



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106659480 B

(45)授权公告日 2019.09.24

(21)申请号 201580039063.0

前田俊德 永濑优子 村下贤

(22)申请日 2015.04.17

(74)专利代理机构 北京银龙知识产权代理有限公司 11243

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 106659480 A

代理人 范胜杰 王立杰

(43)申请公布日 2017.05.10

(51)Int.Cl.

A61B 8/14(2006.01)

(30)优先权数据

2014-169438 2014.08.22 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.01.18

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2015/061794 2015.04.17

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/027510 JA 2016.02.25

(73)专利权人 株式会社日立制作所

地址 日本东京都

审查员 薛艳华

(72)发明人 野口喜实 荻野昌宏 柴原琢磨

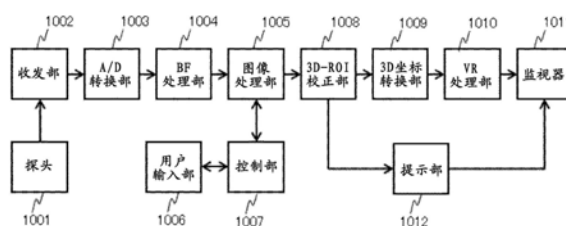
权利要求书2页 说明书10页 附图12页

(54)发明名称

超声波诊断图像生成装置以及方法

(57)摘要

简化绘制处理范围即3D-ROI设定过程,消除直到显示3D图像的操作性的复杂度。该超声波诊断图像生成装置具有:超声波收发部(1002);输入操作者的输入的用户输入部(1006);能够显示图像的监视器(1011);根据从超声波收发部取得的信号生成胎儿和胎盘的断层图像数据,在把上述断层图像数据显示到监视器的状态下,按照来自输入部的输入,设定包含有胎儿与胎盘之间的区域部分的关心区域的图像处理部(1005);使用操作者设定的关心区域和断层图像数据,校正关心区域并判定被校正后的关心区域的妥当性的3D-ROI校正部(1008);以及提示3D-ROI校正部的判定结果的提示部(1012),该超声波诊断图像生成装置使用校正后的关心区域生成胎儿的三维图像。



1. 一种超声波诊断图像生成装置,其特征在于,具有:

超声波收发部;

输入部,其输入操作者的输入;

显示部,其能够显示图像;

图像处理部,其根据从所述超声波收发部取得的信号生成胎儿和胎盘的断层图像数据,在把所述断层图像数据显示到所述显示部的状态下,按照来自所述输入部的输入,设定包含有胎儿与胎盘之间的区域部分的关心区域;

关心区域校正部,其使用所述操作者设定的所述关心区域和所述断层图像数据,来校正所述关心区域并判定校正后的关心区域的妥当性;以及

提示部,其提示所述关心区域校正部的判定结果,

该超声波诊断图像生成装置使用校正后的关心区域来生成三维图像,

所述关心区域校正部包含:

开始点检测部,其从所述胎儿与胎盘之间的区域部分检测成为搜索的开始点的像素;

能量图生成部,其把所述开始点作为起点,生成能量图;

最小能量路径搜索部,其在生成的能量图中搜索达到最小值的最小能量路径;以及

妥当性判定部,其判定搜索出的所述最小能量路径的妥当性,

该超声波诊断图像生成装置使用被认为妥当的所述最小能量路径进行所述三维图像的生成处理。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断图像生成装置,其特征在于,

来自由操作者进行操作的所述输入部的输入是点、线、矩形区域或这些的组合。

3. 根据权利要求1所述的超声波诊断图像生成装置,其特征在于,

所述提示部使所述妥当性判定部的判定结果显示在所述显示部中。

4. 根据权利要求3所述的超声波诊断图像生成装置,其特征在于,

所述提示部利用标记的有无、颜色、形状、或者所述关心区域的边界线的形状、颜色、线型、截面图像边框颜色、消息、数值中的任一项或者这些的组合作为所述判定结果向所述显示部的显示方法。

5. 根据权利要求4所述的超声波诊断图像生成装置,其特征在于,

所述提示部利用所述显示部的所述截面图像边框内、所述截面图像边框外、所述三维图像显示的边框内或者这些的组合作为所述判定结果的提示位置。

6. 根据权利要求1所述的超声波诊断图像生成装置,其特征在于,

具有:引导消息生成部,其根据所述关心区域校正部的判定结果,生成对所述操作者的引导消息,

所述提示部把所述妥当性以及生成的所述引导消息提示给操作者。

7. 根据权利要求6所述的超声波诊断图像生成装置,其特征在于,

所述引导消息生成部使用所述妥当性判定部的判定基准。

8. 根据权利要求6所述的超声波诊断图像生成装置,其特征在于,

具有不同于所述显示部的第2显示部。

9. 根据权利要求8所述的超声波诊断图像生成装置,其特征在于,

所述第2显示部显示所述妥当性以及所述引导消息。

10. 一种超声波诊断图像生成方法,其是具有超声波收发部、处理从所述超声波收发部取得的信号的处理部、操作者进行输入的输入部以及能够显示图像的显示部的超声波诊断图像生成装置的图像生成方法,其特征在于,

所述处理部进行如下处理:

根据从所述超声波收发部取得的信号来生成胎儿和胎盘的断层图像数据,

在把所述断层图像数据显示到所述显示部的状态下,按照来自所述输入部的由操作者进行的输入,设定包含所述胎儿与胎盘之间的区域部分的关心区域,

使用所述操作者设定的所述关心区域和所述断层图像数据来校正所述关心区域,

判定校正后的关心区域的妥当性,并在所述显示部中显示该妥当性的判定结果,

使用校正后的关心区域来生成所述胎儿的三维图像,

所述处理部,从所述胎儿与胎盘之间的区域部分检测成为搜索的开始点的像素,把所述开始点作为起点,生成能量图,在生成的能量图中搜索达到最小值的最小能量路径,判定搜索出的所述最小能量路径的妥当性,使用所述最小能量路径进行三维图像的生成处理。

11. 根据权利要求10所述的超声波诊断图像生成方法,其特征在于,

所述处理部把所述最小能量路径的妥当性的判定结果显示到所述显示部。

12. 根据权利要求11所述的超声波诊断图像生成方法,其特征在于,

在把所述判定结果显示到所述显示部时,利用标记的有无、颜色、形状、或者所述关心区域的边界线的形状、颜色、线型、截面图像边框颜色、消息、数值中的任一项或者这些的组合。

13. 根据权利要求12所述的超声波诊断图像生成方法,其特征在于,

根据判定结果生成对所述操作者的引导消息,并在所述显示部显示所述判定结果以及所述引导消息。

超声波诊断图像生成装置以及方法

技术领域

[0001] 本发明涉及超声波诊断装置的图像生成技术。

背景技术

[0002] 在超声波诊断装置中,例如作为把胎儿影像可视化的方法,搭载有使用了体绘制的三维(3D)显示功能。3D可视化时,需要设定用于限定适用绘制处理的范围的3D关心区域(以下为3D-ROI:Region Of Interest)。尽可能正确地进行该3D-ROI设定,否则在通过3D得到的图像中,存在由于羊水内的浮游物、胎盘而无法良好地显示胎儿的脸的问题。因此,现状为3D-ROI的设定项目被细分,虽然能够进行正确的设定,但是直到最终达到这样设定的操作是非常复杂的。

[0003] 近年来,公开有自动地设定或校正该3D-ROI的技术。在专利文献1中,公开有由医生指定胎儿轮廓上的某一点,从所述轮廓点开始检测胎儿的轮廓线,设定3D-ROI的技术。在专利文献2中,公开有由于按照经验胎儿与胎盘之间的区域部分、即羊水区域的形状大致为凸面或是凹面,因此通过样条(Spline)函数生成绘制处理的开始面来实现平滑的凸面或是凹面,并得到适当的3D显示的技术。

[0004] 现有技术文献

[0005] 专利文献

[0006] 专利文献1:日本特开2012-10965号公报

[0007] 专利文献2:日本特开2011-83439号公报

发明内容

[0008] 发明要解决的课题

[0009] 在上述的现有技术中,由于按照经验胎儿与胎盘之间的区域部分、即羊水区域的形状大致为凸面或是凹面,因此能够在以往只能通过矩形区域(直线)进行指定的功能中,通过样条函数生成成为绘制处理的开始面的剪切面来实现平滑的凸面或是凹面,并得到适当的3D显示的技术。然而,在实际的临床数据中存在不少在生物体内的胎儿与胎盘之间的区域部分、即羊水区域中划分分界线较难的情况,一旦通过样条曲线执行绘制处理则可能存在缺少胎儿的鼻子、嘴巴的情况,并存在直到显示最终的3D图像的操作很复杂的情况。

[0010] 本发明的目的是提供一种能够解决上述问题,并消除直到显示3D图像的操作的复杂度的超声波诊断图像生成装置以及方法。

[0011] 用于解决课题的手段

[0012] 为了达到上述目的,在本发明中,提供一种超声波诊断图像生成装置,其具有:超声波收发部;输入操作者的输入的输入部;能够显示图像的显示部;根据从超声波收发部取得的信号来生成胎儿和胎盘的断层图像数据,在把断层图像数据显示到显示部的状态下,按照来自输入部的输入,设定包含胎儿与胎盘之间的区域部分的关心区域的图像处理部;使用操作者设定的关心区域和断层图像数据,校正关心区域并判定校正后的关心区域的妥

当性的关心区域校正部;以及提示关心区域校正部的判定结果的提示部,该超声波诊断图像生成装置使用校正后的关心区域来生成三维图像。

[0013] 另外,为了达到上述目的,在本发明中,提供一种超声波诊断图像生成装置的图像生成方法,该超声波诊断图像生成装置具有:超声波收发部;处理从超声波收发部取得的信号的处理部;操作者进行输入的输入部;以及能够显示图像的显示部,处理部根据从超声波收发部取得的信号来生成胎儿和胎盘的断层图像数据,在把断层图像数据显示到显示部的状态下,按照来自输入部的操作者进行的输入,设定包含胎儿与胎盘之间的区域部分的关心区域,使用操作者设定的关心区域和断层图像数据来校正关心区域,判定校正后的关心区域的妥当性,并在显示部中显示该判定结果,使用校正后的关心区域来生成胎儿的三维图像。

[0014] 发明效果

[0015] 根据本发明,能够取得适当的3D图像。另外,用户能够简单并且直观地理解关心区域的设定是否成功,操作性提高。

附图说明

[0016] 图1是表示实施例1的超声波诊断图像生成装置的整体结构图。

[0017] 图2是表示用于说明现有方法的显示画面的图。

[0018] 图3是表示用于说明本发明的问题的显示画面的图。

[0019] 图4是表示实施例1所涉及的3D-ROI校正部的结构的一例的图。

[0020] 图5是用于说明实施例1所涉及的3D-ROI校正部的ROI计算部的图。

[0021] 图6是用于说明实施例1所涉及的能量图生成部的图。

[0022] 图7是表示实施例1所涉及的能量图的一例的图。

[0023] 图8是用于说明实施例1所涉及的最小能量路径搜索部的图。

[0024] 图9是用于说明实施例1所涉及的最小能量路径搜索部的图。

[0025] 图10是用于说明实施例1所涉及的妥当性判定部的图。

[0026] 图11是用于说明实施例1所涉及的妥当性判定部的图。

[0027] 图12是用于说明实施例1所涉及的妥当性判定部的图。

[0028] 图13是表示实施例1所涉及的、妥当性判定部的处理流程的图。

[0029] 图14是表示实施例1所涉及的、被校正后的3D-ROI的图。

[0030] 图15是表示实施例1所涉及的、判定结果提示的一例的图。

[0031] 图16是表示实施例1所涉及的、判定结果提示的一例的图。

[0032] 图17是表示实施例1所涉及的、判定结果提示的一例的图。

[0033] 图18是表示实施例1所涉及的、妥当性判定结果的提示位置的一例的图。

[0034] 图19是表示实施例2的超声波诊断图像生成装置的3D-ROI生成部的结构的一例的图。

[0035] 图20是表示实施例2所涉及的、妥当性判定部的处理的例子的图。

[0036] 图21是表示实施例2所涉及的、妥当性判定部的处理流程的图。

[0037] 图22是表示实施例3的超声波诊断图像生成装置的整体结构图。

[0038] 图23是表示由超声波诊断装置的三维扫描所得的体数据 (Volume Data) 的一例的

图。

[0039] 图24是用于说明超声波诊断装置的3D-ROI设定的图。

[0040] 图25是用于说明超声波诊断装置的3D-ROI设定的图。

具体实施方式

[0041] 在说明本发明的各种实施例之前,以胎儿影像为例对于3D-ROI进行简单地说明。图23是表示由超声波诊断装置的三维扫描所得的胎儿影像23003的体数据的一个例图。图24的(a)、(b)分别表示图23的断层面23001、23002的图像。23001称为轴向(Axial)面、23002称为径向(Sagittal)面。如图24的(a)所示,在轴向面的关注区域中设定ROI 24001,径向面设定有与所述轴向ROI的大小相同的区域24002,通过仅把这些区域设定为3D-ROI而获得体数据。也就是说,顾名思义3D-ROI拥有立体结构,但是一般情况是在如图24的(a)、(b)所示的任意的轴向面、径向面中使用2维的ROI 24001、24002,获得如图25的粗线25001所示的由3D-ROI所指定的体数据。也就是说,在最适当地显示了胎儿的断层面(基本判断为轴向面)设定ROI,据此扩展为三维。通过3D-ROI能够减少体数据生成量,提高实时性的同时,能够去除在关注区域的周围存在的浮游物、多重反射等所引起的噪音。因此,在3D图像显示中是非常重要的功能。

[0042] 接下来,按照附图依次说明消除这种3D图像显示技术的操作性的复杂度,并简化作为绘制处理范围的3D-ROI设定过程的本发明优选的实施例。

[0043] 实施例1

[0044] 图1是表示实施例1所涉及的超声波诊断图像生成装置的一个结构例的图。根据本实施例的超声波诊断图像生成装置,能够高鲁棒性并且简便地获得例如高品质的胎儿的3D影像显示。

[0045] 本实施例的超声波诊断图像生成装置具有:与探头1001相连接的超声波收发部;输入操作者的操作的输入部;能够显示图像的显示部;根据从超声波收发部取得的信号来生成胎儿和胎盘的断层图像数据,在把断层图像数据显示到显示部的状态下,按照来自输入部的输入,设定包含胎儿与胎盘之间的区域部分的关心区域的图像处理部;使用操作者设定的关心区域和断层图像数据,校正关心区域并判定校正后的关心区域的妥当性的关心区域校正部;以及向操作者提示校正后的关心区域的妥当性的判定结果的提示部,该超声波诊断图像生成装置使用校正后的关心区域来生成三维图像。

[0046] 另外,本实施例是具有超声波收发部、处理从超声波收发部取得的信号的处理部、操作者进行输入的输入部以及能够显示图像的显示部的超声波诊断图像生成装置的图像生成方法,处理部根据从超声波收发部取得的信号来生成胎儿和胎盘的断层图像数据,在把断层图像数据显示到显示部的状态下,按照来自输入部的操作者进行的输入,设定包含胎儿与胎盘之间的区域部分的关心区域,使用操作者设定的关心区域和断层图像数据来校正关心区域,判定校正后的关心区域的妥当性,并在显示部中显示该判定结果,使用校正后的关心区域来生成胎儿的三维图像。

[0047] 在图1的超声波诊断图像生成装置中,1001是用于取得三维回声数据的超声波振子的探头,1002是控制发射脉冲、放大接收回声信号的超声波收发部,1003是模拟/数字(A/D)转换部,1004是为了汇聚来自多个振子的接收回声而进行整相加法的波束成形(BF)处理

部,1005是对于来自波束成形处理部1004的RF信号进行动态范围压缩、过滤处理等、以及扫描转换处理并生成断层图像数据的图像处理部,1006是用户输入部,1007是在图像处理部1005的断层数据生成中,设定3D-ROI设定用的参数的控制部。关于探头,只要能够取得10013D数据,则可以使用自由方式、机械扫描方式、2D阵列式探头方式的任一方式。作为用户输入部1006可以使用触摸屏、键盘、轨迹球等。来自操作者所操作的用户输入部1006的输入是例如点、线、矩形区域或这些的组合。

[0048] 另外,1008是关心区域校正部、即3D-ROI校正部,1009是对于断层图像数据进行正交三维坐标转换并制作体数据的3D坐标转换部,1010是使用来自3D坐标转换部1009的体数据来制作2维投影数据、即3D超声波图像的体绘制(VR)处理部,1011是监视器,1012是提示对于3D-ROI校正部1008的校正结果的妥当性的提示部。

[0049] 在本实施例的超声波诊断图像生成装置中,关于用户输入部1006、控制部1007、图像处理部1005所进行的3D-ROI设定处理,是以本申请人的已申请公开的专利文献2所公开的内容为基础。在该公报中,由于按照经验胎儿与胎盘之间的区域部分、即羊水区域的形状大致为凸面或是凹面,因此通过样条函数生成成为绘制处理的开始面的剪切面,由此能够实现平滑的凸面或凹面,并得到适当的三维显示。也就是说,通过在以往的只能通过矩形区域(直线)进行指定的功能中加入曲线的概念,使能够进行如图3所示的设定。

[0050] 在图2中,示意地表示(a)为现有技术,(b)为专利文献2所公开的技术。在该图中,2002、2003分别表示超声波诊断图像和超声波诊断图像中所显示的胎儿/胎盘的图像,2001、2004分别表示矩形区域(直线)和由样条函数所生成的区域(曲线)。但是,如图3所示,在实际的临床数据中存在不少即使使用样条曲线也不能很好地在胎盘与胎儿之间的区域部分、即羊水区域划分分界线的情况。在图3的例子中,一旦通过样条曲线3001执行绘制处理则可能缺少胎儿2003的鼻子、嘴巴。此外,如之后所说明的那样,该图的3003表示在包含样条曲线3001的虚线所包围的区域3002中亮度值最低的像素。

[0051] 在本实施例的超声波诊断图像生成装置中,对于图3那种情况,除了专利文献2的技术,通过在图像处理部1005的后级设置3D-ROI校正部1008,能够谋求更高功能。另外,通过对3D-ROI校正部1008所校正的3D-ROI的妥当性进行判定,并设置向用户提示判定结果的提示部1012,用户能够容易地判断搜索成功与否。

[0052] 此外,在本实施例的超声波诊断图像生成装置的结构中,包含图像处理部1005、控制部1007,3D-ROI校正部1008、3D坐标转换部1009、VR处理部1009、提示部1012能够通过作为执行系统内置的个人电脑(PC)等计算机程序的处理部的中央处理部(CPU)和用于存储程序、体数据等的存储部来实现。在这种情况下,用户输入部1006、监视器1011能够利用PC的输入部、显示部、即显示器。在这里,在本说明书中,统称图像处理部1005、控制部1007、3D-ROI校正部1008、3D坐标转换部1009、VR处理部1009、提示部1012为处理部。

[0053] 以下、对于本实施例的超声波诊断图像生成装置的主要功能模块、即3D-ROI校正部1008以及提示部1012的结构动作的详细内容按照顺序进行说明。图4表示3D-ROI校正部1008的结构的一个例子。在图4中,虽然省略了3D坐标转换部1009、提示部1012的后级的结构的图示,但是与图1是相同的。在该图的虚线框所表示的3D-ROI校正部1008中,4001是根据从图像处理部1005输入的信息、数据来计算适当的ROI的ROI计算部,4002是判定计算出的ROI的妥当性的妥当性判定部,4003是根据在所述妥当性判定部4002中判定出的结果来

确定ROI的ROI确定部。如上所述,这些能够通过PC等的CPU等处理部的程序处理来实现。

[0054] 图5表示ROI计算部4001的结构的一个例子。在图5中,5001是来自图像处理部1005的样条曲线信息和断层图像数据,5002是在接收到的样条曲线上,对确切地认为是胎儿与胎盘之间的区域部分、即羊水区域的点进行检测的开始点检测部,5003是生成能量图的能量图生成部,5004是搜索达到能量图的能量最小值的路径的最小能量路径搜索部。

[0055] 开始点检测部5002是对于如图3所示的接收到的样条曲线信息和断层图像数据5001,例如在包含样条曲线3001的虚线所包围的区域3002中,把亮度值最低的像素3003作为开始点进行检测。当存在多个所述亮度值最小的点时,选择最先扫描出的数据。这是基于已知一般的区域部分、即羊水区域的亮度级别较低,另外在用户(医生、检查人员)所设定的样条曲线3001附近存在羊水区域的假设。另外为了提高检测的鲁棒性,作为预处理可以对断层图像数据进行滤波,去除局部的低亮度区域。除此之外,在该时间点设置阈值处理,例如在没有预定阈值以下的亮度值时,能够不执行该校正处理,而是搭载将用户已经设定的样条曲线3001本身进行输出的错误处理(未图示)。

[0056] 在能量图生成部5003中,把所述开始点3003作为起点,如图6所示,在对象像素6001的左(右)侧3像素6002中,把亮度值最小的像素值作为最小能量与对象像素6001的像素值相加。使所述过程从开始点向图像两端来进行该处理,并生成如图7所示的能量图7001。在图7中,示出了亮度越低的部分能量越小的区域。

[0057] 另外,在本实施例中,使用亮度值作为能量值,但是不限于亮度值,例如也可以使用亮度的梯度信息、边缘量、熵、似然性、HoG、显著图(SaliencyMap)、L1范数、L2范数等、或者也可以利用这些的组合。

[0058] 图5的最小能量路径搜索部5004从能量生成部5003生成的能量图的右(左)端开始,如图8那样检测两端像素中成为最小值的像素8001以及8002,并开始搜索。在搜索时,如图9所示那样对于当前像素位置9001,在左(右)侧3像素9002中选择能量最低的像素。由此搜索最小能量路径曲线。也就是说,把划分胎盘和胎儿的分界线的问题归结为动态规划的问题。

[0059] 另外,在本实施例中,通过把搜索方向限定为3像素方向,不仅能够通过线性时间进行计算,而且在最小能量路径检测时,通过设置必须穿过用户设定的样条曲线上的一点的限制,还能够大幅度降低运算成本。

[0060] 如以上说明那样,在本实施例中,作为3D-ROI校正部所说明的关心区域校正部包含:从胎儿与胎盘之间的区域部分检测成为搜索的开始点的像素的开始点检测部;把开始点作为起点,生成能量图的能量图生成部;在生成的能量图中搜索达到最小值的最小能量路径的最小能量路径搜索部;以及判定搜索出的所述最小能量路径的妥当性的妥当性判定部。若换言之,即包含3D-ROI校正部的处理部从胎儿与胎盘之间的区域部分检测成为搜索的开始点的像素,并把开始点作为起点来生成能量图,在所述生成的能量图中搜索达到最小值的最小能量路径,并判定搜索出的最小能量路径的妥当性。进一步,当妥当性判定部判定所述最小能量路径不妥当时,提示部使该判定结果显示到显示部中。若换言之,即处理部把最小能量路径的妥当性的判定结果显示到显示部。

[0061] 此外,在本实施例中,作为3D-ROI校正部1008的ROI计算部4001的方法,利用了能量最小路径,但是并不限于于此,根据使用的能量也可以考虑最大化。另外,例如对于用户

所设定的样条曲线的各点在垂直方向搜索低亮度部,或者也可以通过使用了数据库的机器学习等来生成胎盘与胎儿之间的典型的曲线模型,并使用计算适当的曲线等的方法。另外,能量图生成时以及最小能量路径搜索时,都以周围3像素的能量值为判定对象,但是当然也不限定于此。

[0062] 接下来,对于图4的3D-ROI校正部1008的妥当性判定部4002进行说明。在妥当性判定部4002中,判定生成的最小能量路径曲线的妥当性。例如,检测用户设定的样条曲线与生成的最小能量路径曲线之间的最大距离,当最大距离为未满预定阈值时判定具有妥当性。另一方面,当在预定阈值以上时,判定不具有妥当性,并直接使用样条曲线。也就是说,例如如图10所示,用点划线表示的用户所设定的样条曲线10001与由本实施例的结构所得的用虚线表示的最小能量路径曲线10002之间的最大距离10003在预定阈值以上时,不使用所生成的最小能量路径曲线10002,把用户设定的样条曲线10001作为ROI曲线来使用。

[0063] 或者,如图11所示设置2种阈值,即使是该图的下半部分所示的最大距离为未满TH1 11001时,当用户设定的样条曲线11003与所生成的最小能量路径曲线11004之间的距离在TH2 11002以上时,也可以使所生成的最小能量路径曲线11004的对应范围变形,以使差值成为TH2,从而作为实线表示的曲线11005。

[0064] 即可以将TH2作为相对于用户设定的样条曲线的变动容许量。

[0065] 在这里,TH1以及TH2可以是在用户设定的样条曲线的上下的不同的值。

[0066] 即如图12的下半部分所示,把样条曲线上部的阈值设为TH1_1 12001、TH2_1 12002,把下部的阈值设为TH1_2 12003、TH2_2 12004,也可以作为用实线表示的曲线12005。图12下半部分中的用虚线表示的曲线12006表示所生成的最小能量路径曲线11004与用户设定的样条曲线11003之间的差值d。这种情况下,图4的妥当性判定部4002,在本实施例的超声波诊断图像生成装置中,例如,根据如图13那样的流程图来判定妥当性(S13001)。

[0067] 请注意在图13中,判定妥当性不是利用用户设定的样条曲线11003与所生成的最小能量路径曲线11004的最大距离之间的关系,而是利用用虚线表示的曲线12006、即差值d与阈值之间的关系。即假设最小能量路径曲线11004与样条曲线11003之间最大的差值在阈值TH1_1与TH2_2之间,则判定具有妥当性。这些阈值可以根据例如患者的妊娠周数,根据上次检测时的测量结果等推测出的胎儿区域的大小而决定。

[0068] 此外,在本实施例中,作为妥当性判定部4002的判定方法,把用户设定的样条曲线10001、11003与所生成的最小能量路径曲线10002、11004之间的距离、差值作为判定信息,但是并不限定于此,也可以使用利用了测量方差值等的曲线的类似度的方法、根据能量值自身进行判定的方法。

[0069] 接下来,对于图4的ROI确定部4003进行说明。ROI确定部4003使用截面图像内的ROI区域来生成三维区域。选择所述的ROI曲线(轴向ROI)上任意多个点,把这些点作为起点,与轴向ROI同样地生成相对于与所述ROI曲线垂直方向的关心区域曲线(径向ROI)。根据所述轴向ROI和多个径向ROI生成3D-ROI。具体如图14所述,把轴向ROI 14001上的各点作为开始点来搜索径向ROI 14002。此时,轴向ROI 14001上的开始点为何种间隔均可,但是关于没有ROI设定的点,则进行利用了贝塞尔曲面的插补。通过利用贝塞尔曲面能够生成平滑的3D-ROI。

[0070] 接下来,对于本实施例的超声波诊断影像处理系统的提示部1012进行说明。提示部1012根据搜索出的曲线15001的妥当性判定部4002的判定结果,使用显示部向用户提示判定结果。若换言之,即该判定结果表示使用搜索出的曲线15001包围的区域是否适当地包含了胎儿区域。

[0071] 对于妥当性的有无的提示方法,例如,可以考虑在监视器1011的表示画面中显示标记的有无、形状、颜色、截面图像的边框颜色、校正曲线的颜色、消息、或者这些的组合。即作为判定结果的提示方法,利用标记的有无、颜色、形状、或者关心区域的边界线的形状、颜色、线型、截面图像边框颜色、消息、数值中的任一项或者这些的组合。另外,作为判定结果的提示位置,利用截面图像边框内、截面图像边框外、三维图像边框内或者这些的组合。

[0072] 图15的(a)、(b)、(c)是对于妥当性的有无,利用了标记时的一个例子。各图均是左侧为具有妥当性时、右侧为不具有妥当性时的提示例。图15的(a)使用了标记15002的有无,图15的(b)使用了标记绿色、灰色等颜色的差异(此外,为了便于图示,使用黑白模式表示颜色的差异。以下同样。),图15的(c)使用了标记的○×等形状和颜色的差异。另外,图16的(a)、(b)、(c)是对于搜索出的曲线16001的妥当性的有无使用了标记时的一个例子,图16的(a)使用了曲线16001的线的颜色的差异、图16的(b)使用了曲线16001的线型的差异、图16的(c)使用了截面图像边界线16002的颜色的差异。各图均是左侧为具有妥当性时、右侧为不具有妥当性时的提示例。不限于图16的各个例子,能够适当地组合曲线、截面图像边界线的颜色、线型来进行提示,以便于用户判定妥当性的有无。

[0073] 利用标记、线的颜色、线型等时,由于在监视器画面上所占比例很小,因此存在难以隐藏现有的显示区域的优点。另一方面,用户需要事先学习所述标记、线的颜色、形状的意思。

[0074] 图17的(a)、(b)是对于妥当性的有无的例子,图17的(a)是提示消息17001时的一个例子,图17的(b)是显示数值17002的例子。各图均是左侧为具有妥当性时、右侧为不具有妥当性时的提示例。提示消息、数值时,对于用户容易理解变化,存在不需要事先进行学习的优点,但是显示所需面积较大,且由于是文章因此较难直观地理解。

[0075] 图18是对于妥当性的提示位置的一个例子。18001是图1的监视器1011的显示范围、18002是断层图像或3D图像、18003以及18004是妥当性的提示位置的例子。考虑断层图像或3D图像显示框内18003、图像显示框外18004、其他照明等的使用(未图示)以及这些的组合。在图18中,将妥当性的提示位置设为图像内右下、图像外下部,当然并不限于此。另外,当所显示的图像的张数发生变化时,既可以对于各个图像提示判定结果,也可以仅以1处为代表进行提示。

[0076] 如上所述,根据本实施例的超声波诊断图像生成装置,能够取得更合适的3D胎儿影像。另外用户能够简单且直观地理解是否搜索成功,从而操作性提高。

[0077] 实施例2

[0078] 实施例2是在ROI没有被准确地校正时,使用户能够理解接下来采取何种行动较好,从而能够更加方便地设定ROI的超声波诊断图像生成装置的实施例。即是如下的超声波诊断图像生成装置的实施例:该超声波诊断图像生成装置具有根据关心区域校正部、即3D-ROI校正部的判定结果,生成对操作者的引导消息的引导消息生成部,提示部把妥当性以及引导消息提示给操作者,在更合适的方式下是如下的超声波诊断图像生成装置的实施例:

引导消息生成部使用妥当性判定部的判定基准。本实施例的超声波诊断图像生成装置根据判定结果生成对操作者的引导消息,并在显示部中显示判定结果以及引导消息。

[0079] 装置的整体结构与实施例1相同,通过图1进行表示。本实施例与实施例1的不同点是,在3D-ROI校正部1008内新设置有引导消息生成部。此外,该引导消息生成部与实施例1的3D-ROI校正部1008同样,能够通过PC的CPU等处理部的程序处理来实现。

[0080] 图19表示实施例2的超声波诊断影像处理系统的3D-ROI校正部1008的一个结构例的图。在图19中,关于与图1示出的组成部件相同的部件,与图4等相同,省略了图示或即使有图示也付与了相同附图标记从而省略了对其的说明。在图19中,妥当性判定部4002把判定结果以及判定基准发送到引导消息生成部19001中。引导消息生成部19001根据接收到的判定结果以及判定基准来生成具体的引导消息、即用户接下来的行动方案。另外,提示部1012不仅提示之前说明的判定结果,还在监视器1011提示引导消息生成部19001生成的引导消息。

[0081] 在本实施例中,妥当性判定部4002、例如如图20所示,根据被搜索到的曲线20001超过了如图12所示的上部阈值而判定为不具有妥当性时,在把判定结果(不具有妥当性)发送给引导消息生成部19001的同时,还发送作为判定理由/判定基准的超过上部阈值。引导消息生成部19001根据来自妥当性判定部4002的判定理由“超过上部阈值”,能够生成内容为“用户设定的样条曲线20002对于胎儿可能设定的过于靠下”的引导消息。

[0082] 图21是本实施例的妥当性判定部4002的判定流程。在本实施例的判定流程中,判定用实线表示的生成的最少能量路径曲线20002与用点划线表示的用户设定的样条曲线20001之间的差值d是否处于下部的阈值TH1_2与上部的阈值TH1_1之间(S21001),在是的情况下则认为“具有妥当性”,在否的情况下则判定该差值d是否未满足上部的阈值TH1_1(S21002),根据是、否来设定“超过下部阈值”、“超过上部阈值”。

[0083] 另外,在引导消息生成部19001中,不必使用与妥当性判定部4002相同的判定基准,也可以使用不同的判定基准来生成引导消息。例如,在上述“超过上部阈值”时,追加路径的能量总和作为判定基准。能量总和比预定值大时,判断为搜索本身失败,生成“请输入不同的断层图像”等不同的引导消息。此外,除了能量总和以外,也可以使用方差值等。

[0084] 如上述说明,作为在本实施例中生成的引导消息,考虑了阈值的变更、增益的调整(对比度调整)、缩放、胎儿的位置调整等以及这些的组合。另外,虽然未图示,但在检测开始点时,检测出的开始点的亮度较高时,也能够提示表示该开始点的亮度较高的主旨。如上所述,根据本实施例,即使当搜索失败时,用户也能够理解接下来采取何种行动较好,从而能够更加简便地设定ROI。

[0085] 实施例3

[0086] 实施例3是不带给患者不安感,用户也能够浏览妥当性判定结果以及引导消息的超声波诊断影像处理系统的实施例。图22是表示本实施例的超声波诊断图像生成装置的一个结构例的图。

[0087] 在该图中,关于与图1以及图18所示的实施例1、实施例2的组成部件相同的部件,付与相同的符号从而省略其说明。本实施例与实施例2的不同点是把妥当性判定结果以及引导消息显示到第2显示部、即第2监视器22001。也就是具有与监视器1011不同的显示部、即第2显示部,该第2显示部显示妥当性以及引导消息。

[0088] 在超声波诊断装置的检查中,患者大多也会看到诊断装置的第1显示部、即监视器1011,特别是在该第1显示部中没有根据信息的提示时,会有可能带给患者不安感。因此,在实施例3中,在仅用户能够浏览的第2显示部、即第2监视器22001提示关于实施例2的妥当性的提示。作为该第2监视器22001,可以考虑专用显示终端、平板电脑、智能手机等。第2监视器22001除了显示妥当性判定结果、引导消息,还可以显示断层图像、3D图像、被判定为不具有妥当性的校正曲线等。

[0089] 根据本实施例,例如不带给患者不安感,用户也能够浏览妥当性判定结果以及修正案。

[0090] 此外,本发明不限于上述实施例,包含各种变形例。

[0091] 例如,上述实施例是为了更好地理解本发明而进行的详细说明,并不限于具有说明的全部结构。另外,某实施例的结构的一部分能够替换为其他的实施例的结构,另外,能够在某实施例的结构中增加其他的实施例的结构。另外,对于各实施例的结构的一部分,能够进行其他的结构的增加、删除、替换。

[0092] 进一步,关于上述各结构、功能、处理部等,说明了制作用于实现这些的一部分或者全部的CPU等程序的例子,但是不言而喻这些的一部分或者全部也可以通过例如由使用集成电路的设计等硬件来实现。

[0093] 附图标记说明

[0094]	1001	探头
[0095]	1002	超声波收发部
[0096]	1003	模拟/数字(A/D)转换部
[0097]	1004	波束成形(BF)处理部
[0098]	1005	图像处理部
[0099]	1006	用户输入部
[0100]	1007	控制部
[0101]	1008	3D-ROI校正部
[0102]	1009	3D坐标转换部
[0103]	1010	体绘制(VR)处理部
[0104]	1011	监视器
[0105]	1012	提示部
[0106]	2001	矩形区域
[0107]	2002	超声波诊断图像
[0108]	2003	胎儿、胎盘的图像
[0109]	2004	由样条函数生成的区域
[0110]	3001、10001、11003、20002	样条曲线
[0111]	3002	区域
[0112]	3003	开始点
[0113]	4001	ROI计算部
[0114]	4002	妥当性判定部
[0115]	4003	ROI确定部

[0116]	5001	样条曲线信息和断层图像数据
[0117]	5002	开始点检测部
[0118]	5003	能量图生成部
[0119]	5004	最小能量路径搜索部
[0120]	6001	对象像素
[0121]	6002	判定像素
[0122]	7001	能量图
[0123]	8001	能量图右端的最小值像素
[0124]	8002	能量图左端的最小值像素
[0125]	9001	当前像素位置
[0126]	9002	候补像素
[0127]	10002	路径曲线
[0128]	10003	最大距离
[0129]	11001	阈值1
[0130]	11002	阈值2
[0131]	11004	最小能量路径曲线
[0132]	11005	变形后的能量路径曲线
[0133]	12001、12002	上部阈值1、2
[0134]	12003、12004	下部阈值2、1
[0135]	12005	路径曲线
[0136]	14001	轴向面关心区域
[0137]	14002	径向面关心区域
[0138]	15001、16001	被搜索的曲线
[0139]	15002	判定标记
[0140]	16002	截面图像边界线
[0141]	17001	消息
[0142]	17002	数值
[0143]	18001	显示范围
[0144]	18002	断层图像或3D图像
[0145]	18003	图像显示框内提示位置
[0146]	18004	图像显示框外提示位置
[0147]	19001	引导消息生成部
[0148]	20001	最小能量路径曲线
[0149]	22001	第2监视器
[0150]	23001	轴向面
[0151]	23002	径向面
[0152]	24001	轴向面关心区域
[0153]	24002	径向面关心区域
[0154]	25001	3D-ROI所涉及的体数据

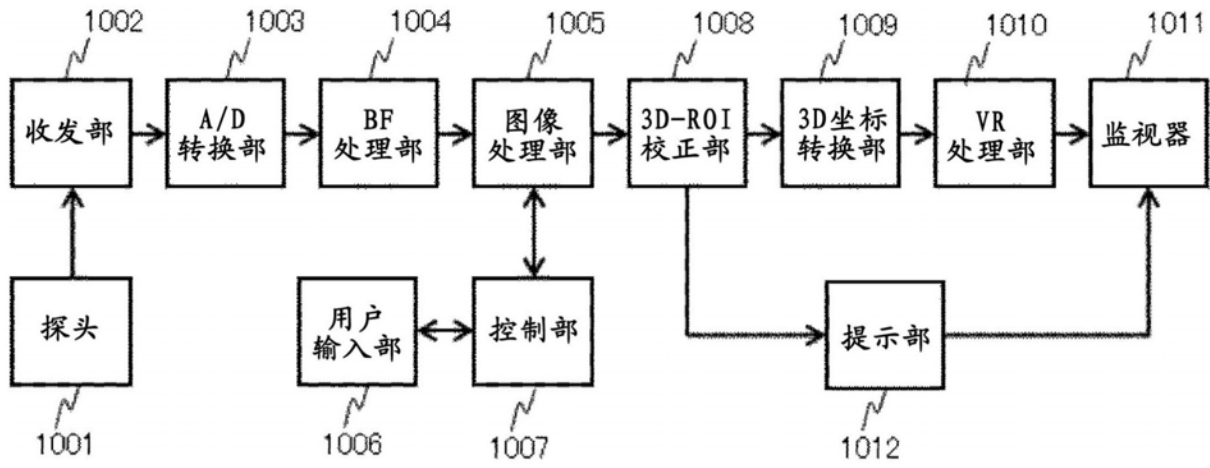


图1

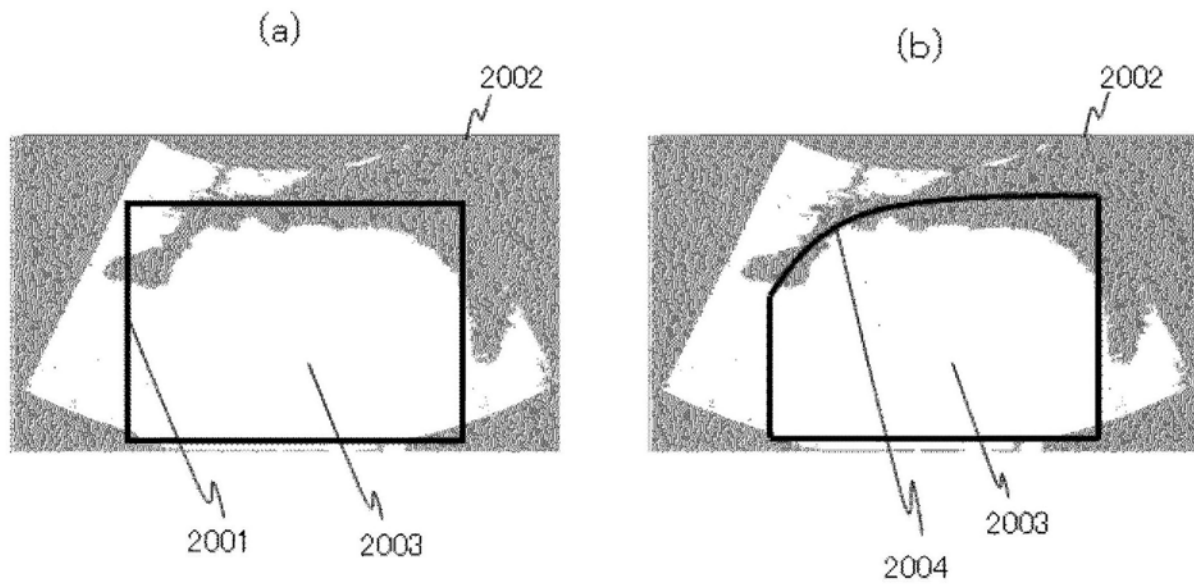


图2

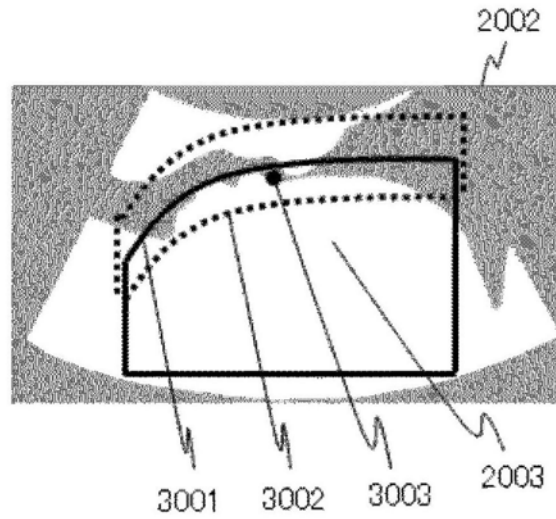


图3

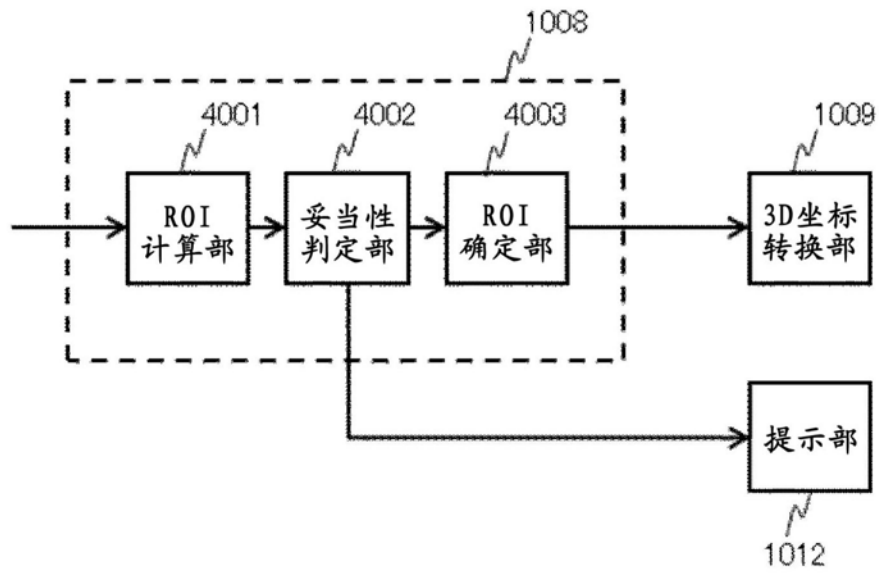


图4

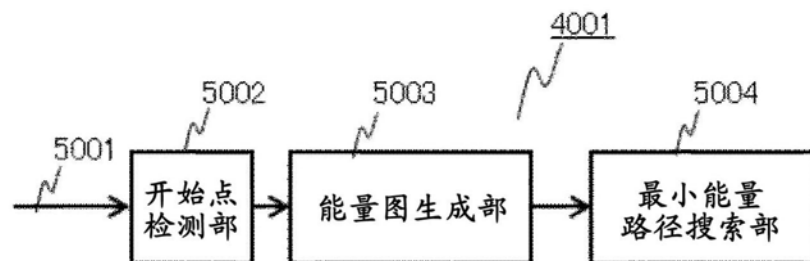


图5

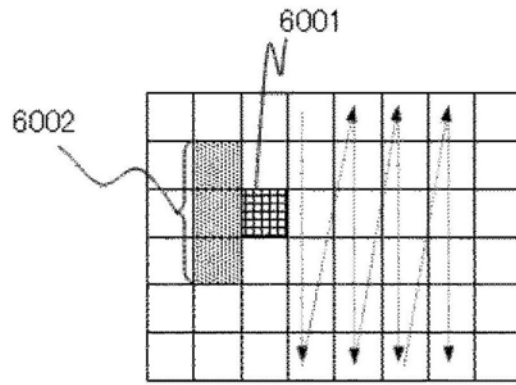


图6

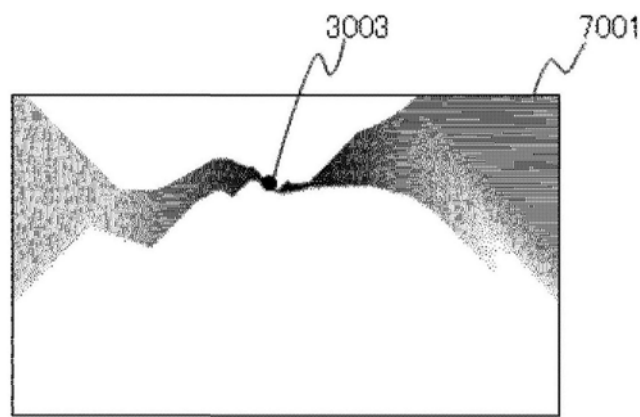


图7

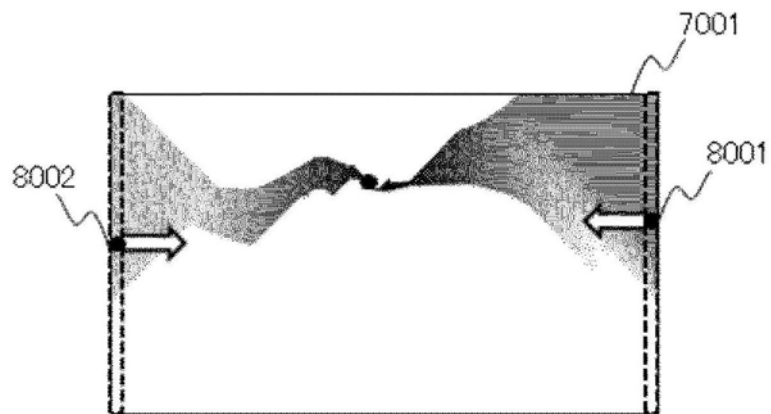


图8

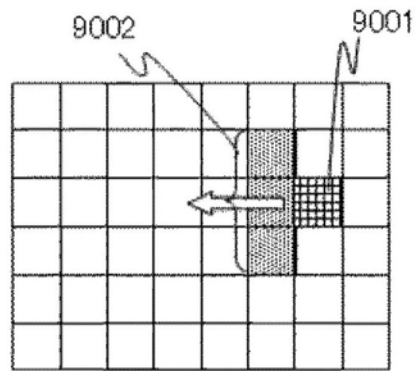


图9

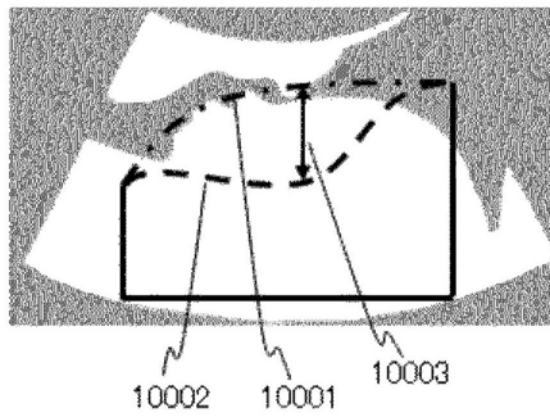


图10

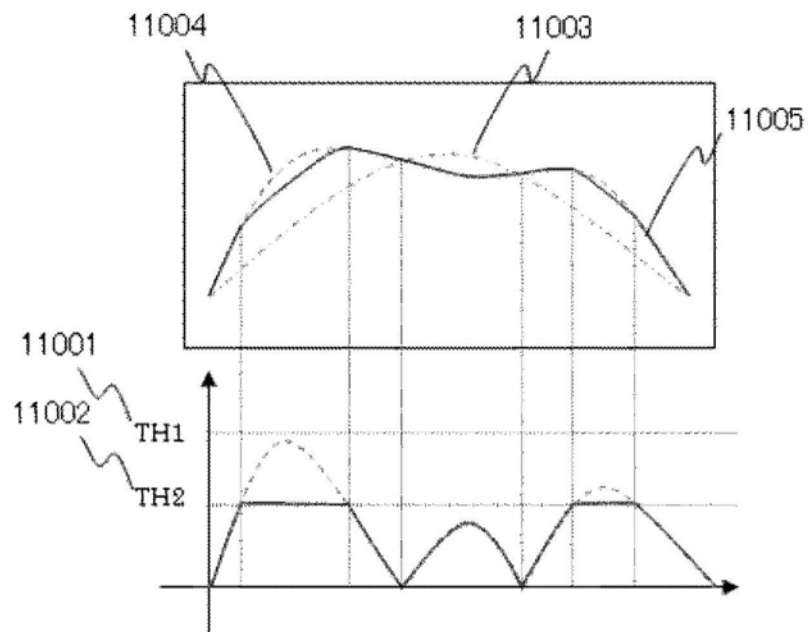


图11

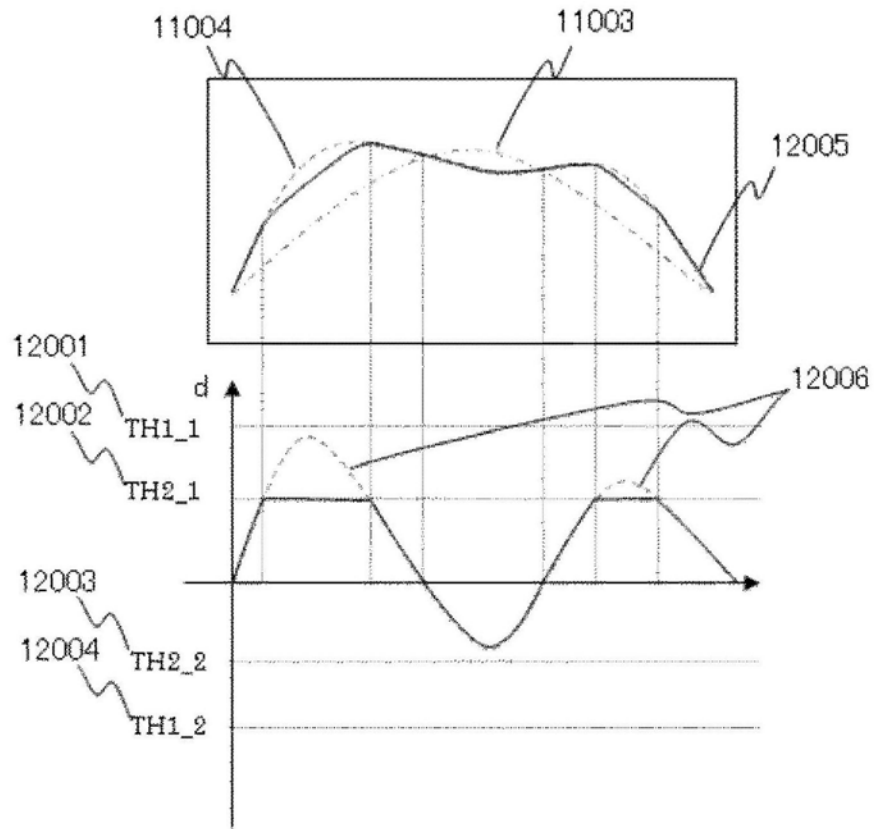


图12

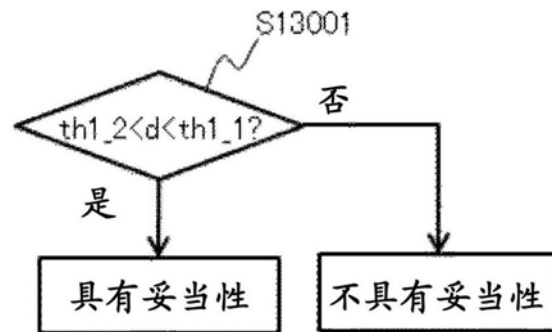


图13

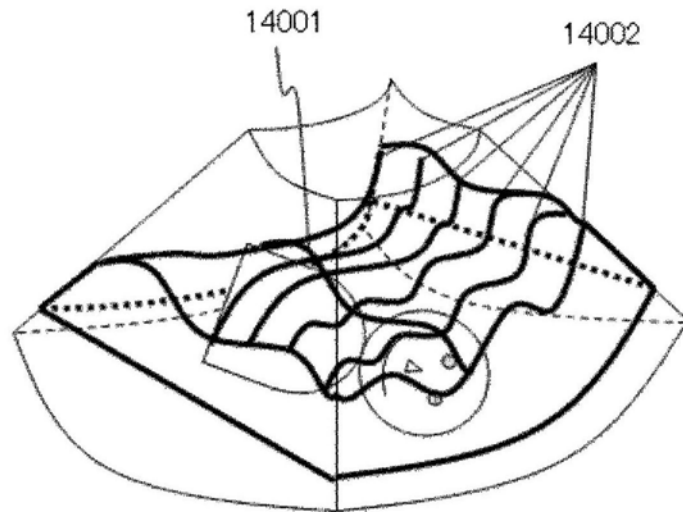


图14

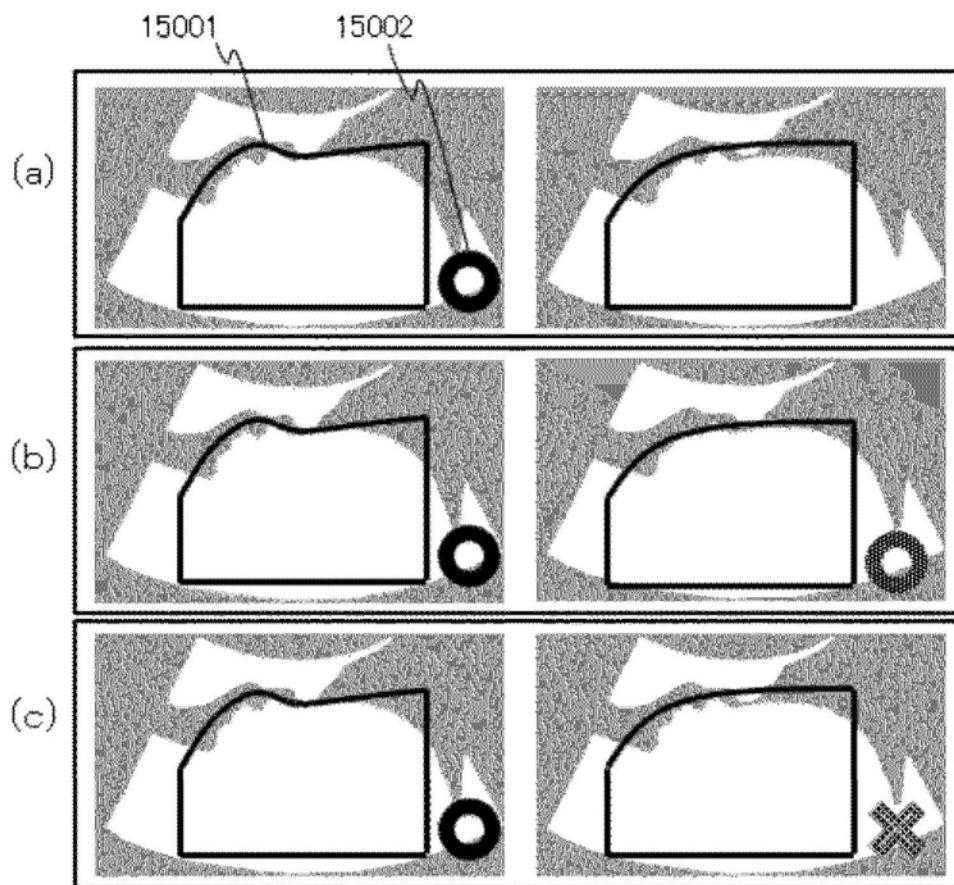


图15

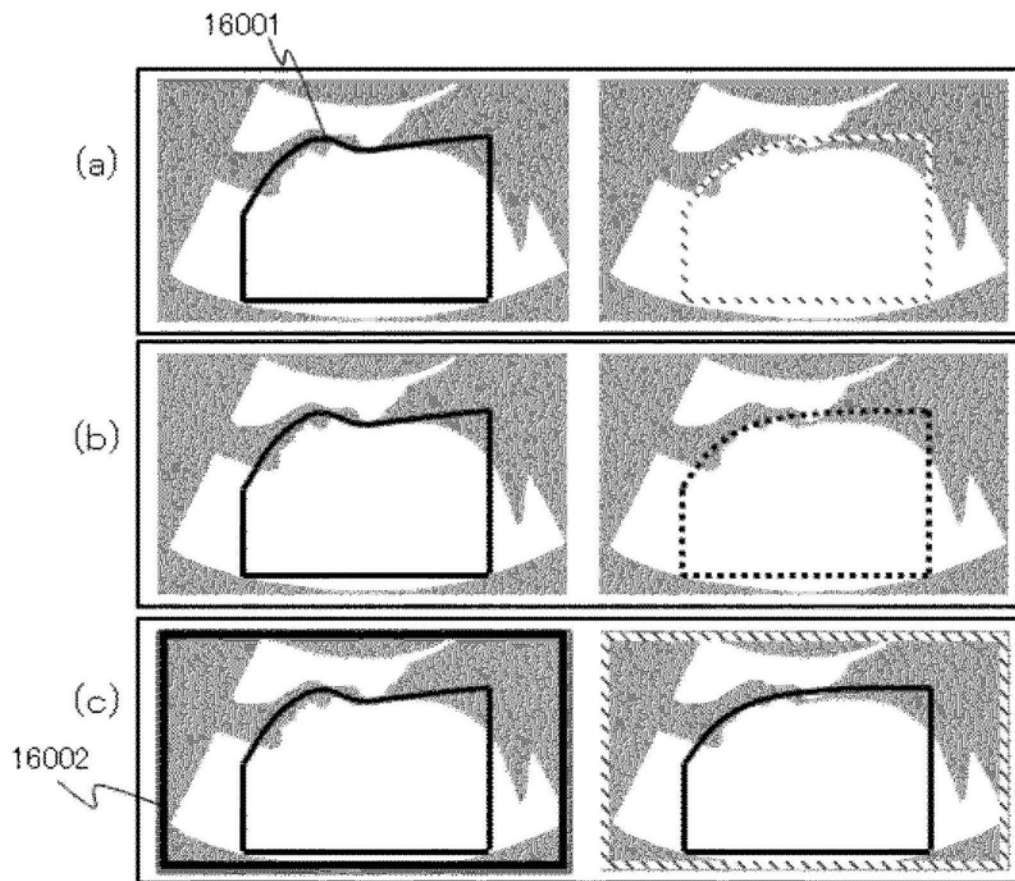


图16

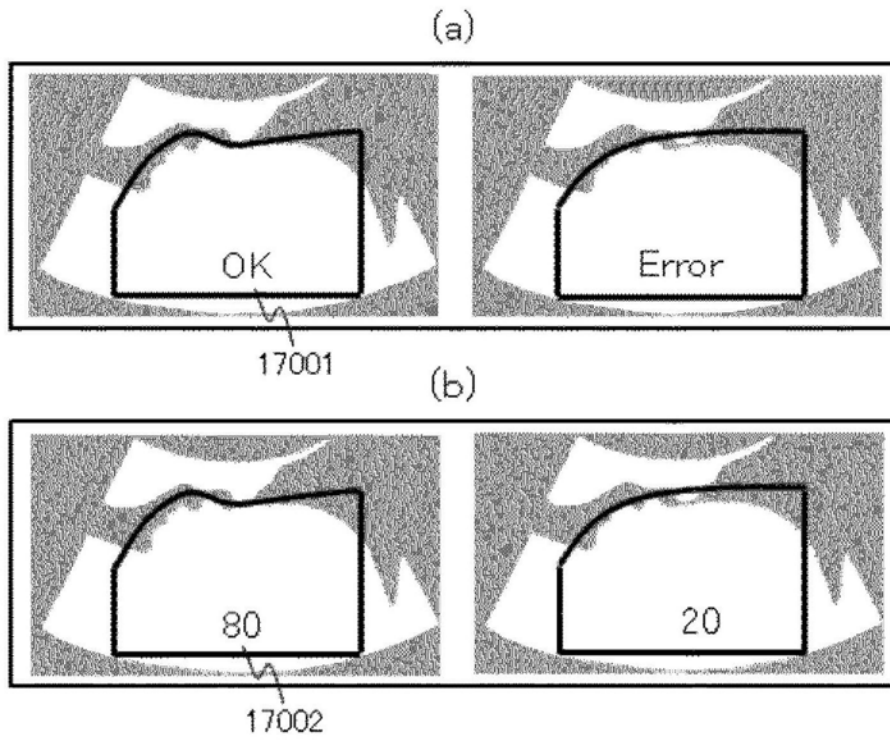


图17

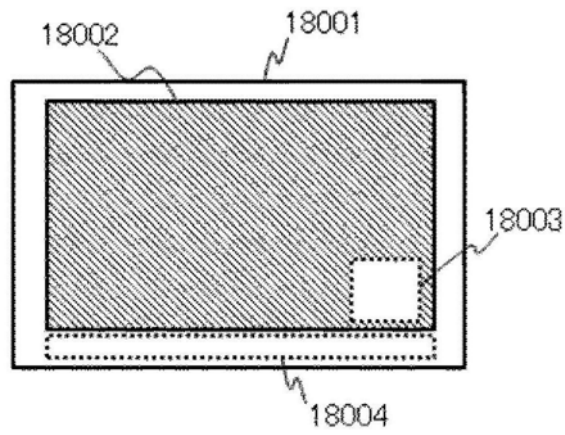


图18

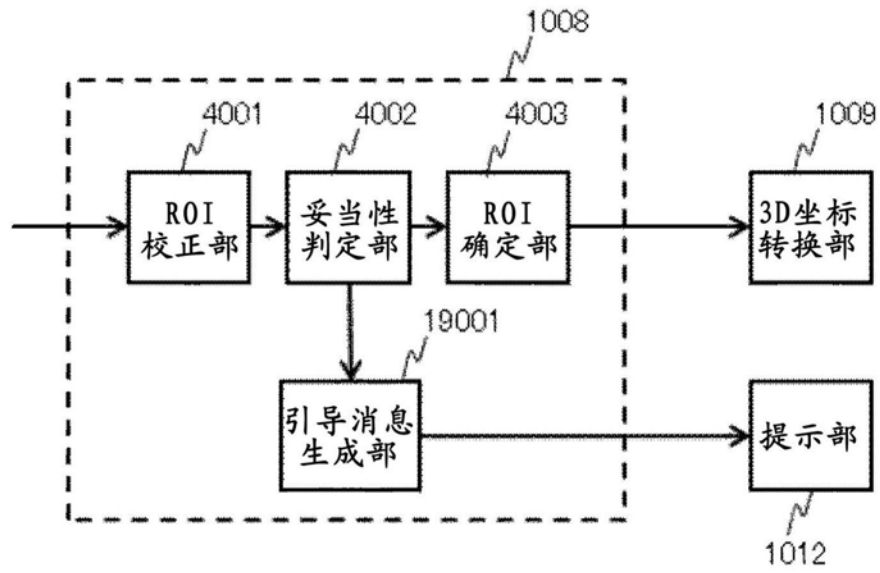


图19

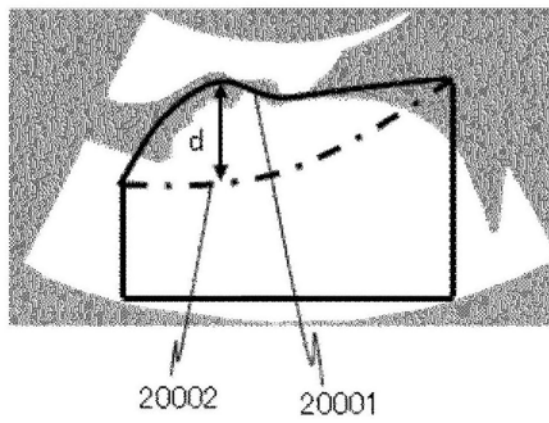


图20

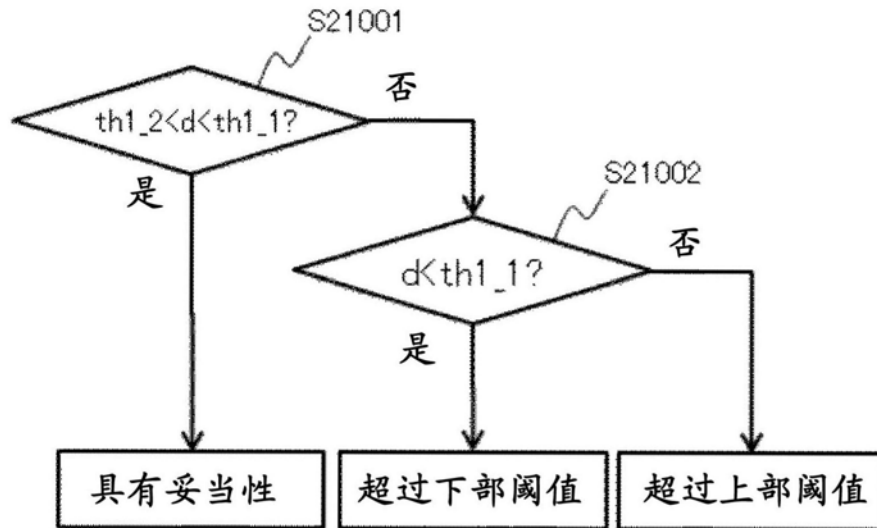


图21

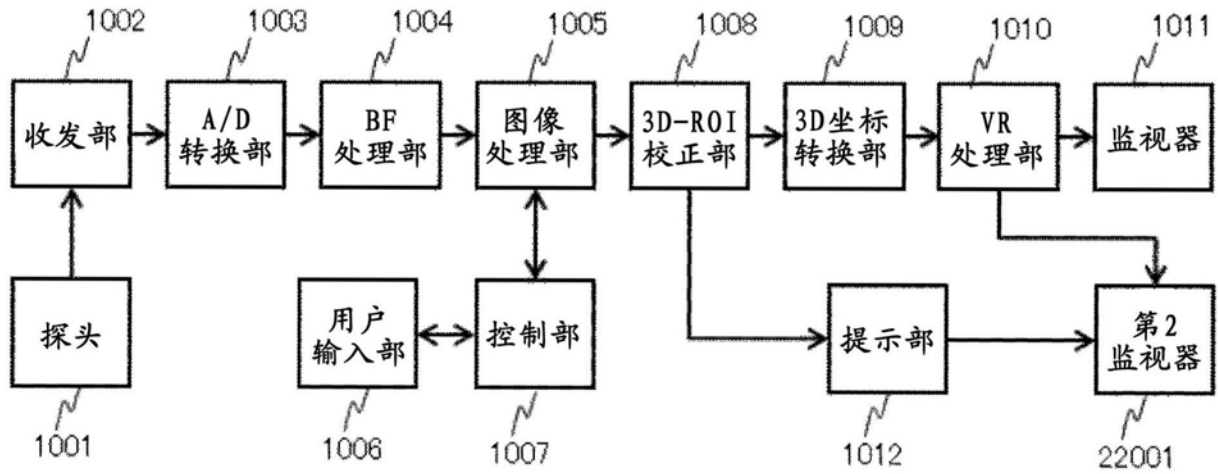


图22

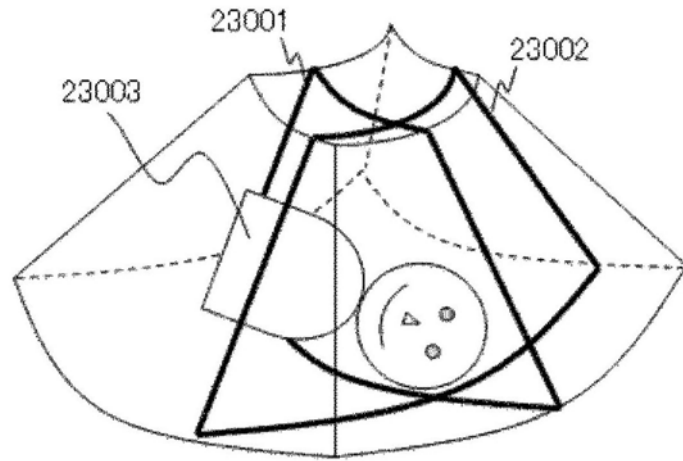


图23

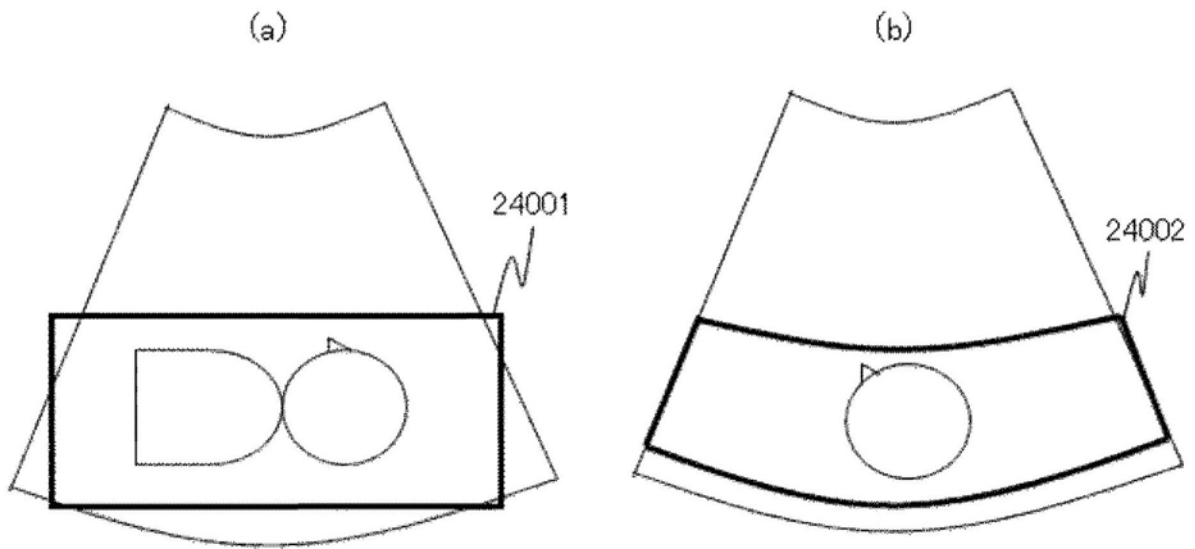


图24

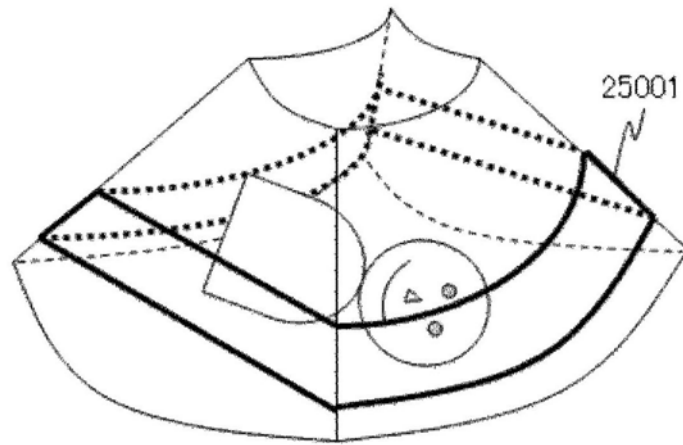


图25

专利名称(译)	超声波诊断图像生成装置以及方法		
公开(公告)号	CN106659480B	公开(公告)日	2019-09-24
申请号	CN201580039063.0	申请日	2015-04-17
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	野口喜实 荻野昌宏 柴原琢磨 前田俊德 永濑优子 村下贤		
发明人	野口喜实 荻野昌宏 柴原琢磨 前田俊德 永濑优子 村下贤		
IPC分类号	A61B8/14		
代理人(译)	王立杰		
优先权	2014169438 2014-08-22 JP		
其他公开文献	CN106659480A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

简化绘制处理范围即3D-ROI设定过程，消除直到显示3D图像的操作性的复杂度。该超声波诊断图像生成装置具有：超声波收发部(1002)；输入操作者的输入的用户输入部(1006)；能够显示图像的监视器(1011)；根据从超声波收发部取得的信号生成胎儿和胎盘的断层图像数据，在把上述断层图像数据显示到监视器的状态下，按照来自输入部的输入，设定包含有胎儿与胎盘之间的区域部分的关心区域的图像处理部(1005)；使用操作者设定的关心区域和断层图像数据，校正关心区域并判定被校正后的关心区域的妥当性的3D-ROI校正部(1008)；以及提示3D-ROI校正部的判定结果的提示部(1012)，该超声波诊断图像生成装置使用校正后的关心区域生成胎儿的三维图像。

