以根据显示设备，以及触控装置，对上述显示的颅脑平移方向和颅脑平移范围进行更改。

一个实施例中，在显示三维体数据中的颅脑平移方向和颅脑平移范围之前，还包括：显示依据三维体数据的横切面图像检测出的椭圆，其中，椭圆的椭圆参数用于确定颅脑平移方向和颅脑平移范围。

上述颅脑平移方向和颅脑平移范围是根据三维体数据的横切面图像的椭圆确定的，可以先对上述椭圆进行显示。还可以根据显示设备和触控设备对上述椭圆进行修改。

一个实施例中，通过以下方式至少之一，显示分别对预定数量的二维切面图像进

行分割后，得到的二维切面图像中颅内区域的轮廓：显示用于描述轮廓的边界，根据边界显示二维切面图像中颅内区域的轮廓；显示在预定目标区域内的点或线，根据点或线对二维切面图像进行分割后，显示二维切面图像中颅内区域的轮廓；显示预定图像内容，根据预定图像内容对二维切面图像进行分割后，显示二维切面图像中颅内区域的轮廓。

上述对二维切面图像进行分割得到二维切面图像中颅内区域的轮廓的方式可以有多种，每种方式的显示方式不同。至少显示分离前的状态和分离后的状态，还可以包括进行更改时的各个状态。在手动方式的情况下，可以显示用于描述轮廓的边界，根据边界显示二维切面图像中颅内区域的轮廓，在半自动方式下，可以显示在预定目标区域内的点或线，根据点或线对二维切面图像进行分割后，显示二维切面图像中颅内区域的轮廓，在自动方式下，可以显示预定图像内容，根据预定图像内容对二维切面图像进行分割后，显示二维切面图像中颅内区域的轮廓。

一个实施例中，在显示根据预定数量的二维切面图像中颅内区域的轮廓，拟合出的颅脑的三维颅脑轮廓过程中，可以包括：显示将预定数量的二维切面图像中颅内区域的轮廓对应地映射到三维空间中后的三维轮廓；显示在映射后的三维空间中填补其它轮廓表面点后的三维颅脑轮廓。

一个实施例中，在显示根据三维颅脑轮廓确定的颅脑中颅脑的体积之后，还可以包括：显示预定数量的二维切面图像中的一帧或多帧二维切面图像；针对预定数量的二维切面图像中的该一帧或多帧二维切面图像，显示该一帧或多帧二维切面图像新的颅内区域的轮廓，其中，该一帧或多帧二维切面图像新的轮廓通过对该一帧或多帧二维切面图像的颅内区域的轮廓进行调节生成；显示根据该一帧或多帧二维切面图像新的颅内区域的轮廓重新拟合出的三维颅脑轮廓；显示依据重新拟合出的三维颅脑轮廓，重新确定的颅脑中颅脑的体积。

一个实施例中，在显示根据三维颅脑轮廓确定的颅脑中颅脑的体积之后，还可以包括：显示基于三维体数据获得的该三维体数据的一帧或多帧二维切面图像；显示该三维体数据的一帧或多帧二维切面图像新的颅内区域的轮廓，其中，该三维体数据的一帧或多帧二维切面图像新的轮廓通过对该三维体数据的一帧或多帧二维切面图像的颅内区域的轮廓进行调节生成；显示根据该三维体数据的一帧或多帧二维切面图像新的颅内区域的轮廓重新拟合出的三维颅脑轮廓；显示依据重新拟合出的三维颅脑轮廓，重新确定的颅脑中颅脑的体积。

图4是根据本发明实施例的另一种超声成像方法的流程图，如图4所示，根据本发明实施例的另一方面，还提供了一种超声成像方法，该方法包括以下步骤：

步骤 S402, 向胎儿颅脑发射超声波, 并接收超声回波, 获得超声回波信号;

步骤 S404, 根据超声回波信号获得胎儿颅脑的三维体数据;

步骤 S406, 分解三维体数据, 生成预定数量的二维切面图像;

步骤 S408, 分别对预定数量的二维切面图像进行分割, 得到二维切面图像中颅内区域的轮廓;

步骤 S410, 根据预定数量的二维切面图像中颅内区域的轮廓, 拟合出胎儿颅脑的三维颅脑轮廓; 根据三维颅脑轮廓, 确定颅脑中颅脑的体积。

上述步骤是实时获取胎儿头颅的三维体数据。通过上述步骤, 由于使用的原始数据为胎儿头颅的三维体数据, 因此, 相对于二维面来确定头颅中颅脑的体积而言, 会使得确定的结果更为准确; 另外, 由于并非直接依据三维体数据来确定, 而是采用了三维体数据的生成的二维切面图像拟合的三维颅脑轮廓来确定, 由于对二维切面图像的数据处理相对于庞大的三维体数据而言, 大大减少了处理量, 因而能够有效地提高处理效率。因此, 通过上述三维超声扫描的方式, 不仅能够准确地获取胎儿头颅中颅脑的体积, 而且效率也较高, 从而实现了提升测量准确率以及提高测量效率的技术效果, 进而解决了相关技术中的测量方式, 准确率较低, 测量速度较慢的技术问题。

本实施例还提供了一种超声成像方法。下面对该实施方式进行详细说明。

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, 其中, 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, 其应用价值较高。超声不仅能对胎儿进行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。

胎儿的生物学参数测量是评估胎儿发育状况的最主要手段, 常用的生物学参数包括头围、双顶径、枕额径、腹围和股骨长, 其中, 头围、双顶径和枕额径是评估胎儿颅脑发育的最重要指标, 这些参数通常都是在二维双顶径切面图像上进行测量, 操作方便简单, 但胎儿颅脑发育是一个立体发育的过程, 仅在二维切面图像上的测量一定程度上能反映颅脑的发育, 但也有一定的局限性。例如, 小头畸形是一种先天畸形, 患儿颅脑变小, 脑的重量明显轻于正常, 大脑的发育明显迟缓。大多数患者智力发育显著迟缓, 有的患者甚至出现抽风、四肢僵硬及瘫痪。在目前的临床中, 主要还是通过在二维超声下测量双顶径、头围来测量胎儿头围, 但该方法容易引起较大的测量误差, 准确率低。另外, 以上述方式测量的胎儿头围, 对反应胎儿头围尺寸较为片面,

图 5 是根据本发明实施方式的双顶径头、头围测量位置的示意图，如图 5 所示，由于双顶径、头围测量位置并不是小头症病变区域最严重的区域，因此在很大程度上难以反映，小脑症胎儿的头围。

相比于在二维超声下测量头围、双顶径，三维超声的颅脑体积更有利于反映胎儿脑部的生长发育，从而更易于诊断小头症。但手动测量三维容积操作极其麻烦，费时费力，测量的准确性也得不到保证，目前也没有自动测量胎儿颅脑容积的专用工具，限制了颅脑容积测量在临床上的推广。

本实施方式提供了一种自动测量胎儿颅脑容积的方法，通过本实施方式的方法，可以快速获得胎儿颅脑的体积。该胎儿颅脑容积，也即是上述胎儿颅脑体积。

图 6 是根据本发明实施方式的胎儿颅脑容积测量方法的流程图，如图 6 所示，一组通过延迟聚焦的脉冲通过发射电路发送到探头，探头向被测机体组织发射超声波，经一定延时后接收从被测机体组织反射回来的超声波。回波信号进入波束合成器，完成聚焦延时、加权和通道求和，并经过信号处理，一个完整的探头扇扫周期都经信号处理后获得一卷重建前体数据（极坐标），再经 3D 重建环节，将极坐标体数据转换成直角坐标体数据。在本实施方式中，用户将探头置于胎儿颅脑区域通过上述步骤扫描得到三维颅脑体数据，再对该体数据进行颅脑容积分割，得到颅内区域的轮廓，最后显示颅内轮廓及体积。

本实施方式的核心环节在于颅脑容积分割及测量，颅脑容积是一个三维体数据，数据量较大，直接采用三维分割的方法比较耗时，很难达到临床使用需求。因此，本实施方式采用了将三维体数据按规则分解成若干个二维切面图像，在二维切面图像上进行图像分割，然后根据二维分割的结果拟合出三维颅脑的轮廓。

下面对本实施方式提供的颅脑容积测量方法进行详细说明，具体该方法包括以下步骤：

步骤 1：获取胎儿颅脑三维体数据；

在三维或四维超声下进行胎儿的颅内扫查，经 3D 重建环节，获得颅内 3D\4D 体数据。值得注意的是，在 3D 或 4D 数据采集时，可以人为选择颅脑的横断面作为 3D 或 4D 扫查的起始切面图像，这样更有利于颅内结构的清晰显示。但本实施方式不局限于以横切面图像作为起始其它进行 3D 或 4D 扫查，冠状面、矢状面均可作为扫查的起始切面图像。

步骤 2：将三维颅脑体数据分解成若干二维切面图像；

按照平移或旋转规则将三维颅脑体数据分解成若干二维切面图像。

在执行上述步骤 2 时可以根据不同的方式来进行，可以采用旋转方式生成二维切面图像，还可以是采用平移方式生成二维切面图像。下面对执行步骤 2 的上述两种方式进行详细说明。

方式一为采用旋转方式生成二维切面图像，该可以包括以下步骤：

步骤 211：确定颅脑旋转轴；

颅脑旋转轴的最佳位置是颅脑中心区域，这样可以使得生成的二维切面图像均包含颅脑，在本步骤 211 中还提供了一种确定颅脑旋转轴的方法，该方法包括以下步骤：

步骤 211a：对颅脑三维体数据的横切面图像进行椭圆检测，使椭圆包含颅骨光环；

如果以颅脑横断面作为 3D 或 4D 扫查起始切面图像采集三维体数据，体数据中 Z 方向最中间的一帧或最中间附近的图像就是颅脑横切面图像。如果以冠状面为起始切面图像扫查，则体数据中 X 方向最中间的一帧或最中间附近的图像就是颅脑横切面图像。如果以矢状面为起始切面图像，则体数据中 Y 方向最中间的一帧或最中间附近的图像就是颅脑横切面图像。在颅脑横切面图像中，颅骨光环表现为高亮的椭圆形目标，可先提取颅骨高亮的区域，然后采用椭圆检测的方法检测椭圆，常用的椭圆检测方法包括但不限于最小二乘估计，Hough 变换，Random 变换、Ransac 等算法，通过椭圆检测，可以获得椭圆的中心坐标和椭圆的长短轴长度，椭圆的中心即对应了颅脑的中心。

步骤 211b：根据拟合的椭圆参数确定颅脑旋转轴。

图 7a 是根据本发明实施方式的旋转方式生成二维切面图像时采用椭圆的短轴为颅脑旋转轴的示意图，如图 7a 所示，虚线为检测到的椭圆，点划线为椭圆的长轴和短轴，获得椭圆参数后，可以采用椭圆的短轴为颅脑旋转轴，图 7b 是根据本发明实施方式的旋转方式生成二维切面图像时以椭圆中心点为中心的竖线为颅脑的旋转轴的示意图，如图 7b 所示，也可以以椭圆中心点为中心的竖线为颅脑的旋转轴。

值得注意的是，以颅脑的中心位置为旋转轴是本发明的最佳方式，但以颅内的其它组织结构为旋转轴也可以达到相同目的，例如，采用目标检测的方法检测丘脑区域，以丘脑位置为中心的竖线也可作为旋转轴。

步骤 212：根据旋转轴生成二维切面图像。

确定好旋转轴后，绕旋转轴每旋转一定角度形成一个平面，通过插值算法（如双线性、样条插值）从体数据中插值得到该平面的图像内容，得到对应的二维切面图像。

旋转过程可以是均匀采样，例如，每隔 10° 生成一个二维切面图像；也可以是非均匀采用，例如，在轮廓变化比较小的区域，每隔 10° 生成一个二维切面图像，在轮廓变化比较大的区域，每隔 5° 生成一个二维切面图像，通过非均匀采样策略可以使得三维分割在速度和分割准确率上处于最佳状态。

方式二：采用平移方式生成二维切面图像，该方法可以包括以下步骤：

步骤 221：确定颅脑平移方向和范围；

与方式一中确定旋转轴类似，本步骤 221 中还提供了另一种确定颅脑平移方向和范围的方法，该方法包括以下步骤：

步骤 221a：对颅脑三维体数据的横切面图像进行椭圆检测，使椭圆包含颅骨光环；

该椭圆检测方法方式一中的椭圆检测方法可以一致。

步骤 221b：确定平移方向和范围。

图 8a 是根据本发明实施方式的确定平移方向和范围时采用椭圆的长轴方向为平移方向的示意图，如图 8a 所示，获得椭圆参数后，可采用椭圆的长轴方向为平移方向，椭圆长轴两个端点之间的区域为平移范围，如图 8a 中 AB 之间的区域；图 8b 是根据本发明实施方式的确定平移方向和范围时采用水平方向为平移方向的示意图，如图 8b 所示，也可采用水平方向为平移方向，椭圆最左侧点及最右侧点之间的区域为平移范围，如图 8b 中的 CD 之间的区域。

步骤 222，根据平移方向和范围生成二维切面图像。

根据平移方向在平移范围内按照一定距离垂直于横切面图像形成平面，通过插值算法（如双线性、样条插值）从体数据中插值得到该平面的图像内容，得到对应的二维切面图像，平移过程可以是均匀采样，例如，如图 8a 中将 AB 之间均匀分成 5 个平面，或者如图 8b 中将 CD 之间均匀分成 5 个平面；也可以是非均匀采样，在轮廓变化比较小的区域，进行密集采样，在轮廓变化比较大的区域，进行稀疏采样。

步骤 3，对上述二维颅脑切面图像进行分割；

获得若干二维切面图像后，对每个切面图像进行分割，获得二维切面图像中颅内区域的轮廓。颅脑容积测量的是颅骨内的区域（不含颅骨），因此，二维切面图像分割就是分割颅内的组织区域。可采用手动、半自动或全自动的方法进行分割。

手动分割直接用鼠标或轨迹球等方式描绘轮廓的边界，得到一个封闭的区域。

半自动分割通过用户在目标区域画一些点或一些线，然后设计半自动分割算法根

据用户画的点/线来指导算法进行图像分割，即可采用交互式的算法对颅脑轮廓进行半自动分割，例如，可以采用 Graph Cut、Random Walker、Level Set 等算法进行半自动分割。

全自动分割输入二维切面图像，算法直接根据图像内容在图像中分割出颅脑区域，可采用 Graph Cut、Snake、ASM 等传统图像分割算法，也可采用深度学习中的 UNet、MaskRCNN、FCN 等算法对颅脑二维切面图像进行全自动分割。

无论采用何种分割方法，都可以得到二维切面图像对应的脑颅边界轮廓。

步骤 4，根据上述二维分割结果拟合三维颅脑轮廓；

二维切面图像都是按照旋转或平移规则从颅脑体数据中生成的，二维切面图像对应的轮廓均可映射回三维体数据中，成为三维空间中的一条封闭曲线。因此，得到所有二维切面图像对应的颅脑边界轮廓后，可根据轮廓所对应的空间位置将二维切面图像中的轮廓映射到三维空间中，再通过插值拟合的方式填补三维空间中的其它轮廓表面点。

图 9 是根据本发明实施方式的二维分割结果拟合三维颅脑轮廓的示意图，如图 9 所示，以旋转方式为例，竖向的经线为从二维切面图像分割得到的轮廓线映射回三维体数据中形成的三维轮廓线。对这些三维轮廓线进行等距采样，形成一系列的三维轮廓点，再对每条线上相同位置点进行样条或多项式插值，即得到了三维颅脑的表面轮廓。将轮廓之间的采用间距设置到足够密集，表面轮廓即可填满颅脑轮廓所有的表面点。

类似的，平移方式同样可以通过插值拟合的方法得到三维颅脑轮廓。

步骤 5，根据三维颅脑轮廓计算颅脑体积；

获得三维颅脑表面轮廓后，可以直接通过表面轮廓采用 Mirtich 公式得到颅脑的体积。

也可以再采用区域生长算法或形态学算法将轮廓内的区域填满，得到颅脑轮廓区域标记 Mask（在该 Mask 中，属于颅内组织区域的点值为 1，其余点的值为 0）。获得 Mask 后，即可根据 Mask 计算颅脑体积，一种方法是累计 Mask 中值为 1 的体素个数，再乘以单位体素物理距离的三次方，即为颅脑体积。

步骤 6，显示结果；

显示的结果可以包括步骤 5 中计算的体积测量结果值。

图 10 是根据本发明实施方式的颅脑容积显示示意图，如图 10 所示，对三维颅脑轮廓进行面绘制或采用光线跟踪方法进行体绘制的立体图像；显示方法可以是实体显示，也可采用网格显示；可以不透明显示，也可以使透明显示。

三维颅脑轮廓在二维剖面图像上的投影；即显示二维切面图像灰度图及二维颅脑轮廓图（如图 10A、图 10B、图 10C，其中，A 面、B 面、C 面是三个正交切面图像）。

本实施方式还提供了一种颅脑轮廓调节方法，下面对该方法进行详细说明。

在完成体积测量后，用户可能对自动/半自动的测量结果不满意，需要进行手动调节，用户可在二维平面图像中分割不准确的区域进行调节，系统再根据调节的结果重新拟合三维轮廓。可设计不同的工作流来对颅脑轮廓进行调节。一个实施例中，可以在通过分解三维体数据获得的前述预定数量的二维切面图像上进行轮廓调节，然后根据调节的结果重新拟合三维轮廓。一个实施例中，可以基于三维体数据，生成该三维体数据的任意一帧或者多帧二维切面图像，在该三维体数据的任意一帧或者多帧二维切面图像上进行轮廓调节，然后将调节后的二维轮廓重新拟合成三维颅脑轮廓。

可在屏幕中同时显示多个二维切面图像及其轮廓图，用户观察以上切面图像的分割效果，对分割不满意的区域进行调节。也可以将上述切面图像逐个显示，用户对上述切面图像逐个观察和调节。调节的方式可以是对二维轮廓采样生成多个控制点，用户拖动控制点来进行调节。

也可以是用户在分割不准确的区域直接绘制一段或整个轮廓边沿，再将用户绘制的轮廓替代原来轮廓的一部分或全部，形成新的封闭轮廓。图 11 是根据本发明实施方式的一种调节方式的示意图，如图 11 所示，左图中实线区域为原分割的轮廓，虚线为用户手动画的线，可根据用户手动绘制曲线的两端的走向趋势对用户绘制的曲线进行延伸，和原轮廓形成交点，从而形成一个新的封闭轮廓，即右图中的虚线区域。一种延伸曲线的方法为利用用户手动绘制曲线的曲率来判断曲线的走向，例如，计算端点附近曲线曲率，使得延伸部分的曲率和用户手动绘制曲线端点附近的区域一致。

然后，可以根据调节后的轮廓重新拟合三维颅脑轮廓，并根据重新拟合的三维颅脑轮廓计算颅脑体积。

一个实施例中，如图 12 所示，实线轮廓线为调节前轮廓线，虚线轮廓线为调节后轮廓线，用户将 A 点拖动到了 A'，此时 A 点周边的点 B 也将自动移动到 B' 到。直线 BB' 的方向可以和 AA' 的一致，移动距离 t_1 可表达为 AA' 的长度 t 和 AB 之间的距离 d 的函数，即 $t_1=f(t,d)$ ，通常 d 越大， t_1 就会越小，即离 A 点越远的点，往外移动的距离就会越小。例如，一种函数满足上述条件的函数表达式为：

$$t1 = \begin{cases} t * \left(1 - \frac{d}{D}\right) & d < D \\ 0 & d \geq D \end{cases}$$

其中 D 为距离阈值，上式中如果 AB 之间的距离大于距离阈值 D ，则 B 点将不再移动。上述距离 d 可以是 AB 之间的直线距离，也可以是 AB 之间沿轮廓的曲线距离。

得到 $t1$ 后，即可计算 B' 的坐标。然后，可以根据调节后的轮廓重新拟合三维颅脑轮廓，并根据重新拟合的三维颅脑轮廓计算颅脑体积。

在颅脑容积分割中，颅顶和颅脑两侧区域都是颅骨，在超声上表现为高回声，比较容易分割，一般不会分割错误。颅脑底部经常受声影的影响，容易出现错误分割的情况，是主要需要调节的区域。因此，在前述的实施例中，也可以主要调节颅脑底部区域的轮廓。

图 13 是根据本发明实施例的一种超声成像系统的示意图，如图 13 所示，该超声成像系统，包括：探头 1302，发射电路 1304，接收电路 1306，处理器 1308 和显示器 1310，下面对该装置进行详细说明。

探头 1302；发射电路 1304，与上述探头 1302 相连，发射电路激励探头向胎儿颅脑发射超声波；接收电路 1306，与上述探头 1302 相连，接收电路通过探头接收从胎儿颅脑返回的超声回波以获得超声回波信号；处理器 1308，与上述接收电路 1306 相连，处理器处理超声回波信号以获得胎儿颅脑的三维体数据；显示器 1310，与上述处理器 1308 相连，显示器显示三维体数据；其中，处理器还执行如下步骤：分解三维体数据，生成预定数量的二维切面图像，分别对预定数量的二维切面图像进行分割，得到二维切面图像中颅内区域的轮廓；根据预定数量的二维切面图像中颅内区域的轮廓，拟合出颅脑的三维颅脑轮廓；以及根据三维颅脑轮廓，确定颅脑中颅脑的体积。

一个实施例中，显示器 1310，还用于显示以下至少之一：预定数量的二维切面图像，二维切面图像中颅内区域的轮廓，颅脑的三维颅脑轮廓，颅脑中颅脑的体积。

根据本发明实施例的另一方面，还提供了一种存储介质，存储介质包括存储的程序，其中，在程序运行时控制存储介质所在设备执行上述中任意一项的超声成像方法。

根据本发明实施例的另一方面，还提供了一种处理器，处理器用于运行程序，其中，程序运行时执行上述中任意一项的超声成像方法。

根据本发明实施例的另一方面，还提供了一种计算机设备，包括：存储器和处理器，存储器存储有计算机程序；处理器，用于执行存储器中存储的计算机程序，计算机程序运行时执行上述中任意一项的超声成像方法。

上述本发明实施例序号仅仅为了描述，不代表实施例的优劣。

在本发明的上述实施例中，对各个实施例的描述都各有侧重，某个实施例中沒有详述的部分，可以参见其他实施例的相关描述。

在本申请所提供的几个实施例中，应该理解到，所揭露的技术内容，可通过其它的方式实现。其中，以上所描述的装置实施例仅仅是示意性的，例如所述单元的划分，可以为一种逻辑功能划分，实际实现时可以有另外的划分方式，例如多个单元或组件可以结合或者可以集成到另一个系统，或一些特征可以忽略，或不执行。另一点，所显示或讨论的相互之间的耦合或直接耦合或通信连接可以是通过一些接口，单元或模块的间接耦合或通信连接，可以是电性或其它的形式。

所述作为分离部件说明的单元可以是或者也可以不是物理上分开的，作为单元显示的部件可以是或者也可以不是物理单元，即可以位于一个地方，或者也可以分布到多个单元上。可以根据实际的需要选择其中的部分或者全部单元来实现本实施例方案的目的。

另外，在本发明各个实施例中的各功能单元可以集成在一个处理单元中，也可以是各个单元单独物理存在，也可以两个或两个以上单元集成在一个单元中。上述集成的单元既可以采用硬件的形式实现，也可以采用软件功能单元的形式实现。

所述集成的单元如果以软件功能单元的形式实现并作为独立的产品销售或使用吋，可以存储在一个计算机可读取存储介质中。基于这样的理解，本发明的技术方案本质上或者说对现有技术做出贡献的部分或者该技术方案的全部或部分可以以软件产品的形式体现出来，该计算机软件产品存储在一个存储介质中，包括若干指令用以使得一台计算机设备（可为个人计算机、服务器或者网络设备等）执行本发明各个实施例所述方法的全部或部分步骤。而前述的存储介质包括：U 盘、只读存储器（ROM, Read-Only Memory）、随机存取存储器（RAM, Random Access Memory）、移动硬盘、磁碟或者光盘等各种可以存储程序代码的介质。

以上所述仅是本发明的优选实施方式，应当指出，对于本技术领域的普通技术人员来说，在不脱离本发明原理的前提下，还可以做出若干改进和润饰，这些改进和润饰也应视为本发明的保护范围。

权利要求书

PN97984

1. 一种超声成像方法，其特征在于，包括：

获取胎儿头颅的三维体数据，其中，所述三维体数据是经超声对所述头颅进行扫查后得到的数据；

分解所述三维体数据，生成预定数量的二维切面图像；

分别对所述预定数量的二维切面图像进行分割，得到二维切面图像中颅内区域的轮廓；

根据所述预定数量的二维切面图像中颅内区域的轮廓，拟合出所述头颅的三维颅脑轮廓；

根据所述三维颅脑轮廓，确定所述头颅中颅脑的体积。

2. 根据权利要求 1 所述的方法，其特征在于，分解所述三维体数据，生成预定数量的二维切面图像包括：

基于所述三维体数据确定所述头颅中的颅脑旋转轴；

根据所述颅脑旋转轴生成所述预定数量的二维切面图像。

3. 根据权利要求 2 所述的方法，其特征在于，基于所述三维体数据确定所述头颅中的颅脑旋转轴包括：

对所述三维体数据的横切面图像进行椭圆检测；

确定检测出的椭圆的椭圆参数；

根据所述椭圆参数确定所述颅脑旋转轴。

4. 根据权利要求 2 所述的方法，其特征在于，根据所述颅脑旋转轴生成所述预定数量的二维切面图像包括：

根据所述三维体数据的轮廓的变化率，确定旋转角度；

根据所述旋转角度生成所述预定数量的二维切面图像。

5. 根据权利要求 1 所述的方法，其特征在于，分解所述三维体数据，生成预定数量的二维切面图像包括：

确定所述三维体数据中的颅脑平移方向和颅脑平移范围；

根据所述颅脑平移方向和颅脑平移范围生成所述预定数量的二维切面图像。

6. 根据权利要求 5 所述的方法，其特征在于，确定所述三维体数据中的颅脑平移方向和颅脑平移范围包括：

对所述三维体数据的横切面图像进行椭圆检测；

确定检测出的椭圆的椭圆参数；

根据所述椭圆参数确定所述颅脑平移方向和所述颅脑平移范围。

7. 根据权利要求 5 所述的方法，其特征在于，根据所述颅脑平移方向和所述颅脑平移范围生成所述预定数量的二维切面图像包括：

根据所述三维体数据的轮廓的变化率，确定在所述颅脑平移方向上和所述颅脑平移范围内的切割间隔；

根据所述切割间隔生成所述预定数量的二维切面图像。

8. 根据权利要求 1 所述的方法，其特征在于，通过以下方式至少之一，分别对所述预定数量的二维切面图像进行分割，得到二维切面图像中颅内区域的轮廓包括：

接收输入的用于描绘轮廓的边界，根据所述边界确定所述预定数量的二维切面图像中颅内区域的轮廓；

接收输入在预定目标区域内的点或线，根据所述点或线对所述预定数量的二维切面图像进行分割，得到所述预定数量的二维切面图像中颅内区域的轮廓；

根据二维切面图像的图像内容对所述预定数量的二维切面图像进行分割，得到所述预定数量的二维切面图像中颅内区域的轮廓。

9. 根据权利要求 1 所述的方法，其特征在于，根据所述预定数量的二维切面图像中颅内区域的轮廓，拟合出所述头颅的三维颅脑轮廓包括：

根据所述预定数量的二维切面图像中颅内区域的轮廓所对应的空间位置，将二维切面图像中颅内区域的轮廓对应地映射到三维空间中；

通过插值拟合的方式填补所述三维空间中的其它轮廓表面点，得到所述头颅的所述三维颅脑轮廓。

10. 根据权利要求 1 至 9 中任一项所述的方法，其特征在于，在根据所述三维颅脑轮廓，确定所述头颅中颅脑的体积之后，还包括：

显示所述预定数量的二维切面图像中的一帧或多帧二维切面图像；

对所述一帧或多帧二维切面图像的颅内区域的轮廓进行调节，生成所述一帧或多帧二维切面图像新的颅内区域的轮廓；

根据所述一帧或多帧二维切面图像新的颅内区域的轮廓重新拟合出三维颅脑轮廓；

依据重新拟合出的三维颅脑轮廓，重新确定所述头颅中颅脑的体积。

11. 根据权利要求 10 所述的方法，其特征在于，对所述一帧或多帧二维切面图像的颅内区域的轮廓进行调节生成所述一帧或多帧二维切面图像新的颅内区域的轮廓包括：

根据所述一帧或多帧二维切面图像的颅内区域的轮廓生成控制点，并显示所述控制点；

通过接收对所述控制点的操作，对所述一帧或多帧二维切面图像的颅内区域的轮廓进行调节，生成所述一帧或多帧二维切面图像新的颅内区域的轮廓。

12. 根据权利要求 10 所述的方法，其特征在于，对所述一帧或多帧二维切面图像的颅内区域的轮廓进行调节生成所述一帧或多帧二维切面图像新的颅内区域的轮廓包括：

根据所述一帧或多帧二维切面图像中的颅内区域的轮廓中颅脑底部的轮廓生成控制点，并显示所述控制点；

通过接收对所述控制点的操作，对所述一帧或多帧二维切面图像中的颅脑底部的轮廓进行调节，生成所述一帧或多帧二维切面图像新的颅内区域的轮廓。

13. 根据权利要求 1 至 9 中任一项所述的方法，其特征在于，在根据所述三维颅脑轮廓，确定所述头颅中颅脑的体积之后，还包括：

基于所述三维体数据获得所述三维体数据的一帧或多帧二维切面图像；

对所述三维体数据的一帧或多帧二维切面图像中的颅内区域的轮廓进行调节，生成所述三维体数据的一帧或多帧二维切面图像新的颅内区域的轮廓；

根据所述三维体数据的一帧或多帧二维切面图像新的颅内区域的轮廓重新拟合出三维颅脑轮廓；

依据重新拟合出的三维颅脑轮廓，重新确定所述头颅中颅脑的体积。

14. 根据权利要求 13 所述的方法，其特征在于，对所述三维体数据的一帧或多帧二维

切面图像中的颅内区域的轮廓进行调节生成所述三维体数据的一帧或多帧二维切面图像新的颅内区域的轮廓包括：

对所述三维体数据的一帧或多帧二维切面图像中颅内区域的轮廓中颅脑底部的轮廓进行调节，生成所述三维体数据的一帧或多帧二维切面图像新的颅内区域的轮廓。

15. 一种超声成像方法，其特征在于，包括：

显示胎儿头颅的三维体数据，其中，所述三维体数据是经超声对所述头颅进行扫查后得到的数据；

显示分解所述三维体数据，生成的预定数量的二维切面图像；

显示分别对所述预定数量的二维切面图像进行分割后，得到的二维切面图像中颅内区域的轮廓；

显示根据所述预定数量的二维切面图像中颅内区域的轮廓，拟合出的所述头颅的三维颅脑轮廓；

显示根据所述三维颅脑轮廓确定的所述头颅中颅脑的体积。

16. 根据权利要求 15 所述的方法，其特征在于，在显示分解所述三维体数据，生成的预定数量的二维切面图像之前，还包括：

显示所述三维体数据中所述头颅中的颅脑旋转轴，其中，所述颅脑旋转轴用于生成所述预定数量的二维切面图像。

17. 根据权利要求 16 所述的方法，其特征在于，在显示所述三维体数据中所述头颅中的颅脑旋转轴之前，还包括：

显示依据所述三维体数据的横切面图像检测出的椭圆，其中，所述椭圆的椭圆参数用于确定所述颅脑旋转轴。

18. 根据权利要求 15 所述的方法，其特征在于，在显示分解所述三维体数据，生成的预定数量的二维切面图像之前，还包括：

显示所述三维体数据中的颅脑平移方向和颅脑平移范围，其中，所述颅脑平移方向和所述颅脑平移范围用于生成所述预定数量的二维切面图像。

19. 根据权利要求 18 所述的方法，其特征在于，在显示所述三维体数据中的颅脑平移方向和颅脑平移范围之前，还包括：

显示依据所述三维体数据的横切面图像检测出的椭圆，其中，所述椭圆的椭圆参数用于确定所述颅脑平移方向和所述颅脑平移范围。

20. 根据权利要求 15 所述的方法，其特征在于，通过以下方式至少之一，显示分别对所述预定数量的二维切面图像进行分割后，得到的二维切面图像中颅内区域的轮廓：

显示用于描述轮廓的边界，根据所述边界显示二维切面图像中颅内区域的轮廓；

显示在预定目标区域内的点或线，根据所述点或线对二维切面图像进行分割后，显示二维切面图像中颅内区域的轮廓；

显示二维切面图像的图像内容，根据二维切面图像的图像内容对二维切面图像进行分割后，显示二维切面图像中颅内区域的轮廓。

21. 根据权利要求 15 所述的方法，其特征在于，显示根据所述预定数量的二维切面图像中颅内区域的轮廓，拟合出的所述头颅的三维颅脑轮廓包括：

显示将所述预定数量的二维切面图像中颅内区域的轮廓对应地映射到三维空间中后的三维轮廓；

显示在映射后的三维空间中填补其它轮廓表面点后的三维颅脑轮廓。

22. 根据权利要求 15 至 21 中任一项所述的方法，其特征在于，在显示根据所述三维颅脑轮廓确定的所述头颅中颅脑的体积之后，还包括：

显示所述预定数量的二维切面图像中的一帧或多帧二维切面图像；

显示所述一帧或多帧二维切面图像新的颅内区域的轮廓，其中，所述一帧或多帧二维切面图像新的颅内区域的轮廓通过对所述一帧或多帧二维切面图像的颅内区域的轮廓进行调节生成；

显示根据所述一帧或多帧二维切面图像新的颅内区域的轮廓重新拟合出的三维颅脑轮廓；

显示依据重新拟合出的三维颅脑轮廓，重新确定的所述头颅中颅脑的体积。

23. 根据权利要求 15 至 21 中任一项所述的方法，其特征在于，在显示根据所述三维颅脑轮廓确定的所述头颅中颅脑的体积之后，还包括：

显示基于所述三维体数据获得的所述三维体数据的一帧或多帧二维切面图像；

显示所述三维体数据中一帧或多帧二维切面图像新的颅内区域的轮廓，其中，所述三维体数据的一帧或多帧二维切面图像新的颅内区域的轮廓通过对所述三维体数据的一帧或多帧二维切面图像的颅内区域的轮廓进行调节生成；

显示根据所述三维体数据的一帧或多帧二维切面图像新的颅内区域的轮廓重新拟合出的三维颅脑轮廓；

显示依据重新拟合出的三维颅脑轮廓重新确定的所述头颅中颅脑的体积。

24. 一种超声成像方法，其特征在于，包括：

向胎儿头颅发射超声波，并接收超声回波，获得超声回波信号；

根据所述超声回波信号获得胎儿头颅的三维体数据；

分解所述三维体数据，生成预定数量的二维切面图像；

分别对所述预定数量的二维切面图像进行分割，得到二维切面图像中颅内区域的轮廓；

根据所述预定数量的二维切面图像中颅内区域的轮廓，拟合出所述胎儿头颅的三维颅脑轮廓；

根据所述三维颅脑轮廓，确定所述头颅中颅脑的体积。

25. 一种超声成像系统，其特征在于，包括：

探头；

发射电路，所述发射电路激励所述探头向胎儿头颅发射超声波；

接收电路，所述接收电路通过所述探头接收从所述胎儿头颅返回的超声回波以获得超声回波信号；

处理器，所述处理器处理所述超声回波信号以获得所述胎儿头颅的三维体数据；

显示器，所述显示器显示所述三维体数据；

其中，所述处理器还执行如下步骤：分解所述三维体数据，生成预定数量的二维切面图像，分别对所述预定数量的二维切面图像进行分割，得到二维切面图像中颅内区域的轮廓；根据所述预定数量的二维切面图像中颅内区域的轮廓，拟合出所述头颅的三维颅脑轮廓；以及根据所述三维颅脑轮廓，确定所述头颅中颅脑的体积。

26. 根据权利要求 25 所述的系统，其特征在于，

所述显示器，还用于显示以下至少之一：所述预定数量的二维切面图像，所述二维切面图像中颅内区域的轮廓，所述头颅的三维颅脑轮廓，所述头颅中颅脑的体积。

27. 一种超声成像系统，其特征在于，包括：

探头；

发射电路，所述发射电路激励所述探头向胎儿头颅发射超声波；

接收电路，所述接收电路通过所述探头接收从所述胎儿头颅返回的超声回波以获得超声回波信号；

处理器，所述处理器执行如权利要求 1 至 24 中任意一项所述的方法。

28. 一种存储介质，其特征在于，所述存储介质包括存储的程序，其中，在所述程序运行时控制所述存储介质所在设备执行权利要求 1 至 24 中任意一项所述的超声成像方法。

29. 一种处理器，其特征在于，所述处理器用于运行程序，其中，所述程序运行时执行权利要求 1 至 24 中任意一项所述的超声成像方法。

30. 一种计算机设备，其特征在于，包括：存储器和处理器，

所述存储器存储有计算机程序；

所述处理器，用于执行所述存储器中存储的计算机程序，所述计算机程序运行时执行权利要求 1 至 24 中任意一项所述的超声成像方法。

说明书附图

PN97984

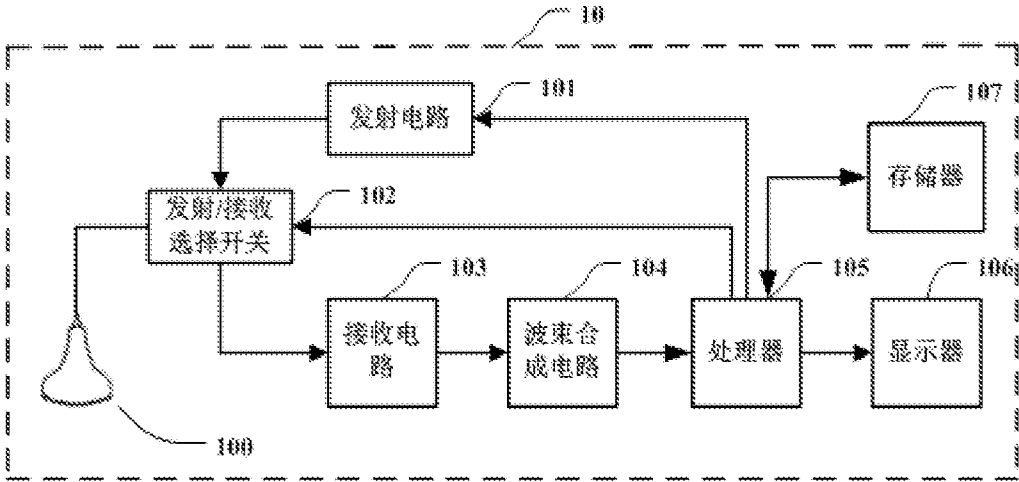


图 1

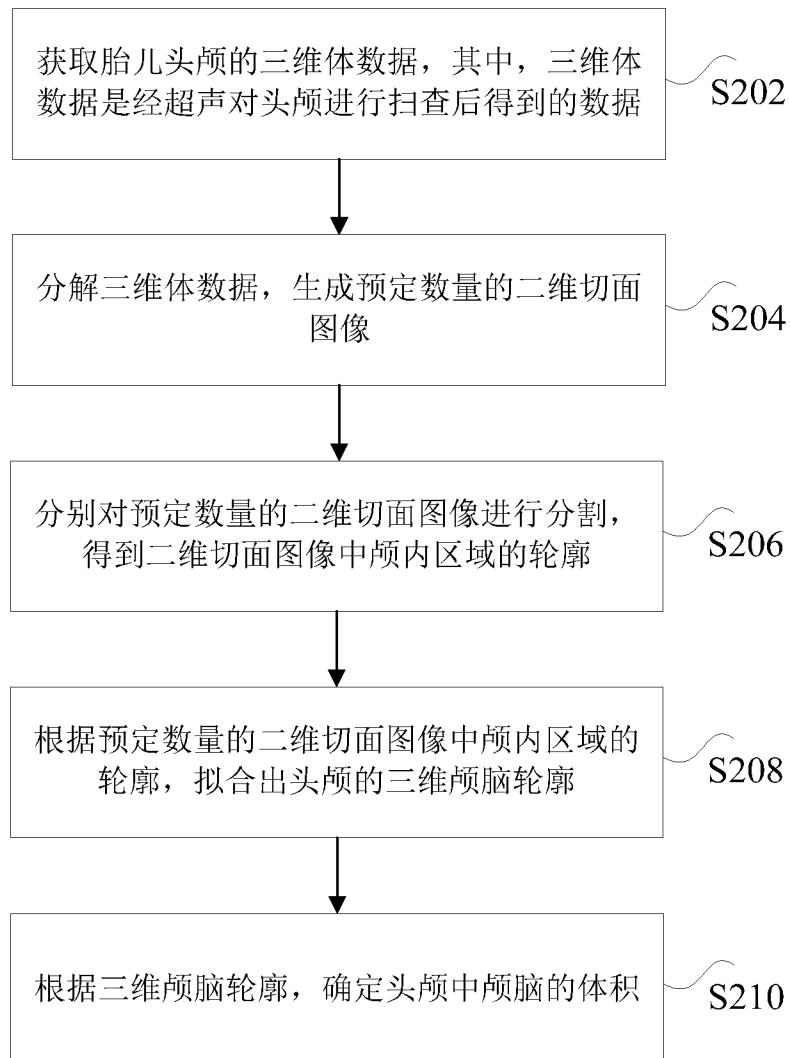


图 2

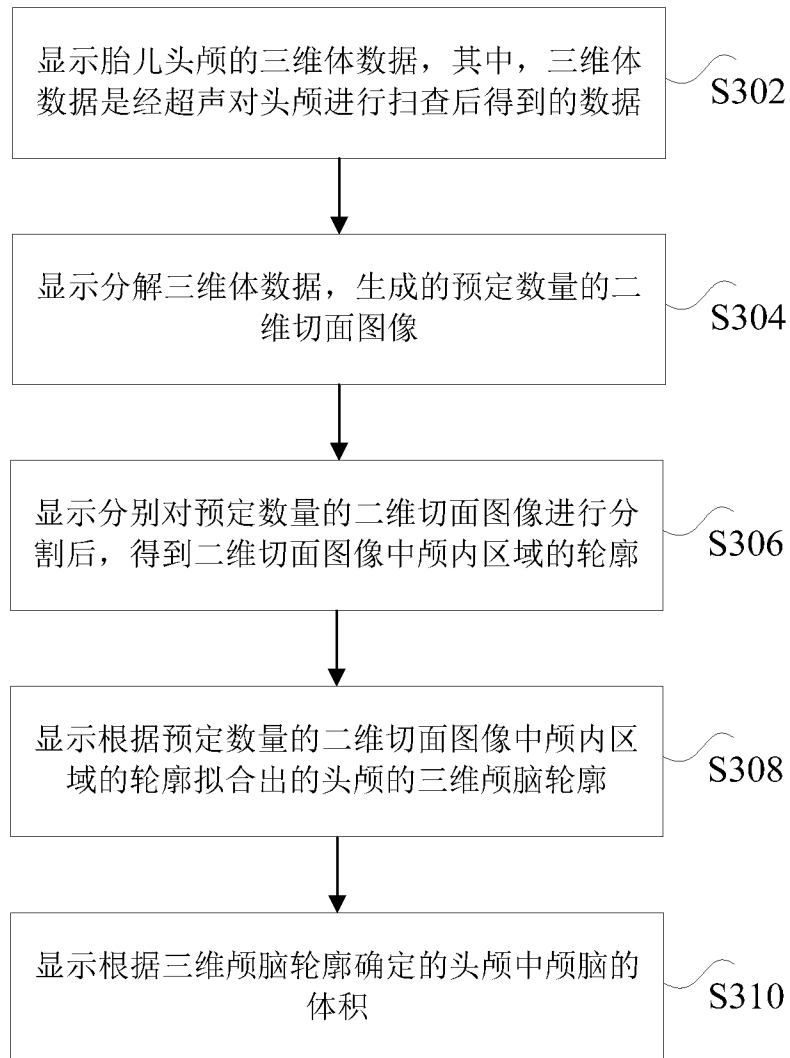


图 3

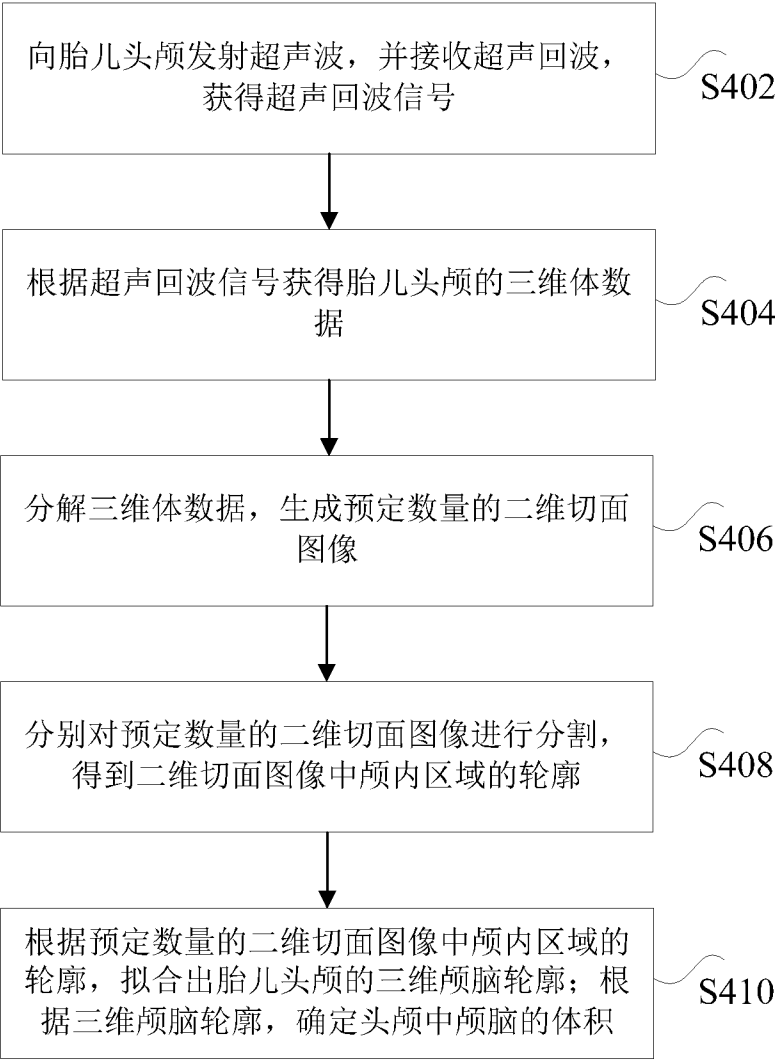


图 4



图 5

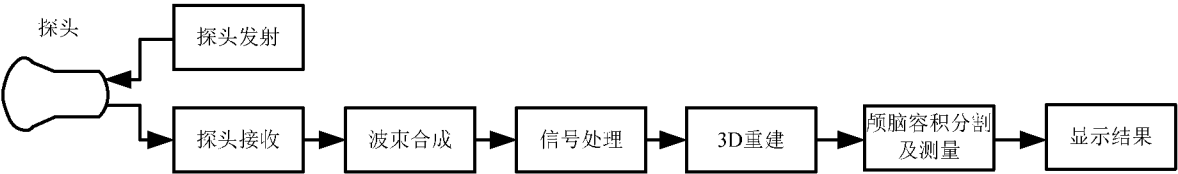


图 6

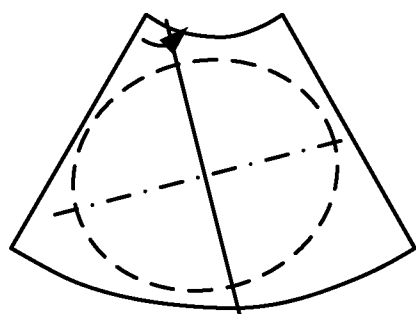


图 7a

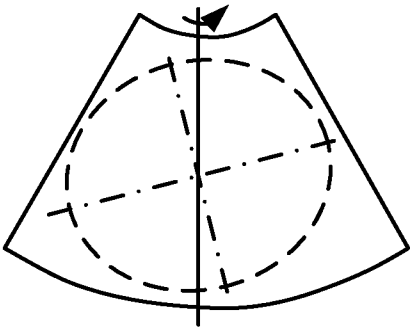


图 7b

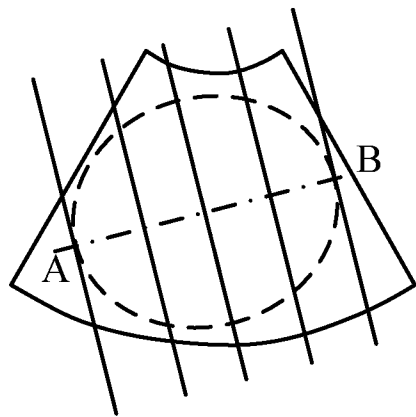


图 8a

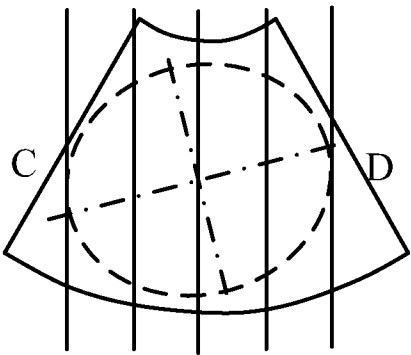


图 8b

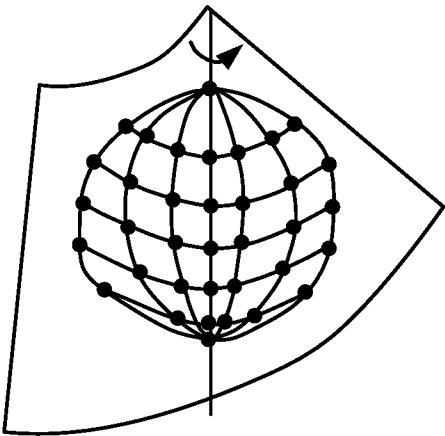


图 9

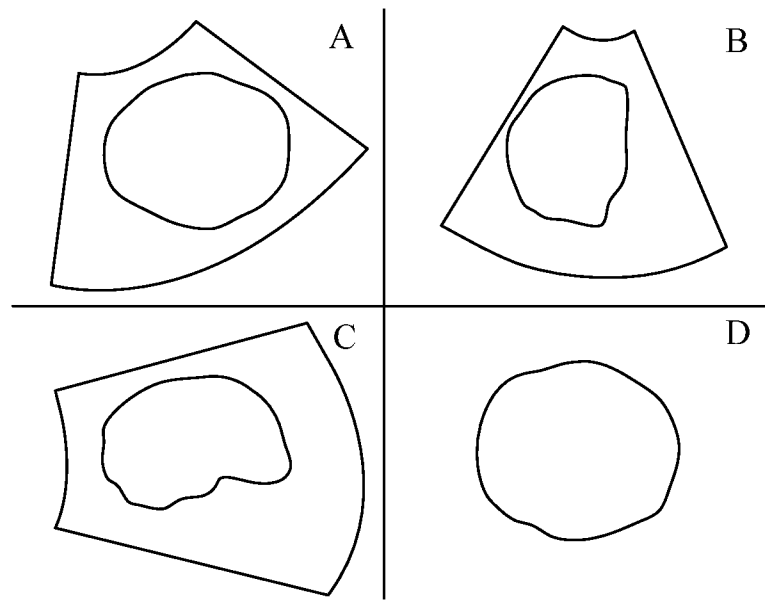


图 10

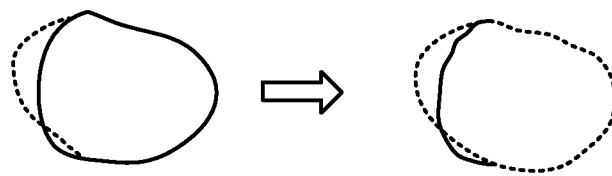


图 11

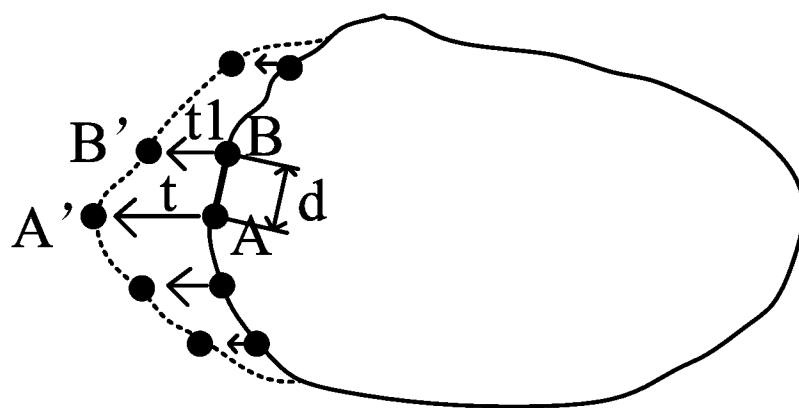


图 12



图 13

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/CN2018/113813

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B 8/00(2006.01)i; G06T 7/00(2017.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B8 G06T7

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

CNABS; CNTXT; VEN; USTXT; EPTXT; CNKI: 分割, 迈瑞+, 邹耀贤, 体积, 容积, 颅, 脑, 三维, 重建, 拟合, 剖面, 切面, volume, brain, 3D, reconstruct, fitting, slice, plane, section, match

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	楼海亚 (LOU, Haiya). "胎儿颅脑容积的三维超声研究 (Non-official translation: Three Dimensional Ultrasound Study of Fetal Brain Volume)" 中国优秀硕士学位论文全文数据库(电子期刊)医药卫生科技辑 (Electronic Medicine & Public Health, China Master's Theses Full-Text Database), No. no. 10, 31 October 2010 (2010-10-31), main body, page 4, lines 17-23, page 12, lines 20-24, page 13, lines 1-20, page 14, lines 1-18, page 40, line 17 to page 41, line 25, page 67, line 7 to page 68, line 15 and page 70, lines 5-23, and figures 1-5	1-30
Y	WO 2017193251 A1 (SHENZHEN MINDRAY BIO-MEDICAL ELECTRONICS CO., LTD.) 16 November 2017 (2017-11-16) claims 11-19, description, page 2, lines 4-24 and page 5 lines 7-28, and figures 2-6	1-30
A	CN 108701354 A (SHENZHEN MINDRAY BIO-MEDICAL ELECTRONICS CO., LTD.) 23 October 2018 (2018-10-23) entire document	1-30
A	CN 105405119 A (FUDAN UNIVERSITY) 16 March 2016 (2016-03-16) entire document	1-30



Further documents are listed in the continuation of Box C.



See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"D" document cited by the applicant in the international application

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

01 July 2019

Date of mailing of the international search report

26 July 2019

Name and mailing address of the ISA/CN

State Intellectual Property Office of the P. R. China
No. 6, Xitucheng Road, Jimenqiao Haidian District, Beijing
100088
China

Facsimile No. (86-10)62019451

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/CN2018/113813

Patent document cited in search report			Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)			Publication date (day/month/year)
WO	2017193251	A1	16 November 2017	CN	108701354	A	23 October 2018
CN	108701354	A	23 October 2018	WO	2017193251	A1	16 November 2017
CN	105405119	A	16 March 2016	CN	105405119	B	13 July 2018

国际检索报告

国际申请号

PCT/CN2018/113813

A. 主题的分类

A61B 8/00(2006.01)i; G06T 7/00(2017.01)i

按照国际专利分类(IPC)或者同时按照国家分类和IPC两种分类

B. 检索领域

检索的最低限度文献(标明分类系统和分类号)

A61B8 G06T7

包含在检索领域中的除最低限度文献以外的检索文献

在国际检索时查阅的电子数据库(数据库的名称, 和使用的检索词(如使用))

CNABS;CNTXT;VEN;USTXT;EPTXT;CNKI:分割, 迈瑞+, 邹耀贤, 体积, 容积, 颅, 脑, 三维, 重建, 拟合, 剖面, 切面, volume, brain, 3D, reconstruct, fitting, slice, plane, section, match

C. 相关文件

类 型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求
Y	楼海亚, “胎儿颅脑容积的三维超声研究” 中国优秀博士论文电子期刊数据库(电子期刊) 医药卫生科技辑, 第10期, 2010年 10月 31日(2010 - 10 - 31), 正文第4页第17-23行、第12页第20-24行、第13页第1-20行、第14页第1-18行、第40页第17行-第41页第25行、第67页第7行-第68页第15行、第70页第5-23行, 图1-图5	1-30
Y	W0 2017193251 A1 (深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司) 2017年 11月 16日(2017 - 11 - 16) 权利要求11-19, 说明书第2页第4-24行、第5页7-28行, 附图2-6	1-30
A	CN 108701354 A (深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司) 2018年 10月 23日(2018 - 10 - 23) 全文	1-30
A	CN 105405119 A (复旦大学) 2016年 3月 16日(2016 - 03 - 16) 全文	1-30

☐ 其余文件在C栏的续页中列出。☒ 见同族专利附件。

* 引用文件的具体类型:

“A” 认为不特别相关的表示了现有技术一般状态的文件

“E” 在国际申请日的当天或之后公布的在先申请或专利

“L” 可能对优先权要求构成怀疑的文件, 或为确定另一篇引用文件的公布日而引用的或者因其他特殊理由而引用的文件(如具体说明的)

“O” 涉及口头公开、使用、展览或其他方式公开的文件

“P” 公布日先于国际申请日但迟于所要求的优先权日的文件

“T” 在申请日或优先权日之后公布, 与申请不相抵触, 但为了理解发明之理论或原理的在后文件

“X” 特别相关的文件, 单独考虑该文件, 认定要求保护的发明不是新颖的或不具有创造性

“Y” 特别相关的文件, 当该文件与另一篇或者多篇该类文件结合并且这种结合对于本领域技术人员为显而易见时, 要求保护的发明不具有创造性

“&” 同族专利的文件

国际检索实际完成的日期

2019年 7月 1日

国际检索报告邮寄日期

2019年 7月 26日

ISA/CN的名称和邮寄地址

中国国家知识产权局(ISA/CN)

中国北京市海淀区蓟门桥西土城路6号 100088

传真号 (86-10)62019451

受权官员

桂叶晨

电话号码 86-(0512)-88997277

国际检索报告
关于同族专利的信息

国际申请号

PCT/CN2018/113813

检索报告引用的专利文件			公布日 (年/月/日)	同族专利			公布日 (年/月/日)
WO	2017193251	A1	2017年 11月 16日	CN	108701354	A	2018年 10月 23日
CN	108701354	A	2018年 10月 23日	WO	2017193251	A1	2017年 11月 16日
CN	105405119	A	2016年 3月 16日	CN	105405119	B	2018年 7月 13日