



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105073014 A

(43) 申请公布日 2015. 11. 18

(21) 申请号 201480010354. 2

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2014. 01. 28

A61B 8/00(2006. 01)

(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

(71) 申请人 日立阿洛卡医疗株式会社

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

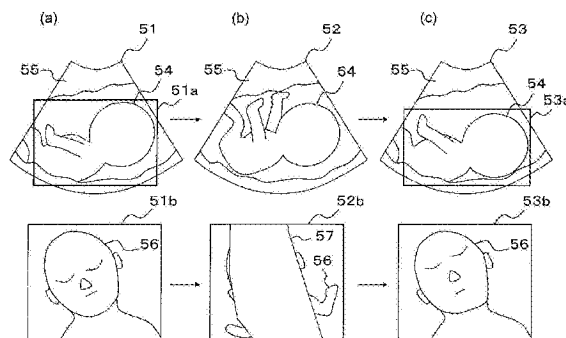
权利要求书2页 说明书10页 附图9页

(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 ROI;

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 ROI 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 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。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波摄像装置,其特征在于,

所述补偿部通过根据所述 ROI 的计算成功时的所述超声波图像数据而生成的所述成功超声波图像,来补偿所述失败超声波图像。

3. 根据权利要求 1 所述的超声波摄像装置,其特征在于,

所述补偿部通过基于所述 ROI 的计算成功时的所述 ROI 的边界并根据超声波图像数据而实时地生成的所述成功超声波图像,来补偿所述失败超声波图像。

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 ROI 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 ROI 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 ROI 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 ROI 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 ROI 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 ROI 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 ROI 的边界的规定的法线统计值是否超过规定的阈值;以及

与所述成功超声波图像的所述 ROI 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 ROI 计算部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,

所述判断部判断所述二维 ROI 的计算成功与否,

所述补偿部通过根据所述二维 ROI 的计算成功时的所述超声波图像数据而生成的所述成功超声波图像,来补偿所述失败超声波图像。

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 ROI 计算部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,

所述判断部判断所述二维 ROI 的计算成功与否,

所述补偿部通过基于所述二维 ROI 的计算成功时的所述二维 ROI 的边界并根据超声波图像数据而实时地生成的所述成功超声波图像,来补偿所述失败超声波图像。

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 ROI 计算部根据所述超声波图像数据来计算三维 ROI,

所述判断部判断所述三维 ROI 的计算成功与否,

所述补偿部通过基于所述三维 ROI 的三维的所述成功超声波图像来补偿基于所述三维 ROI 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 ROI 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 ROI。

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 ROI 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 ROI 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,显示其它的与所述成功超声波图像不同的标记。

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 ROI 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 ROI 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 ROI,

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,

通过基于被判断为成功的所述 ROI 的成功超声波图像来补偿基于被判断为失败的所述 ROI 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 (precut) 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 $1 \sim m$ 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 $1 \sim k$ 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 ($1 \sim k$ 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,在规定的时中的 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,在规定的时中的三维 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 的边界来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

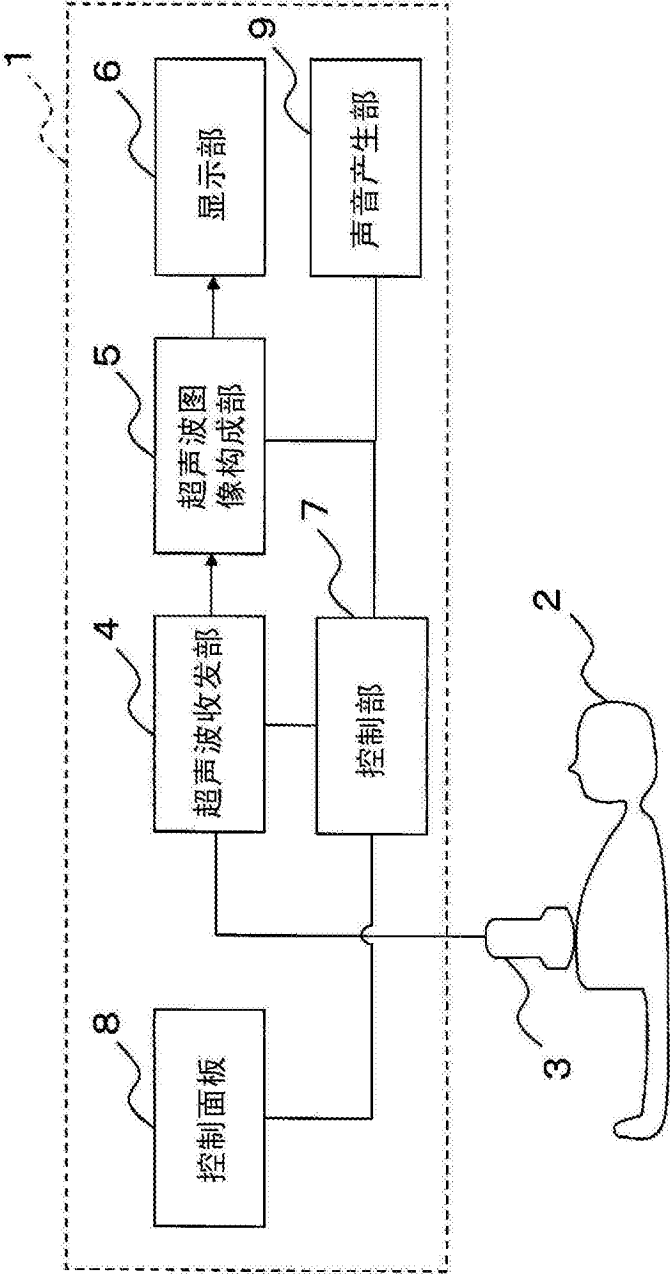


图 1

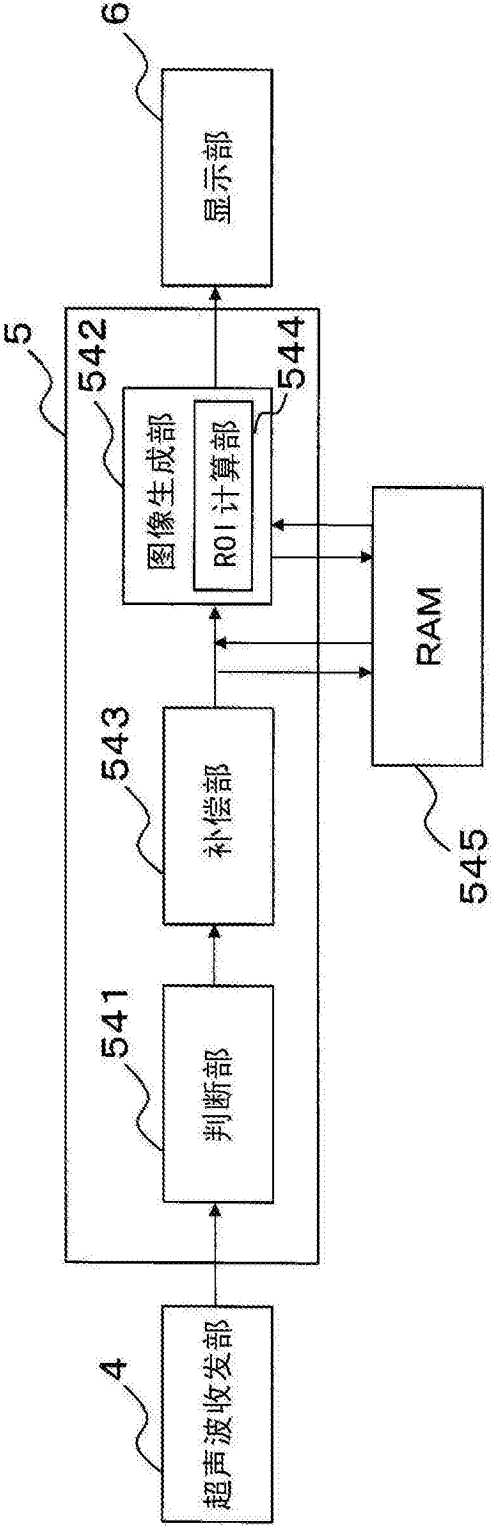


图 2

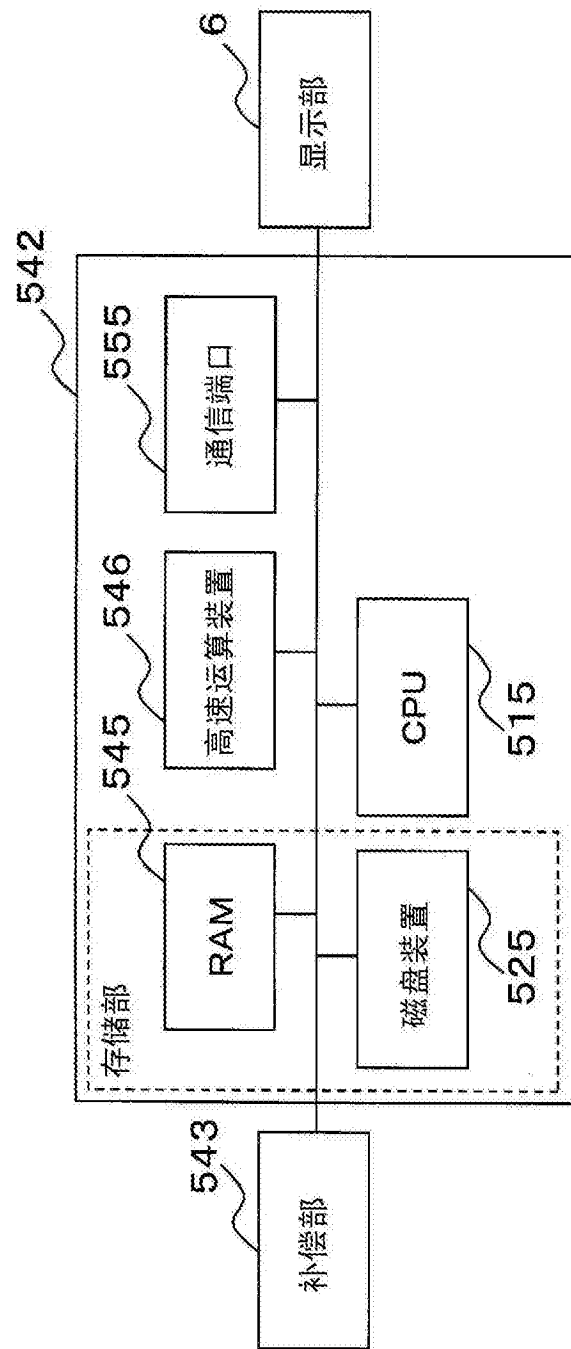


图 3

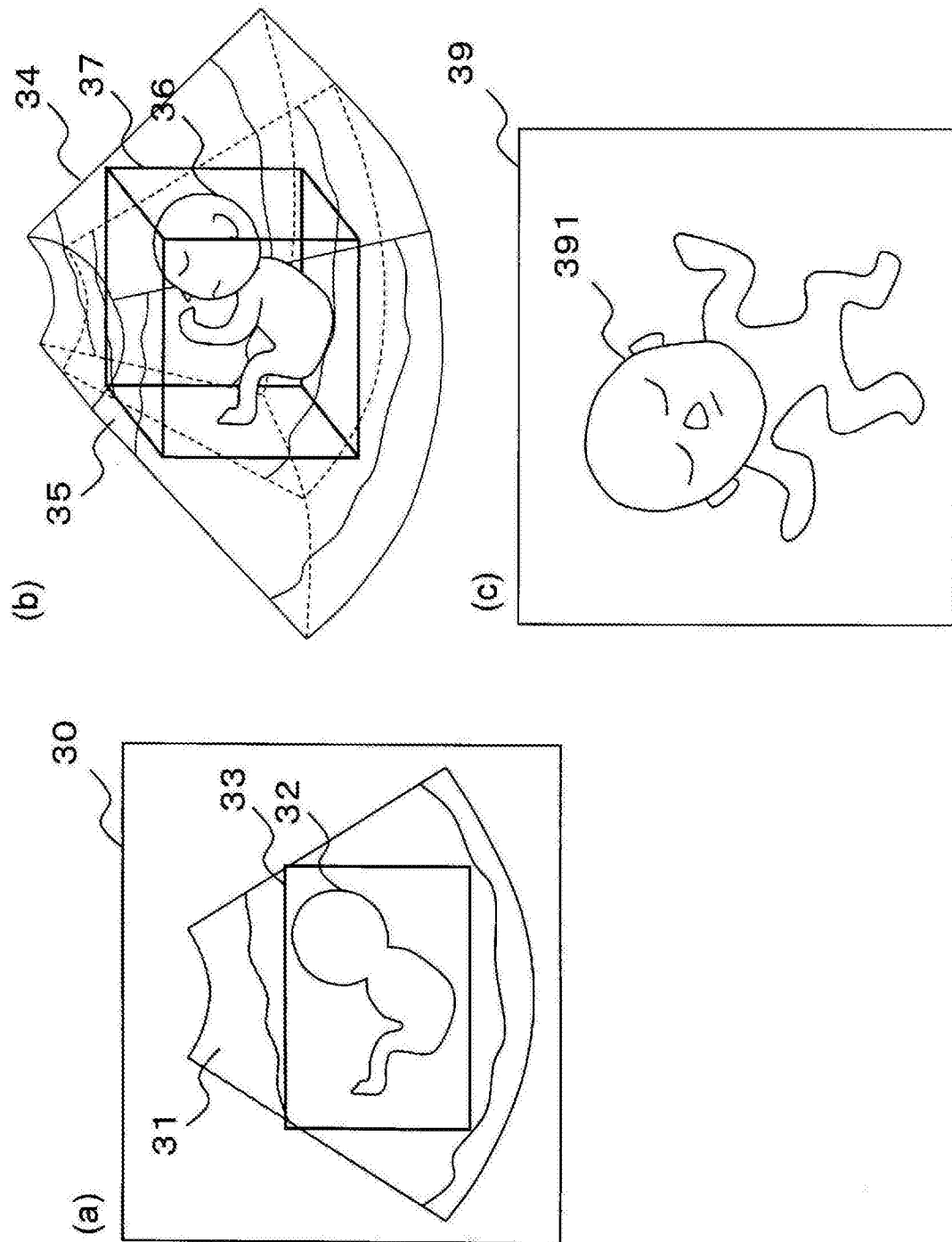


图 4

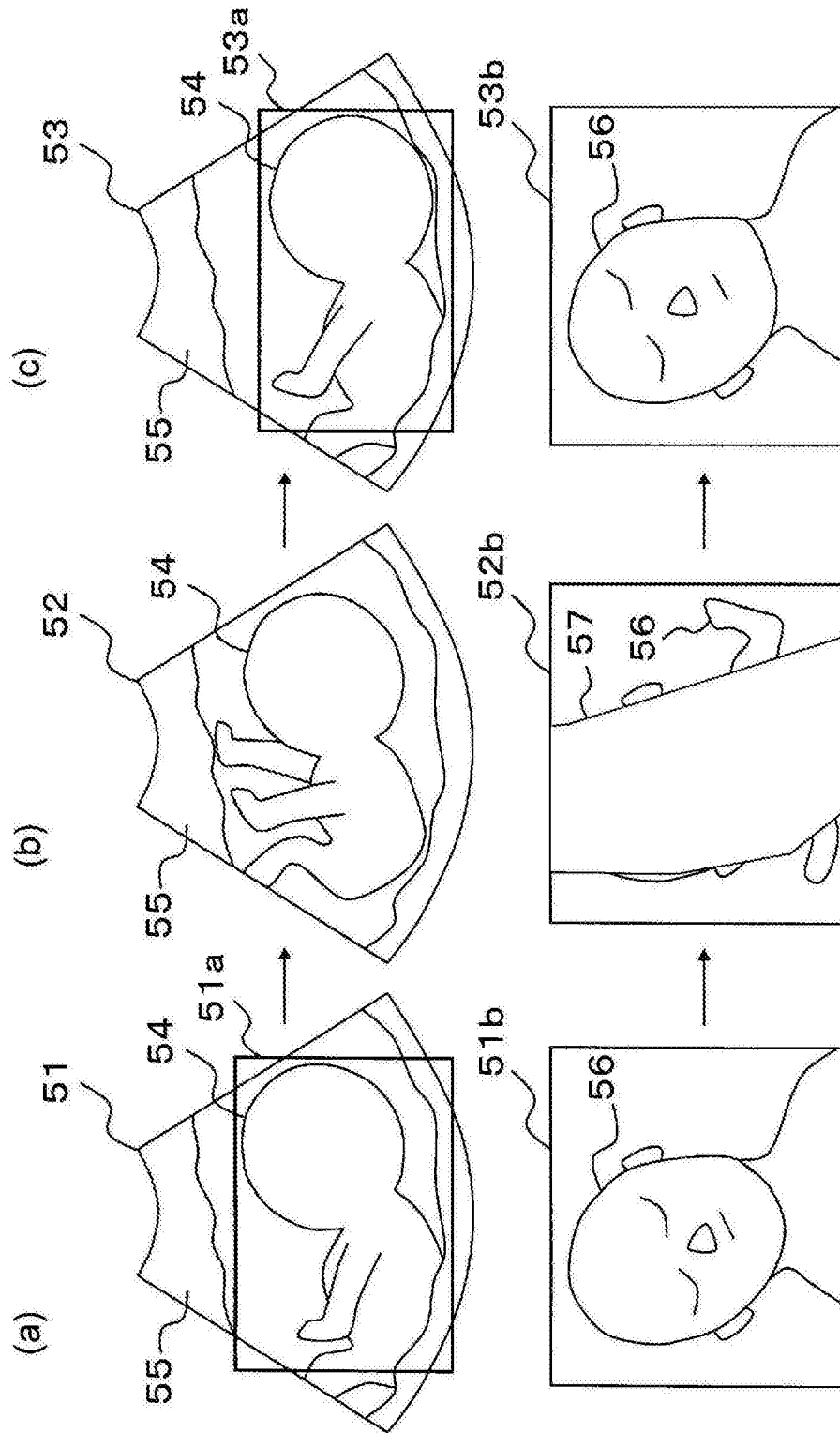


图 5

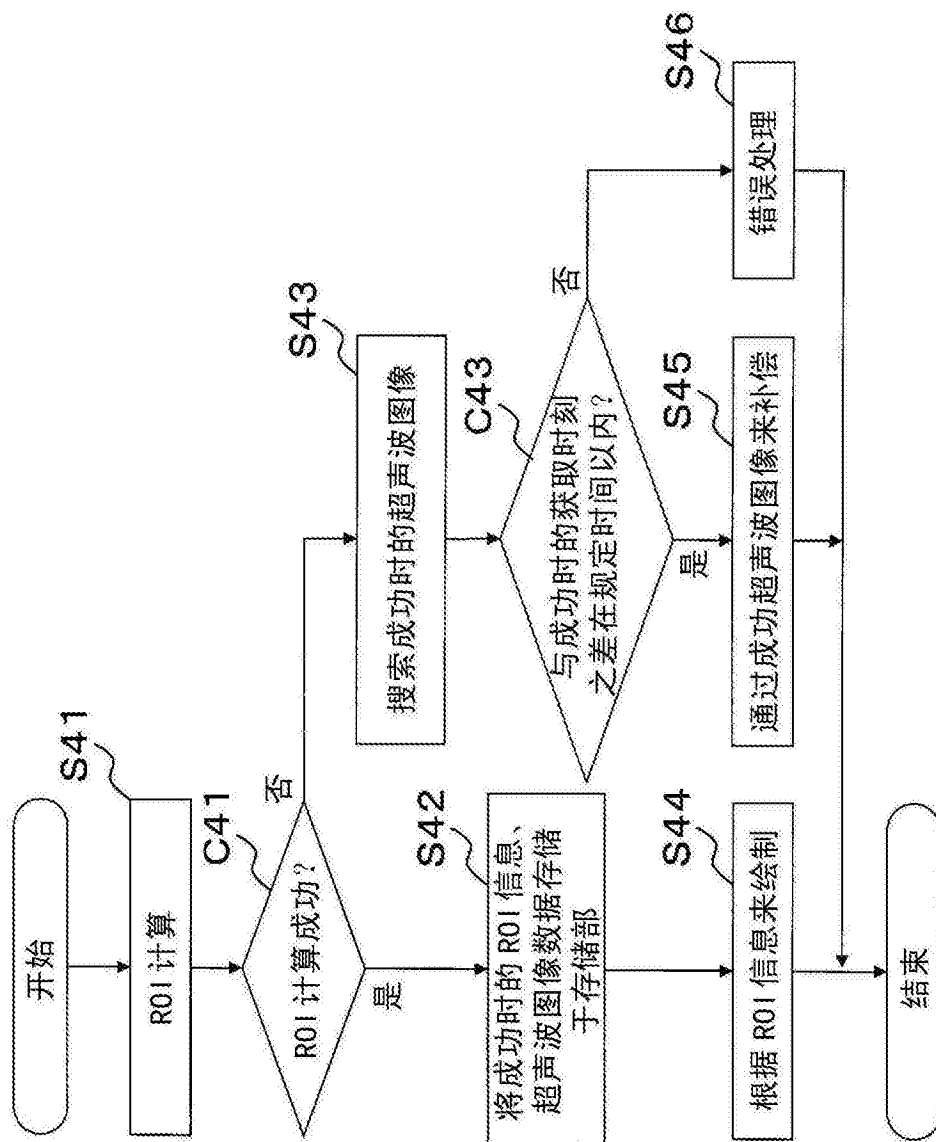


图 6

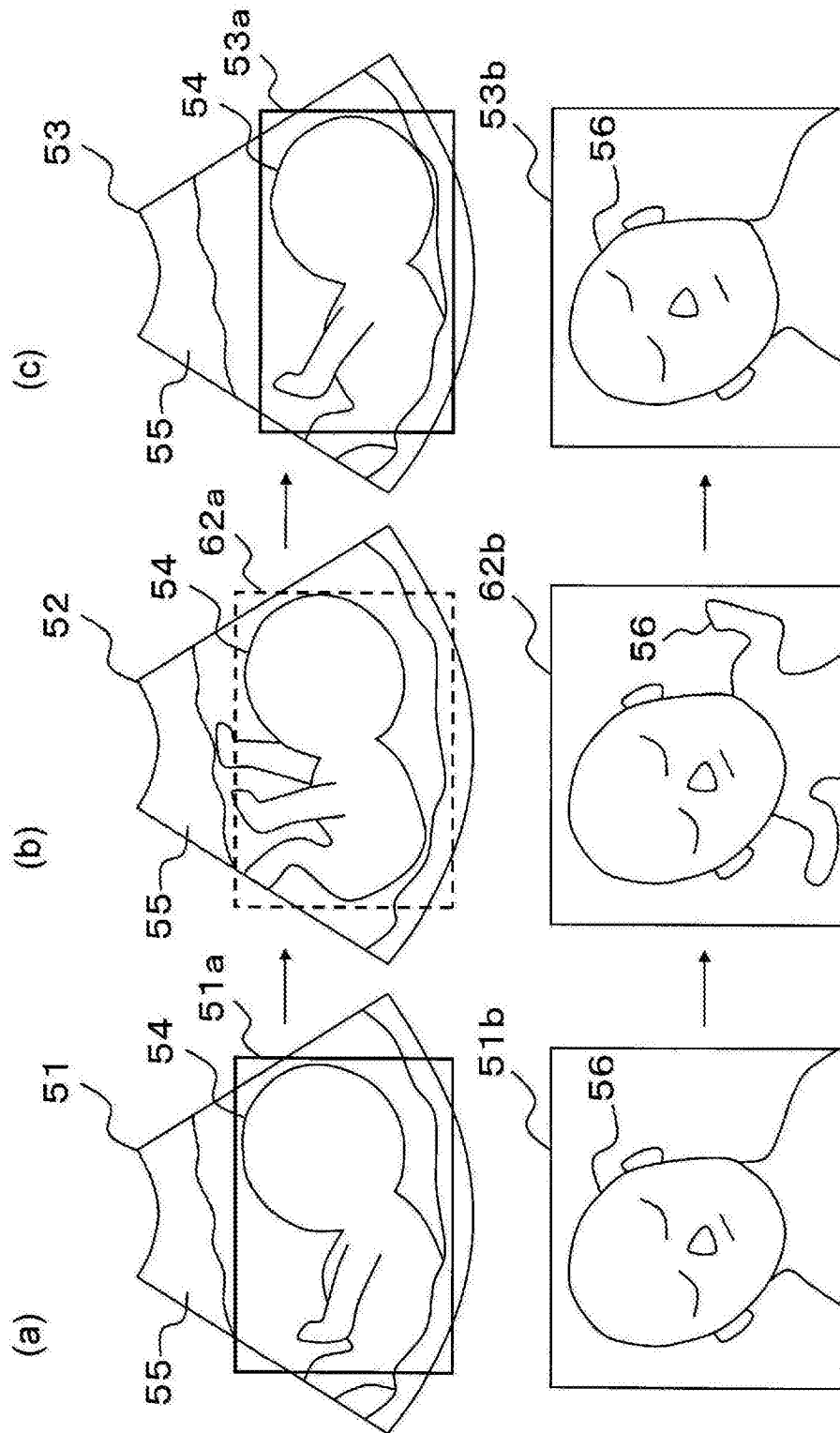


图 7

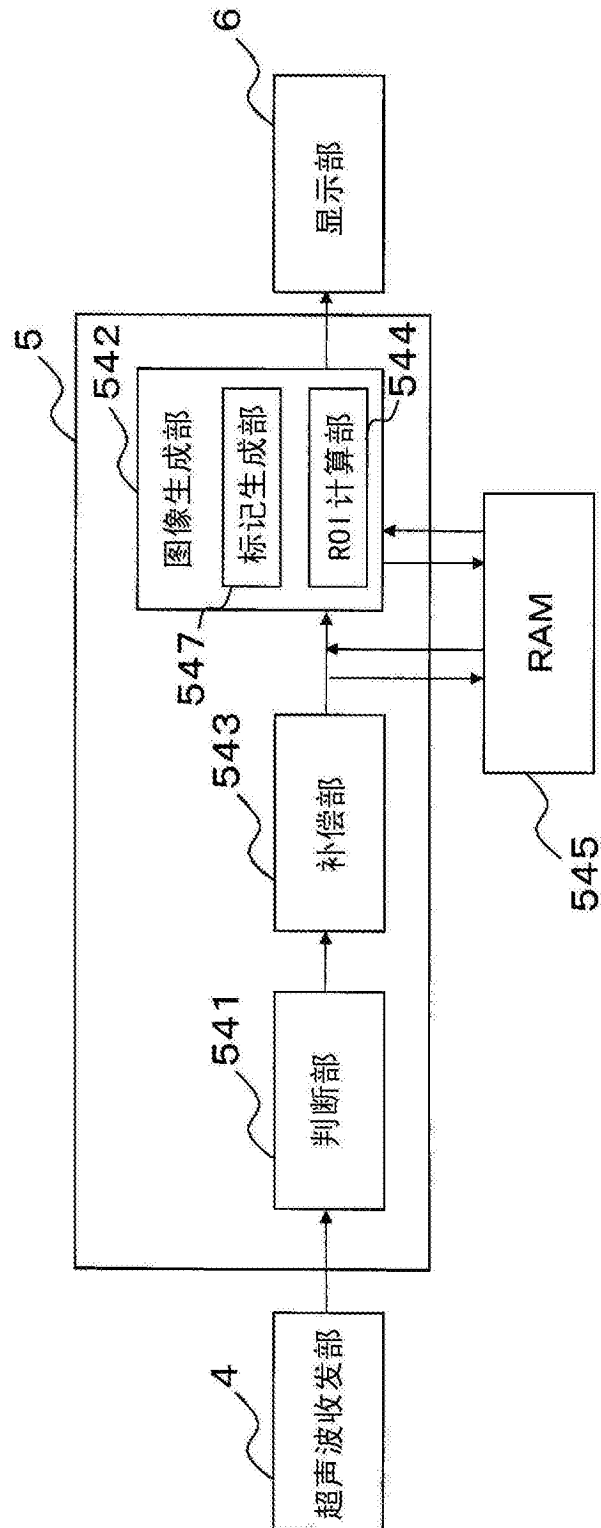


图 8

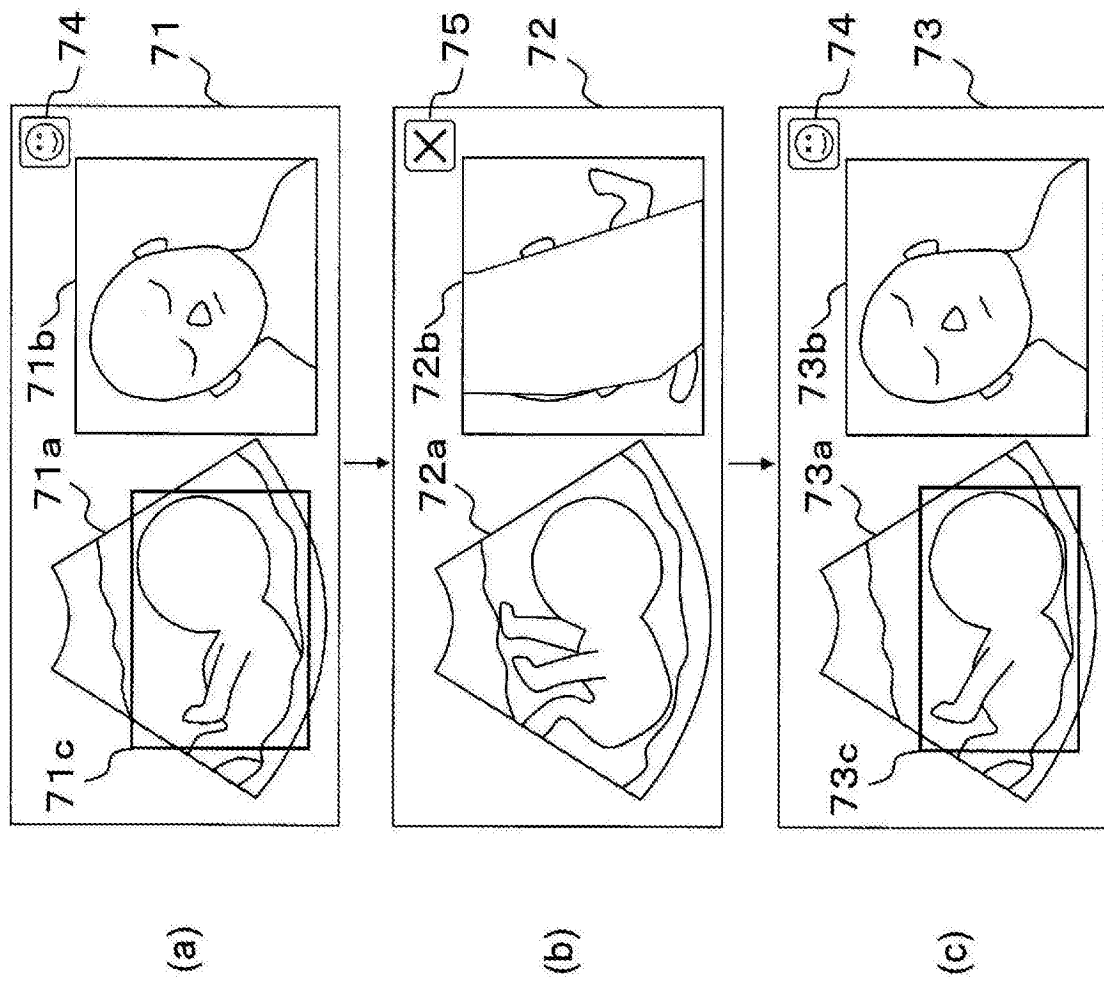


图 9

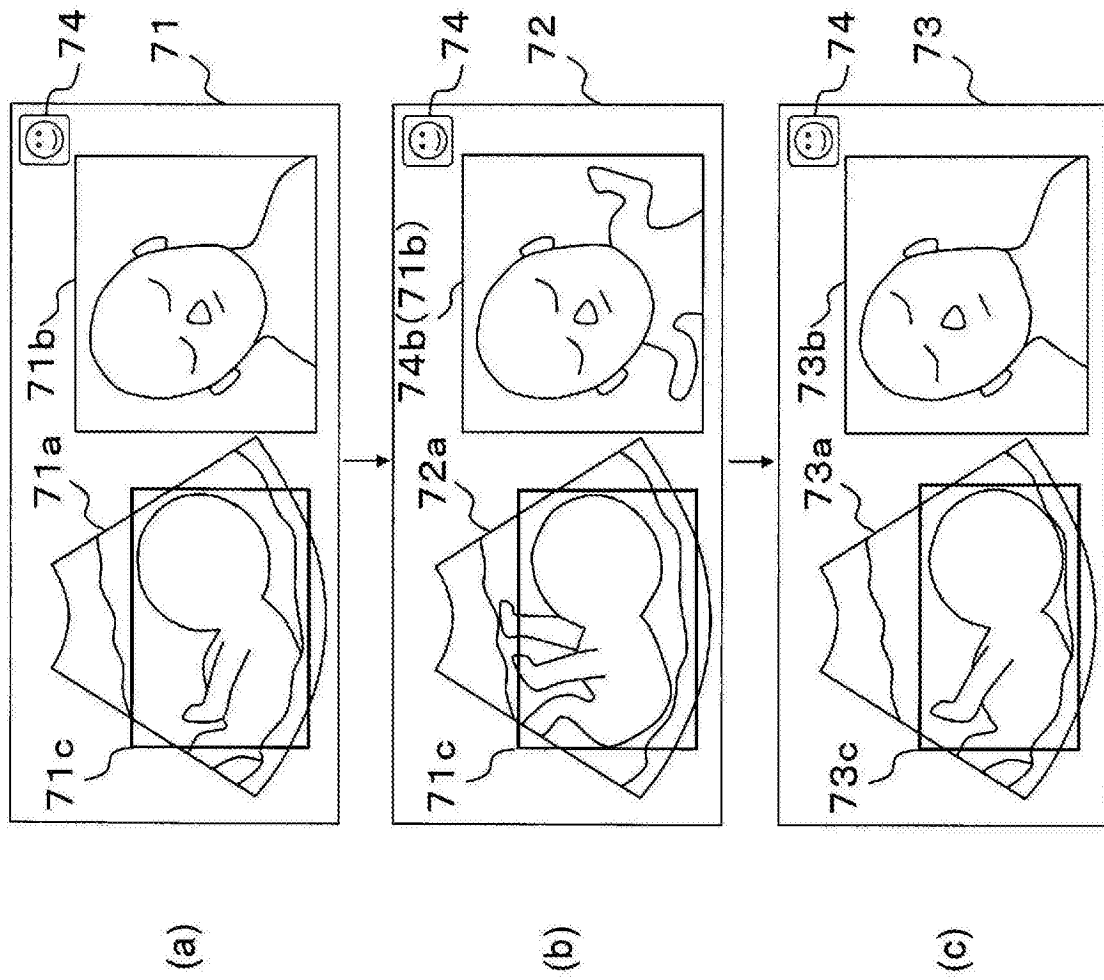


图 10

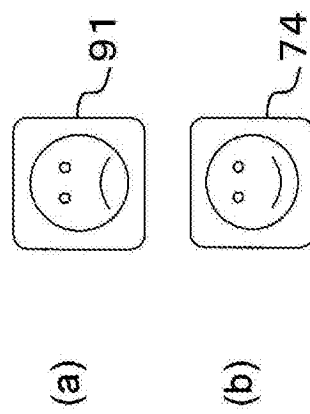


图 11

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	CN105073014A	公开(公告)日	2015-11-18
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)	日立阿洛卡医疗株式会社		
[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 A61B8/483 A61B8/5215 A61B8/5269 A61B8/54 A61B8/469 G16H50/20 G01S15/8993 G06T7/0012 G06T7/10		
代理人(译)	吴秋明		
优先权	2013062535 2013-03-25 JP		
其他公开文献	CN105073014B		
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。

