



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105073014 B

(45)授权公告日 2017.08.22

(21)申请号 201480010354.2

(22)申请日 2014.01.28

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 105073014 A

(43)申请公布日 2015.11.18

(30)优先权数据
2013-062535 2013.03.25 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2015.08.25

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/JP2014/051735 2014.01.28

(87)PCT国际申请的公布数据
W02014/156269 JA 2014.10.02

(73)专利权人 株式会社日立制作所
地址 日本东京都

(72)发明人 西浦朋史

(74)专利代理机构 中科专利商标代理有限责任
公司 11021

代理人 吴秋明

(51)Int.Cl.
A61B 8/00(2006.01)

(56)对比文件
US 2007/0053566 A1, 2007.03.08,
CN 102028500 A, 2011.04.27,
CN 102327132 A, 2012.01.25,
CN 102283674 A, 2011.12.21,
JP 特开2006-223712 A, 2006.08.31,
JP 特开2007-252725 A, 2007.10.04,
审查员 李若楠

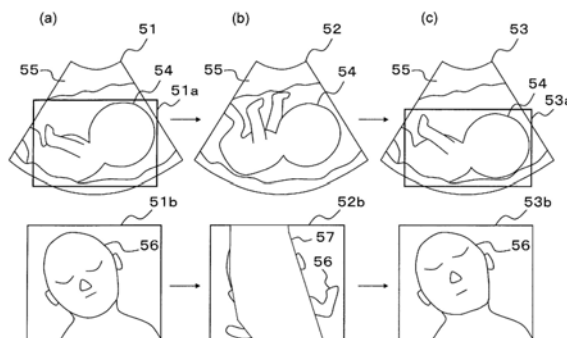
权利要求书2页 说明书10页 附图10页

(54)发明名称

超声波摄像装置以及超声波图像显示方法

(57)摘要

本发明提供一种能够防止由于不恰当的ROI被计算导致三维超声波图像闪烁,提高超声波图像的画质的超声波摄像装置以及超声波图像显示方法。本发明的超声波摄像装置具备:根据超声波图像数据来计算ROI的ROI计算部;基于所述超声波图像数据中的规定的亮度差的位置以及所述亮度差的位置的数量当中的至少一者,来判断所述ROI的计算成功与否的判断部;和通过基于由所述判断部判断为成功的所述ROI的成功超声波图像来补偿基于由所述判断部判断为失败的所述ROI的失败超声波图像的补偿部。



1. 一种超声波摄像装置,其特征在于,具备:
感兴趣区域计算部,其根据超声波图像数据来计算感兴趣区域;
判断部,其基于所述超声波图像数据中的规定的亮度差的位置、以及所述亮度差的位置的数量当中的至少一者,来判断所述感兴趣区域的计算成功与否;和
补偿部,其通过基于由所述判断部判断为成功的所述感兴趣区域的成功超声波图像来补偿基于由所述判断部判断为失败的所述感兴趣区域的失败超声波图像。
2. 根据权利要求1所述的超声波摄像装置,其特征在于,
所述成功超声波图像是根据所述感兴趣区域的计算成功时的所述超声波图像数据而生成的。
3. 根据权利要求1所述的超声波摄像装置,其特征在于,
所述成功超声波图像是基于所述感兴趣区域的计算成功时的所述感兴趣区域的边界并根据超声波图像数据而实时地生成的。
4. 根据权利要求1所述的超声波摄像装置,其特征在于,
所述判断部基于以下标准的至少一者来判断所述感兴趣区域的计算成功与否:
所述亮度差的位置的数量是否超过规定的阈值;
所述亮度差的位置的数量的比例是否超过规定的阈值;
所述亮度差的位置的数量的统计值是否超过规定的阈值;
基于所述亮度差的位置而计算出的所述感兴趣区域的坐标的变化是否超过规定的阈值;
基于所述亮度差的位置而计算出的所述感兴趣区域的大小的变化是否超过规定的阈值;
基于所述亮度差的位置而计算出的所述感兴趣区域的边界的变化是否超过规定的阈值;
基于所述亮度差的位置而计算出的所述感兴趣区域的边界的规定的法线数量是否超过规定的阈值;
基于所述亮度差的位置而计算出的所述感兴趣区域的边界的规定的法线角度是否超过规定的阈值;
基于所述亮度差的位置而计算出的所述感兴趣区域的边界的规定的法线统计值是否超过规定的阈值;以及
与所述成功超声波图像的所述感兴趣区域的相关值是否超过规定的阈值。
5. 根据权利要求1所述的超声波摄像装置,其特征在于,
所述补偿部基于所述失败超声波图像的获取时刻与所述成功超声波图像的获取时刻之差是否为规定的时间以内、以及诊断病历卡的ID是否一致当中的至少一者,来判断是否能够通过所述成功超声波图像来补偿所述失败超声波图像。
6. 根据权利要求1所述的超声波摄像装置,其特征在于,
所述感兴趣区域计算部通过将二维超声波图像的二维感兴趣区域的边界沿着规定的坐标轴连续配置来设定三维感兴趣区域,
所述判断部判断所述二维感兴趣区域的计算成功与否,
所述成功超声波图像是根据所述二维感兴趣区域的计算成功时的所述超声波图像数

据而生成的。

7. 根据权利要求1所述的超声波摄像装置,其特征在于,

所述感兴趣区域计算部通过将二维超声波图像的二维感兴趣区域的边界沿着规定的坐标轴连续配置来设定三维感兴趣区域,

所述判断部判断所述二维感兴趣区域的计算成功与否,

所述成功超声波图像是基于所述二维感兴趣区域的计算成功时的所述二维感兴趣区域的边界并根据超声波图像数据而实时地生成的。

8. 根据权利要求1所述的超声波摄像装置,其特征在于,

所述感兴趣区域计算部根据所述超声波图像数据来计算三维感兴趣区域,

所述判断部判断所述三维感兴趣区域的计算成功与否,

所述补偿部通过基于所述三维感兴趣区域的三维的所述成功超声波图像来补偿基于所述三维感兴趣区域的三维的所述失败超声波图像。

9. 根据权利要求1所述的超声波摄像装置,其特征在于,

所述感兴趣区域计算部将所述超声波图像数据分割为多个框,并基于每个框的亮度,来分类所述多个框,将被分类的所述框的边界计算为三维感兴趣区域。

10. 根据权利要求1所述的超声波摄像装置,其特征在于,

所述判断部将超声波图像数据分割为多个框,并基于具有规定的亮度差的所述框的位置、以及具有所述亮度差的所述框的数量当中的至少一者,来判断所述感兴趣区域的计算成功与否。

11. 根据权利要求1所述的超声波摄像装置,其特征在于,

具备:

标记生成部,其将表示所述感兴趣区域的计算成功与否的标记显示在所述成功超声波图像中。

12. 根据权利要求11所述的超声波摄像装置,其特征在于,

所述标记生成部在补偿所述失败超声波图像的所述成功超声波图像中,显示其它的与所述标记不同的标记。

13. 根据权利要求1所述的超声波摄像装置,其特征在于,

具备:

显示部,其将所述感兴趣区域的计算成功与否显示在所述成功超声波图像中。

14. 根据权利要求1所述的超声波摄像装置,其特征在于,

具备:

声音产生部,其产生表示所述感兴趣区域的计算成功与否的声音。

15. 一种超声波图像显示方法,其特征在于,

根据超声波图像数据来计算感兴趣区域,

基于所述超声波图像数据中的规定的亮度差的位置、以及所述亮度差的位置的数量当中的至少一者,来判断所述感兴趣区域的计算成功与否,

通过基于被判断为成功的所述感兴趣区域的成功超声波图像来补偿基于被判断为失败的所述感兴趣区域的失败超声波图像。

超声波摄像装置以及超声波图像显示方法

技术领域

[0001] 本发明涉及超声波摄像装置以及超声波图像显示方法,特别地,涉及使超声波图像的画质提高的超声波摄像装置以及超声波图像显示方法。

背景技术

[0002] 现有的超声波图像显示方法包含:在收集超声波数据组内部规定ROI(感兴趣区域)的工序、和在收集超声波数据组内部确定多个不同的图像面的工序。本方法进一步包含:基于多个图像面并根据ROI的至少一个边界来确定显著的边缘的工序、和基于所确定的显著边缘来调整ROI的工序(例如,专利文献1)。

[0003] 现有技术文献

[0004] 专利文献

[0005] 专利文献1:日本特开2011-224362号公报

发明内容

[0006] -发明要解决的课题-

[0007] 在现有的超声波图像显示方法中,有时,可能会由于探测器的移动、胎儿的体动等而导致不能得到适合ROI的计算的三维超声波图像数据。在不适合ROI的计算的三维超声波图像数据被输入的情况下,不恰当的ROI被计算,不恰当的三维超声波图像被突发性显示,因此三维超声波图像会闪烁并变得不好看。特别地,在产科的诊断中,由于作为母亲的被检者看着胎儿的三维超声波图像,因此若胎儿的三维超声波图像变得不好看,则给被检者不好的印象。

[0008] 本发明的目的在于,提供一种能够防止由于不恰当的ROI被计算而导致三维超声波图像闪烁、使超声波图像的画质提高的超声波摄像装置以及超声波图像显示方法。

[0009] -解决课题的手段-

[0010] 本发明的超声波摄像装置具备:根据超声波图像数据来计算ROI的ROI计算部;基于所述超声波图像数据中的规定的亮度差的位置、以及所述亮度差的位置的数量当中的至少一者,来判断所述ROI的计算成功与否的判断部;和通过基于由所述判断部判断为成功的所述ROI的成功超声波图像来补偿基于由所述判断部判断为失败的所述ROI的失败超声波图像的补偿部。

[0011] -发明效果-

[0012] 根据本发明,能够防止由于不恰当的ROI被计算而导致三维超声波图像闪烁,使超声波图像的画质提高。

附图说明

[0013] 图1是表示本实施方式的超声波摄像装置的一个例子的框图。

[0014] 图2是表示超声波图像构成部的一个例子的框图。

- [0015] 图3是表示图像生成部的一个例子的框图。
- [0016] 图4是说明三维超声波图像数据的预裁切(pecut)的图。
- [0017] 图5是说明ROI计算成功/失败的图。
- [0018] 图6是说明超声波摄像装置的动作的流程图。
- [0019] 图7是说明在ROI计算失败的情况下,通过成功超声波图像来补偿失败超声波图像的图。
- [0020] 图8是表示超声波图像构成部的另一个例子的框图。
- [0021] 图9是说明在ROI计算成功/失败时的标记的图。
- [0022] 图10是说明在ROI计算失败的情况下,通过成功超声波图像来补偿失败超声波图像并赋予标记的图。
- [0023] 图11是说明在成功超声波图像中显示的标记的种类的图。

具体实施方式

[0024] 以下,使用附图来说明本发明的实施方式的超声波摄像装置。图1是表示本实施方式的超声波摄像装置的一个例子的框图。超声波摄像装置1也可以被用作超声波诊断装置。

[0025] 超声波摄像装置1使用能够在被检体2内收发超声波的反射回波信号,针对诊断部位来形成二维超声波图像或者三维超声波图像并进行显示。超声波摄像装置1包括:具备向被检体2照射并接收超声波的振荡器元件的超声波探头3;收发超声波信号的超声波收发部4;基于接收信号来构成二维超声波图像(B模式图像)或者三维超声波图像的超声波图像构成部5;显示在超声波图像构成部5中构成的超声波图像的显示部6;控制各要素的控制部7;向控制部7给予指示的控制面板8;和产生警告等声音的声音产生部9。

[0026] 超声波探头3的振荡器元件在超声波探头3的长轴方向上被设为1~m个通道分配列,并且在超声波探头3的短轴方向上被切断为k个且被设为1~k个通道分配列。超声波探头3通过改变赋予短轴方向的各振荡器元件(1~k通道)的延迟时间,从而不仅在长轴方向上,还在短轴方向上也能够进行发送波和接收波的聚焦,不仅能够获取二维超声波图像数据,还能够获取三维超声波图像数据。超声波探头3通过改变赋予短轴方向的各振荡器元件的超声波发送信号的振幅,从而能够进行发送波加权,通过改变来自短轴方向的各振荡器元件的超声波接收信号的放大度或者衰减度,从而能够进行接收波加权。超声波探头3通过接通/断开短轴方向各自的振荡器元件,从而能够进行开口直径控制。另外,作为超声波探头3的扫描方式,存在:扇形(sector)扫描方式、线性(linear)扫描方式、凸面(convex)扫描方式以及放射状(radial)扫描方式等。此外,超声波探头3也可以针对被检体2,将振荡器在短轴方向上机械地往返移动的同时扫描超声波来获取超声波图像数据。

[0027] 超声波收发部4向超声波探头3提供发送信号,并且处理所接收的反射回波信号。超声波收发部4具备:控制超声波探头3来使其发送超声波波束的发送波电路;接收从被检体2内反射的超声波波束的反射回波信号并收集生物体信息的接收波电路;和控制它们的控制电路。

[0028] 超声波图像构成部5将由超声波收发部4处理过的超声波图像数据(反射回波信号)转换为超声波图像(例如,超声波剖面图像等)。此外,超声波图像构成部5根据超声波图像数据来计算ROI(感兴趣区域),基于超声波图像数据中的规定的亮度差的位置以及规定

的亮度差的位置的数量当中的至少一者,来判断ROI计算成功与否,通过基于被判断为成功的ROI的成功超声波图像来补偿基于被判断为失败的ROI的失败超声波图像。

[0029] 图2是表示超声波图像构成部5的一个例子的框图。如图2所示,超声波图像构成部5具备:图像生成部542,其根据超声波图像数据来计算ROI(感兴趣区域),将超声波图像以及各种多普勒图像图像化;判断部541,其基于超声波图像数据中的规定的亮度差的位置以及规定的亮度差的位置的数量当中的至少一者,来判断ROI计算成功与否;和补偿部543,其通过基于由判断部541判断为成功的ROI的成功超声波图像来补偿基于由判断部541判断为失败的ROI的失败超声波图像。此外,超声波图像构成部5具备:存储部(RAM545),其对由判断部541判断为成功的ROI的ROI信息(坐标等)进行存储,并对基于由判断部541判断为成功的ROI的成功超声波图像进行存储。图像生成部542具备:根据超声波图像数据来计算ROI的ROI计算部544。

[0030] 图3是表示图像生成部542(包含ROI计算部544)的一个例子的框图。如图3所示,图像生成部542具备:CPU(中央运算处理装置)515;包含磁盘装置525以及RAM545的存储部;高速运算装置546;和通信端口555。图像生成部542(ROI计算部544)通过对由超声波收发部4所接收的生物体信息进行信号处理,从而能够根据超声波图像数据来计算ROI,并将二维超声波图像、三维超声波图像以及各种多普勒图像图像化。另外,如图3所示,图像生成部542也可以具备存储部(磁盘装置525以及RAM545)。

[0031] 显示部6通过显示控制部(未图示)的控制,从而显示由超声波图像构成部5所生成的超声波图像(例如,超声波剖面图像等)、控制部7的控制所需要的控制信息以及用户设定信息等显示信息。显示部6包含CRT监视器或液晶监视器等。另外,显示控制部是包含图形处理器(graphic processor)等的显示控制系统。

[0032] 声音产生部9基于由超声波图像构成部5所生成的超声波图像,来产生声音。声音产生部9包括扬声器等。

[0033] 控制部7控制各结构要素的动作。控制部7包括控制用计算机系统,该控制用计算机系统具备与用户界面电路的接口。控制部7根据用户界面以及来自用户界面的信息等,来控制超声波收发部4。此外,控制部7进行将由超声波收发部4所接收的生物体信息发送给超声波图像构成部5,将由超声波图像构成部5所图像化的信息发送给显示控制部等的控制。

[0034] 超声波摄像装置1通过将超声波探头3在与收发超声波的呈矩形或者扇形的面正交的方向上电子地或者机械地摆动,从而获取被检体2的诊断部位的多个超声波图像数据(超声波剖面图像数据),使用多个超声波图像数据(超声波剖面图像数据)来生成三维超声波图像数据。超声波摄像装置1通过体素(voxel)法或者体绘制(volume rendering)等方法,根据三维超声波图像数据来构成三维超声波图像,并将三维超声波图像实时地显示在显示部6。

[0035] 接下来,使用附图来说明超声波摄像装置1的动作。在本实施方式中,对超声波图像构成部5计算ROI并实时地生成三维超声波图像的动作进行说明。

[0036] 图4是说明三维超声波图像数据的预裁切的图。图4(a)是表示设定ROI的ROI设定画面30的图。在图4(a)中,表示为了得到不包含胎盘31而包含胎儿32的三维超声波图像数据,ROI计算部544计算并设定ROI33的状态。ROI计算部544将ROI33的边界的坐标存储于存储部,并将ROI33的边界描绘于ROI设定画面30。图4(b)是示意性地说明三维超声波图像数

据处理的图。如图4(b)所示,三维超声波图像数据34构成立体的区域。ROI计算部544通过将ROI33构成为三维,从而设定三维ROI37。三维ROI37被从三维超声波图像数据34切割。三维超声波图像数据34中包含相当于胎儿的三维超声波图像数据36和相当于胎盘的三维超声波图像数据35,而在从三维超声波图像数据34切割出的三维ROI37中,相当于胎盘的三维超声波图像数据35被除去,相当于胎儿的三维超声波图像数据36被提取。图像生成部542根据超声波图像数据来计算三维ROI37,通过体素法或者体绘制法等方法,如图4(c)所示,胎盘被除去,生成包含胎儿的三维超声波图像391的三维超声波图像39。图像生成部542也可以将ROI33的边界的坐标存储于存储部,并将三维ROI37的边界描绘于三维超声波图像。

[0037] 为了提高超声波诊断的迅速性,超声波摄像装置1一边实时地显示三维超声波图像,一边观察被检体2(例如,胎儿)。但是,也可能由于超声波探头3的移动、胎儿的体动等,而导致ROI计算部544不能得到适合三维ROI37的计算的超声波图像数据(三维超声波图像数据),三维ROI37的计算失败。在输入了不适合ROI的计算的超声波图像数据的情况下,不恰当的范围的ROI被计算,不恰当的三维超声波图像会被突发性显示,因此三维超声波图像闪烁并变得不好看。此外,在拍摄胎儿的手脚部分这种复杂的构造、身体组织复杂地交错的构造的情况下,由于不能确定ROI的边界,因此不能计算出ROI的范围,绘制了整个范围的不恰当的三维超声波图像会被突发性显示,因此三维超声波图像闪烁并变得不好看。

[0038] 图5是说明ROI计算成功/失败的图。在图5中,在时间序列的超声波图像51、52、53中,胎儿54(例如,胎儿54的手臂)正在活动。在超声波图像51、53中,获取到由判断部541判断为成功的ROI51a、53a,得到基于由判断部541判断为成功的ROI51a、53a的三维超声波图像51b、53b,由此相当于胎盘的三维超声波图像数据被除去,相当于胎儿的三维超声波图像数据56被提取。另一方面,在超声波图像52中,ROI的计算失败,没有获取到恰当的ROI。在该情况下,若包含着相当于胎盘55的三维超声波图像数据57来提取相当于胎儿的三维超声波图像数据56,则包含相当于胎盘的三维超声波图像数据57的三维超声波图像(失败超声波图像)52b会被突发性显示。其结果,在按照时间序列实时地显示三维超声波图像51b、52b、53b的情况下,三维超声波图像闪烁并变得不好看。

[0039] 本实施方式的超声波摄像装置1基于超声波图像数据中的规定的亮度差的位置以及规定的亮度差的位置的数量当中的至少一者,判断ROI计算成功与否,并通过被判断为ROI计算成功的超声波图像来补偿被判断为ROI计算失败的超声波图像。

[0040] 图6是说明超声波摄像装置1的动作的流程图。如图6所示,在步骤S41中,ROI计算部544根据超声波图像数据来计算ROI。ROI计算部544对被设定为图4的三维超声波图像数据34的ROI进行计算。ROI计算部544能够获取三维超声波图像数据34的剖面即二维超声波图像,通过边缘提取法来将胎盘与羊水的边界设为ROI的边界。

[0041] ROI计算部544也可以通过边缘提取法来将羊水与胎儿的边界设为ROI的边界。此外,ROI计算部544也可以将胎盘与羊水的边界和羊水与胎儿的边界的中间位置设为ROI的边界。此外,ROI计算部544也可以将超声波图像数据(二维超声波图像数据)分割为多个框,基于每个框的亮度,将多个框分类为:包含胎盘的框、包含胎儿的框、和包含胎盘以及胎儿的框,将被分类的框中的任意一个框的边界设为ROI(二维ROI或者三维ROI)的边界。能够对三维超声波图像数据34实施区域分割,根据三维空间来确定三维ROI的边界。进一步地,ROI计算部544也可以通过将二维超声波图像的ROI(二维ROI)的边界沿着规定的坐标轴连续配

置,从而根据多个二维超声波图像来三维地构成ROI,以设定三维ROI37。此时,三维ROI的边界能够通过沿着与二维超声波图像的剖面正交的坐标轴,将二维超声波图像的ROI(二维ROI)的边界连续配置,来设定三维ROI37。

[0042] 在步骤C41中,判断部541基于超声波图像数据中的规定的亮度差的位置以及规定的亮度差的位置的数量当中的至少一者,来判断ROI计算成功与否。在本实施方式中,ROI(感兴趣区域)是为了除去胎盘,生成胎儿的三维超声波图像而被计算并设定的。

[0043] 如图5(b)所示,在高亮度的胎盘与高亮度的胎儿接近的情况下,通过边缘提取法,不能提取表示胎盘与胎儿的边界的边缘,不能确定ROI的边界,因此ROI计算可能失败。此外,在拍摄胎儿的手脚部分这种复杂的构造、体组织复杂地交错的构造的情况下,通过边缘提取法,存在多个具有显著的边缘的位置,不能确定ROI的边界,因此ROI计算可能失败。此外,即使在将超声波图像数据分割为多个框的情况下,在胎盘与胎儿接近的状况下,不能恰当地分类包含胎盘的框、包含胎儿的框、和包含胎盘以及胎儿的框,不能确定ROI的边界,因此ROI计算可能失败。

[0044] 判断部541基于超声波图像数据中的规定的亮度差的位置以及规定的亮度差的位置的数量当中的至少一者,来判断ROI计算成功与否。例如,根据ROI的边界的边缘强度是否超过规定的阈值,来判断ROI计算成功与否。此外,在多个帧之间比较ROI的大小或者位置(坐标),根据多个帧之间的差是否超过规定的阈值,来判断ROI计算成功与否。此外,在三维ROI的边界面是以三维空间构成的情况下,在形成三维ROI的边界面的曲面,计算曲面的法线角度(或者角度),根据是否存在超过规定的阈值的法线角度(或者角度),来判断ROI计算成功与否。

[0045] 判断部541基于如下标准中的至少一者来判断ROI计算成功与否:超声波图像数据中的规定的亮度差的位置的数量是否超过规定的阈值;超声波图像数据中的规定的亮度差的位置的数量的比例是否超过规定的阈值;超声波图像数据中的规定的亮度差的位置的数量的统计值是否超过规定的阈值;基于超声波图像数据中的规定的亮度差的位置而计算出的ROI的坐标的变化是否超过规定的阈值;基于超声波图像数据中的规定的亮度差的位置而计算出的ROI的大小的变化是否超过规定的阈值;基于超声波图像数据中的规定的亮度差的位置而计算出的ROI的边界的变化是否超过规定的阈值;基于超声波图像数据中的规定的亮度差的位置而计算出的ROI的边界的规定的法线数量是否超过规定的阈值;基于超声波图像数据中的规定的亮度差的位置而计算出的ROI的边界的规定的法线角度是否超过规定的阈值;基于超声波图像数据中的规定的亮度差的位置而计算出的ROI的边界的规定的法线统计值是否超过规定的阈值;以及与成功超声波图像的ROI的相关值是否超过规定的阈值。

[0046] 例如,沿着超声波图像的规定的坐标轴,根据规定的亮度差的位置(例如,通过边缘提取法而被提取的显著的边缘)的数量是否超过规定的阈值,来判断ROI计算成功与否。此外,沿着超声波图像的规定的坐标轴,对规定的亮度差的位置(例如,具有超过阈值的亮度差的位置和具有阈值以下的亮度差的位置)的数量进行计数,根据具有超过阈值的亮度差的位置的数量的比例是否超过规定的值,来判断ROI计算成功与否。此外,沿着超声波图像的规定的坐标轴,根据规定的亮度差的位置的数量的统计值(例如,具有超过阈值的亮度差的位置的数量的平均值、中央值、偏差、分散以及与成功超声波图像的规定的亮度差的位

置的数量的相关值等)是否超过规定的阈值,来判断ROI计算成功与否。

[0047] 根据ROI的坐标(边界、重心的坐标等)的变化(时间变化或者空间变化)是否超过规定的阈值,来判断ROI计算成功与否。例如,在ROI的重心超过阈值来移动(时间变化)时,判断为ROI计算失败。此外,在ROI的边界线的空间微分值超过阈值时,判断为ROI计算失败。

[0048] 根据ROI的大小(长度、面积、体积等)的变化(时间变化或者空间变化)是否超过规定的阈值,来判断ROI计算成功与否。例如,在规定的时间内ROI的面积超过阈值并变大时(时间变化),判断为ROI计算失败。此外,在沿着规定的坐标轴的ROI的边界线的长度的空间微分值超过阈值时,判断为ROI计算失败。

[0049] 根据ROI的边界(边界线、边界面等)的变化(时间变化或者空间变化)是否超过规定的阈值,来判断ROI计算成功与否。例如,在规定的时间内三维ROI的边界面超过阈值来移动(时间变化)时,判断为ROI计算失败。此外,在三维ROI的边界面的空间微分值超过阈值时,判断为ROI计算失败。

[0050] 根据ROI的边界的规定的法线(例如,具有规定的角度的法线)的数量(包含比例)是否超过规定的阈值,来判断ROI计算成功与否。此外,根据ROI的边界的规定的法线角度是否超过规定的阈值,来判断ROI计算成功与否。例如,在三维ROI的边界面的法线角度(法线角度与边界面的角度相关)超过阈值时,判断为ROI计算失败。此外,根据ROI的边界的规定的法线统计值是否超过规定的阈值,来判断ROI计算成功与否。例如,在三维ROI的边界面的法线角度的平均值、中央值、偏差以及分散中的至少一者超过阈值时,判断为ROI计算失败。

[0051] 根据与成功超声波图像的ROI的相关值是否超过规定的阈值,来判断ROI计算成功与否。例如,从存储部(磁盘装置525或者RAM545)读取过去获取到的成功超声波图像的ROI信息,在与基于ROI信息的成功超声波图像的ROI的相关值超过规定的阈值时,判断为ROI计算成功。

[0052] 在将超声波图像数据分割为多个框的情况下,判断部541也可以基于超声波图像数据中具有规定的亮度差的框以及具有规定的亮度差的框的数量中的至少一者,来判断ROI计算成功与否。例如,在具有规定的亮度差的框的数量的平均值、中央值、偏差、分散以及比例中的至少一者超过阈值时,判断为ROI计算失败。

[0053] 在图6的步骤C41中,在判断部541判断出ROI计算成功的情况下,进入步骤S42,ROI计算部544将由判断部541判断为ROI计算成功时的ROI信息(ROI的位置、边界的坐标等)、超声波图像数据存储于存储部。在该情况下,ROI计算部544将被判断为ROI计算成功时的ROI信息(ROI的获取时刻或者记录时刻等)与超声波图像数据相关联地存储于存储部(RAM545)。ROI信息包含:表示ROI计算成功的信息、形成ROI的坐标群的一部分或者全部(在三维空间上包含形成三维ROI的边界面的坐标群的一部分或者全部)以及形成ROI的图形的几何学公式(包含形成三维ROI的边界面的几何学公式)等。此外,ROI信息包含计算出ROI的时刻(ROI的获取时刻)以及ROI的记录时刻。进一步地,ROI信息也可以包含用于ROI计算的三维超声波图像数据的ID、诊断病历卡的ID、诊断病历卡中包含的信息的一部分或者全部。此外,ROI计算部544也可以将判断为ROI计算成功的多个ROI的ROI信息存储于存储部(RAM545)。

[0054] 然后,在步骤S44中,图像生成部542生成ROI中的超声波图像。例如,如图4(c)所示,图像生成部542通过体素法或者体绘制法等方法,除去胎盘,生成包含胎儿的三维超声

波图像391的三维超声波图像39。图像生成部542将基于由判断部541判断为成功的ROI的成功超声波图像、超声波图像的获取时刻(或者记录时刻)与ROI信息相关联地存储于存储部(RAM545)。此外,图像生成部542也可以将与由判断部541判断为成功的多个ROI对应的多个超声波图像存储于存储部(RAM545)。这样,存储部(RAM545)对根据ROI的计算成功时的超声波图像数据来生成的成功超声波图像进行存储。

[0055] 另一方面,在图6的步骤C41中,在判断部541判断出ROI计算失败的情况下,进入步骤S43,补偿部543搜索基于由判断部541判断为成功的ROI的成功超声波图像。补偿部543为了通过基于由判断部541判断为成功的ROI的超声波图像(成功超声波图像)来补偿基于由判断部541判断为失败的ROI的超声波图像(失败超声波图像),根据ROI信息(获取时刻等),从存储部(RAM545)搜索超声波图像。例如,在补偿部543进行搜索的情况下,在步骤C43中,根据失败超声波图像的获取时刻与成功超声波图像的获取时刻之差是否为规定的时间以内,来判断补偿部543是否能够通过成功超声波图像来补偿失败超声波图像。其原因是,若失败超声波图像的获取时刻与成功超声波图像的获取时刻之差超过规定的时间,在通过成功超声波图像来补偿失败超声波图像的情况下,虽然能够防止三维超声波图像的闪烁,但存在显示具有不协调的三维超声波图像的可能性。换句话说,在失败超声波图像的获取时刻与成功超声波图像的获取时刻之差为规定的时间以内的情况下,判断为补偿部543能够通过成功超声波图像来补偿失败超声波图像。此外,补偿部543通过比较诊断病历卡的ID是否一致,来判断是否能够通过成功超声波图像来补偿失败超声波图像。换句话说,在诊断病历卡的ID一致的情况下,判断为补偿部543能够通过成功超声波图像来补偿失败超声波图像。

[0056] 在步骤C43中,在基于补偿部543的搜索成功的情况下,进入步骤S45,补偿部543通过基于由判断部541判断为成功的ROI的超声波图像(成功超声波图像)来补偿基于由判断部541判断为失败的ROI的超声波图像(失败超声波图像)。具体来讲,补偿部543输出补偿命令,根据补偿命令,图像生成部542基于失败超声波图像的位置以及获取时刻等,从存储部(RAM545)读取成功超声波图像(也包含在刚刚之前的帧得到的成功超声波图像),并以成功超声波图像来置换失败超声波图像。这样,补偿部543通过根据ROI的计算成功时的超声波图像数据而生成的成功超声波图像来补偿基于由判断部541判断为失败的ROI的失败超声波图像。

[0057] 此外,在步骤S43、C43中,补偿部543也可以搜索由判断部541判断为成功的ROI信息(成功ROI信息)。在该情况下,在步骤S45中,补偿部543为了通过基于由判断部541判断为成功的ROI(成功ROI)的超声波图像(成功超声波图像)来补偿基于由判断部541判断为失败的ROI(失败ROI)的超声波图像(失败超声波图像),也可以通过体素法或者体绘制法(例如,光线投射(ray casting)法)等方法,基于搜索到的成功ROI的边界,将生成成功ROI中的超声波图像的补偿命令输出给图像生成部542。这样,也可以基于被判断为成功的ROI信息,将被成功ROI围起的三维超声波数据作为描绘对象,实时地生成三维超声波图像(例如,胎儿的超声波图像),并作为成功超声波图像来用于失败超声波图像的补偿。换句话说,补偿部543也可以通过基于ROI的计算成功时的ROI的边界并根据超声波图像数据来实时地生成的成功超声波图像,来补偿基于由判断部541判断为失败的ROI的失败超声波图像。

[0058] 在步骤C43中,在基于补偿部543的搜索失败的情况下,进入步骤S46,补偿部543发

送错误信号,进行错误处理。在错误处理中,可以直接显示失败超声波图像,可以通过时间轴上最近的成功超声波图像来强制补偿失败超声波图像,也可以显示错误图像(例如,黑色的图像)。

[0059] 这样,在由判断部541判断为ROI计算成功的情况下,根据成功的ROI信息来生成超声波图像。另一方面,在由判断部541判断为ROI计算失败的情况下,在判断了是否存在能够置换的成功超声波图像(或者成功ROI)的基础上(步骤C43),以成功超声波图像来置换(补偿)失败超声波图像。

[0060] 用于补偿的成功超声波图像可以是一个成功超声波图像,也可以是将多个成功超声波图像相加平均或者加权平均后的成功超声波图像。另外,补偿部543判断多个成功超声波图像的一部分或者全部是否满足步骤C43的判断条件,在多个成功超声波图像的一部分或者全部满足步骤C43的判断条件的情况下,也可以将把多个成功超声波图像相加平均或者加权平均后的成功超声波图像用于失败超声波图像的补偿。此外,在基于成功ROI的边界米实时地生成超声波图像的情况下,也可以将基于成功ROI的边界的实时的超声波图像作为成功超声波图像来用于失败超声波图像的补偿,其中,该成功ROI的边界是将满足步骤C43的判断条件的多个成功ROI信息(边界的坐标等)相加平均或者加权平均后的边界。

[0061] 此外,补偿部543也可以将在时间轴上最近的成功超声波图像(或者成功ROI)用于失败超声波图像的补偿。此外,也可以判断部541将超声波图像数据(二维超声波图像数据)分割为多个框,针对每个框判断ROI计算成功与否,补偿部543通过由判断部541判断为ROI计算成功的框来补偿由判断部541判断为ROI计算失败的框。

[0062] 图7是说明在ROI计算失败的情况下,通过成功超声波图像来补偿失败超声波图像的图。在图7中,在时间序列的超声波图像51、52、53中,胎儿54(例如,胎儿54的手臂)正在活动。与图5同样地,在超声波图像51、53中,ROI计算成功并获取到ROI51a、53a(步骤S41、C41)。ROI51a、53a的ROI信息(ROI的位置、边界的坐标等)、超声波图像数据被存储于存储部(步骤S42)。通过得到三维超声波图像51b、53b,从而相当于胎盘的三维超声波图像数据被除去,相当于胎儿的三维超声波图像数据56被提取(步骤S44)。

[0063] 另一方面,在超声波图像52中,ROI计算失败并没有获取到ROI(步骤S41、C41)。在该情况下,补偿部543从存储部(RAM545)搜索成功超声波图像。在图7中,在时间轴上最近的成功超声波图像被搜索到。因此,补偿部543将ROI51a的三维超声波图像51b搜索为成功超声波图像。在基于补偿部543的搜索成功的情况下(步骤C43),补偿部543通过成功超声波图像62b来补偿失败超声波图像(图5的52b)(步骤S45)。或者,基于与由判断部541判断为成功的ROI51a对应的成功ROI62a的边界,实时地生成成功超声波图像62b,补偿部543通过成功超声波图像62b来补偿失败超声波图像(图5的52b)(步骤S45)。

[0064] 以上,对本发明所涉及的实施方式进行了说明,但本发明并不局限于这些,能够在权利要求所述的范围内进行变更/变形。

[0065] 例如,也可以在ROI计算部544通过将二维超声波图像的二维ROI的边界沿着规定的坐标轴连续配置来设定三维ROI的情况下,判断部541判断二维ROI的计算成功与否,补偿部543通过根据二维ROI的计算成功时的超声波图像数据而生成的成功超声波图像,来补偿失败超声波图像。此外,也可以在ROI计算部544通过将二维超声波图像的二维ROI的边界沿着规定的坐标轴连续配置来设定三维ROI的情况下,判断部541判断二维ROI的计算成功与

否,补偿部543通过基于二维ROI的计算成功时的二维ROI的边界并根据超声波图像数据而实时地生成的成功超声波图像(二维成功超声波图像),来补偿失败超声波图像(二维失败超声波图像)。这样,在三维ROI被设定时,补偿部543也可以针对每个构成三维ROI的(即三维ROI的剖面)二维ROI,通过二维成功超声波图像来补偿二维失败超声波图像。

[0066] 此外,也可以ROI计算部544根据超声波图像数据来计算三维ROI,判断部541判断三维ROI的计算成功与否,补偿部543通过基于三维ROI的三维的成功超声波图像(三维成功超声波图像)来补偿基于三维ROI的三维的失败超声波图像(三维失败超声波图像)。这样,在三维ROI被设定时,补偿部543也可以针对每个三维ROI,通过三维成功超声波图像来补偿三维失败超声波图像。

[0067] 此外,如图8所示,本实施方式的超声波摄像装置1也可以具备将表示ROI的计算成功与否的标记显示于成功超声波图像的标记生成部547。

[0068] 图9是说明ROI计算成功/失败时的标记的图。在显示图像71、73的超声波图像71a、73a中,获取到由判断部541判断为成功的ROI71c、73c,得到基于由判断部541判断为成功的ROI71c、73c的三维超声波图像71b、73b,标记生成部547使显示部6显示表示ROI的计算成功的成功标记74直到切换为下一帧为止。另一方面,在显示图像72的超声波图像72a中,ROI的计算失败并没有获取到适当的ROI,得到基于不恰当的ROI的三维超声波图像72b,标记生成部547使显示部6显示表示ROI的计算失败的失败标记75直到切换为下一帧为止。或者,在图6的步骤S46中,补偿部543进行错误处理的情况下,标记生成部547在失败超声波图像或者错误图像显示失败标记75。

[0069] 在本实施方式中,如图10所示,由于在ROI计算失败的情况下补偿部543通过成功超声波图像来补偿失败超声波图像,因此在显示图像72的超声波图像72a中,补偿部543通过成功超声波图像74b(例如,在刚刚之前的帧得到的成功超声波图像71b)来补偿失败超声波图像(图9的72b)。或者,基于与由判断部541判断为成功的ROI71c对应的成功ROI的边界来实时地生成成功超声波图像74b,补偿部543通过成功超声波图像74b来补偿失败超声波图像(图9的72b)。在该情况下,标记生成部547在成功超声波图像中显示表示ROI的计算成功的成功标记74。

[0070] 此外,标记生成部547也可以在补偿失败超声波图像的成功超声波图像中显示其它的与成功超声波图像不同的标记。例如,在补偿失败超声波图像的成功超声波图像(图10的显示图像72)中显示如图11(a)所示的补偿标记91,在通常的成功超声波图像(图10的显示图像71、73)中显示如图11(b)所示的成功标记74。

[0071] 此外,显示部6也可以在成功超声波图像显示ROI的计算成功与否。例如,显示部6也可以显示ROI,通过改变ROI的颜色、ROI的边界线(实线或虚线等)、ROI的边界线的粗细以及标记中的至少一者,来在成功超声波图像显示ROI的计算成功与否。此外,声音产生部9也可以产生表示ROI的计算成功与否的声音(例如,警告音)。这样,通过改变图像(标记等)、文字列、声音、振动以及ROI,来表示ROI的计算成功与否。

[0072] 此外,本实施方式的超声波摄像装置1针对产科中的胎儿的超声波图像,通过成功超声波图像来补偿失败超声波图像,但也可以针对除了胎儿以外的肝脏、肝细胞、肝血管、胆囊、胆管、脾脏、胰腺、肾脏、副肾、子宫、卵巢、前列腺、胃、肠、阑尾、心脏、包含动脉/静脉的血管、甲状腺、副甲状腺、颈动脉、颈静脉、乳腺、淋巴结、消化器官、子宫、卵巢、尿管、膀

胱、细胞组织以及肌肉组织的超声波图像,通过成功超声波图像来补偿失败超声波图像。

[0073] 产业上的可利用性

[0074] 本发明所涉及的超声波摄像装置以及超声波图像显示方法能够防止由于不恰当的ROI被计算而导致三维超声波图像闪烁,提高超声波图像的画质,作为提高超声波图像的画质的超声波摄像装置以及超声波图像显示方法是有用的。

[0075] -符号说明-

[0076] 1 超声波摄像装置

[0077] 3 超声波探头

[0078] 4 超声波收发部

[0079] 5 超声波图像构成部

[0080] 8 控制面板

[0081] 9 声音产生部

[0082] 525 磁盘装置

[0083] 541 判断部

[0084] 542 图像生成部

[0085] 543 补偿部

[0086] 544 ROI计算部

[0087] 545 RAM

[0088] 546 高速运算装置

[0089] 547 标记生成部

[0090] 555 通信端口

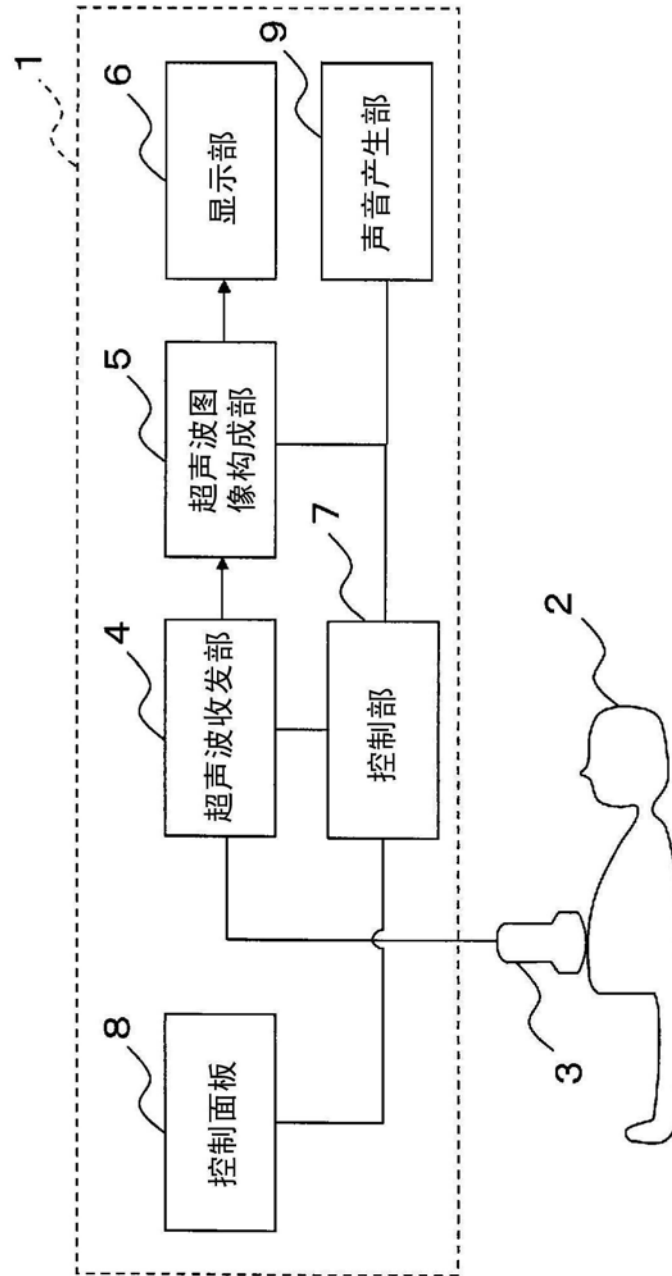


图1

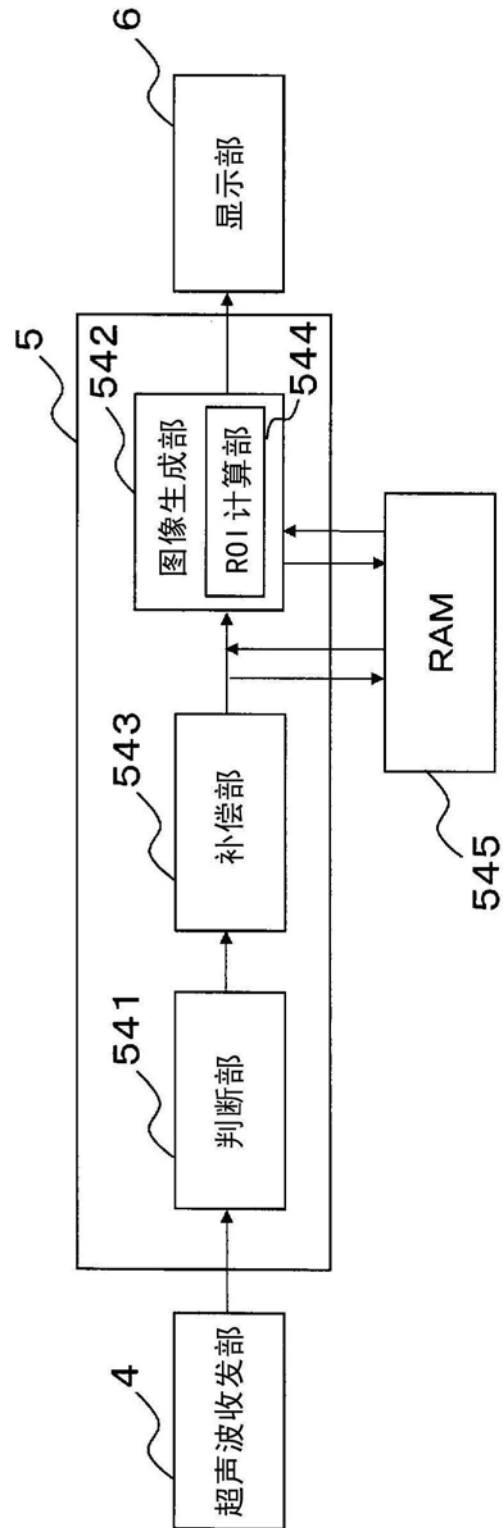


图2

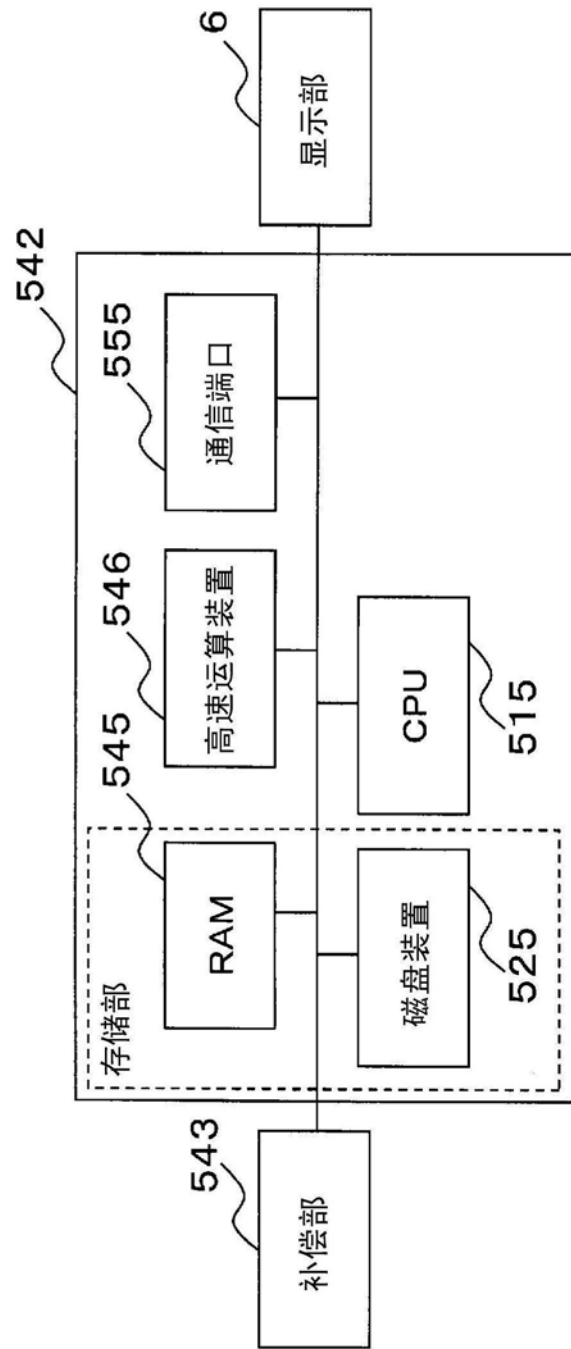


图3

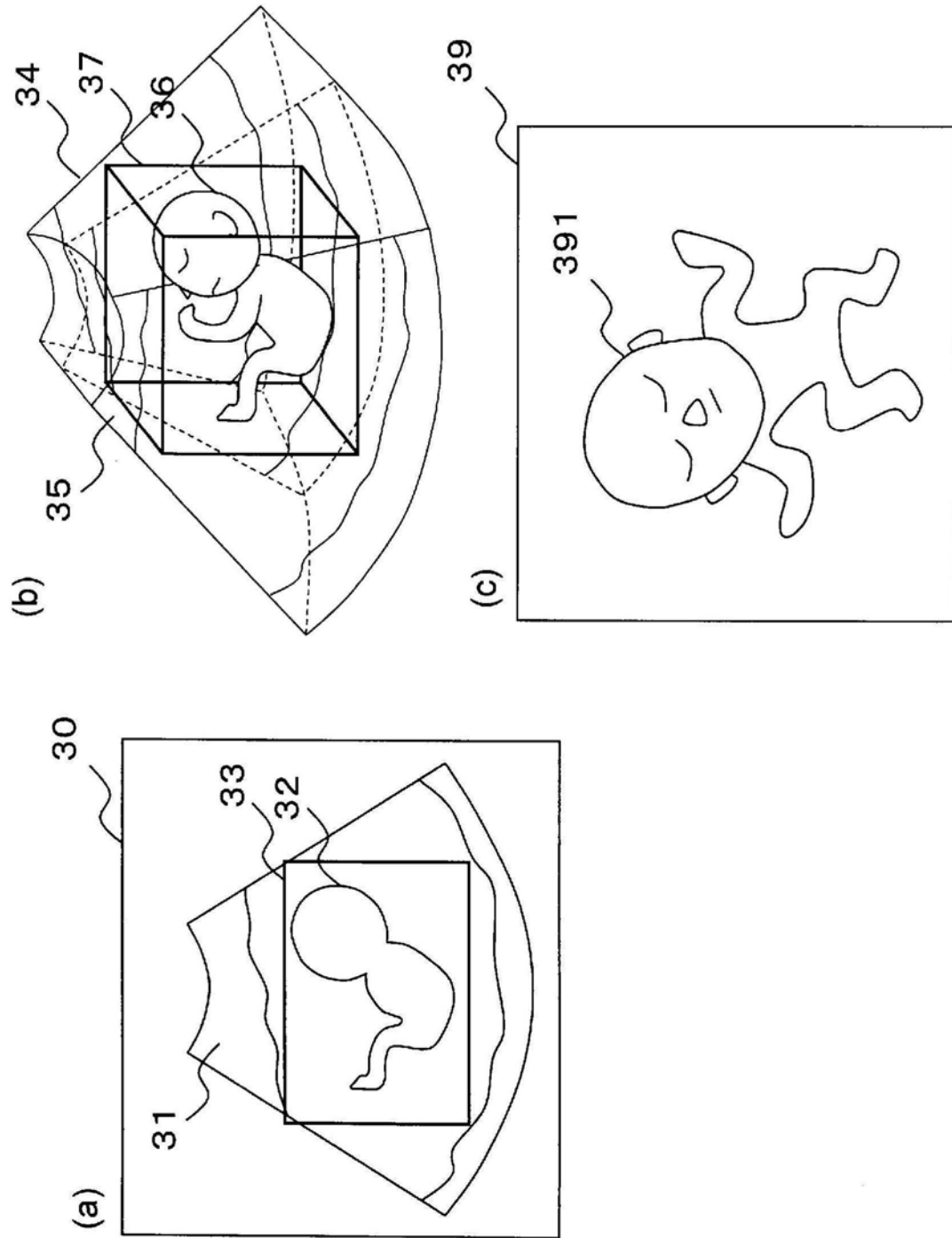


图4

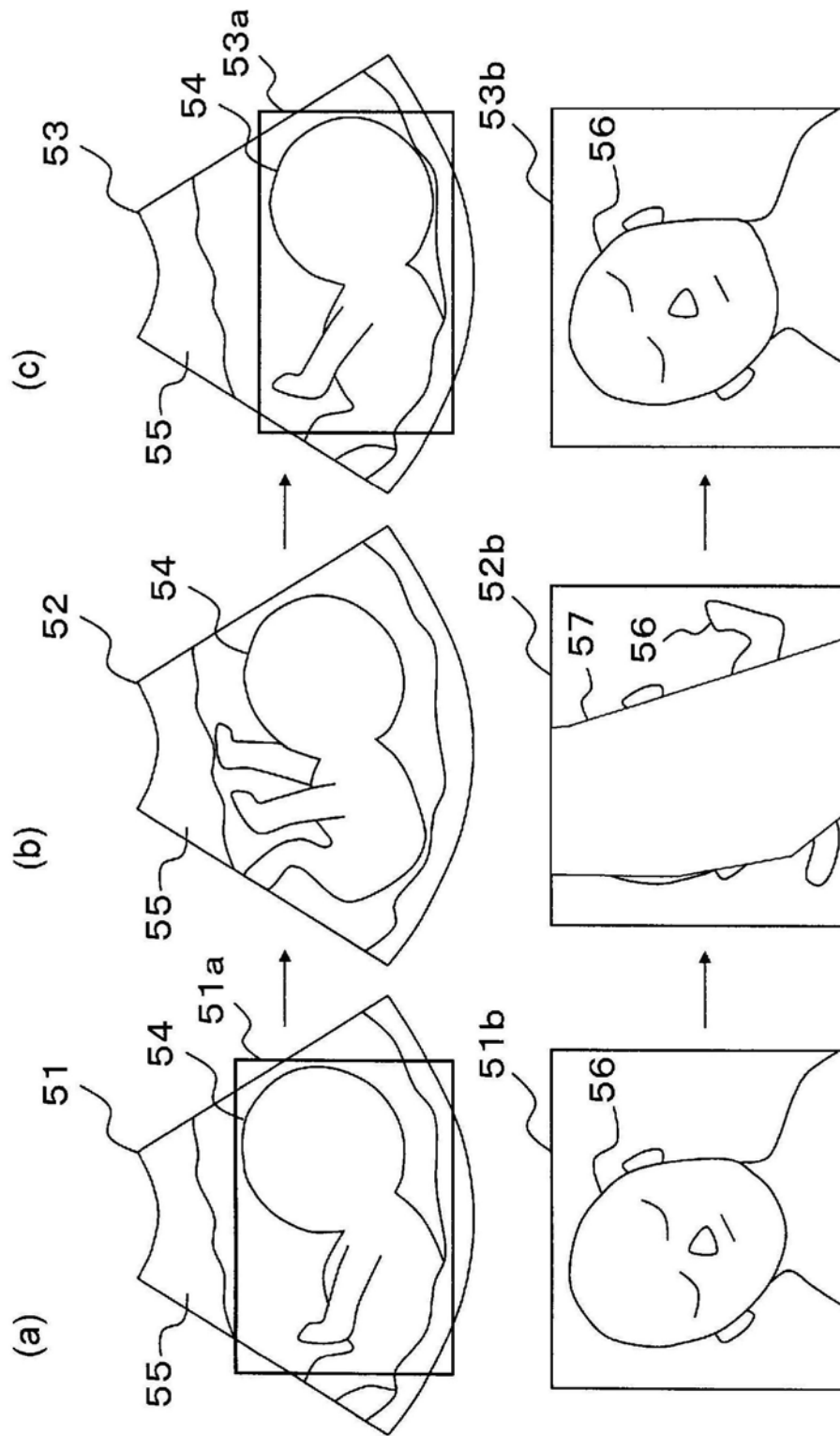


图5

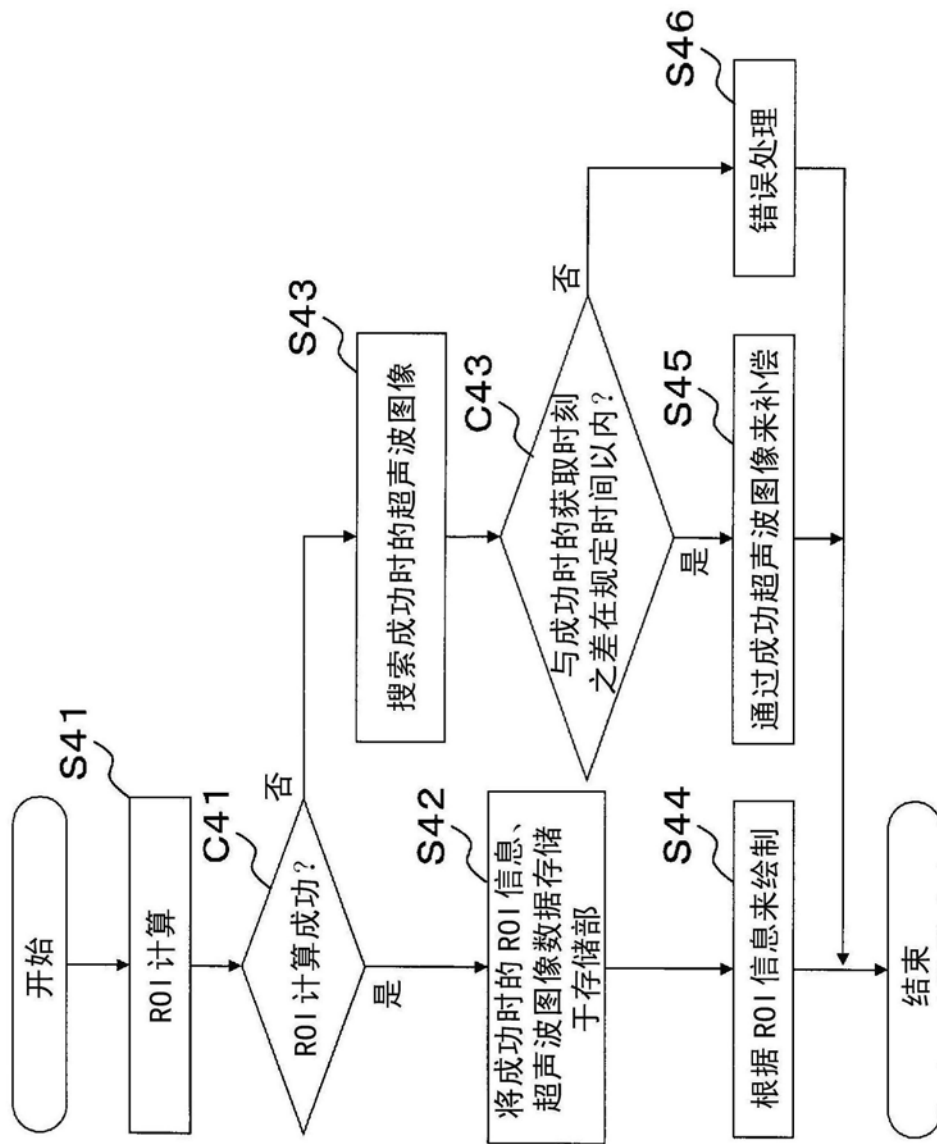


图6

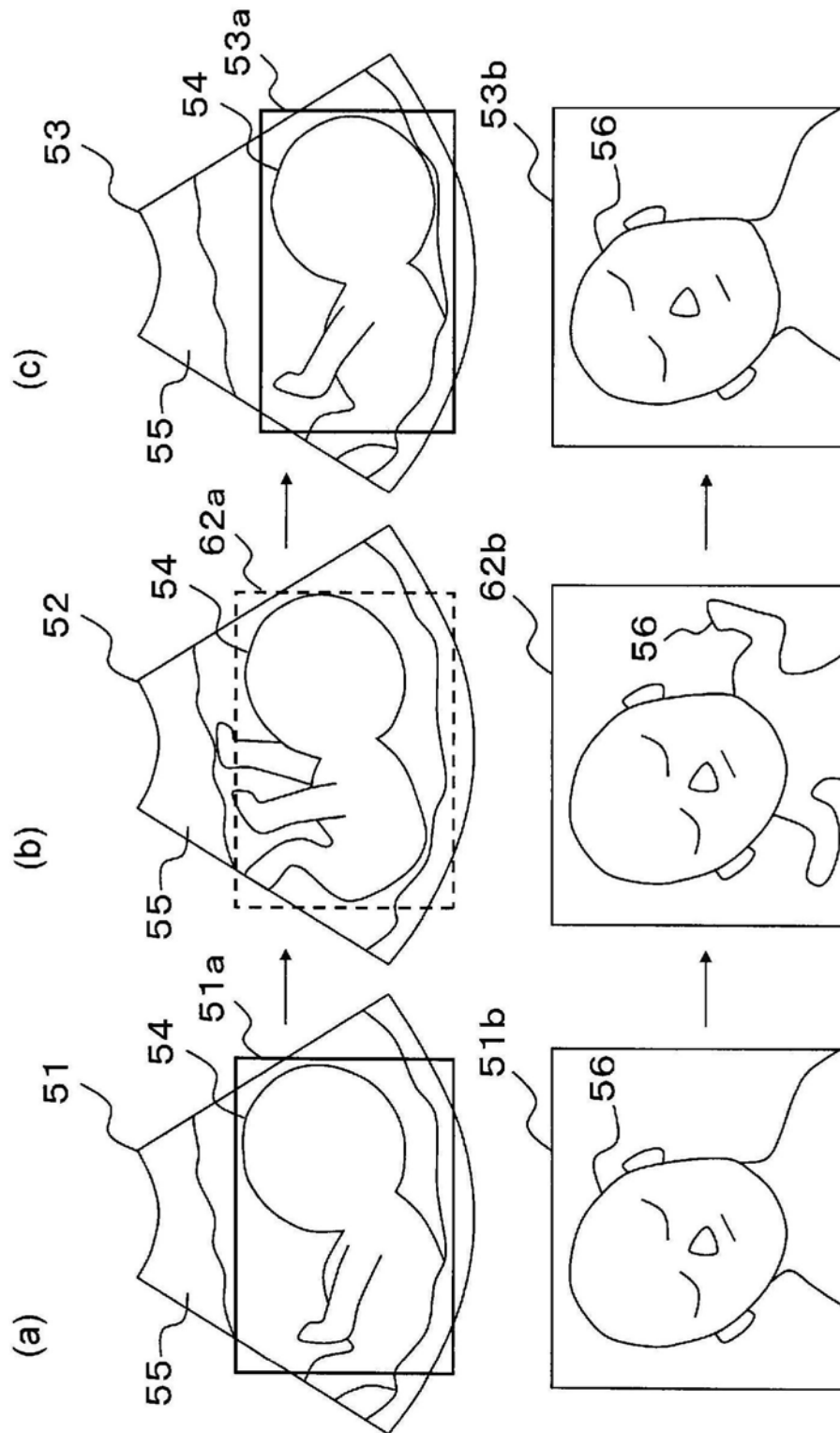


图7

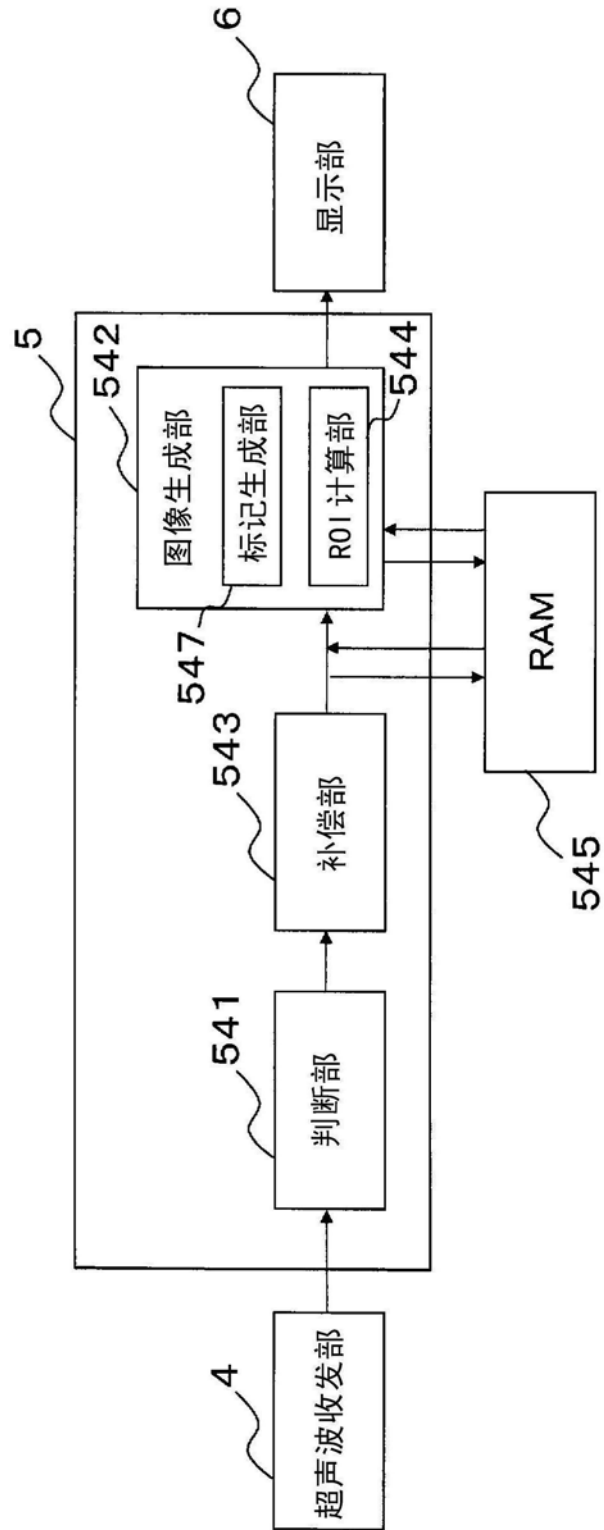


图8

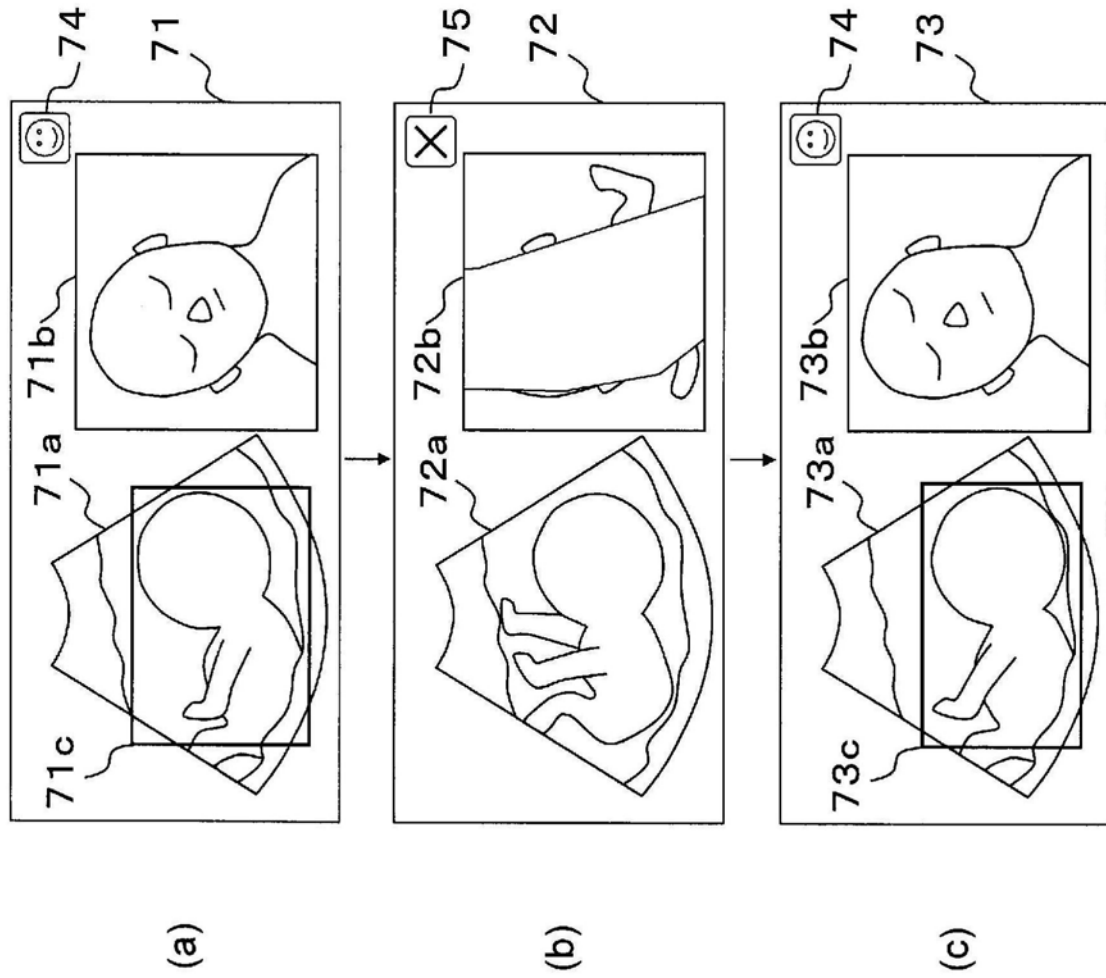


图9

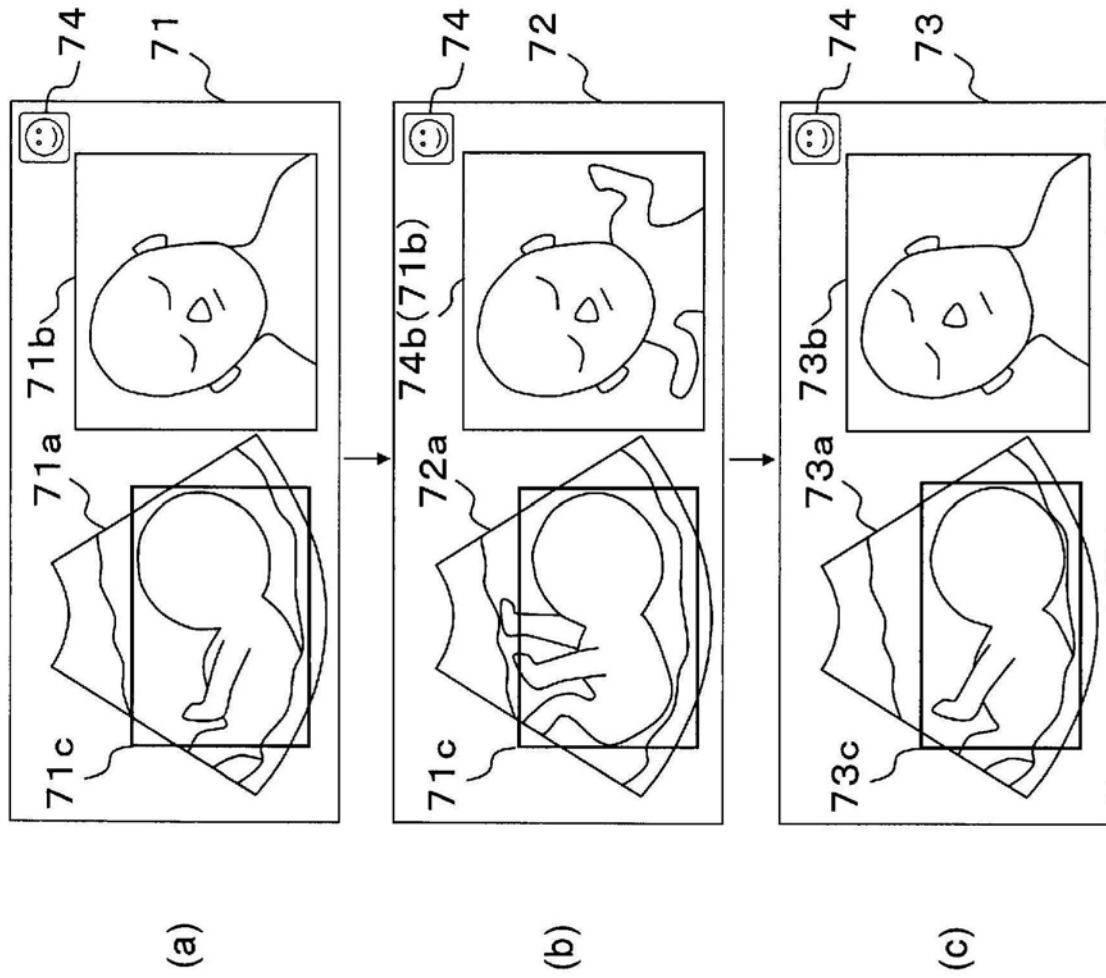


图10

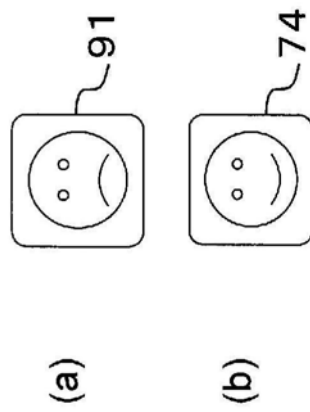


图11

专利名称(译)	超声波摄像装置以及超声波图像显示方法		
公开(公告)号	CN105073014B	公开(公告)日	2017-08-22
申请号	CN201480010354.2	申请日	2014-01-28
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	西浦朋史		
发明人	西浦朋史		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/085 A61B8/0866 A61B8/463 A61B8/466 A61B8/469 A61B8/483 A61B8/5215 A61B8/5269 A61B8/54 G01S15/8993 G06T7/0012 G06T7/10		
代理人(译)	吴秋明		
审查员(译)	李若楠		
优先权	2013062535 2013-03-25 JP		
其他公开文献	CN105073014A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种能够防止由于不恰当的ROI被计算导致三维超声波图像闪烁，提高超声波图像的画质的超声波摄像装置以及超声波图像显示方法。本发明的超声波摄像装置具备：根据超声波图像数据来计算ROI的ROI计算部；基于所述超声波图像数据中的规定的亮度差的位置以及所述亮度差的位置的数量当中的至少一者，来判断所述ROI的计算成功与否的判断部；和通过基于由所述判断部判断为成功的所述ROI的成功超声波图像来补偿基于由所述判断部判断为失败的所述ROI的失败超声波图像的补偿部。

