



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111368586 A
(43)申请公布日 2020.07.03

(21)申请号 201811591966.1

(22)申请日 2018.12.25

(71)申请人 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

(72)发明人 朱磊 邹耀贤 林穆清 何琨

(74)专利代理机构 广州三环专利商标代理有限公司 44202

代理人 郝传鑫 熊永强

(51)Int.Cl.

G06K 9/00(2006.01)

G06K 9/46(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

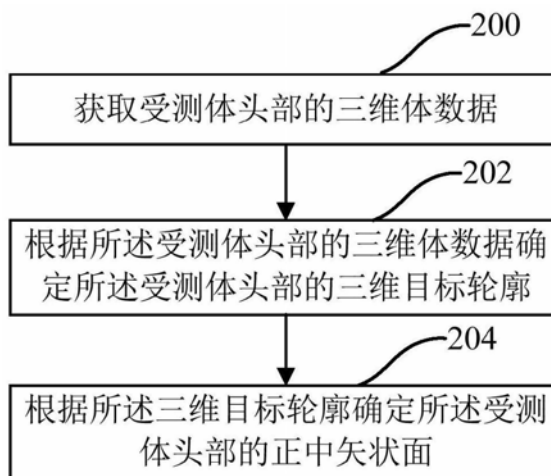
权利要求书6页 说明书21页 附图15页

(54)发明名称

超声成像方法及系统

(57)摘要

本申请公开了一种超声成像方法及系统。该超声成像方法包括：获取受测体头部的三维体数据；根据所述受测体头部的三维体数据确定所述受测体头部的三维目标轮廓；根据所述三维目标轮廓确定所述受测体头部的正中矢状面。本申请实施例可通过对获取得到的三维体数据进行受测体头部的三维目标轮廓进行检测，并根据三维目标轮廓来检测出受测体头部的正中矢状面，以使得用户可根据正中矢状面来进行诊断，进而降低诊断的时间，提高诊断结果的准确性。



1. 一种超声成像方法,其特征在于,所述超声成像方法包括:
获取受测体头部的三维体数据;
根据所述受测体头部的三维体数据确定所述受测体头部的三维目标轮廓;
根据所述三维目标轮廓确定所述受测体头部的正中矢状面。
2. 如权利要求1所述的超声成像方法,其特征在于,所述根据所述受测体头部的三维体数据确定所述受测体头部的三维目标轮廓,包括:
根据图像分割算法对所述受测体头部的三维体数据进行检测,确定所述受测体头部的三维目标轮廓。
3. 如权利要求1所述的超声成像方法,其特征在于,所述根据所述受测体头部的三维体数据确定所述受测体头部的三维目标轮廓,包括:
控制所述受测体头部的三维体数据进行切片操作,生成第一预设数量的二维切面;
确定每一二维切面中的二维目标轮廓;
根据每一二维切面的二维目标轮廓拟合出所述三维目标轮廓。
4. 如权利要求1所述的超声成像方法,其特征在于,所述根据所述受测体头部的三维体数据确定所述受测体头部的三维目标轮廓,包括:
根据学习模型确定所述受测体头部的三维体数据所对应的所述受测体头部的三维目标轮廓。
5. 如权利要求4所述的超声成像方法,其特征在于,所述根据学习模型确定所述受测体头部的三维体数据所对应的所述受测体头部的三维目标轮廓,包括:
根据第一学习模型确定所述三维体数据中每一像素点及位于所述像素点周围邻域的其他像素点所组成的像素点集合;
控制每一像素点集合进行特征提取,并得到每一像素点集合所对应的特征点;
控制当前的像素点集合所包含的特征点与所述受测体头部所对应的标准特征点进行匹配;
当所述当前的像素点集合与所述标准特征点匹配时,确定所述当前的像素点集合包含的像素点为所述三维目标轮廓。
6. 如权利要求4所述的超声成像方法,其特征在于,所述根据学习模型确定所述受测体头部的三维体数据所对应的所述受测体头部的三维目标轮廓,包括:
根据第二学习模型对所述三维体数据进行检测处理,以确定所述三维体数据中感兴趣区域;
确定所述感兴趣区域中的像素点为所述三维目标轮廓。
7. 如权利要求1至6中任意一项所述的超声成像方法,其特征在于,所述根据所述受测体头部的三维体数据确定所述受测体头部的三维目标轮廓之后,包括:
控制所述受测体头部的三维体数据显示于显示器;
响应用户的输入操作以标定感兴趣区域;
根据所述感兴趣区域确定所述受测体头部的三维目标轮廓。
8. 如权利要求7所述的超声成像方法,其特征在于,所述响应用户的输入操作以标定感兴趣区域,包括:
接收用户绘制的目标框的操作,根据绘制的所述目标框确定所述感兴趣区域;或者

接收用户绘制的点或线的操作,根据绘制的所述点或线确定所述感兴趣区域。

9.如权利要求1所述的超声成像方法,其特征在于,所述体数据包括若干像素点,所述根据所述三维目标轮廓确定所述受测体头部的正中矢状面,包括:

根据像素点配准确定所述三维目标轮廓与所述受测体头部的三维标准轮廓之间的变换矩阵;

获取所述三维标准轮廓中的标准正中矢状面;

根据所述变换矩阵对所述标准正中矢状面进行反变换操作,获得所述三维目标轮廓中的正中矢状面的目标位置;

确定所述三维目标轮廓中位于所述目标位置的像素点为所述受测体头部的正中矢状面。

10.如权利要求1所述的超声成像方法,其特征在于,所述根据所述三维目标轮廓确定所述受测体头部的正中矢状面,包括:

获取所述受测体头部所对应的三维标准轮廓中的正中矢状面所对应的标准切面轮廓;

确定所述三维目标轮廓中与所述标准切面轮廓具有最高相似度值所对应的目标位置;

确定所述三维目标轮廓中位于所述目标位置上的像素点为所述受测体头部的正中矢状面。

11.如权利要求10所述的超声成像方法,其特征在于,所述确定所述三维目标轮廓中与所述标准切面轮廓具有最高相似度值所对应的目标位置,包括:

控制所述三维目标轮廓进行切片处理,生成第二预设数量的候选切面轮廓;

控制所述候选切面轮廓与所述标准切面轮廓进行匹配操作,确定每一候选切面轮廓与所述标准切面轮廓之间的相似度,得到每一候选切面轮廓的相似度值;

确定所述第二预设数量的候选切面轮廓中具有最高相似度值的候选切面轮廓所在的位置为所述目标位置。

12.如权利要求1所述的超声成像方法,其特征在于,所述根据所述三维目标轮廓确定所述受测体头部的正中矢状面,包括:

确定所述三维目标轮廓中第三预设数量的矢状面的位置;

根据所述矢状面的位置确定所述三维目标轮廓中的第一侧轮廓及第二侧轮廓;

计算所述第一侧轮廓或所述第二侧轮廓相对于所述矢状面的对称性指数;

根据所述对称性指数确定所述第三预设数量的矢状面中的一个为所述正中矢状面。

13.如权利要求12所述的超声成像方法,其特征在于,所述三维目标轮廓包括若干像素点,所述计算所述第一侧轮廓或所述第二侧轮廓相对于所述矢状面的对称性指数,包括:

确定位于所述第一侧轮廓上的第一像素点与所述矢状面对称的像素点位置;

判断所述像素点位置的附近是否存在位于所述第二侧轮廓的第二像素点;

当所述像素点位置的附近存在位于所述第二侧轮廓的第二像素点时,控制所述矢状面的对称性指数增加预设值。

14.如权利要求13所述的超声成像方法,其特征在于,所述根据所述对称性指数确定所述第三预设数量的矢状面中的一个为所述正中矢状面,包括:

确定所述第三预设数量的矢状面中具有最大对称性指数所对应的矢状面为所述正中矢状面。

15. 如权利要求1所述的超声成像方法,其特征在于,所述三维目标轮廓包括胎儿的头部外表面所对应的区域;或者

所述三维目标轮廓包括胎儿的头部的颅内组织结构所对应的区域。

16. 如权利要求1所述的超声成像方法,其特征在于,所述受测体头部的正中矢状面包括若干像素点,所述根据所述三维目标轮廓确定所述受测体头部的正中矢状面之后,包括:

控制位于所述正中矢状面位置处的像素点进行图像插值操作,生成插值后的正中矢状面。

17. 如权利要求1所述的超声成像方法,其特征在于,所述超声成像方法还包括:

控制所述正中矢状面显示于显示器内。

18. 如权利要求1所述的超声成像方法,其特征在于,所述超声成像方法还包括:

根据所述正中矢状面的特征对所述正中矢状面执行局部校正操作,得到局部校正后的目标正中矢状面。

19. 如权利要求18所述的超声成像方法,其特征在于,所述根据所述正中矢状面的特征对所述正中矢状面执行局部校正操作,得到局部校正后的目标正中矢状面,包括:

控制对所述正中矢状面进行高回声的平面检测,得到局部校正后的目标正中矢状面。

20. 如权利要求18所述的超声成像方法,其特征在于,所述根据所述正中矢状面的特征对所述正中矢状面执行局部校正操作,得到局部校正后的目标正中矢状面,包括:

确定位于所述正中矢状面第一方向上预设步长的第一矢状面;

确定位于所述正中矢状面第二方向上所述预设步长的第二矢状面,其中,所述第一方向与所述第二方向相反,且所述第一矢状面与所述第二矢状面均平行于所述正中矢状面;

计算所述第一矢状面或所述第二矢状面相对于所述正中矢状面的对称性指数;

根据所述对称性指数确定所述目标正中矢状面。

21. 如权利要求20所述的超声成像方法,其特征在于,所述第一矢状面及所述第二矢状面包括若干像素点,所述计算所述第一矢状面或所述第二矢状面相对于所述正中矢状面的对称性指数,包括:

确定位于所述第一矢状面上的第一像素点与所述正中矢状面对称的像素点位置;

判断所述像素点位置的附近是否存在位于所述第二矢状面的第二像素点;

当所述像素点位置的附近存在位于所述第二矢状面的第二像素点时,控制所述正中矢状面的对称性指数增加预设值。

22. 如权利要求21所述的超声成像方法,其特征在于,相对于所述预设步长的目标正中矢状面的对称性指数具有预设范围;所述根据所述对称性指数确定所述目标正中矢状面,包括:

判断所述正中矢状面的对称性指数是否位于所述预设步长所对应的预设范围内;

当所述正中矢状面的对称性指数没有位于所述预设步长所对应的预设范围内时,校正所述正中矢状面的位置;

当所述正中矢状面的对称性指数位于所述预设步长所对应的预设范围内时,确定所述正中矢状面为所述目标正中矢状面。

23. 一种超声成像方法,其特征在于,所述超声成像方法包括:

获取受测体头部的三维体数据;

根据所述受测体头部的三维体数据确定所述受测体头部中至少一对对称性组织结构的位置；

根据所述至少一对对称性组织结构的位置确定所述受测体头部的正中矢状面。

24. 如权利要求23所述的超声成像方法,其特征在于,所述三维体数据包括若干像素点,所述根据所述受测体头部的三维体数据确定所述受测体头部中至少一对对称性组织结构的位置,包括:

获取滑窗区域内的所述三维体数据的像素点;

控制所述滑窗区域内的像素点进行特征提取;

控制所述滑窗区域所提取的特征点与参考的组织结构的特征点进行匹配,确定所述滑窗区域内像素点是否包含感兴趣区域,其中,所述感兴趣区域包括至少一对对称性结构;

当滑窗区域内像素点包含所述感兴趣区域时,确定所述感兴趣区域的位置。

25. 如权利要求23所述的超声成像方法,其特征在于,所述根据所述受测体头部的三维体数据确定所述受测体头部中至少一对对称性组织结构的位置,包括:

根据学习模型确定所述受测体头部中至少一对对称性组织结构的位置。

26. 如权利要求25所述的超声成像方法,其特征在于,所述根据学习模型确定所述受测体头部中至少一对对称性组织结构的位置,包括:

根据第一学习模型获取所述三维体数据中的感兴趣区域;

确定所述感兴趣区域所对应的预测区域;

确定所述预测区域的位置。

27. 如权利要求25所述的超声成像方法,其特征在于,所述根据学习模型确定所述受测体头部中至少一对对称性组织结构的位置,包括:

根据第二学习模型对所述三维体数据进行检测处理,以确定所述三维体数据中感兴趣区域;

确定所述感兴趣区域所对应的位置。

28. 如权利要求24至27中任意一项所述的超声成像方法,其特征在于,所述超声成像方法还包括:

确定所述感兴趣区域所对应的组织机构的类别。

29. 如权利要求23所述的超声成像方法,其特征在于,所述根据所述至少一对对称性组织结构的位置确定所述受测体头部的正中矢状面,包括:

确定所述至少一对对称性组织结构中第一组织结构的第一比对位置;

确定所述至少一对对称性组织结构中第二组织结构的第二比对位置;

确定所述第一比对位置与所述第二比对位置之间的位置连线的中心点;

确定垂直于所述位置连线且过所述中心点所在平面为所述正中矢状面。

30. 如权利要求23所述的超声成像方法,其特征在于,所述受测体头部包括两对或两对以上的对称性组织结构,所述根据所述至少一对对称性组织结构的位置确定所述受测体头部的正中矢状面,包括:

根据所述两对或两对以上的对称性组织结构确定所述受测体头部的正中矢状面。

31. 如权利要求30所述的超声成像方法,其特征在于,所述根据所述两对或两对以上的对称性组织结构确定所述受测体头部的正中矢状面,包括:

获取每一对对称性组织结构的正中矢状面；

确定所述两对或两对以上的对称性组织结构所对应的正中矢状面的平均面为所述受测体头部的正中矢状面。

32. 如权利要求30所述的超声成像方法,其特征在于,所述根据所述两对或两对以上的对称性组织结构确定所述受测体头部的正中矢状面,包括:

获取每一对对称性组织结构中第一组织结构与第二组织结构之间的位置连线的中心点;

控制对每一对对称性组织结构的中心点进行拟合操作得到拟合平面;

确定所述拟合平面为所述受测体头部的正中矢状面。

33. 如权利要求30所述的超声成像方法,其特征在于,所述根据所述两对或两对以上的对称性组织结构确定所述受测体头部的正中矢状面,包括:

确定每一对对称性组织结构中位于第一侧的第一组织结构的第一比对位置的第一平均位置;

确定每一对对称性组织结构中位于第二侧的第二组织的第二比对位置的第二平均位置;

确定所述第一平均位置与所述第二平均位置之间的位置连线的平均中心点;

确定垂直于所述位置连线且过所述平均中心点的平面为所述受测体头部的正中矢状面。

34. 如权利要求30所述的超声成像方法,其特征在于,所述根据所述两对或两对以上的对称性组织结构确定所述受测体头部的正中矢状面,包括:

确定所述两对或两对以上的对称性组织结构的类别,并获取每一类别所具有的权重值;

根据每一对对称性组织结构中位于第一侧的第一组织结构的第一比对位置及对应的权重值确定第一平均位置;

根据每一对对称性组织结构中位于第二侧的第二组织的第二比对位置及对应的权重值确定第二平均位置;

确定所述第一平均位置与所述第二平均位置之间的位置连线的平均中心点;

确定垂直于所述平均连线且过所述平均中心点的平面为所述受测体头部的正中矢状面。

35. 如权利要求23所述的超声成像方法,其特征在于,所述至少一对对称性组织结构包括眼眶、耳朵、鼻孔、嘴角以及颅内的侧脑室、小脑半球中的一种或多种。

36. 如权利要求23所述的超声成像方法,其特征在于,所述超声成像方法还包括:

根据所述正中矢状面的特征对所述正中矢状面执行局部校正操作,得到局部校正后的目标正中矢状面。

37. 如权利要求36所述的超声成像方法,其特征在于,所述根据所述正中矢状面的特征对所述正中矢状面执行局部校正操作,得到局部校正后的目标正中矢状面,包括:

控制对所述正中矢状面进行高回声的平面检测,得到校正后的目标正中矢状面。

38. 如权利要求36所述的超声成像方法,其特征在于,所述根据所述正中矢状面的特征对所述正中矢状面执行局部校正操作,得到局部校正后的目标正中矢状面,包括:

确定位于所述正中矢状面第一方向上预设步长的第一矢状面；

确定位于所述正中矢状面第二方向上所述预设步长的第二矢状面，其中，所述第一方向与所述第二方向相反，且所述第一矢状面与所述第二矢状面均平行于所述正中矢状面；

计算所述第一矢状面或所述第二矢状面相对于所述正中矢状面的对称性指数；

根据所述对称性指数确定所述目标正中矢状面。

39. 如权利要求38所述的超声成像方法，其特征在于，所述第一矢状面及所述第二矢状面包括若干像素点，所述计算所述第一矢状面或所述第二矢状面相对于所述正中矢状面的对称性指数，包括：

确定位于所述第一矢状面上的第一像素点与所述正中矢状面对称的像素点位置；

判断所述像素点位置的附近是否存在位于所述第二矢状面的第二像素点；

当所述像素点位置的附近存在位于所述第二矢状面的第二像素点时，控制所述正中矢状面的对称性指数增加预设值。

40. 如权利要求39所述的超声成像方法，其特征在于，相对于所述预设步长的目标正中矢状面的对称性指数具有预设范围；所述根据所述对称性指数确定所述目标正中矢状面，包括：

判断所述正中矢状面的对称性指数是否位于所述预设步长所对应的预设范围内；

当所述正中矢状面的对称性指数没有位于所述预设步长所对应的预设范围内时，校正所述正中矢状面的位置；

当所述正中矢状面的对称性指数位于所述预设步长所对应的预设范围内时，确定所述正中矢状面为所述目标正中矢状面。

41. 如权利要求23所述的超声成像方法，其特征在于，所述超声成像方法还包括：

控制所述正中矢状面显示于显示器内。

42. 一种超声成像系统，其特征在于，所述超声成像系统包括：

探头，用于获取受测体头部的三维体数据；

处理器，连接于所述探头，所述处理器用于根据所述受测体头部的三维体数据确定所述受测体头部的三维目标轮廓，并根据所述三维目标轮廓确定所述受测体头部的正中矢状面。

43. 如权利要求42所述的超声成像系统，其特征在于，所述超声成像系统还包括：

显示器，连接于所述处理器，所述处理器用于控制所述正中矢状面显示于显示器内。

44. 一种超声成像系统，其特征在于，所述超声成像系统包括：

探头，用于获取受测体头部的三维体数据；

处理器，连接于所述探头，所述处理器用于根据所述受测体头部的三维体数据确定所述受测体头部中至少一对对称性组织结构的位置，并根据所述至少一对对称性组织结构的位置确定所述受测体头部的正中矢状面。

45. 如权利要求44所述的超声成像系统，其特征在于，所述超声成像系统还包括：

显示器，连接于所述处理器，所述处理器用于控制所述正中矢状面显示于所述显示器内。

超声成像方法及系统

技术领域

[0001] 本申请涉及医用超声成像技术领域,尤其涉及一种超声成像方法及系统。

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] 在超声诊断中,临床上通常需要获取各个组织结构的标准切面来判断这些组织结构是否异常,在胎儿的神经系统检查中,胎儿颅脑正中矢状面是一个非常重要的切面,是诊断胼胝体异常和Dandy-walker综合症的关键切面。但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。

[0005] 近年来,随着三维超声在临床上的广泛应用,三维超声的图像分辨率也越来越高。三维超声采集到的体数据中包含了医生所需要的某个组织结构的所有标准切面,包括正中矢状面、小脑切面、丘脑切面、侧脑室切面、冠状面、旁矢状面等。然而,医生需要对三维空间的理解,才能够通过手动旋转、平移等几何变换,在3D体数据中调节出需要的标准切面,通过该标准切面进行相应的测量或诊断。但大部分超声医生都是非理工科背景,对三维空间的理解不高,很难从一个体数据中手动调节出所需要的切面,或者需要花费很长的时间来调节出所需要的切面,如此导致花费了大量时间,所获取的标准切面的标准程度也因人而异,使得测量或诊断的结果可能不同。

发明内容

[0006] 本申请所要解决的技术问题在于,提供一种能够对胎儿脑部进行三维成像并显示胎儿脑部的正中矢状切面的超声成像方法及系统。

[0007] 本申请第一方面提供的超声成像方法,包括:

[0008] 获取受测体头部的三维体数据;

[0009] 根据所述受测体头部的三维体数据确定所述受测体头部的三维目标轮廓;

[0010] 根据所述三维目标轮廓确定所述受测体头部的正中矢状面。

[0011] 本申请第二方面提供的超声成像方法,包括:

[0012] 获取受测体头部的三维体数据;

[0013] 根据所述受测体头部的三维体数据确定所述受测体头部中至少一对对称性组织结构的位置;

- [0014] 根据所述至少一对对称性组织结构的位置确定所述受测体头部的正中矢状面。
- [0015] 本申请第三方面提供的超声成像系统,包括:
- [0016] 探头,用于获取受测体头部的三维体数据;
- [0017] 处理器,连接于所述探头,所述处理器用于根据所述受测体头部的三维体数据确定所述受测体头部的三维目标轮廓,并根据所述三维目标轮廓确定所述受测体头部的正中矢状面。
- [0018] 本申请第四方面提供的超声成像系统,包括:
- [0019] 探头,用于获取受测体头部的三维体数据;
- [0020] 处理器,连接于所述探头,所述处理器用于根据所述受测体头部的三维体数据确定所述受测体头部中至少一对对称性组织结构的位置,并根据所述至少一对对称性组织结构的位置确定所述受测体头部的正中矢状面。
- [0021] 相较于现有技术,本申请实施方式提供了一种超声成像方法及系统,通过对获取得到的三维体数据进行受测体头部的三维目标轮廓进行检测或是对受测体头部上的至少一对对称性组织结构的位置进行检测,并根据三维目标轮廓或一对对称性组织结构的位置来检测出受测体头部的正中矢状面,以使得用户可根据正中矢状面来进行诊断,进而,进而降低诊断的时间,提高诊断结果的准确性,亦有利于提升用户的体验。

附图说明

- [0022] 为了更清楚地说明本发明实施例或现有技术中的技术方案,下面将对实施例或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图仅仅是本发明的一些实施例,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。
- [0023] 图1是本申请的其中的一实施例中的超声成像系统的框图示意图。
- [0024] 图2是本申请的其中的一实施例中的超声成像方法的步骤流程图。
- [0025] 图3是本申请的一实施例中的体数据的示意图。
- [0026] 图4是本申请的一实施例中的正中矢状面的位置的示意图。
- [0027] 图5是图4中面S处的正在矢状面的剖面示意图。
- [0028] 图6是图2中的步骤202的其中的一实施例的步骤流程图。
- [0029] 图7是图5中的面L处的二维切面的剖面示意图。
- [0030] 图8是本申请的其中的一实施例中的三维目标轮廓确定方法的步骤流程图。
- [0031] 图9是本申请的其中的一实施例中的三维目标轮廓确定方法的步骤流程图。
- [0032] 图10是图2中的步骤204的其中的一实施例中的步骤流程图。
- [0033] 图11是图2中的步骤204的其中的一实施例中的步骤流程图。
- [0034] 图12是图2中的步骤204的其中的一实施例中的步骤流程图。
- [0035] 图13是本申请的一实施例中的预设数量的矢状面的位置的示意图。
- [0036] 图14是本申请的其中一实施例中的超声成像方法的步骤流程图。
- [0037] 图15是为图14中的步骤506的其中的一实施例中的步骤流程图。
- [0038] 图16是本申请的其中的一实施例中的正中矢状面检测的示意图。
- [0039] 图17是本申请的其中的一实施例中的超声成像方法的步骤流程图。

- [0040] 图18是图17中的步骤602的其中一实施例的步骤流程图。
- [0041] 图19是图17中步骤602的其中的一实施例的步骤流程图。
- [0042] 图20是图17中步骤602的其中的一实施例的步骤流程图。
- [0043] 图21是图17中步骤604的其中的一实施例中的步骤流程图。
- [0044] 图22是本申请的其中的一实施例中的比对位置的示意图。
- [0045] 图23是图22中的位置连线的中心点的示意图。
- [0046] 图24是图17中步骤604的其中的一实施例中的步骤流程图。
- [0047] 图25是本申请其中的一实施例中的对称性组织结构的正中矢状面的示意图。
- [0048] 图26是图17中步骤604的其中的一实施例中的步骤流程图。
- [0049] 图27是本申请其中的一实施例中的对称性组织结构的正中矢状面的示意图。
- [0050] 图28是图17中步骤604的其中的一实施例中的步骤流程图。
- [0051] 图29是本申请其中的一实施例中的对称性组织结构的正中矢状面的示意图。
- [0052] 图30是本申请的其中的一实施例中的超声成像方法的步骤流程图。
- [0053] 图31是本申请的其中的一实施例中的超声成像系统的框图示意图。

具体实施方式

[0054] 为了使本技术领域的人员更好地理解本申请方案,下面将结合本申请实施例中的附图,对本申请实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述。所描述的实施例仅仅是本申请一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本申请中的实施例,本领域普通技术人员在没有作出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本申请保护的范围。

[0055] 本申请的说明书和权利要求书及上述附图中的术语“第一”、“第二”等是用于区别不同对象,而不是用于描述特定顺序。此外,术语“包括”和“具有”以及它们任何变形,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、产品或设备没有限定于已列出的步骤或单元,而是可选地还包括没有列出的步骤或单元,或可选地还包括对于这些过程、方法、产品或设备固有的其他步骤或单元。

[0056] 在本文中提及“实施例”意味着,结合实施例描述的特征、结构或特性可以包含在本申请的至少一个实施例中。在说明书中的各个位置出现该短语并不一定均是指相同的实施例,也不是与其它实施例互斥的独立的或备选的实施例。本领域技术人员显式地和隐式地理解的是,本文所描述的实施例可以与其它实施例相结合。

[0057] 需要说明的是,对于以下的各方法实施例,为了简单描述,故将其都表述为一系列的动作组合,但是本领域技术人员应该知悉,本申请并不受所描述的动作顺序的限制,因为依据本申请,某些步骤可以采用其他顺序或者同时进行。

[0058] 请参阅图1,所示为本申请的其中的一实施例中的超声成像系统10的框图示意图。所述超声成像系统10包括探头100、连接探头100的发射电路102、连接探头100的接收电路104、波束合成模块106、信号处理模块108、三维成像模块110及显示器112,其中,接收电路104、波束合成模块106、信号处理模块108、三维成像模块110及显示器112依次电性连接。

[0059] 本实施例中,超声成像系统10获取被测体的三维体数据,并对所获得的三维体数据执行检测操作,以获得胎儿头部的正中矢状面,还可显示正中矢状面,以使得医生可根据正中矢状面来进行测量或诊断。

[0060] 请一并参阅图2,所示为本申请的其中的一实施例中的超声成像方法的步骤流程图。该超声成像方法包括:

[0061] 步骤200,获取受测体头部的三维体数据。

[0062] 本实施例中,发射电路102将一组经过延迟聚焦的脉冲发送到探头100,由探头100向受测体组织结构(如胎儿的头部)发射超声波。经一延时后,探头100可接收从受测体组织结构反射回来的带有组织信息的超声回波,并将超声回波重新转换为电信号。接收电路104接收这些电信号后将这些超声回波进行处理得到超声回波信号,并将超声回波信号传输至波束合成模块106。波束合成模块106对超声回波信号进行聚焦延时、加权和通道求和等处理操作,并将经处理操作后的超声回波信号送入信号处理模块108。经过信号处理模块108处理后的超声回波信号送入三维成像模块110,经过三维成像模块110的重建处理后得到受测体组织结构的三维图像等可视信息,其中,三维图像等可视信息可由显示器112进行显示。

[0063] 本实施例中,当探头100完成一个扫描周期后,经过信号处理模块108处理后的信号可为一卷对应极坐标下的三维体数据,该极坐标下的三维体数据经过三维成像模块110的重建处理后,以将极坐标下的三维体数据转换成直角坐标下的三维体数据,如此,超声成像系统10可获得一卷直角坐标下的三维体数据。三维成像模块110还可对该直角坐标下的三维体数据使用可视化算法进行计算,以生成可视信息,并将可视信息显示于显示器112上。

[0064] 请一并参阅图3,所示为本申请的一实施例中的体数据的示意图。本实施例中,一卷体数据可以是由F帧大小为 $W \times H$ 的图像帧构成,每一图像帧包括若干体数据。其中,W为图像帧的宽度,H为图像帧的高度,图像帧的宽度方向为X正方向,图像帧的高度方向为Y正方向,多帧的图像帧排列的方向为Z方向。在其他实施例中,X、Y及Z正方向也可以以不同的方式定义。

[0065] 请一并参阅图4,所示为本申请的一实施例中的正中矢状面的位置的示意图。本实施例中,受测体头部220可包括多个矢状面,每一矢状面表示为将人体切分为左右两部分的切面,其中,将人体切分为左右两部分相等的切面为正中矢状面。图4中的面S表示位于受测体头部220的正中矢状面的位置。

[0066] 请一并参阅图5,所示为图4中面S处的正在矢状面的剖面示意图。受测体头部220的正中矢状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,在受测体头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、第四脑室等组织结构。因此,将检测出胎儿头部的正中矢状切面并将其显示出来,可以为医师或医生提供大量重要的关键信息,方便医师或医生对胎儿状况的观察。因此,在获取受测体头部的三维体数据时需要确定受测体头部的正中矢状面。

[0067] 步骤202,根据所述受测体头部的三维体数据确定所述受测体头部的三维目标轮廓。

[0068] 本实施例中,探头100向受测体发射超声波后获得的三维体数据中可能还包括受测体的头部、躯干、手、脚等部位的组织结构。为获得受测体头部的正中矢状面,可根据受测体头部220的三维体数据确定受测体头部的三维目标轮廓,再根据三维目标轮廓检测出受测体头部的正中矢状面。

[0069] 请再参阅图4, 受测体头部220可包括颅骨221、位于颅骨221内的颅内组织结构232、眼眶230、耳朵224、鼻子228、嘴巴226、脸颊234等组织结构。在一实施例中, 受测体头部220的三维目标轮廓可包括胎儿的头部220外表面所对应的区域, 如包括受测体头部220的颅骨221、眼眶230、耳朵224、鼻子228、嘴巴226、脸颊234等组织结构所在的区域。在另一实施例中, 受测体头部220的三维目标轮廓可包括胎儿的头部220的颅内组织结构232所对应的区域。

[0070] 在一实施例中, 受测体头部220所对应的三维体数据可表示为对应的像素点, 因此, 可根据图像分割算法对受测体头部220的三维体数据进行分割, 以检测出受测体头部220的三维目标轮廓。可以理解地, 图像分割算法包括但不限于基于边缘的分割算法、基于区域增长的分割算法、基于模型的分割算法等。前述各种的图像分割算法均可参考常用的技术, 故不再赘述。

[0071] 在一实施例中, 受测体头部220的三维体数据可显示于显示器112内, 医师可在受测体头部的画面中标定包含三维目标轮廓的感兴趣区域, 图像分割算法可基于标定的感兴趣区域内的像素点对受测体头部220的三维体数据进行分割, 如此, 有利于减少数据量, 提高处理速度及准确度。例如, 用户(或医师)可在显示于显示器112内的受测体头部的画面中绘制的目标框、点或线中的一种或多种, 三维成像模块110接收到用户绘制绘制的目标框、点或线的操作时确定所绘制的目标框、点或线确定感兴趣区域。

[0072] 请一并参阅图6, 所示为图2中步骤202的其中的一实施例的步骤流程图, 包括:

[0073] 步骤310, 控制所述受测体头部的三维体数据进行切片操作, 生成预设数量的二维切面。

[0074] 本实施例中, 可相对于受测体头部220的不同方向或位置进行切片处理, 生成预设数量的二维切面数据, 包括但不限于以矢状面、冠状面的方向或位置对受测体头部220进行切片操作。请一并参阅图7, 所示为图5中的面L处的二维切面的剖面示意图。在对受测体头部220的三维体数据进行切片时得到的二维切面中可包括受测体头部220的颅骨221及/或颅内组织结构232等组织结构。

[0075] 步骤312, 确定每一二维切面中的二维目标轮廓。

[0076] 在本实施例中, 可通过图像分割算法分割出三维目标轮廓的一个或多个二维目标轮廓, 其中, 图像分割算法包括但不限于Snake、Graph Cut、LevelSet、RandomWalker算法。

[0077] 例如, 对于LevelSet(水平集)的图像分割算法, 可构建高维水平集函数 $\psi(x, t)$, 以通过高维水平集的表面演化分割出二维目标轮廓。其中, 可将二维目标轮廓设置成一个高维水平集函数 $\psi(x, t)$ 的零水平集, 即根据零水平集计算出每一二维切面中对应三维目标轮廓的一个或多个二维目标轮廓, 之后, 可根据确定的二维目标轮廓拟合三维目标轮廓。

[0078] 高维水平集函数 $\psi(x, t)$ 的表面演化的数学表达式为:

$$[0079] \quad \frac{d}{dt} \psi(x, t) + F|\nabla \psi| = 0, \quad \psi(x, t = 0) = \pm D;$$

[0080] 其中, ∇ 是梯度算子, $|\nabla \psi|$ 为梯度算子的绝对值, $d/dt \psi(x, t)$ 表示对 $\psi(x, t)$ 的 t 求微分, x 是位置矢量, t 表示时间, D 表示从 x 到初始演化表面的距离, 其中, 当点 x 的位置在初始演化表面的外部时, D 为正值; 当点 x 的位置在初始演化表面的内部时, D 为负值, F 表示高维水平集函数 $\psi(x, t)$ 进行表面演化的速度函数。

[0081] 在速度函数F的驱使下,使高维水平集函数 $\psi(x, t)$ 逐步向二维目标轮廓的表面的边界处传播并进行表面演化,并在达到边界处后停止,完成表面演化。之后,再计算出 $\psi(x, t)$ 的零水平集即可获取二维切面中对应三维目标轮廓的二维目标轮廓 $\Gamma(x, t)$,其中,速度函数F的数学表达式为:

$$[0082] \quad F = \alpha P(x) + \beta k(x)$$

[0083] 其中, $P(x)$ 为传播项, $k(x)$ 为曲率项, α 与 β 分别为传播项及曲率项的权重,传播项与特征图像的强度成正比。

[0084] 本实施例中,特征图像是通过将二维切面中指定的阈值区域内的灰度图像映射到0至1范围,而阈值区间之外的图像灰度映射到-1至0范围内所获得。阈值范围内的图像作为前景,其余作为背景。如果二维切面中像素点的像素值在阈值范围内, $P(x)$ 就取正值,反之则为负值。由于,传播项 $P(x)$ 能够实现在前景内扩张,在背景处收缩,直至收敛到目标图像块边界。曲率项 k 为平均曲率计算方法,以控制演化表面的光滑度。此处的演化表面指的是嵌入到高维水平集函数中的零水平集,即二维目标轮廓表面。在传播项及曲率项的驱动下,速度函数就会驱使二维目标轮廓表面在灰度均匀的区域以常量速度演化,而在靠近边界处减慢速度直至边界处停止演化。演化停止后,代表高维水平集的轮廓的表面演化到达了嵌入的零水平集(演化表面)的目标边界处。然后,演化的二维目标轮廓表面可以通过计算零水平集获得,其数学表达式如下:

$$[0085] \quad \Gamma(x, t) = \{\psi(x, t) = 0\}$$

[0086] 如此,由 $\Gamma(x, t)$ 可得到每一二维切面内对应三维目标轮廓的一个或多个目标图像块。

[0087] 步骤314,根据每一二维切面的二维目标轮廓拟合出所述三维目标轮廓。

[0088] 本实施例中,每一二维目标轮廓块包括的像素点均具有对应的三维坐标值,因此,可选择各二维目标轮廓包含的像素点拟合出三维目标轮廓,即可拟合出受测体头部220的三维目标轮廓。

[0089] 在一实施例中,步骤202中的受测体头部220的三维目标轮廓还可根据学习模型来进行确定。

[0090] 请参阅图8,所示为本申请的其中的一实施例中的三维目标轮廓确定方法的步骤流程图。

[0091] 步骤320,确定所述三维体数据中每一像素点及位于所述像素点周围邻域的其他像素点所组成的像素点集合。

[0092] 本实施例中,像素点集合可表示为以目标像素点为中心的预设步长范围内的像素点的集合,即目标像素点及位于所述目标像素点周围邻域的其他像素点组成像素点集合,其中,像素点集合可以是二维的像素点集合或是三维的像素点集合。

[0093] 例如,当对三维体数据进行切片时,可得到若干二维切面,每一二维切面内包括若干像素点。当确定位于二维切面内的一目标像素点后,以该目标像素点为中心的预设步长范围内的像素点的集合为二维像素点集合。例如,当预设步长范围的像素点为1时,二维像素点集合可包括以该目标像素点为中心的 3×3 的平面区域内的像素点的集合;当预设步长范围的像素点为2时,二维像素点集合包括以该目标像素点为中心的 5×5 的平面区域内的像素点的集合。在其他实施例中,预设步长范围内的像素点的值可为其他值,以根据具体情况

进行相应的设定。

[0094] 对于三维体数据而言,当预设步长范围的像素点为1时,三维像素点集合可包括以该目标像素点为中心的3*3*3的立体区域内的像素点的集合;当预设步长范围的像素点为2时,三维像素点集合包括以该目标像素点为中心的5*5*5的立体区域内的像素点的集合。在其他实施例中,预设步长范围内的像素点的值可为其他值,以根据具体情况进行确定。

[0095] 步骤322,控制每一像素点集合进行特征提取,并得到每一像素点集合所对应的特征点。

[0096] 当获得三维体数据的所对应的若干像素点集合时,可根据特征提取算法对每一像素点集合进行特征提取,以得到每一像素点集合所对应的特征点。本实施例中,特征提取算法包括但不限于PCA (Principal Component Analysis,主成分分析)、LDA (Linear Discriminate Analysis,线性判别分析)、Harr特征、神经网络、纹理特征等提取算法。其中,通过对像素点集合进行特征提取可提高三维目标轮廓检测的速度。

[0097] 步骤324,控制当前的像素点集合所包含的特征点与所述受测体头部所对应的标准特征点进行匹配。

[0098] 超声成像系统10可存储有标准受测体头部所对应的标准特征点。在一实施例中,标准受测体头部可包括若干像素点,超声成像系统10亦可对标准受测体头部的像素点进行分割得到若干标准像素点集合,并对标准像素点集合进行特征提出,以得到标准像素点集合所对应的标准特征点。如此,可从受测体头部220的三维体数据所对应的像素点集合中获取一像素点集合作为当前像素点集合,并将当前的像素点集合所包含的特征点与标准受测体头部220所对应的标准特征点进行匹配,以确定当前的像素点集合是否属于三维目标轮廓。

[0099] 步骤326,当所述当前的像素点集合与所述标准特征点匹配时,确定所述当前的像素点集合包含的像素点为所述三维目标轮廓。

[0100] 在一实施例中,当前的像素点集合所包含的特征点与标准受测体头部所对应的标准特征点之间的相似度超过预设阈值时,可确定当前的像素点集合包含的像素点为所述三维目标轮廓。

[0101] 在一实施例中,超声成像系统10可存储有若干受测体头部的样本,通过学习模型,包括但不限于KNN (k-Nearest Neighbor, K最近邻算法)、SVM (Support Vector Mac,支持向量机)、随机森林、神经网络等分类器,对若干样本进行学习。之后,当确定当前的像素点集合包含的像素点为三维目标轮廓,为提高三维目标轮廓检测的准确度,可将当前的像素点集合通过分类器对检测,以判断当前像素点集合是否属于受测体头部所对应的轮廓。若当前像素点集合属于受测体头部的轮廓时,可保留当前像素点集合;若当前像素点集合不属于受测体头部的轮廓时,可将当前像素点集合舍弃。

[0102] 请参阅图9,所示为本申请的其中的一实施例中的三维目标轮廓确定方法的步骤流程图。

[0103] 步骤330,根据学习模型对所述三维体数据进行检测处理,以确定所述三维体数据中感兴趣区域。

[0104] 在本实施例中,可基于深度学习,包括但不限于FCN (Fully Convolutional Networks,全卷积神经网络)、U-Net、Mask R-CNN (Region-based Convolutional Neutral

Networks,基于区域的卷积神经网络),对若干受测体头部的样本进行特征学习,以在将受测体的三维体数据作为测试数据输入至学习模型后可确定三维体数据中感兴趣区域,其中,感兴趣区域可对应为三维目标轮廓所对应的体数据。

[0105] 步骤332,确定所述感兴趣区域中的像素点为所述三维目标轮廓。

[0106] 确定为感兴趣区域中的像素点具有对应的三维坐标值,如此,可将确定为所述三维目标轮廓的感兴趣区域中的像素点即为所述三维目标轮廓。

[0107] 步骤204,根据所述三维目标轮廓确定所述受测体头部的正中矢状面。

[0108] 由于受测体头部的正中矢状面位于确定的三维目标轮廓,因此,可根据正中矢状面的特征、三维目标轮廓的特征等来确定受测体头部的正中矢状面。

[0109] 请参阅图10,所示为图2中步骤204的其中的一实施例中的步骤流程图,其包括如下步骤:

[0110] 步骤420,根据像素点配准确定所述三维目标轮廓与所述受测体头部的三维标准轮廓之间的变换矩阵。

[0111] 由于已确定三维目标轮廓与受测体头部的三维标准轮廓之间存在一定的相关性,如可将已确定三维目标轮廓通过旋转、平移和缩放等变换与受测体头部的标准轮廓进行对齐,或者将受测体头部的三维标准轮廓通过旋转、平移和缩放等变换与已确定三维目标轮廓进行对齐,可使得对齐后的三维目标轮廓在空间位置及大小上与三维标准轮廓基本吻合。因此,可根据像素点配准来实现已确定三维目标轮廓与受测体头部的标准轮廓之间的对齐。

[0112] 例如,已确定三维目标轮廓所包含的像素点表示为 p_t ,受测体的三维标准轮廓所包含的像素点表示为 p_s ,已确定三维目标轮廓与受测体的三维轮廓之间的配准可表示为:

[0113] $p_t = T p_s$

[0114] 其中, T 为 4×4 的变换矩阵,变换矩阵 T 包含了旋转、平移和缩放信息。

[0115] 在本实施例中,像素点配准算法包括但不限于LORAX法、4点法、Super4点法、DO(Discriminative Optimization,判别优化)法等,上述的配准算法可参考现有技术,在此不再赘述。

[0116] 步骤422,获取所述三维标准轮廓中的标准正中矢状面。

[0117] 本实施例中,三维标准轮廓是基于受测体的标准头部确定的,因此,可通过手动或自动方式确定位于受测体的标准头部中的标准正中矢状面。

[0118] 步骤424,根据所述变换矩阵对所述标准正中矢状面进行反变换操作,获得所述三维目标轮廓中的正中矢状面的目标位置。

[0119] 基于像素点配准方法得到变换矩阵后,可对标准正中矢状面进行反变换操作。本实施例中,标准正中矢状面上包含若干像素点,因此,根据变换矩阵对标准正中矢状面上的像素点进行反变换操作,包括但不限于对标准正中矢状面上的像素点进行旋转、平移和缩放等变换,得到反变换后的标准正中矢状面,其中,反变换后的标准正中矢状面即为三维目标轮廓中正中矢状面的目标位置。

[0120] 步骤426,确定所述三维目标轮廓中位于所述目标位置的像素点为所述受测体头部的正中矢状面。

[0121] 在确定三维目标轮廓中的目标位置后,可将三维目标轮廓中位于目标位置处的像

素点作为受测体头部220的正中矢状面,并可确定确定的正中矢状面所包含的像素点作为图像显示于显示器112内,如此,医师即可根据显示于显示器112内的正中矢状面的画面对胎儿状况进行观察。

[0122] 在一实施例中,当确定三维目标轮廓中位于目标位置处的像素点时,三维成像模块110可对位于目标位置处的像素点进行插值处理,其中,插值处理包括但不限于最近点插值、线性插值、兰索斯插值。在一实施例中,由于目标位置对应为受测体头部的正中矢状面,因此,目标位置的像素点为一平面内的像素点。在对正中矢状面进行插值处理时,可对目标位置所在的平面内的像素点进行二维插值处理。在一实施例中,可对目标位置所在的平面内的像素点进行三维插值处理。

[0123] 请参阅图11,所示为图2中的步骤204的其中的一实施例中的步骤流程图,其包括如下步骤:

[0124] 步骤430,获取所述受测体头部所对应的三维标准轮廓中的标准正中矢状面所对应的标准切面轮廓。

[0125] 本实施例中,可根据标准正中矢状面的特征来检测受测体头部的三维目标轮廓中的正中矢状面,其中,标准正中矢状面可以根据先前已经获得的其它的胎儿头部的正中矢状切面生成的。标准正中矢状面的数量可以是一个,也可以是多个,每一标准正中矢状面的尺寸可不同,以便与不同尺寸的受测体头部进行匹配。

[0126] 步骤432,确定所述三维目标轮廓中与所述标准切面轮廓具有最高相似度值所对应的目标位置。

[0127] 本实施例中,可控制三维目标轮廓进行切片处理,生成预设数量的候选切面轮廓。可以选择在三维目标轮廓中一定范围内的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,以作为候选切面轮廓。这里,所说的“一定范围”可以是相对于三维目标轮廓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目标轮廓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。

[0128] 在本实施例中,可以是选择三维目标轮廓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,也可以根据一些先验知识来选择候选切面轮廓,去除正中矢状面明显不可能包含于其中的候选切面轮廓。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,根据三维目标轮廓中胎儿图像的大致方向,可以选择三维目标轮廓中的一组纵切面作为前述的一组候选切面轮廓,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。或者,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候选切面轮廓。也可以选择三维目标轮廓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。

[0129] 在完成三维目标轮廓的切片处理后,可控制所述候选切面轮廓与所述标准切面轮廓进行匹配操作,确定每一候选切面轮廓与标准切面轮廓之间的相似度,得到每一候选切面轮廓的相似度值。

[0130] 本实施例中,候选切面轮廓的相似度值可为候选切面轮廓内的像素点与标准切面轮廓的像素点的灰度值的差的绝对值之和,如:

$$[0131] \quad E = \sum_{I_L, I_R \in \Omega} |I_L - I_R|$$

[0132] 其中,E为相似度值, Ω 为候选切面轮廓的图像空间, I_L 为候选切面轮廓内的像素点的数据值, I_R 为与候选切面轮廓内的像素点相对应的标准切面轮廓内的像素点的数据值,其中,与候选切面轮廓内的像素点相对应的标准切面轮廓内的像素点表示为候选切面轮廓内与标准切面轮廓内具有相同位置的像素点。

[0133] 在一实施例中,候选切面轮廓的相似度值可为候选切面轮廓与标准切面轮廓的系数,如:

$$[0134] \quad E = \frac{\sum_{I_L, I_R \in \Omega} I_L I_R}{\sqrt{\sum_{I_L \in \Omega} I_L^2} \sqrt{\sum_{I_R \in \Omega} I_R^2}}$$

[0135] 其中,E为相似度值, Ω 为候选切面轮廓的图像空间, I_L 为候选切面轮廓内的像素点的数据值, I_R 为与候选切面轮廓内的像素点相对应的标准切面轮廓内的像素点的数据值。

[0136] 因此,当确定各候选切面轮廓所对应的相似度值时,可选择预设数量的候选切面轮廓中具有最高相似度值的候选切面轮廓所在的位置为目标位置。

[0137] 在一实施例中,当标准切面轮廓包括多个时,可将各候选切面轮廓与每一标准切面轮廓进行匹配,以确定各候选切面轮廓对应每一标准切面轮廓的相似度值。例如,标准切面轮廓表示为 $\{a_1, a_2, a_3 \cdots a_n\}$,三维目标轮廓进行切片处理得到预设数量的候选切面轮廓可表示为 $\{b_1, b_2, b_3 \cdots b_m\}$,因此,各候选切面轮廓对应每一标准切面轮廓的相似度值集合可表示为:

$$[0138] \quad \begin{bmatrix} a_1 b_1 & \cdots & a_1 b_m \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ a_n b_1 & \cdots & a_n b_m \end{bmatrix}$$

[0139] 因此,可确定相似度值集合中 $a_1 b_1$ 至 $a_n b_m$ 中最大的值所对应候选切面轮廓为三维目标轮廓中的正中矢状面的位置。

[0140] 步骤434,确定所述三维目标轮廓中位于所述目标位置上的像素点为所述受测体头部的正中矢状面。

[0141] 在确定三维目标轮廓的目标位置时,位于目标位置上的像素点即为受测体头部的正中矢状面。

[0142] 请参阅图12,所示为图2中的步骤204的其中的一实施例中的步骤流程图,其包括如下步骤:

[0143] 步骤440,确定所述三维目标轮廓中预设数量的矢状面的位置。

[0144] 本实施例中,根据受测体头部220的轮廓特征可知,三维目标轮廓的正中矢状面两侧的轮廓是对称的。因此,可对三维目标轮廓以矢状面的方向进行切片,得到预设数量的矢状面,其中,矢状面的方向为将三维目标轮廓分割为左右两部分。

[0145] 请一并参阅图13,所示为本申请的一实施例中的预设数量的矢状面的位置的示意

图。在对受测体头部220以矢状面方向进行分片时,可包括两个矢状面,分别为第一矢状面S及第二矢状面T。在其他实施例中,对受测体头部220以矢状面方向分片时的矢状面的数量不限于两个,亦可为其他的数量,包括但不限于3个、4个或100个。

[0146] 步骤442,根据所述矢状面的位置确定所述三维目标轮廓中的第一侧轮廓及第二侧轮廓。

[0147] 在对三维目标轮廓以矢状面方向进行分片时,每矢状面均可将三维目标轮廓分割位于矢状面的左侧的第一侧轮廓240及位于矢状面的右侧的第二侧轮廓242。

[0148] 步骤444,计算所述第一侧轮廓或所述第二侧轮廓相对于所述矢状面的对称性指数。

[0149] 若矢状面为正中矢状面所所在的位置,则矢状面的第一侧轮廓240与第二侧轮廓242是关于矢状面对称的。因此,可计算第一侧轮廓240或242第二侧轮廓相对于矢状面的对称性指数来确定该矢状面是否是正中矢状面。

[0150] 本实施例中,可确定位于第一侧轮廓240上的第一像素点与矢状面对称的像素点位置,并判断所述像素点位置的附近是否存在位于第二侧轮廓242的第二像素点。当所述像素点位置的附近存在位于第二侧轮廓242的第二像素点时,控制所述矢状面的对称性指数增加预设值。本实施例中,像素点位置的附近可表示为以像素点位置为中心的预设数量像素点,如预设1个、2个、5个等像素点。

[0151] 例如,当三维目标轮廓对应受测体头部220的外表面区域时,对于矢状面S而言,若矢状面S是三维目标轮廓的正中矢状面,则位于第一侧轮廓240上点H位置的第一像素点关于矢状面S对称时其像素点位置为H',如此,需要判断像素点位置H'是否存在第二侧轮廓242的第二像素点。如图13所示,像素点位置H'存在第二侧轮廓242的第二像素点,因此,可确定位于第一侧轮廓240上的第一像素点关于矢状面S对称的位置附近存在位于第二侧轮廓242的第二像素点。另外,位于第一侧轮廓240上点G位置的第一像素点关于矢状面S对称时其像素点位置为G',如此,需要判断像素点位置G'是否存在第二侧轮廓242的第二像素点。如图13所示,像素点位置G'存在第二侧轮廓242的第二像素点,因此,可确定位于第一侧轮廓240上的第一像素点关于矢状面S对称的位置附近存在位于第二侧轮廓242的第二像素点。

[0152] 本实施例中,还可确定位于第一侧轮廓240上的其他第一像素点关于矢状面S的对称位置上是否存在位于第二侧轮廓242上的第二像素点,并可将第一侧轮廓240上存在关于矢状面S对称且位于第二侧轮廓242上或附近的第一像素点的数量作为矢状面S的对称性指数。如点G及点H处的第一像素点均存在关于矢状面S对称且位于第二侧轮廓242上的第二像素点,因此,可将矢状面S的对称性指数增加2。

[0153] 对于矢状面T而言,位于第一侧轮廓240上点G位置的第一像素点关于矢状面T对称时其像素点位置为G'',如此,需要判断像素点位置G''或附近是否存在第二侧轮廓242的第二像素点。如图13所示,像素点位置G''或附近并不位于存在第二侧轮廓242的第二像素点,因此,可确定位于第一侧轮廓240上的第一像素点关于矢状面T对称的位置处不存在于第二侧轮廓242的第二像素点,如此,可继续判断位于第一侧轮廓240上的其他第一像素点关于矢状面T的对称情况。

[0154] 同理,亦可根据第二侧轮廓242上的第二像素点关于矢状面对称的位置是否存在

第一侧轮廓240的第一像素点来确定矢状面的对称性指数。该确定矢状面的对称性指数与上述方法一致，故在此不再赘述。

[0155] 在其他实施例中，当确定三维目标轮廓对应受测体头部颅内组织结构232的正中矢状面时亦可根据上述的方法确定每一矢状面的对称性指数，故不再赘述。

[0156] 在其他实施例中，亦可根据其他的方法来确定每一矢状面的对称性指数。本申请在此并不做限定。

[0157] 步骤446，根据所述对称性指数确定所述预设数量的矢状面中的一个为所述正中矢状面。

[0158] 本实施例中，可确定预设数量的矢状面中具有最大对称性指数所对应的矢状面为所述正中矢状面。例如，图13中矢状面S的对称性指数大于矢状面T的对称性指数，因此，可将矢状面S作为三维目标轮廓的正中矢状面。

[0159] 上述的超声成像方法根据三维体数据检测受测体头部的三维目标轮廓，并根据三维目标轮廓的特征检测出正中矢状面，方便医生根据正中矢状面对胎儿进行诊断。

[0160] 请参阅图14，所示为本申请的其中一实施例中的超声成像方法的步骤流程图。该超声成像方法包括步骤：

[0161] 步骤500，获取受测体头部的三维体数据。

[0162] 本实施例中的步骤500与上述实施例中的步骤200相同，故不再赘述。

[0163] 步骤502，根据所述受测体头部的三维体数据确定所述受测体头部的三维目标轮廓。

[0164] 本实施例中的步骤502与上述实施例中的步骤202相同，故不再赘述。

[0165] 步骤504，根据所述三维目标轮廓确定所述受测体头部的正中矢状面。

[0166] 本实施例中的步骤504与上述实施例中的步骤204相同，故不再赘述。

[0167] 步骤506，根据所述正中矢状面的特征对所述正中矢状面执行局部校正操作，得到局部校正后的目标正中矢状面。

[0168] 由于三维目标轮廓中的正中矢状面是基于受测体头部的空间结构得到的，因此，得到的正中矢状面可能是一个粗略的位置。进而，可对上述中的正中矢状面进行局部校正操作，以检测出较精确的目标正中矢状面，并可将目标正中矢状面显示于显示器112内，以供医生作为诊断的参考。

[0169] 在一实施例中，由于正中矢状面包括大脑镰结构，而大脑镰结构表现为高回声，而与大脑镰结构平行的其它切面回声要低于正中矢状面的回声，且回声的高低可根据体数据中像素点的灰度值来判断，即体数据中像素点的不同灰阶表示回声的高低。因此，在得到了正中矢状面在三维目标轮廓中的目标位置后，可在该目标位置附近进行高回声的平面检测，如进行灰度特征的平面检测，得到较精确的目标正中矢状面，其中，平面检测方法包括但不限于Hough变换法、随机Hough变换法、Randon变换法、Ransac算法等。

[0170] 在一实施例中，由于正中矢状面两侧的矢状面的亦是对称的，因此，可根据正中矢状面的对称性来确定目标正中矢状面。

[0171] 请参阅图15，所示为图14中的步骤506的其中的一实施例中的步骤流程图，包括：

[0172] 步骤520，确定位于所述正中矢状面第一方向上预设步长的第一矢状面。

[0173] 步骤522，确定位于所述正中矢状面第二方向上所述预设步长的第二矢状面，其

中,所述第一方向与所述第二方向相反,且所述第一矢状面与所述第二矢状面均平行于所述正中矢状面。

[0174] 请一并参阅图16,所示为本申请的其中的一实施例中的正中矢状面检测的示意图。

[0175] 本实施例中,受测体头部220的三维目标轮廓的正中矢状面S,在正中矢状面S的第一方向(如左侧)的预设步长(如预设步长d)上确定第一矢状面S1,在正中矢状面S的第二方向(如右侧)的预设步长(如预设步长d)上确定第二矢状面S2。为确定正中矢状面的对称性,第一矢状面S1与第二矢状面S2均平行于正中矢状面S,且与正中矢状面之间的距离均为预设步长d。

[0176] 步骤524,计算所述第一矢状面或所述第二矢状面相对于所述正中矢状面的对称性指数。

[0177] 本实施例中,可确定位于第一矢状面S1上的第一像素点与正中矢状面S相对称的像素点位置,并判断所述像素点位置的附近是否存在位于第二矢状面S2的第二像素点。当所述像素点位置的附近存在位于第二矢状面S2的第二像素点时,控制正中矢状面S的对称性指数增加预设值。本实施例中,像素点位置的附近可表示为以像素点位置为中心的预设数量像素点,如预设1个、2个、5个等像素点。

[0178] 例如,位于第一矢状面S1上点K位置的第一像素点关于正中矢状面S对称时其像素点位置为K',如此,需要判断像素点位置K'是否存在第二矢状面S2的第二像素点。如图16所示,像素点位置K'处或附近存在第二矢状面S2的第二像素点,因此,可确定位于第一矢状面S1上的第一像素点关于正中矢状面S对称的位置存在于第二矢状面S2的第二像素点,此时,可将正中矢状面S的对称性指数增加预设值。本实施例中,还可确定位于第一矢状面S1上的其他第一像素点关于正中矢状面S的对称位置上是否存在位于第二矢状面S2上的第二像素点,并可将第一矢状面S1上存在关于正中矢状面S对称且位于第二矢状面S2上或附件的第一像素点的数量作为正中矢状面S的对称性指数。如点K处的第一像素点均存在关于矢状面S对称且位于第二侧轮廓242上的第二像素点,因此,可将正中矢状面S的对称性指数增加1。若第一矢状面S1上的第一像素点不存在关于正中矢状面S对称且位于第二矢状面S2时,可继续判断其他的第一像素点的情况。

[0179] 同理,亦可根据第二矢状面S2上的第二像素点关于正中矢状面S对称的位置是否存在第一矢状面S1的第一像素点来确定矢状面的对称性指数。该确定矢状面的对称性指数与上述方法一致,故在此不再赘述。

[0180] 在其他实施例中,亦可根据其他的方法来确定每一矢状面的对称性指数。本申请在此并不做限定。

[0181] 步骤526,根据所述对称性指数确定所述目标正中矢状面。

[0182] 本实施例中,由于预设步长的取值不同时,计算得到的正中矢状面S的对称性指数亦可能不同。因此,每一预设步长可设置有对应的预设范围,如此,相对于预设步长的目标正中矢状面的对称性指数亦具有预设范围。进而可判断正中矢状面的对称性指数是否位于所述预设步长所对应的预设范围内来判断是否需要正中矢状面进行校正,或确定正中矢状面为目标正中矢状面。

[0183] 例如,当正中矢状面S的对称性指数没有位于所述预设步长所对应的预设范围内

时,表示正中矢状面S的准确度有待提高,如此,可重新选择正中矢状面的位置或对正中矢状面S的位置进行校正,以得到更精确的正中矢状面。

[0184] 当正中矢状面S的对称性指数位于所述预设步长所对应的预设范围内时,可确定正中矢状面S为目标正中矢状面。

[0185] 上述超声成像方法通过对获得的正中矢状面进行局部的校正,以获得较高准确度的目标正中矢状面,在确定目标正中矢状面后,可将目标正中矢状面显示于显示器112内,以供医生对受测体进行诊断的参考。

[0186] 请参阅图17,所示为本申请的其中的一实施例中的超声成像方法的步骤流程图。该超声成像方法包括:

[0187] 步骤600,获取受测体头部的三维体数据。

[0188] 本实施例中的步骤600与上述实施例中的步骤200相同,故不再赘述。

[0189] 步骤602,根据所述受测体头部的三维体数据确定所述受测体头部中至少一对对称性组织结构的位置。

[0190] 请再参阅图4,受测体头部220的眼眶230、耳朵224、鼻子228、嘴巴226、脸颊234、颅内的侧脑室、小脑半球等组织结构均是关于正中矢状面对称。因此,可根据至少一对对应性结构的位置来确定受测体头部220的正中矢状面。

[0191] 本实施例中,超声成像系统10内可存储有若干已标识的图像,通过对若干已标识图像进行特征学习来构建学习模型。其中,图像的标识可以是包含目标的感兴趣区域框,也可是对目标进行精确分割的Mask(掩膜),还可指定每个感兴趣区域框或Mask所对应组织机构的类别。

[0192] 如此,当对受测体头部220的三维体数据包括的组织机构进行检测时,可将三维体数据作为测试数据输入至已构建的学习模型中,由学习模型来识别三维体数据中感兴趣区域,并可对已识别的感兴趣区域进行分类,以确定感兴趣区域所对应的组织机构的类别。

[0193] 请参阅图18,所示为图17中的步骤602的其中一实施例的步骤流程图,包括:

[0194] 步骤620,获取滑窗区域内的所述三维体数据的像素点。

[0195] 步骤622,控制所述滑窗区域内像素点进行特征提取。

[0196] 本实施例中,三维体数据包括若干像素点,可根据预设方向对三维体数据进行分片,以生成若干二维切面,通过预设的滑窗来对每一二维切面进行特征提取。当预设的滑窗位于不同位置时,即可提取到不同位置下的特征点。在其他实施例中,预设的滑窗亦可为三维,如此,可直接选择位于三维的预设的滑窗内三维体数据进行特征提取。本实施例中,特征提取算法包括但不限于PCA(Principal Component Analysis,主成分分析)、LDA(Linear Discriminate Analysis,线性判别分析)、Harr特征、纹理特征、神经网络等提取算法。通过预设的滑窗进行特征提取可提高组织结构检测的速度。

[0197] 步骤624,控制所述滑窗区域所提取的特征点与参考的组织结构的特征点进行匹配,确定所述滑窗区域内像素点是否包含感兴趣区域,其中,所述感兴趣区域包括至少一对对称性结构。

[0198] 超声成像系统10可存储有参考的组织结构(包括但不限于眼眶、耳朵、鼻子、嘴巴、脸颊、颅内的侧脑室、小脑半球等参考的组织结构)的特征点。如此,当从三维体数据中提出到对应的特征点时,可将其与参考的组织结构的特征点进行匹配,以确定当前的滑窗区域

内是否包含感兴趣区域。

[0199] 步骤626,当滑窗区域内像素点包含所述感兴趣区域时,确定所述感兴趣区域的位置。

[0200] 在一实施例中,当前的滑窗区域内所包含的特征点与参考的组织结构的特征点之间的相似度超过预设阈值时,可确定当前的滑窗区域内包含所述感兴趣区域,由于当前的滑窗区域内包含的像素点均具有对应的三维坐标值,因此,当确定当前的滑窗区域内包含感兴趣区域时即可获得感兴趣区域的位置。在确定每一二维切片内感兴趣区域时即可得到至少一对对称性组织结构的位置。

[0201] 在一实施例中,由于图像的标识中还包含每个感兴趣区域框或Mask所对应组织机构的类别,因此,在确定感兴趣区域之后,还可通过学习模型确定感兴趣区域所对应的组织机构的类别,其中,学习模型包括但不限于KNN(k-Nearest Neighbor,K最近邻算法)、SVM(Support Vector Mac,支持向量机)、随机森林、神经网络等分类器。在确定感兴趣区域内的组织结构类别之后,可确定每一对对称性组织结构的位置,包括但不限于眼眶230、耳朵224、鼻子228、嘴巴226、脸颊234、颅内的侧脑室、小脑半球等对称性组织结构的位置。

[0202] 在一实施例中,可根据学习模型直接确定三维体数据中至少一对对称性组织结构的位置。

[0203] 请参阅图19,所示为图17中步骤602的其中的一实施例的步骤流程图,包括:

[0204] 步骤630,根据第一学习模型获取所述三维体数据中的感兴趣区域。

[0205] 在本实施例中,可基于深度学习,包括但不限于R-CNN, Fast R-CNN, Faster-RCNN、SSD、YOLO等学习模型,对若干受测体头部的样本进行特征学习,以在将受测体的三维体数据作为测试数据输入至学习模型后可确定三维体数据中感兴趣区域,其中,感兴趣区域可对应为三维目标轮廓所对应的体数据。

[0206] 步骤632,确定所述感兴趣区域所对应的预测区域。

[0207] 当确定感兴趣区域时,由于感兴趣区域对于检测组织机构的精确度不高,因此,可对感兴趣区域进行回归处理(如bounding box回归),以得到对应的预测区域。

[0208] 步骤634,确定所述预测区域的位置。

[0209] 当确定预测区域后,可对预测区域通过全连接层的分类识别,并得到预测区域所对应的组织机构的类别。当预测区域所对应的组织机构的类别为对称性组织结构时,亦可确定预测区域的位置。其中,预测区域的组织结构包括但不限于眼眶、耳朵、鼻子、嘴巴、脸颊、颅内的侧脑室、小脑半球等对称性组织结构。

[0210] 请参阅图20,所示为图17中步骤602的其中的一实施例的步骤流程图,包括:

[0211] 步骤640,根据第二学习模型对所述三维体数据进行检测处理,以确定所述三维体数据中感兴趣区域。

[0212] 在本实施例中,可基于深度学习,包括但不限于FCN、U-Net、Mask R-CNN等学习模型,对若干受测体头部的样本进行特征学习,以在将受测体的三维体数据作为测试数据输入至学习模型后可确定三维体数据中感兴趣区域,其中,感兴趣区域可对应为三维目标轮廓所对应的体数据。

[0213] 步骤642,确定所述感兴趣区域所对应的位置。

[0214] 当确定感兴趣区域后,可对感兴趣区域进行上采样操作,以直接确定感兴趣区域

的位置及类别。其中,感兴趣区域的组织结构包括但不限于眼眶、耳朵、鼻子、嘴巴、脸颊、颅内的侧脑室、小脑半球等对称性组织结构。

[0215] 步骤604,根据所述至少一对对称性组织结构的位置确定所述受测体头部的正中矢状面。

[0216] 请参阅图21,所示图17中步骤604的其中的一实施例中的步骤流程图,包括:

[0217] 步骤650,确定所述至少一对对称性组织结构中第一组织结构的第一比对位置。

[0218] 步骤652,确定所述至少一对对称性组织结构中第二组织结构的第二比对位置。

[0219] 本实施例中,一对对称性组织结构包括第一组织结构及第二组织结构,其中,在确定至少一对对称性组织结构的位置时,可确定各对称性组织结构中第一组织结构的第一比对位置及第二组织结构的第二比对位置。

[0220] 请一并参阅图22,所示为本申请的其中的一实施例中的比对位置的示意图。

[0221] 在一实施例中,对称性组织结构中的比对位置为中各组织结构中的中心位置,如耳朵的比对位置为耳朵的中心位置,两只耳朵224分别包括位于第一组织结构中的第一比对位置A及位于第二组织结构中的第二比对位置B。

[0222] 在一实施例中,对称性组织结构中的比对位置可为其他的非中心位置,如嘴巴226的比对位置为嘴巴两侧的嘴角处,包括第一比对位置D及第二比对位置E;眼眶230的比对位置可为眼眶临近鼻子两侧的眼角处,如包括第一比对位置I及第二比对位置J。在其他实施例中,对称性组织结构中的比对位置可位于第一组织结构及第二组织结构的质心处,其中,组织结构中的质心可根据质心算法计算出,故不再赘述。

[0223] 步骤654,确定所述第一比对位置与所述第二比对位置之间的位置连线的中心点。

[0224] 请参阅图23,所示为图22中的位置连线的中心点的示意图。其中,对称性组织耳朵224的第一比对位置A与第二比对位置B的位置连线AB的中心点为C,对称性组织嘴角226的第一比对位置D与第二比对位置E的位置连线DE的中心点为F。

[0225] 步骤656,确定垂直于所述位置连线且过所述中心点所在平面为所述正中矢状面。

[0226] 本实施例中,由于图22是受测体头部220正对用户,因此,垂直于位置连线AB且过中心为C的平面与垂直于位置连线DE且过中心点F的平面均可作为平面S,因此,可确定平面S为正中矢状面。

[0227] 在一实施例中,可能存在两对或两对以上的对称性组织结构,因此,当根据两对或两对以上的对称性组织结构的位置确定受测体头部220的正中矢状面时,可综合两对或两对以上的对称性组织结构的位置来确定正中矢状面。

[0228] 请参阅图24,所示为图17中步骤604的其中的一实施例中的步骤流程图,包括:

[0229] 步骤660,获取每一对对称性组织结构的正中矢状面。

[0230] 请参阅图25,所示为本申请的其中的一实施例中的对称性组织结构的正中矢状面的示意图。图25包括了:对称性组织耳朵224所对应的垂直于位置连线AB且过中心点C的正中矢状面Y,对称性组织嘴角226所对应的垂直于位置连线DE且过中心点F的正中矢状面X。

[0231] 步骤662,确定所述两对或两对以上的对称性组织结构所对应的正中矢状面的平均面为所述受测体头部的正中矢状面。

[0232] 本实施例中,当存在两对对称性组织结构的正中矢状面时,确定两对对称性组织结构所对应的正中矢状面的平均面可为位于所述两对对称性组织结构所对应的正中矢状

面间的平分面。其中,平分面为到两平面间距离均相等的平面。

[0233] 例如,对于正中矢状面X,其所在的平面的数学方程可表示为:

$$[0234] \quad A_1X+B_1Y+C_1Z+D_1=0$$

[0235] 其中, A_1 、 B_1 、 C_1 及 D_1 均为常数。

[0236] 对于正中矢状面Y,其所在的平面的数学方程可表示为:

$$[0237] \quad A_2X+B_2Y+C_2Z+D_2=0$$

[0238] 其中, A_2 、 B_2 、 C_2 及 D_2 均为常数。

[0239] 正中矢状面X及正中矢状面Y所对应的平均面可表示为:

$$[0240] \quad A_3X+B_3Y+C_3Z+D_3=0$$

[0241] 其中, A_3 、 B_3 、 C_3 及 D_3 均为常数。

[0242] 假定位于平均面上的点P(x,y,z),根据平分面的几何特性可知,点P到正中矢状面X的距离与点P至正中矢状面Y的距离是相等的,因此:

$$[0243] \quad \frac{|A_1X + B_1Y + C_1Z|}{\sqrt{A_1^2 + B_1^2 + C_1^2}} = \frac{|A_2X + B_2Y + C_2Z|}{\sqrt{A_2^2 + B_2^2 + C_2^2}}$$

[0244] 因此,根据上述公式即可确定两对对称性组织结构所对应的正中矢状面的平分面S,此时的平分面S为正中矢状面。

[0245] 在一实施例中,当存在三对或三对以上的对称性组织结构的正中矢状面时,可先计算其中两对对称性组织结构所对应的正中矢状面间的平分面,再计算得到的平分面与另一对对称性组织结构的正中矢状面间的平分面。当计算与最后一对对称性结构的正中矢状面的平分面即为三对或三对以上的对称性组织结构的平均面。

[0246] 请参阅图26,所示为图17中步骤604的其中的一实施例中的步骤流程图,包括:

[0247] 步骤670,获取每一对对称性组织结构中第一组织结构与第二组织结构之间的位置连线的中心点。

[0248] 请一并参阅图27,所示为本申请的其中的一实施例中的对称性组织结构的正中矢状面的示意图。图27包括了:对称性组织耳朵224中第一组织结构与第二组织结构之间的位置连线AB的中心点C,对称性组织嘴角226中第一组织结构与第二组织结构之间的位置连线DE的中心点F。

[0249] 步骤672,控制对每一对对称性组织结构的中心点进行拟合操作得到拟合平面。

[0250] 本实施例中,可根据最小二乘法对各中心点进行拟合操作,以得到拟合的平面S。

[0251] 例如,对于空间平面,其数学方程可表示为:

$$[0252] \quad AX+BY+CZ+1=0$$

[0253] 当存在n个点时,要拟合到这个平面S,可以表示为以下矩阵形式:

$$[0254] \quad \begin{bmatrix} x_1 & y_1 & z_1 \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ x_n & y_n & z_n \end{bmatrix} \begin{bmatrix} A \\ B \\ C \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -1 \\ -1 \\ -1 \end{bmatrix}$$

[0255] 对上式变换得到:

$$[0256] \quad \begin{bmatrix} x_1 & y_1 & z_1 \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ x_n & y_n & z_n \end{bmatrix}^T \begin{bmatrix} x_1 & y_1 & z_1 \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ x_n & y_n & z_n \end{bmatrix} \begin{bmatrix} A \\ B \\ C \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -1 \\ -1 \\ -1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_1 & y_1 & z_1 \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ x_n & y_n & z_n \end{bmatrix}^T$$

[0257] 化简得到:

$$[0258] \begin{bmatrix} \sum x_i^2 & \sum x_i y_i & \sum x_i z_i \\ \sum x_i y_i & \sum y_i^2 & \sum y_i z_i \\ \sum x_i z_i & \sum y_i z_i & \sum z_i^2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} A \\ B \\ C \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -\sum x_i \\ -\sum y_i \\ -\sum z_i \end{bmatrix}$$

[0259] 其中, i 为1至 n 的整数。

[0260] 因此, 拟合平面 S 方程的系数 A 、 B 、 C 为:

$$[0261] \begin{bmatrix} A \\ B \\ C \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sum x_i^2 & \sum x_i y_i & \sum x_i z_i \\ \sum x_i y_i & \sum y_i^2 & \sum y_i z_i \\ \sum x_i z_i & \sum y_i z_i & \sum z_i^2 \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} -\sum x_i \\ -\sum y_i \\ -\sum z_i \end{bmatrix}$$

[0262] 步骤674, 确定所述拟合平面所在的位置为所述受测体头部的正中矢状面。

[0263] 上述得到的拟合平面 S 即为受测体头部的正中矢状面。

[0264] 请参阅图28, 所示为图17中步骤604的其中的一实施例中的步骤流程图, 包括:

[0265] 步骤680, 确定每一对对称性组织结构中位于第一侧的第一组织结构的第一比对位置的第一平均位置。

[0266] 步骤682, 确定每一对对称性组织结构中位于第二侧的第二组织结构的第二比对位置的第二个平均位置。

[0267] 步骤684, 确定所述第一平均位置与所述第二平均位置之间的位置连线的平均中心点。

[0268] 步骤686, 确定垂直于所述位置连线且过所述平均中心点的平面为所述受测体头部的正中矢状面。

[0269] 请一并参阅图29, 所示为本申请的其中的一实施例中的对称性组织结构的正中矢状面的示意图。图29包括了: 对称性组织耳朵224中第一组织结构与第二组织结构之间的位置连线 AB 的中心点 C , 对称性组织嘴角226中第一组织结构与第二组织结构之间的位置连线 DE 的中心点 F 。在其他实施例中, 对称性组织结构的数量不限于2对。

[0270] 本实施例中, 每一对对称性组织结构均包括位于第一侧(如左侧)的第一比对位置, 例如, 对称性组织耳朵224中第一组织结构的第一比对位置为 A , 对称性组织嘴角226中第一组织结构的第一比对位置为 D , 因此, 确定位于第一侧中对称性组织耳朵224中第一组织结构的第一比对位置 A 及对称性组织嘴角226中第一组织结构的第一比对位置 D 的第一平均位置为 W 。若第一比对位置 A 的坐标为 (x_1, y_1, z_1) , 第一比对位置 D 的坐标为 (x_2, y_2, z_2) , 那么, 第一平均位置 W 的坐标可表示为:

$$[0271] \left(\frac{x_1 + x_2}{2}, \frac{y_1 + y_2}{2}, \frac{z_1 + z_2}{2} \right)$$

[0272] 同理, 对称性组织耳朵224中第二组织结构的第二比对位置为 B , 对称性组织嘴角226中第二组织结构的第二比对位置为 E , 因此, 确定位于第二侧中对称性组织耳朵224中第二组织结构的第二比对位置 B 及对称性组织嘴角226中第二组织结构的第二比对位置 E 的第

二平均位置为U。若第二比对位置B的坐标为 (x_3, y_3, z_3) ，第二比对位置E的坐标为 (x_4, y_4, z_4) ，那么，第二平均位置U的坐标可表示为：

$$[0273] \quad \left(\frac{x_3 + x_4}{2}, \frac{y_3 + y_4}{2}, \frac{z_3 + z_4}{2} \right)$$

[0274] 因此，当确定第一平均位置W及第二平均位置U时，可确定第一平均位置W与第二平均位置U之间的位置连线的平均中心点V，进而可将垂直于位置连线WU且过平均中心点V的平面为受测体头部220的正中矢状面。

[0275] 在一实施例中，因为不同对称性组织结构的图像特征不同，检测组织结构的可靠性也可能不同，例如，眼眶图像的图像特征较明显，因此，在计算每一侧的平均位置时可根据对称性组织结构的类别所设置的权重来得到。

[0276] 例如，可设置对称性组织耳朵224的权重为 α ，设置对称性组织嘴角226的权重为 β 。再结合上述公式可知：

[0277] 第一平均位置W的坐标可表示为：

$$[0278] \quad \left(\frac{\alpha x_1 + \beta x_2}{2}, \frac{\alpha y_1 + \beta y_2}{2}, \frac{\alpha z_1 + \beta z_2}{2} \right)$$

[0279] 第二平均位置U的坐标可表示为：

$$[0280] \quad \left(\frac{\alpha x_3 + \beta x_4}{2}, \frac{\alpha y_3 + \beta y_4}{2}, \frac{\alpha z_3 + \beta z_4}{2} \right)$$

[0281] 因此，在确定受测体头部220的正中矢状面时可根据对称性组织结构的类别所具有的权重值及对应的平均位置来获得。

[0282] 上述的超声成像方法根据三维体数据检测受测体头部的至少一对对称性组织结构，并根据至少一对对称性组织结构检测出正中矢状面，方便医生根据正中矢状面对胎儿进行诊断。

[0283] 请参阅图30，所示为本申请的其中的一实施例中的超声成像方法的步骤流程图。该超声成像方法包括：

[0284] 步骤700，获取受测体头部的三维体数据。

[0285] 本实施例中的步骤700与上述实施例中的步骤600相同，故不再赘述。

[0286] 步骤702，根据所述受测体头部的三维体数据确定所述受测体头部中至少一对对称性组织结构的位置。

[0287] 本实施例中的步骤702与上述实施例中的步骤602相同，故不再赘述。

[0288] 步骤704，根据所述至少一对对称性组织结构的位置确定所述受测体头部的正中矢状面。

[0289] 本实施例中的步骤704与上述实施例中的步骤604相同，故不再赘述。

[0290] 步骤706，根据所述正中矢状面的特征对所述正中矢状面执行局部校正操作，得到局部校正后的目标正中矢状面。

[0291] 本实施例中的步骤706与上述实施例中的步骤506相同，故不再赘述。

[0292] 上述超声成像方法通过对获得的正中矢状面进行局部的校正，以获得较高准确度的目标正中矢状面，在确定目标正中矢状面后，可将目标正中矢状面显示于显示器112内，以供医生对受测体进行诊断的参考。

[0293] 请参阅图31,所示本申请的其中一实施例中的超声成像系统80的框图示意图。如图31所示,所述超声成像系统80可应用上述的各实施例,下面对本申请所提供的超声成像系统80进行描述,所述超声成像系统80可以包括处理器800、存储装置802、探头100、控制电路804及显示器112,以及存储在所述存储装置802中并可向所述处理器800上运行的计算机程序(指令),所述超声成像系统80还可以包括其他的硬件部分,例如通信装置、按键、键盘等,在此不再赘述。所述处理器800可通过信号线806与、探头100、控制电路904存储装置802及显示器112进行数据交换。

[0294] 所述处理器800可以是中央处理单元(Central Processing Unit,CPU),还可以是其他通用处理器、数字信号处理器(Digital Signal Processor,DSP)、专用集成电路(Application Specific Integrated Circuit,ASIC)、现成可编程门阵列(Field-Programmable Gate Array,FPGA)或者其他可编程逻辑器件、分立门或者晶体管逻辑器件、分立硬件组件等。通用处理器可以是微处理器或者该处理器也可以是任何常规的处理器等,所述处理器是所述超声成像系统80的控制中心,利用各种接口和线路连接整个超声成像系统80的各个部分。本实施例中,所述处理器800可用于实现所述三维图像处理模块110的全部功能,亦可集成有波束合成模块106、信号处理模块108的功能,具体可参考前述实施例。

[0295] 所述控制电路804可包括上述实施例中的发射电路102、接收电路104、波束合成模块106及/或信号处理模块108的功能,具体可参考前述实施例。

[0296] 所述存储装置802可用于存储所述计算机程序和/或模块,所述处理器800通过运行或执行存储在所述存储装置802内的计算机程序和/或模块,以及调用存储在存储装置802内的数据,实现上述超声成像方法的各种功能。所述存储装置802可主要包括存储程序区和存储数据区,其中,存储程序区可存储操作系统、至少一个功能所需的应用程序等。此外,存储装置802可以包括高速随机存取存储装置,还可以包括非易失性存储装置,例如硬盘、内存、插接式硬盘,智能存储卡(Smart Media Card,SMC),安全数字(Secure Digital,SD)卡,闪存卡(Flash Card)、至少一个磁盘存储装置件、闪存器件、或其他易失性固态存储装置件。

[0297] 本实施例中,所述存储装置802可存储有受测体头部的三维体数据,并可由处理器800进行受测体头部的三维目标轮廓检测或是至少一对对称性组织结构的检测。本实施例中,所述存储装置802还可存储有若干已标识的图像,以使得处理器800通过对若干已标识图像进行特征学习来构建学习模型,其中,图像的标识可以是包含目标的感兴趣区域框,也可是对目标进行精确分割的Mask(掩膜),还可指定每个感兴趣区域框或Mask所对应组织机构的类别。

[0298] 所述显示器112,可以显示用户界面(UI)、图形用户界面(GUI)、受测体头部的三维体数据所对应的画面、或正中矢状面,超声成像系统804还可以用作输入装置和输出装置,显示器112可以包括液晶显示器(LCD)、薄膜晶体管LCD(TFT-LCD)、有机发光二极管(OLED)触摸显示器、柔性触摸显示器、三维(3D)触摸显示器等中的至少一种。

[0299] 所述处理器800通过读取存储装置802中存储的可执行程序代码来运行与所述可执行程序代码对应的程序,以用于执行前面任一实施例中的超声声像方法。

[0300] 在上述实施例中,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。

[0301] 以上对本申请实施例进行了详细介绍,本文中应用了具体个例对本申请的原理及实施例进行了阐述,以上实施例的说明只是用于帮助理解本申请的方法及其核心思想;同时,对于本领域的一般技术人员,依据本申请的思想,在具体实施例及应用范围上均会有改变之处,综上所述,本说明书内容不应理解为对本申请的限制。

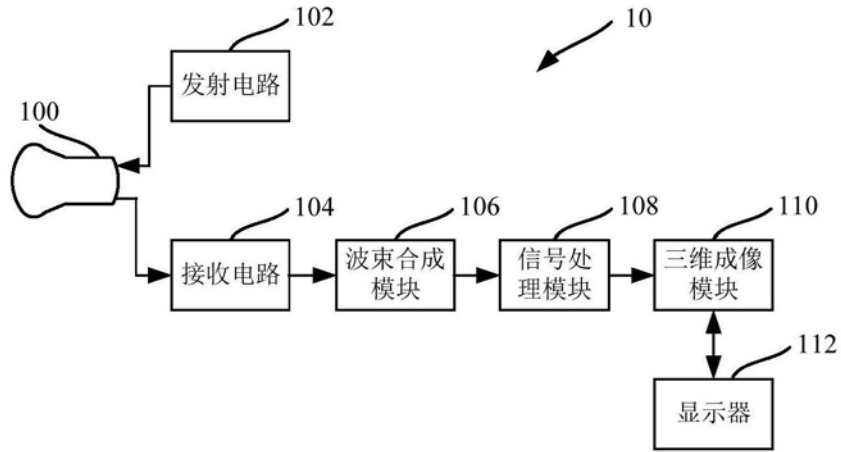


图1

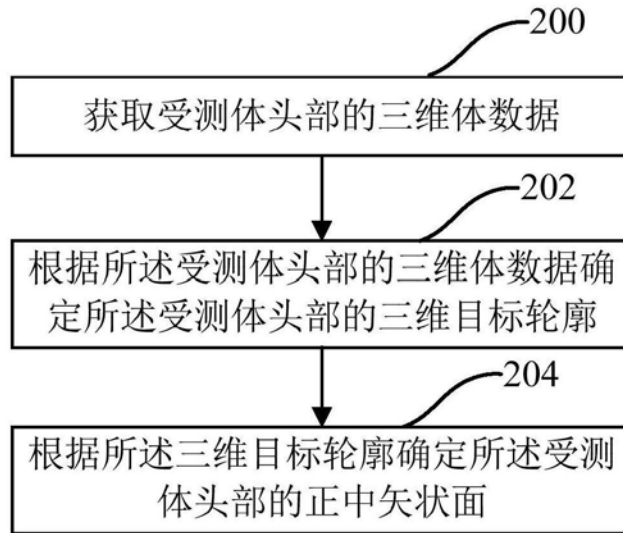


图2

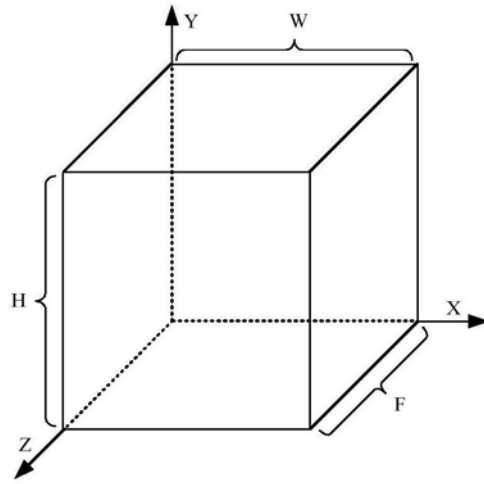


图3

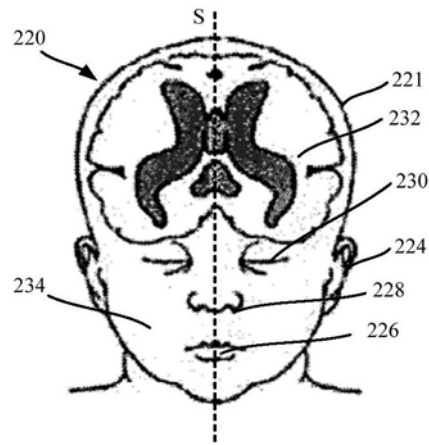


图4

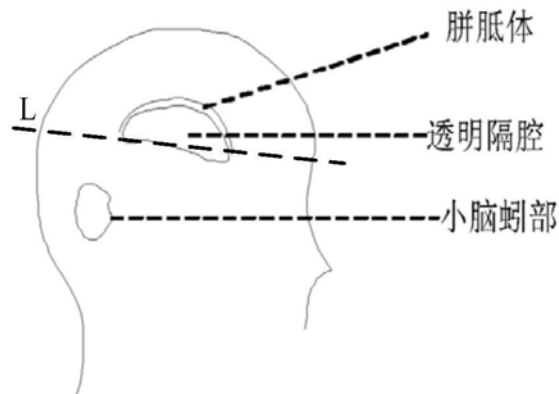


图5

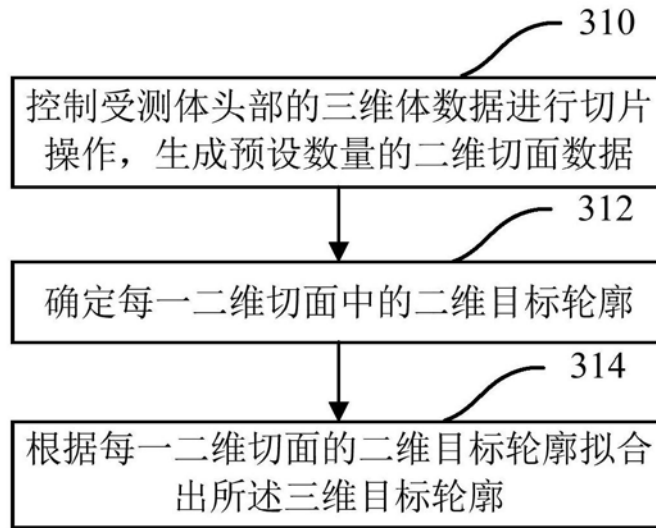


图6

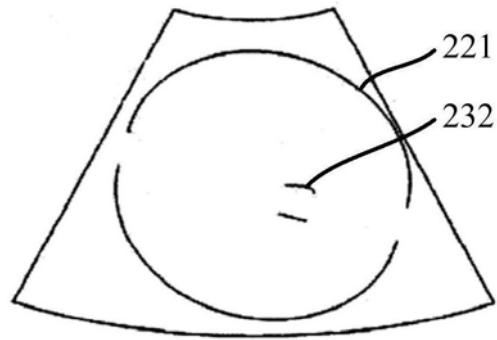


图7

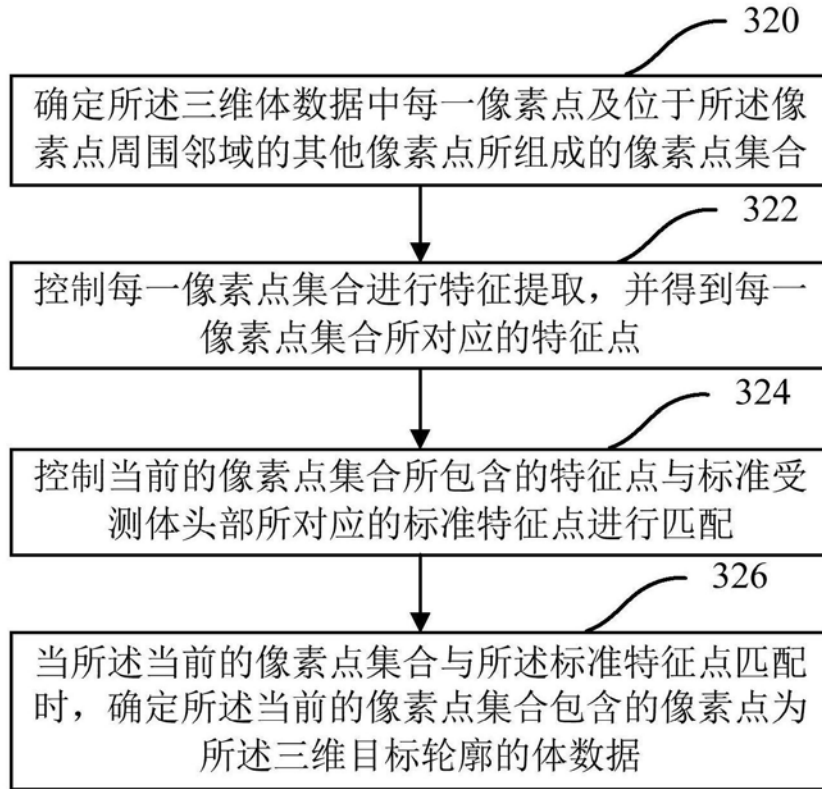


图8

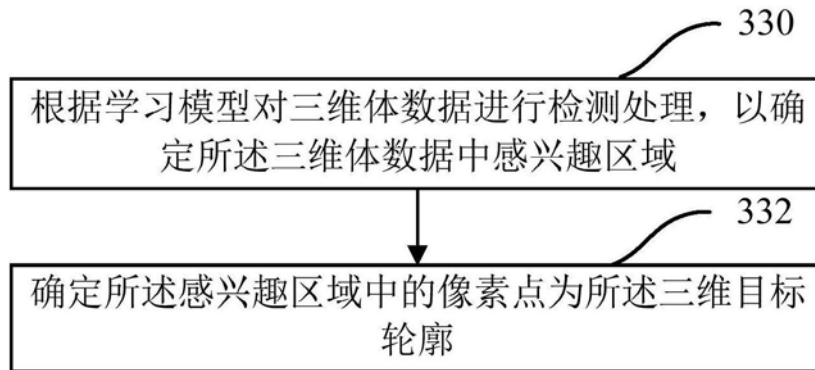


图9

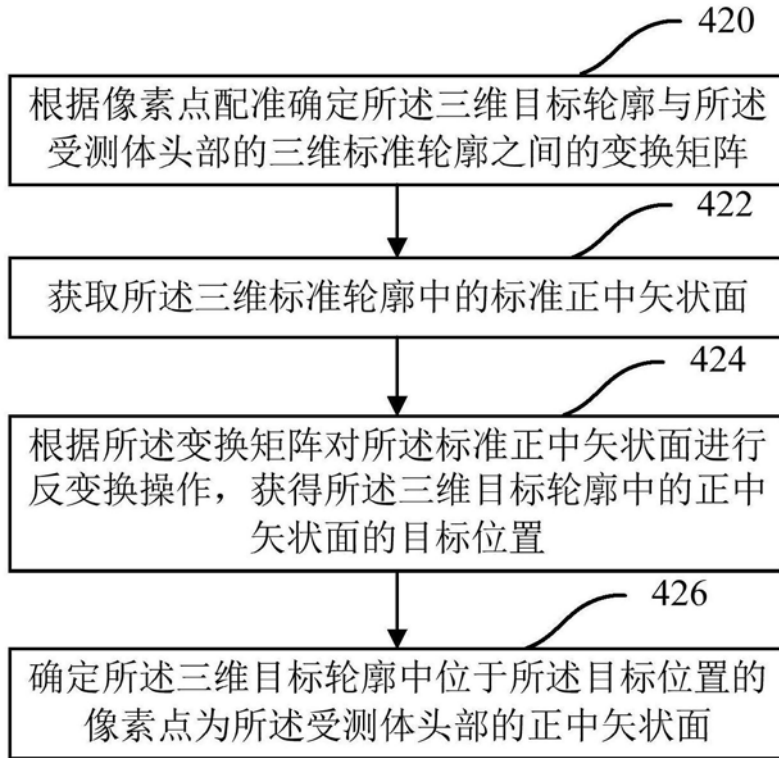


图10

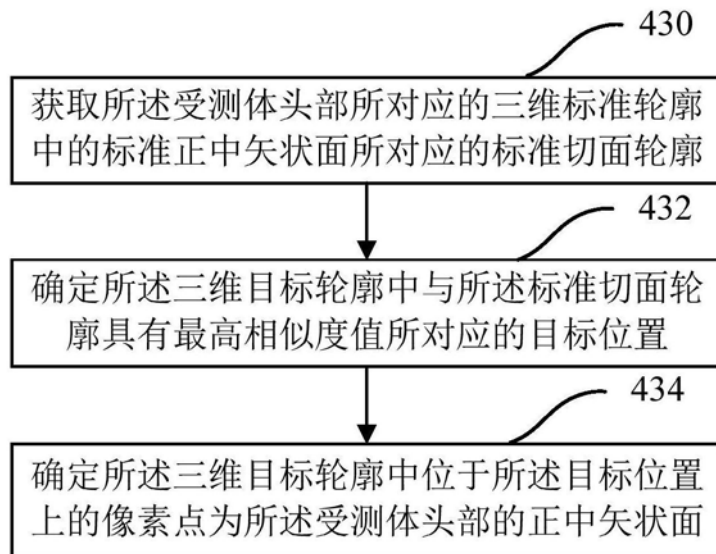


图11

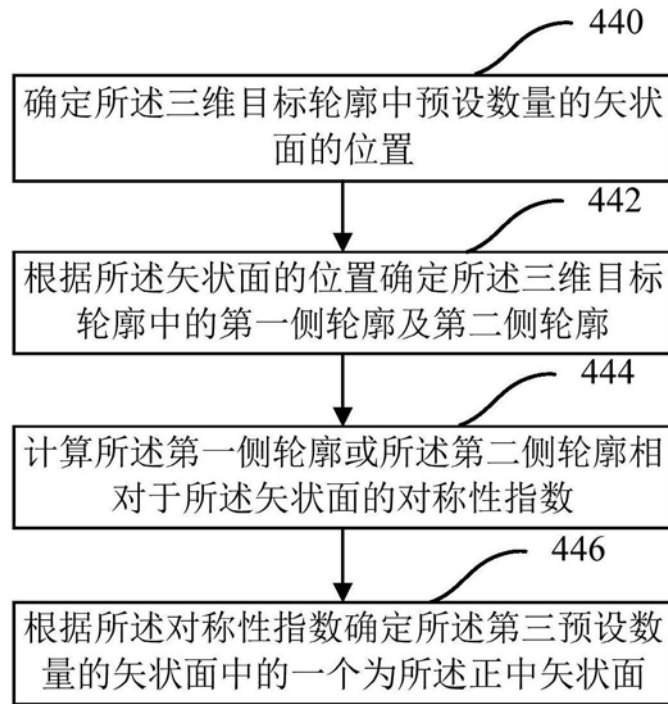


图12

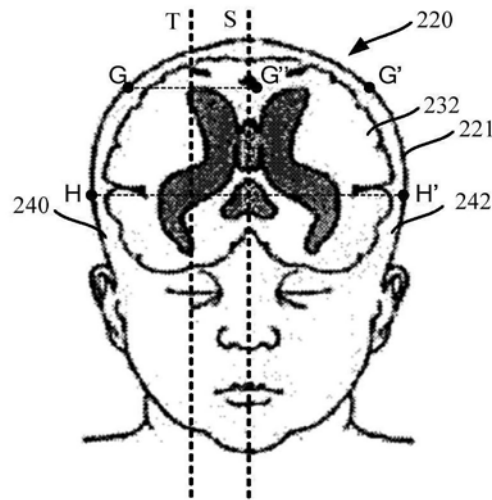


图13

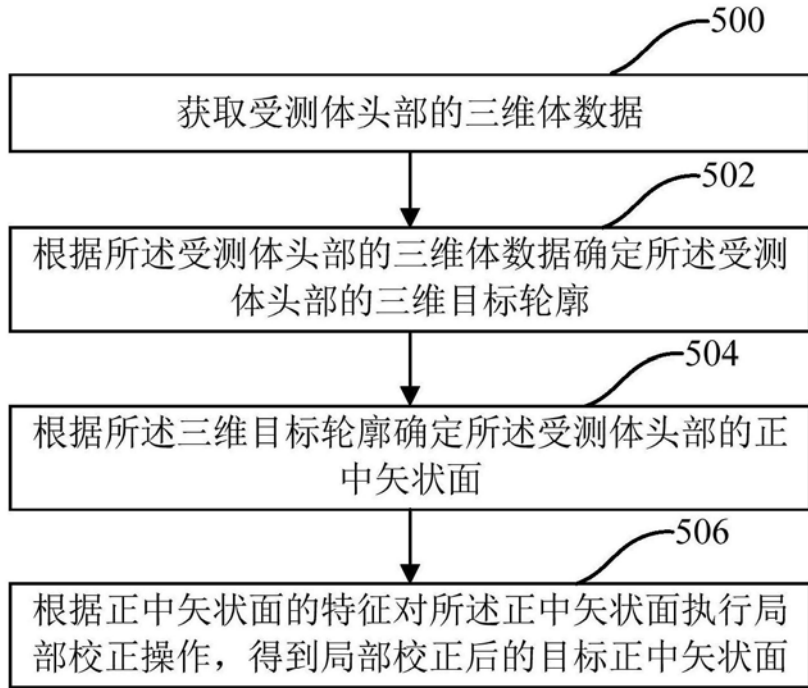


图14

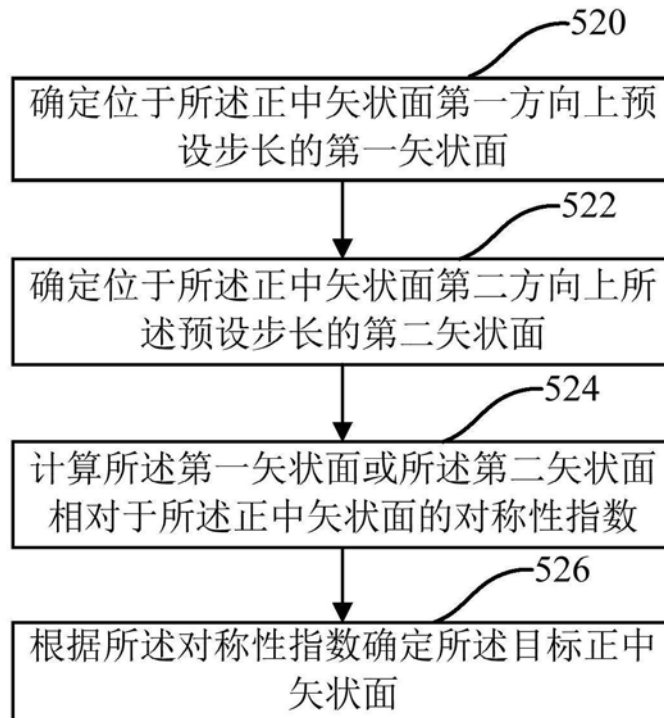


图15

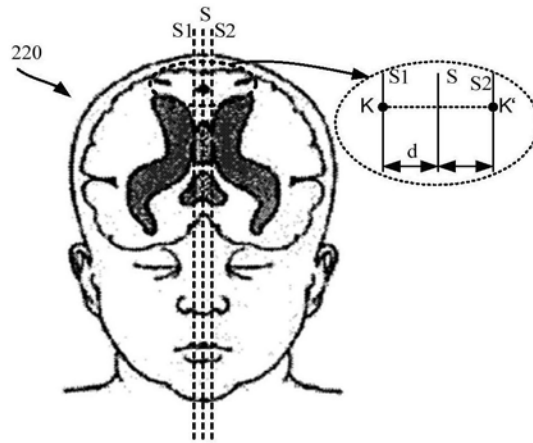


图16

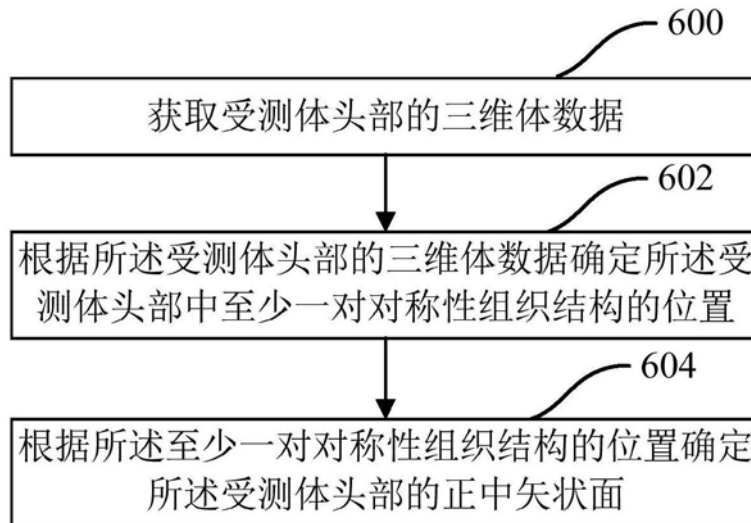


图17

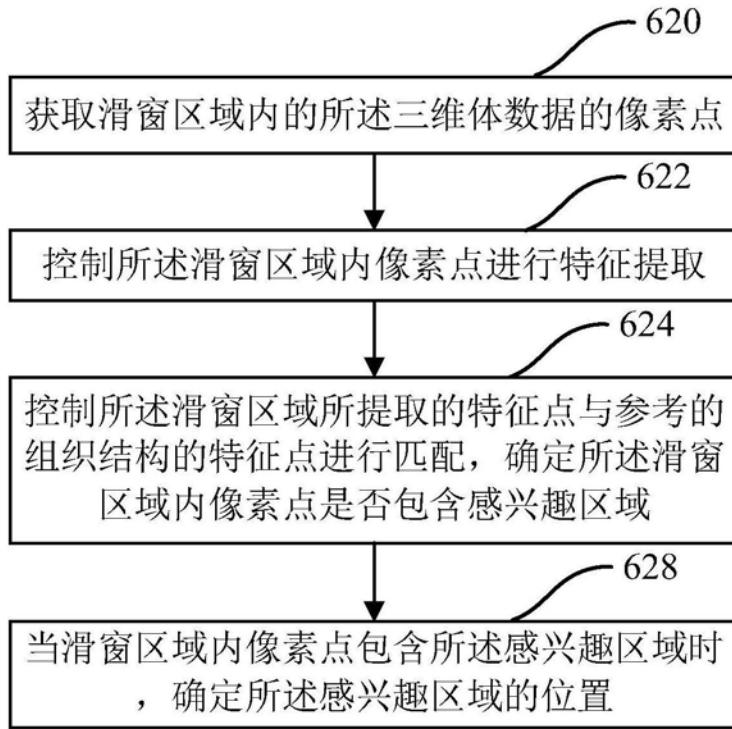


图18

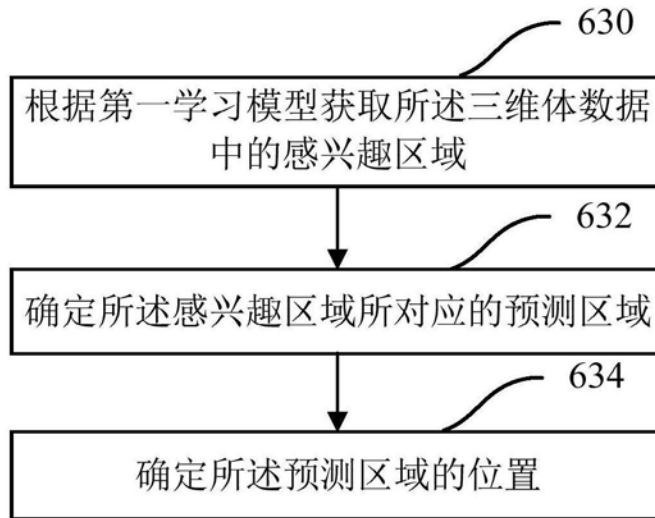


图19

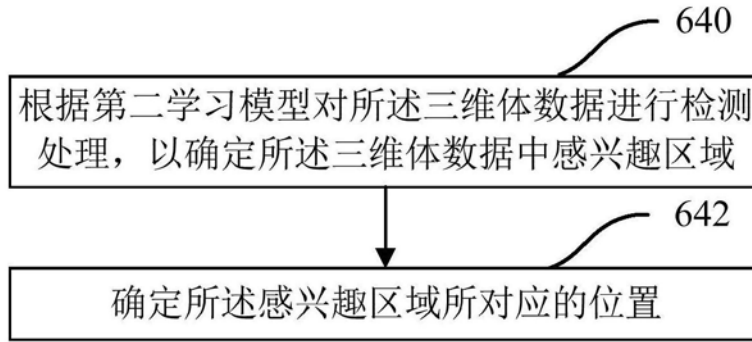


图20

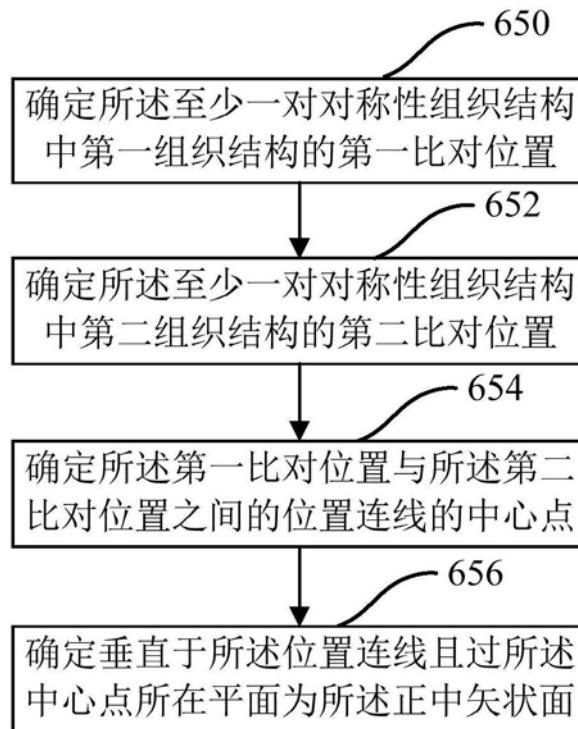


图21

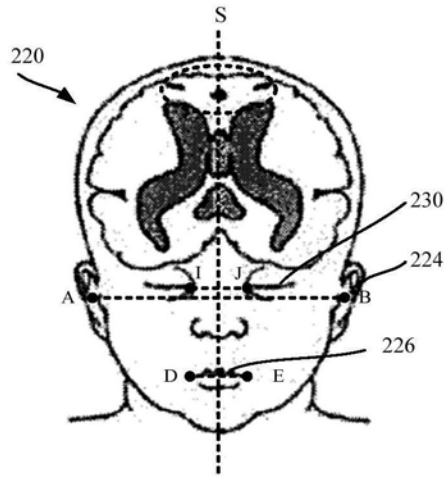


图22

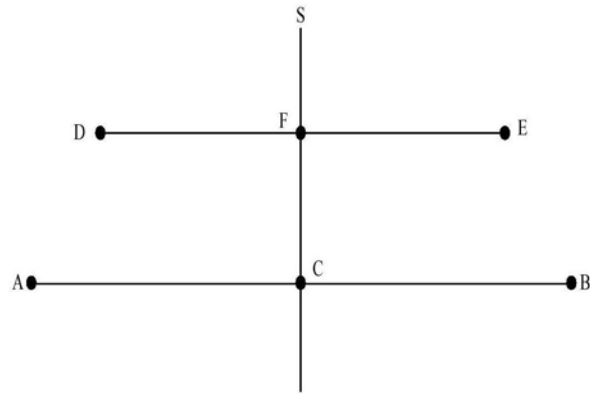


图23

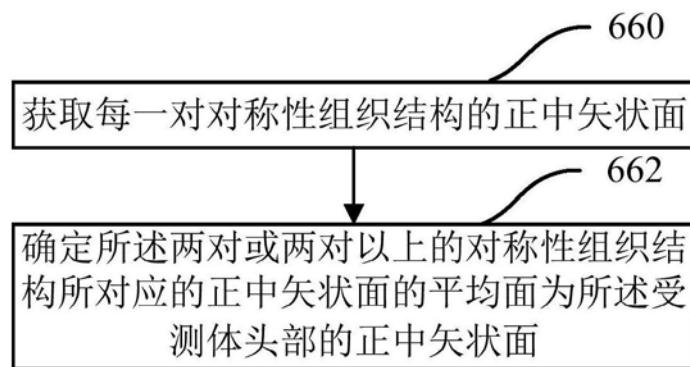


图24

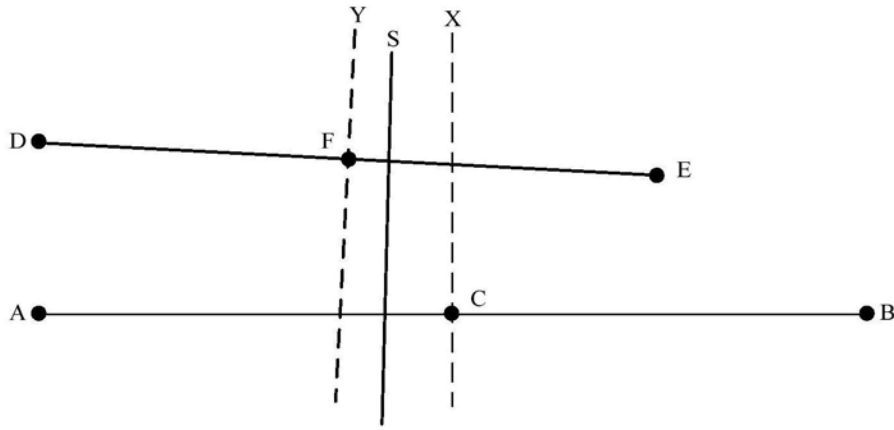


图25

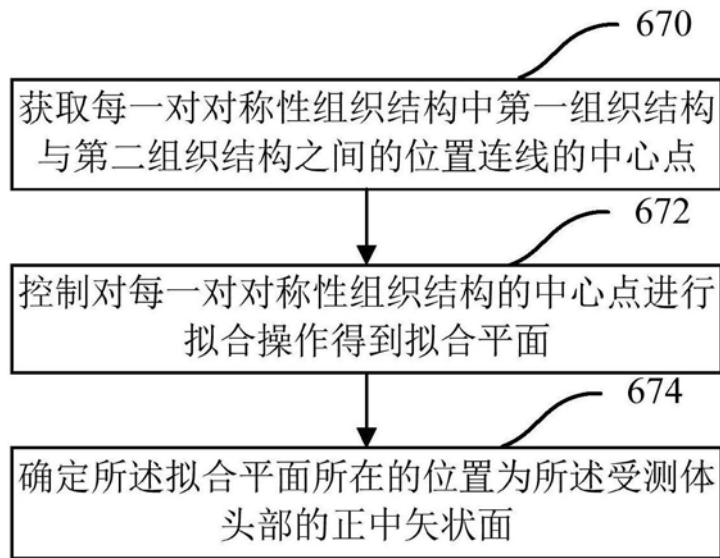


图26

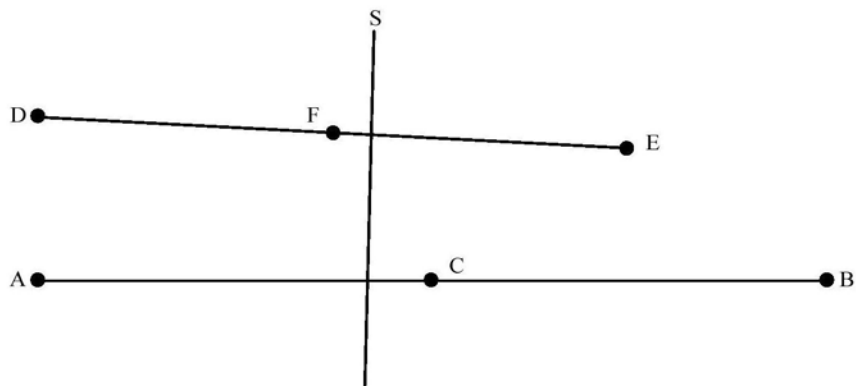


图27

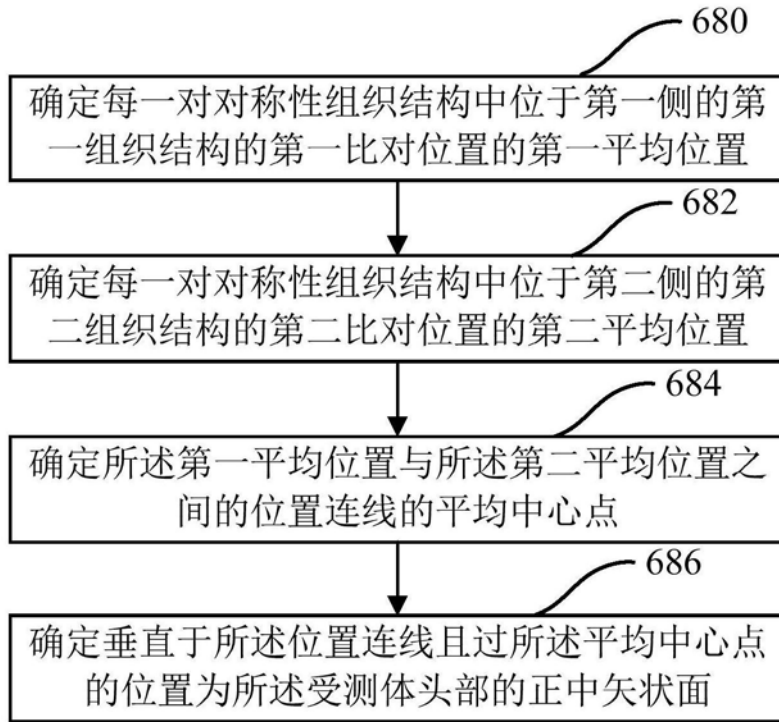


图28

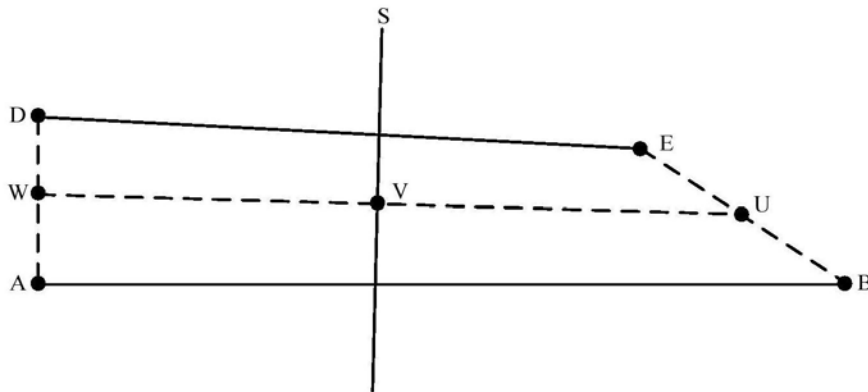


图29

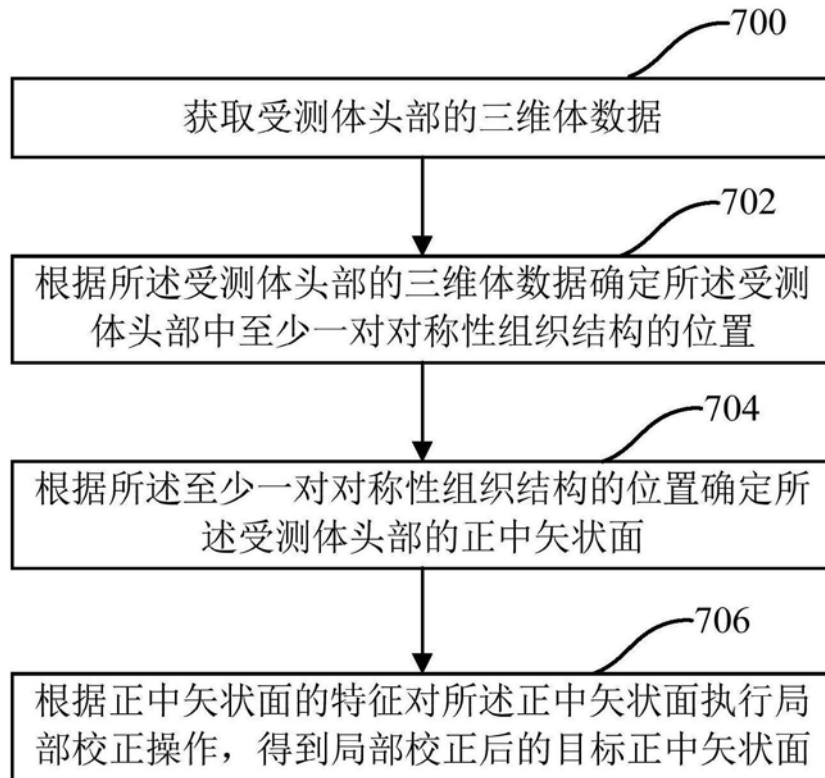


图30

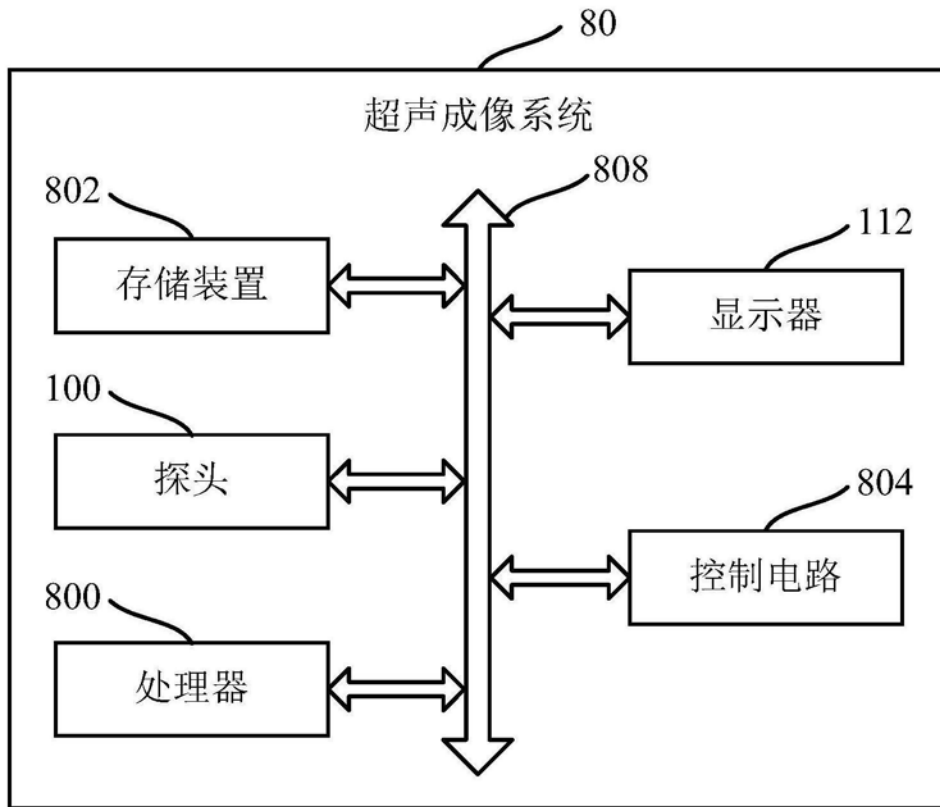


图31

专利名称(译)	超声成像方法及系统		
公开(公告)号	CN111368586A	公开(公告)日	2020-07-03
申请号	CN201811591966.1	申请日	2018-12-25
[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	朱磊 邹耀贤 林穆清 何琨		
发明人	朱磊 邹耀贤 林穆清 何琨		
IPC分类号	G06K9/00 G06K9/46 A61B8/08		
代理人(译)	熊永强		
外部链接	SIPO		

摘要(译)

本申请公开了一种超声成像方法及系统。该超声成像方法包括：获取受测体头部的三维体数据；根据所述受测体头部的三维体数据确定所述受测体头部的三维目标轮廓；根据所述三维目标轮廓确定所述受测体头部的正中矢状面。本申请实施例可通过对获取得到的三维体数据进行受测体头部的三维目标轮廓进行检测，并根据三维目标轮廓来检测出受测体头部的正中矢状面，以使得用户可根据正中矢状面来进行诊断，进而降低诊断的时间，提高诊断结果的准确性。

