

[19] 中华人民共和国国家知识产权局



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200510006818.5

[51] Int. Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

G06T 15/00 (2006.01)

G06T 17/00 (2006.01)

[45] 授权公告日 2009 年 12 月 2 日

[11] 授权公告号 CN 100563578C

[22] 申请日 2005.1.28

[21] 申请号 200510006818.5

[30] 优先权

[32] 2004.4.1 [33] KR [31] 22567/04

[73] 专利权人 株式会社美蒂森

地址 韩国江原道洪川郡

[72] 发明人 沈载允 郭炳周 金南哲 金祥铉

[56] 参考文献

EP1083443A2 2001.3.14

US6464642B1 2002.10.15

US2003/0103665A1 2003.6.5

EP1323380A2 2003.7.2

审查员 沈显华

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

代理人 杨生平 梁永

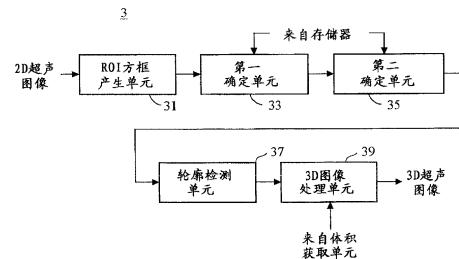
权利要求书 4 页 说明书 12 页 附图 9 页

[54] 发明名称

用于形成 3D 超声图像的设备和方法

[57] 摘要

本发明提供用于形成三维超声图像的设备和方法。本发明涉及通过自动检测目标对象的轮廓而只利用该轮廓内存在的体积数据来形成三维超声图像的三维超声诊断，包括：第一单元，用于在二维超声图像上产生感兴趣区域方框；第二单元，用于检测该感兴趣区域方框中的目标对象的轮廓；以及第三单元，用于通过再现存在于检测到的轮廓中的体积数据来形成三维超声图像。



1. 一种用于形成三维超声图像的设备，包括：

第一装置，用于在二维超声图像上设置感兴趣区域方框，在该感兴趣区域方框内产生目标对象的二维超声图像的二值化图像以及该二值化图像的表面曲线并且通过将感兴趣区域方框的每个边界移动至最靠近所产生的表面曲线的像素位置来调节该感兴趣区域方框的边界；

第二装置，用于检测在被调节的感兴趣区域方框中目标对象的二维超声图像的轮廓；

第三装置，用于通过再现存在于检测到的轮廓中的体积数据来形成三维超声图像，

第一确定装置，用于确定感兴趣区域方框的尺寸是否适合目标对象的二维超声图像的尺寸；

第二确定装置，用于确定目标对象的二维超声图像的轮廓是否可检测。

2. 如权利要求1所述的设备，其中第一装置包括：

第一单元，用于将二维超声图像分割成目标对象的图像和背景的图像；

第二单元，用于根据二维超声图像上的目标对象的类型来设置具有预定尺寸的感兴趣区域方框；以及

第三单元，用于调节该感兴趣区域方框的尺寸以适合目标对象的二维超声图像的尺寸。

3. 如权利要求2所述的设备，其中第三单元执行以下功能：

在执行了感兴趣区域方框中目标对象的二维超声图像的二值化之后，去除目标对象的二维超声图像的二值化区域中的噪声区域；

通过为二值化区域提供预定的像素值而产生目标对象的二维超声图像的二值化图像以及该二值化图像的表面曲线；以及

通过将感兴趣区域方框的每个边界移动至最靠近该表面曲线的像素位置来调节感兴趣区域方框的边界。

4. 如权利要求1所述的设备，其中第一确定装置通过计算针对目标对象的每种类型的二维图像的、预定的标准直方图和针对感兴趣区域方框中目标对象的二维超声图像的直方图的均方误差值来确定感兴趣区域方框的尺寸是否合适。

5. 如权利要求1所述的设备，其中第二确定装置执行以下功能：

通过使一种预定类型的掩码的像素与感兴趣区域方框中目标对象的二维超声图像的像素一一匹配来提取形成目标对象的二维超声图像的边界的像素；

通过根据以下等式应用边界像素的数量与和掩码一一匹配的所有像素的数量的比率以及形成边界的像素的方差来确定目标对象的二维超声图像的轮廓检测的可能性：

$$D_i = \alpha R_{1i} + \beta R_{2i}$$

其中， i 是先前存储在存储器中的相同类型目标对象的二维超声图像的数量， D_i 是表示轮廓检测的可能性的确定数值， R_{1i} 是边界像素的数量与和掩码一一匹配的所有像素的数量的比率，以及 R_{2i} 是形成边界的像素的方差，以及其中通过相同类型目标对象的各种二维超声图像的轮廓检测试验获得的系数 α 和 β 是当在以下等式中定义的均方误差值最小化时的值：

$$\varepsilon = \sum_i (D_i - (\alpha R_{1i} + \beta R_{2i}))^2$$

其中为了使均方误差值最小化，针对每个 α 和 β 执行均方误差值的偏微分，以及其中当产生的偏微分值为0时， α 和 β 被确定为系数。

6. 如权利要求1所述的设备，其中第二装置执行以下功能：

执行目标对象的二维超声图像的亮度对比度缩放，以便使感兴趣区域方框中目标对象的二维超声图像有足够的亮度对比度；

在执行了感兴趣区域方框中目标对象的二维超声图像的二值化之后，从目标对象的二维超声图像的二值化区域中去除噪声区域；

提取在二值化区域的表面内存在的像素，该二值化区域的表面通过调节感兴趣区域方框的边界而与感兴趣区域方框的边界接触；以及通过连接所提取的像素来检测目标对象的二维超声图像的轮廓。

7. 一种用于形成三维超声图像的方法，包括以下步骤：

a) 在二维超声图像上设置感兴趣区域方框，在该感兴趣区域方框内产生目标对象的二维超声图像的二值化图像以及该二值化图像的表面曲线并且通过将感兴趣区域方框的每个边界移动至最靠近所产生的表面曲线的像素位置来调节该感兴趣区域方框的边界；

- b) 确定感兴趣区域方框的尺寸是否适合目标对象的二维超声图像的尺寸;
- c) 确定目标对象的二维超声图像的轮廓是否可检测;
- d) 检测在该感兴趣区域方框中目标对象的二维超声图像的轮廓;以及
- e) 通过再现存在于检测到的轮廓中的体积数据来形成三维超声图像。

8. 如权利要求7所述的方法，其中步骤a)包括以下步骤：

- a1) 将二维超声图像分割成目标对象的图像以及与目标对象相邻的背景的图像;
- a2) 在二维超声图像上设置具有预定尺寸的兴趣区域方框；以及
- a3) 调节该兴趣区域方框的尺寸以适合目标对象的二维超声图像的尺寸。

9. 如权利要求8所述的方法，其中步骤a3)包括以下步骤：

- a3-1) 在执行了兴趣区域方框中目标对象的二维超声图像的二值化之后，去除目标对象的二维超声图像的二值化区域中的噪声区域；
- a3-2) 通过为二值化区域提供预定的像素值而产生目标对象的二维超声图像的二值化图像以及该二值化图像的表面曲线；以及
- a3-3) 通过将兴趣区域方框的每个边界移动至最靠近该表面曲线的像素位置来调节兴趣区域方框的边界。

10. 如权利要求7所述的方法，其中步骤b)包括以下步骤，即通过计算针对目标对象的每种类型的二维图像的、预定的标准直方图和针对兴趣区域方框中目标对象的二维超声图像的直方图的均方误差值来确定兴趣区域方框的尺寸是否合适。

11. 如权利要求7所述的方法，其中步骤c)包括以下步骤：

- c1) 通过使一种预定类型的掩码的像素与兴趣区域方框中目标对象的二维超声图像的像素一一匹配来提取形成目标对象的二维超声图像的边界的像素；
- c2) 通过根据以下等式应用边界像素的数量与和掩码一一匹配的所有像素的数量的比率以及形成边界的像素的方差来确定目标对象的二维超声图像的轮廓检测的可能性：

$$D_i = \alpha R_{1i} + \beta R_{2i}$$

其中， i 是先前存储在存储器中的相同类型目标对象的二维超声图像的数量， D_i 是表示轮廓检测的可能性的确定数值， R_{1i} 是边界像素的数量与和掩码一一匹配的所有像素的数量的比率，以及 R_{2i} 是形成边界的像素的方差，以及其中通过相同类型目标对象的各种二维超声图像的轮廓检测试验获得的系数 α 和 β 是当在以下等式中定义的均方误差值最小化时的值：

$$\varepsilon = \sum_i (D_i - (\alpha R_{1i} + \beta R_{2i}))^2$$

其中为了使均方误差值最小化，针对每个 α 和 β 执行均方误差值的偏微分，以及其中当所产生的偏微分值为0时， α 和 β 被确定为系数。

12. 如权利要求7所述的方法，其中步骤b)包括以下步骤：

b1) 执行目标对象的二维超声图像的亮度对比度缩放，以便使感兴趣区域方框中目标对象的二维超声图像有足够的亮度对比度；

b2) 在执行了感兴趣区域方框中目标对象的二维超声图像的二值化之后，从目标对象的二维超声图像的二值化区域中去除噪声区域；

b3) 提取在二值化区域的表面内存在的像素，该二值化区域的表面通过调节感兴趣区域方框的边界而与感兴趣区域方框的边界接触；以及

b4) 通过连接所提取的像素来检测目标对象的二维超声图像的轮廓。

用于形成 3D 超声图像的设备和方法

技术领域

本发明一般涉及一种三维 (3D) 超声诊断系统，更具体地说涉及一种用于从目标对象的二维 (2D) 超声图像中自动检测出轮廓并利用该轮廓内的体积数据形成 3D 超声图像的设备和方法。

背景技术

三维 (3D) 超声诊断系统是用于提供诸如空间信息、解剖信息等临床信息，这些临床信息不能从传统的二维图像中提供。3D 超声诊断系统从通过探针从目标对象接收的信号中获得体积数据，并且针对所获得的体积数据执行扫描转换程序。通过根据从扫描转换后的数据中获得的图像执行再现程序而在例如监视器、屏幕等显示设备上显示目标对象的 3D 超声图像。因此用户可以获得目标对象的临床信息。

如在现有技术中众所周知的，探针一般具有多个传感器，其中分别将脉冲信号输入每个传感器的定时被适当地延迟。因此聚焦超声束沿着发射扫描线被发射到目标对象中。每个传感器在不同的接收时间接收从发射扫描线上的焦点反射的回声信号。接收信号被发射给束成形器。接收信号被适当地延迟，其中在波束成形器中对延迟的接收信号求和。因此，从发射扫描线上的焦点反射的表示能级的接收聚焦束被输出。以上程序被反复执行，直到产生由多个扫描线的接收聚焦束形成的目标对象的 2D 片层图像。

体积数据获取单元通过综合 2D 超声图像而输出体积数据，该 2D 超声图像表示从束成形器输入的目标对象的截面。体积数据从由存在于 3D 空间内并用圆环坐标系定义的目标对象所反射的信号中产生。因此，为了在具有笛卡尔坐标系的显示设备（例如监视器、平面等）中执行体积数据的再现程序，需要用于执行体积数据的坐标转换的扫描转换。扫描转换在扫描转换器中实现。

扫描转换器中的扫描转换后的体积数据通过典型的容积再现程序被这样再现，使得 3D 超声图像得以显示。用户通过显示在显示设备上的 3D 超声图像获得目标对象的临床信息。

3D 超声诊断系统主要被用于在产科和妇科领域中用 3D 超声图像显示胎儿的形状。在通过扫描孕妇的腹部区域而获取了体积数据之后，根据所获取的体积数据执行容积再现程序。因此可以用 3D 超声图像显示胎儿的形状。然而由于体积数据包括子宫组织、脂肪组织、羊水、浮动物质和胎儿的混合数据，如果再现程序被直接应用于体积数据，则很难用 3D 超声图像清楚地显示胎儿的形状。因此，为了用 3D 超声图像显示胎儿的形状，需要从例如羊水等相邻区域中分割出胎儿区域。

因此，通过使用与 3D 超声诊断系统连接的外部接口设备（例如鼠标、键盘等），可以产生包围显示设备上显示的 2D 超声图像中胎儿形状的兴趣区域（ROI）方框，如图 1A 所示。此后，如图 1B 所示，通过细致地操作外部接口产生最后的 ROI 方框。存在于从该 ROI 方框内的图像中检测出的轮廓内的体积数据被这样再现，使得胎儿的 3D 超声图像能够被显示。

然而，由于 ROI 方框的产生以及目标对象图像的轮廓的检测都是由用户在 3D 超声诊断系统中手动地进行操作，所以最后显示的 3D 超声图像的质量取决于用户的专门技能。换句话说，根据产生 ROI 方框的用户，ROI 方框的尺寸是不一致的。同样地，由于不能精确地显示所期望的目标对象的 3D 超声图像，经常存在问题。

而且即使用户是专家，也存在问题，即产生 ROI 方框以及从 2D 超声图像中检测出目标对象图像的轮廓需花费很长的工作时间。这是因为用户直接在 2D 超声图像上产生 ROI 方框。此外，如果对于所期望的目标对象的 3D 超声图像而言 ROI 方框的尺寸不精确，则存在以下问题，即在体积数据再现程序或 ROI 方框中的目标对象的轮廓检测程序中可能会产生误差。

发明内容

因此，本发明的一个目的是提供用于在减小可能在体积数据再现过程和目标对象的轮廓检测过程中产生的误差的同时形成目标对象的精确的 3D 超声图像的设备和方法。本发明的另一个目的是通过自动地产生 ROI 方框并且检测存在于 ROI 方框内的目标对象的轮廓来减少在产生兴趣（ROI）方框的过程以及检测目标对象的轮廓的过程中耗费的时间。

根据本发明的一个方面，提供一种用于形成三维（3D）超声图像的

设备，包括：第一单元，用于在 2D 超声图像上产生感兴趣区域 (ROI) 方框；第二单元，用于检测 ROI 方框中的目标对象的轮廓；以及第三单元，用于通过再现存在于检测到的轮廓中的体积数据来形成 3D 超声图像。

根据本发明的另一方面，提供一种用于形成三维 (3D) 超声图像的方法，包括以下步骤：a) 在 2D 超声图像上产生感兴趣区域 (ROI) 方框；b) 检测 ROI 方框中的目标对象的轮廓；以及 c) 通过再现存在于检测到的轮廓中的体积数据来形成 3D 超声图像。

附图说明

根据以下结合附图给出的优选实施例的说明，本发明的上述以及其他目的和特征将变得显而易见，其中：

图 1A 和 1B 是描述在 2D 超声图像上产生的感兴趣区域 (ROI) 方框的图；

图 2 是说明用于形成 3D 超声图像的设备的示意性框图，该设备根据本发明的优选实施例构成；

图 3 是说明图 2 的 ROI 方框产生单元的详细的框图；

图 4A 至 4C 是说明对 2D 超声图像进行图像分割的结果的实例；

图 5A 至 5F 示出了自动调节用于胎儿面部图像的 ROI 方框的尺寸的过程；

图 6A 示出了用于确定目标对象图像的轮廓检测能力的掩码；

图 6B 是说明应用掩码的 2D 超声图像的图；

图 7A 和 7B 示出了对 ROI 方框中的目标对象图像执行平滑和亮度对比度的实例；

图 8A 和 8B 示出了对 ROI 方框中的目标对象图像执行二值化的实例；以及

图 9A 和 9B 示出了检测胎儿图像的上表面上的轮廓的实例。

具体实施方式

图 2 是说明 3D 超声诊断设备中的三维 (3D) 超声图像形成设备 3 的示意性框图，该 3D 超声图像形成设备 3 根据本发明的优选实施例构成。该 3D 超声图像形成设备 3 包括感兴趣区域 (ROI) 方框产生单元 31、第

一确定单元 33、第二确定单元 35、轮廓检测单元 37 和 3D 图像处理单元 39。当安装在该 3D 超声图像形成设备 3 中的控制面板（未示出）的 3D 按钮被激活时，该 3D 超声图像形成设备 3 开始工作。

如果用户激活了该 3D 按钮，通过 3D 超声诊断设备中的探针和束成形器获取的 2D 超声图像中的一个则以亮度模式（B-mode）显示在显示设备（未示出）上。根据本发明，显示在显示设备上的 2D 超声图像是表示目标对象的一个中心片层的 2D 超声图像。B-mode 表示从目标对象反射的信号能量以亮度水平进行显示。ROI 方框产生单元 31 在显示在显示设备上的 2D 超声图像上自动产生 ROI 方框。

第一确定单元 33 确定自动产生的 ROI 方框的尺寸是否适合目标对象的 2D 超声图像的尺寸。第二确定单元 35 确定存在于 ROI 方框内的目标对象的轮廓是否能够被检测。轮廓检测单元 37 检测存在于 ROI 方框内的目标对象的轮廓。3D 图像处理单元 39 在存储于体积数据获取单元内的体积数据中选择存在于目标对象轮廓中的体积数据，并且通过再现这些体积数据来形成 3D 超声图像。

在下文中将通过参考图 3 至 5F 来详细讲述用于在 2D 超声图像上自动产生 ROI 方框的 ROI 方框产生单元 31，该 2D 超声图像显示在 3D 超声诊断设备的显示设备上。

图 3 是说明图 2 的 ROI 方框产生单元 31 的详细的框图。如图 3 所示，ROI 方框产生单元 31 包括图像分割单元 311、ROI 方框设置单元 313 和 ROI 方框调节单元 315。图像分割单元 311 将 2D 超声图像分割成目标对象图像和与该目标对象相邻的背景图像。ROI 方框设置单元 313 在 2D 超声图像上设置具有预定尺寸的 ROI 方框，而 ROI 方框调节单元 315 调节该 ROI 方框的尺寸。

由于在用于形成目标对象的体积数据的 2D 超声图像中存在一些使清楚地显示 3D 超声图像变得困难的因素（例如斑点噪声等），所以应首先执行用于消除这种因素的程序。图像处理单元 311 通过滤波程序来消除存在于 2D 超声图像中的斑点噪声。根据本发明的优选实施例，通过使用一个 Lee 滤波器来执行滤波程序，以便只消除斑点噪声，同时保留 2D 超声图像中目标对象的边缘信息。

图像分割单元 311 为已消除斑点噪声的 2D 超声图像的二值化设置一个阈值。通过参考该阈值这样对 2D 超声图像进行二值化，以致该 2D 超

声图像能够被分割成两类。由于该 2D 超声图像以 B-mode 显示，所以根据该 2D 超声图像的亮度来设置该阈值。例如，如果具有像素值 0 至 255 的 2D 超声图像的阈值为 “ t ”，则该 2D 超声图像被分割成具有像素值 $\{0, 1, 2, \dots, t\}$ 的第一类以及具有像素值 $\{t, t+1, t+2, \dots, 255\}$ 的第二类。

图像分割单元 311 根据第一二值化阈值 t_1 对 2D 超声图像执行第一分割程序。因此，该 2D 超声图像可以被分割成目标对象图像和背景图像。通过参考第二阈值 t_2 执行针对通过第一分割程序被分割出来的背景图像的第二分割程序。因此该背景图像可以被分割成目标对象图像和背景图像。此后，通过参考第三阈值 t_3 执行针对通过第二分割程序被分割出来的背景图像的第三分割程序，以致于背景图像最后被分割成目标对象图像和背景图像。由于反复执行这些分割程序，所以图像分割单元 311 将 2D 超声图像更清楚地分割成目标对象图像和与该目标对象图像相邻的背景图像。在图像分割单元 311 中产生的分割图像的值被输出到 ROI 方框调节单元 315。

图 4A 示出了原始的 2D 超声图像。图 4B 示出了执行了一次图像分割程序的 2D 超声图像。图 4C 示出了执行了两次图像分割程序的 2D 超声图像。

ROI 方框设置单元 313 设置配置有四个边界的 ROI 方框的尺寸，并且将所设置的 ROI 方框输出到 ROI 方框调节单元 315，该边界在最初显示在显示设备上的 2D 超声图像上产生。一般根据需要以 3D 超声图像显示的目标对象的类型来预先设置 ROI 方框的尺寸。

ROI 方框调节单元 315 调节由 ROI 方框设置单元 313 设置的 ROI 方框的尺寸，以适合存在于 ROI 方框内的目标对象的尺寸。在这段时间期间，目标对象图像的特征对于调节 ROI 方框的尺寸而言变成一个重要的因素。胎儿是目标对象的一个例子。胎儿的超声图像在头部和身体之间的边界处具有一个凹部，其中头部的前表面比身体的前表面更弯曲，该头部的前表面为面部的表面。还存在面部比身体长的特征。

参考图 5 来描述在 ROI 方框调节单元 315 中将针对整个胎儿的 ROI 方框的尺寸自动调节成针对面部的 ROI 方框的尺寸的一个实例。

首先，如图 4C 所示，ROI 方框调节单元 315 从经图像分割后的 2D 超声图像中选择存在于由 ROI 方框设置单元 313 设置的 ROI 方框内的图

像。如图 5A 所示，为所选择的胎儿图像设置一个二值化阈值，其中通过参考该阈值而将二值化处理应用于所选择的胎儿图像。接着，ROI 方框调节单元 315 从胎儿图像的二值化区域中去除噪声区域。因此如图 5B 所示检测到利用一部分胎儿图像确定的二值化区域。更具体地说，ROI 方框调节单元 315 检查每个二值化区域的亮度并且计算亮度平均值。当二值化区域的亮度低于亮度平均值时，该二值化区域则被认为是噪声区域并因此被去除。而且即使亮度大于亮度平均值，噪声区域也可能存在。因此，ROI 方框调节单元 315 在二值化区域上设置一个阈值。同样地，当二值化区域的一个像素值低于该阈值时，该二值化区域则被认为是噪声区域并因此被去除。

在从二值化区域中去除了噪声区域之后，ROI 方框调节单元 315 为全部像素分配像素值“255”，该全部像素存在于从位于所检测到的二值化区域的上表面上的像素到位于由 ROI 方框设置单元 313 所设置的 ROI 方框下边界上的像素中。因此，可以产生如图 5C 所示的胎儿的二值化图像。接着，ROI 方框调节单元 315 如图 5D 所示在该二值化图像上产生表面曲线。然后，ROI 方框调节单元 315 搜索该表面曲线上彼此相连的像素中相对最大的点和相对最小的点，并且指定对应于胎儿头部和身体之间凹部的相对最小的点。

如图 5D 所示，在对应于胎儿头部和身体之间凹部的相对最小的点被指定为 N2 之后，ROI 方框调节单元 315 指定表面曲线的起始点 N1 和端点 N3。因此，该表面曲线被分割成两个区域 [N1, N2] 和 [N2, N3]。ROI 方框调节单元 315 计算在第一表面曲线区域 [N1, N2] 和第二表面曲线区域 [N2, N3] 上存在的相对最大的点的数量。此外，具有较大量相对最大的点的区域被确定为胎儿的面部表面。由于胎儿面部表面弯曲度大比胎儿身体表面弯曲度，所以胎儿面部上的相对最大的点的数量大于胎儿身体上的相对最大的点的数量。

在确定了胎儿的面部区域之后，ROI 方框调节单元 315 将 ROI 方框的左边界移动到表面曲线的相对最大的点 N2。因此，ROI 方框调节单元 315 自动地调节由 ROI 方框设置单元 313 所设置的 ROI 方框的左/右边界的位置以适应胎儿图像的面部大小。图 5E 示出了一个实例，其中设置在显示于显示设备上的 2D 超声图像上的 ROI 方框的左/右边界由 ROI 方框调节单元 315 自动地进行调节。

在为胎儿面部图像调节了 ROI 方框的左/右边界之后, ROI 方框调节单元 315 为存在于调节后的 ROI 方框内的胎儿面部图像执行二值化、噪声区域去除、二值化图像产生和表面曲线产生程序。为了从胎儿图像中产生二值化图像, ROI 方框调节单元 315 给由从胎儿面部图像中检测到的二值化区域的最左边的表面到调节后的 ROI 方框的右边界而存在的全部像素分配像素值“255”。

ROI 方框调节单元 315 将 ROI 方框的上边界朝着 ROI 方框的下边界移动, 直到上边界与表面曲线接触。然后其将上边界与表面曲线接触的位置确定为 ROI 方框的上边界位置。同样地, ROI 方框调节单元 315 将 ROI 方框的下边界朝着 ROI 方框的上边界移动, 直到下边界到达表面曲线。然后其将 ROI 方框的下边界与表面曲线接触的位置确定为 ROI 方框的下边界位置。图 5F 示出了一个实例, 其中在 2D 超声图像上所设置的 ROI 方框最后由 ROI 方框调节单元 315 针对胎儿面部图像而调节。

为了简便起见, 虽然针对胎儿图像描述了 ROI 方框产生单元 31 中的 ROI 方框调节程序, 但是显而易见的是, 通过根据上述 ROI 方框调节程序自动调节 ROI 方框的边界, 可以调节在 2D 超声图像的任意目标对象上所设置的 ROI 方框的尺寸以适合任意目标对象的尺寸。

图 2 所示的第一确定单元 33 确定在 ROI 方框产生单元 31 中产生的 ROI 方框的尺寸对目标对象图像而言的适宜性。一般对相同类型的目标对象图像而言从 ROI 方框产生单元 31 中产生的 ROI 方框具有相似的尺寸。因此, 第一确定单元 33 从构造在 3D 超声诊断系统中的存储器(没有示出)中选择标准直方图中的一个, 该标准直方图预先为每种类型的目标对象图像所设置。然后计算为目标对象图像所选择的一个直方图和多个直方图的均方误差值, 该目标对象图像存在于从 ROI 方框产生单元 31 输入的 ROI 方框内。

结果, 如果所计算的均方误差值大于以前预定的值, 第一确定单元 33 则确定从 ROI 方框产生单元 31 中产生的 ROI 方框的尺寸是不适当的, 于是停止 3D 超声诊断系统的操作。此后, 其通知用户: 所产生的 ROI 方框的尺寸是不适当的。另一方面, 如果所计算的均方误差值小于预定的值, 第一确定单元 33 则确定从 ROI 方框产生单元 31 中产生的 ROI 方框的尺寸是适当的。然后, 其将从 ROI 方框产生单元 31 输入的 2D 超声图像输出给第二确定单元 35。从 ROI 方框产生单元 31 输入的 ROI 方框中

的目标对象图像的直方图被发送给存储器以更新目标对象图像的标准直方图。

图 2 所示的第二确定单元 35 确定是否能检测到 ROI 方框中目标对象图像的轮廓。也即，当第二确定单元 35 确定 ROI 方框中目标对象图像的轮廓检测的可能性时，其提高用于在 3D 超声诊断系统中显示 3D 超声图像的功率。因为超声的吸收和反射根据目标对象（例如胎儿以及包围胎儿的羊水）的每部分而不用，所以由于清楚地表示亮度差别的边缘效应而在 2D 超声图像的目标对象中形成边界。第二确定单元 35 基于边缘效应确定目标对象的轮廓检测的可能性。

图 6A 示出了用于确定是否能检测 2D 超声图像的轮廓的掩码。图 6B 示出了应用图 6A 的掩码的超声图像。通常使用配置有 3×3 的像素的掩码以检测 2D 超声图像中目标对象的边界。在设计 2D 超声图像的掩码时，(1) 对应于黑暗部分的像素值被设置为 “-1”，(2) 对应于明亮部分的像素值被设置为 “1”，以及 (3) 形成黑暗部分和明亮部分之间的边界的像素值被设置为 “0”。根据本发明的优选实施例，使用如图 6A 所示的、配置有扩展了形成边界的像素区域的 5×5 像素的掩码。构成掩码的像素的大小与构成 2D 超声图像的像素的大小相同。

第二确定单元 35 通过使位于掩码（图 6A 所示）中心的像素与在与从 ROI 方框的上边界到胎儿面部图像的一半的一部分对应的区域 “A” 中存在的所有像素一一匹配来检测形成边界的像素。只对（从 ROI 方框的上边界到胎儿面部图像的一半）这样的部分执行形成边界的像素的检测程序是为了提高检测速度并且防止在不期望的区域产生边缘区域。

更具体地说， 5×5 的掩码的中心像素首先与区域 “A” 中存在的一个任意像素匹配。接着，第二确定单元 35 在区域 “A” 中选择分布在该任意像素附近并且与构成 5×5 的掩码的像素一一匹配的像素。此后，第二确定单元 35 将所选择的像素的像素值分别与构成 5×5 的掩码的像素的像素值、即 “-1”、“1” 或 “0” 相乘。然后其计算产生的值的总和，以便第二确定单元 35 最后将总值确定为该任意像素的新像素值，该任意像素存在于区域 “A” 中并且与 5×5 的掩码的中心像素匹配。第二确定单元 35 将上述程序应用于区域 “A” 中存在的所有像素并且确定形成目标对象的边界的像素，该目标对象具有像素值超过最新确定的像素值中预定的像素值的像素。根据本发明的优选实施例，对应于最新确定的像

素值中高等级的 20% 的像素被确定为表示边缘像素的参考像素。

在检测出形成边界的像素之后，第二确定单元 35 计算边界像素的数量与构成区域“A”的所有像素的数量的比率以及形成边界的像素的方差。此后，该比率以及方差被应用于下列等式 1，以便第二确定单元 35 确定目标对象的轮廓检测的可能性。

$$D_i = \alpha R_{1i} + \beta R_{2i} \quad \text{Eq. 1}$$

其中， i 是被输入到第二确定单元 35 中的相同类型目标对象的 2D 超声图像的数量， D_i 是表示轮廓检测可能性的确定数值， R_{1i} 是边界像素的数量与构成区域“A”的所有像素的数量的比率，以及 R_{2i} 是形成边界的像素的方差。 α 和 β 是等式、例如等式 1 的系统，其通过相同类型目标对象的各种 2D 超声图像的轮廓检测试验获得。

特别地，第二确定单元从构造在 3D 超声诊断系统中的存储器中选择相同类型目标对象的各种 2D 超声图像。第二确定单元 35 为其轮廓能够被检测的 2D 超声图像赋予一个确定值“1”。其还为所选择的 2D 超声图像中其轮廓不能被检测的 2D 超声图像赋予一个确定值“0”。当在下列等式 2 中定义的均方误差值通过使用从存储器中选择的每个 2D 超声图像的确定值以及比率 R_{1i} 和 R_{2i} 而被最小化时，第二确定单元 35 计算 α 和 β 。

$$\varepsilon = \sum_i (D_i - (\alpha R_{1i} + \beta R_{2i}))^2 \quad \text{Eq. 2}$$

为了使均方误差值最小化，第二确定单元 35 对 α 和 β 的等式 2 执行偏微分。在执行偏微分的等式的产生值变成“0”的情况下， α 和 β 被确定为等式 1 的系数。第二确定单元 35 将 R_{1i} 、 R_{2i} 、 α 和 β 应用于等式 1，以便通过第一确定单元 33 输入的 ROI 方框中的目标对象图像的确定值能够被计算。最后，第二确定单元 35 确定：当所计算的确定值大于预定的设置值时能够检测 ROI 方框中的目标对象图像的轮廓。然后，所输入的 2D 超声图像被输出到（图 2 中所示的）轮廓检测单元 37。另一方面，当所计算的确定值小于预定的设置值时，第二确定单元 35 确定不能检测 ROI 方框中的目标对象图像的轮廓并且停止 3D 超声诊断系统的操作。此后，第二确定单元 35 通知用户不能检测目标对象图像的轮廓。

为了简便起见，描述了通过检测在 ROI 方框的上边界和胎儿面部图像之间存在的边界像素来确定胎儿面部图像上表面的轮廓检测可能性的程序。然而，根据上述程序，应检测在 ROI 方框的底、左和右边界和胎儿面部图像之间存在的边界像素，以便确定胎儿面部图像的轮廓检测可能性。针对这样的程序，应使用转换图 6A 的 5×5 掩码的像素值的掩码。也即，针对 ROI 方框的底边界，应使用一个掩码，其中位于（图 6A 中所示的） 5×5 掩码的第一行 42 的像素值为“-1”并且位于第五行 44 的像素值为“1”。针对 ROI 方框的左边界，应使用一个掩码，其中位于（图 6A 中所示的） 5×5 掩码的第一列 46 的像素值为“-1”并且位于第五列 48 的像素值为“1”。同样地，针对 ROI 方框的右边界，应使用一个掩码，其中位于（图 6A 中所示的） 5×5 掩码的第一列 46 的像素值为“1”并且位于第五列 48 的像素值为“-1”。

由于根据上述程序执行用于确定胎儿面部图像的底、左和右表面的轮廓检测可能性的程序，所以在此将省略详细的说明。而且上述用于确定轮廓检测可能性的确定程序也可应用于任意的目标对象。

（图 2 中所示的）轮廓检测单元 37 检测从第二确定单元 35 输入的、ROI 方框中存在的目标对象的轮廓。首先，为了补偿不具有足够亮度对比度的目标对象的缺陷，轮廓检测单元 37 经由通过使用 Lee 滤波器等去除存在于 ROI 方框内的目标对象中的斑点噪声来执行目标对象的平滑。此后，通过给构成 ROI 方框内的目标对象图像的像素提供在等式 3 中定义的像素值来执行目标对象的亮度对比度缩放。

$$F(x) = \begin{cases} 0 & \text{for } x \leq low \\ \frac{255 \times (x - low)}{(high - low)} & \text{for } low < x < high \\ 255 & \text{for } high \leq x \end{cases} \quad \text{Eq. 3}$$

其中， $F(x)$ 是由轮廓检测单元 37 提供的新像素值， x 是构成从第二确定单元 35 输入的目标对象图像的像素的老像素值，“ low ”是从第二确定单元 35 输入的目标对象的直方图低范围中的临界值，以及“ $high$ ”是从第二确定单元 35 输入的目标对象的直方图高范围中的临界值。

图 7A 和 7B 表出说明在轮廓检测单元 37 中对 ROI 方框中的目标对象执行平滑和亮度对比度缩放的结果的实例，该 ROI 方框是以前设置的。

下面将描述用于检测胎儿图像的轮廓的程序。

轮廓检测单元 37 为 ROI 方框中的胎儿图像设置一个二值化阈值，并且通过作为参考的所设置的二值化阈值而执行胎儿图像的二值化。接着，轮廓检测单元 37 通过从胎儿图像的二值化区域中去除噪声区域来检测被确定为一部分胎儿图像的区域。也即，轮廓检测单元 37 检查二值化区域的亮度值并计算其平均值。在二值化区域中，如果二值化区域的亮度值小于平均亮度值，则该二值化区域被视为噪声区域并因此被去除。而且即使亮度值大于平均亮度值，由于噪声区域也可能存在，所以轮廓检测单元 37 为二值化区域的尺寸设置一个阈值。因此，如果二值化区域的尺寸小于该阈值，则该二值化区域被视为噪声区域并因此被去除。图 8A 和 8B 表示说明在轮廓检测单元 37 中对 ROI 方框中的胎儿图像执行二值化并从二值化区域中去除噪声区域的结果的实例。

下面考虑图 9 来说明在轮廓检测单元 37 中执行的轮廓检测程序。如果如图 8B 所示产生胎儿图像的二值化区域，轮廓检测单元 37 则将（没有示出的）ROI 方框的上边界朝着（没有示出的）下边界移动，以便检测出胎儿图像的轮廓。接着，轮廓检测单元 37 提取对应于与 ROI 方框上边界接触的二值化区域的上表面的像素，并将所提取的像素与相邻像素相互连接。由于在胎儿图像的头部和身体之间存在一个深的凹部，所以获得如图 9A 所示的胎儿图像的上表面的轮廓。如果检测到如图 9A 所示的分离的轮廓，轮廓检测单元 37 则连接这些轮廓以由此获得最终的轮廓。图 9B 示出了一个实例，其将检测到的轮廓应用于在显示设备上显示的 2D 超声图像。

为了简便起见，只描述了胎儿图像上表面的轮廓检测程序。同样地，通过将上述程序应用于底、左和右边界可以检测底、左和后表面的轮廓。最后，轮廓检测单元 37 输出 2D 超声图像，在该 2D 超声图像中从胎儿图像中检测到的轮廓被显示给（如图 2 所示的）3D 图像处理单元 39。

3D 图像处理单元 39 通过只再现目标对象的体积数据来形成 3D 超声图像。针对这种程序，3D 图像处理单元 39 从存储在（没有示出的）电压数据获取单元中的电压数据中选择对应于由轮廓所包围的目标对象的体积数据，该轮廓由轮廓检测单元 37 输入。接着，3D 图像处理单元 39 对所选择的体积数据执行扫描转换，然后应用典型的容积再现程序，以便 3D 超声图像能够被更精确地显示。

如上所述，由于 ROI 方框是自动产生的并且该 ROI 方框中存在的目标对象图像的轮廓是自动进行检测的，所以 ROI 方框产生和目标对象图像的轮廓检测的时间消耗能够被减少。而且由于自动产生的 ROI 方框的尺寸的适宜性以及从 ROI 方框内的目标对象图像中检测轮廓的可能性是确定的，所以由体积数据再现和目标对象图像的轮廓检测产生的误差能够被减少。同样地，更精确的目标对象的 3D 超声图像可提供给 3D 超声诊断系统的用户。

虽然已根据本发明的优选实施例描述和解释了本发明，但对本领域的技术人员而言显而易见的是在不偏离本发明的主要原理和技术启示的情况下可以进行改变和修改，本发明的主要原理和技术启示应只由所附的权利要求的范围所限定。

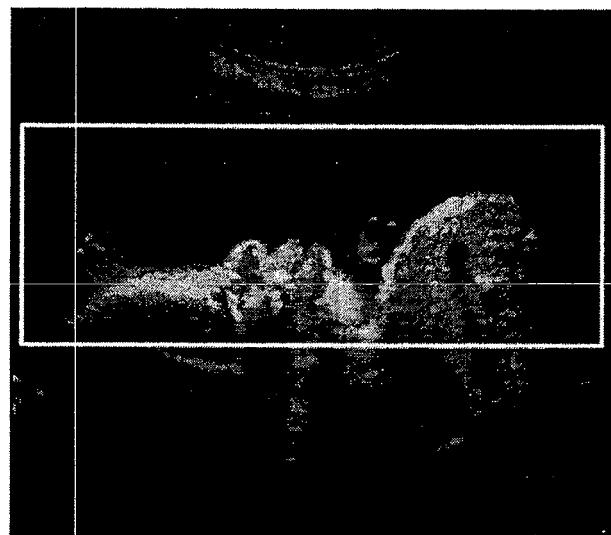


图 1A

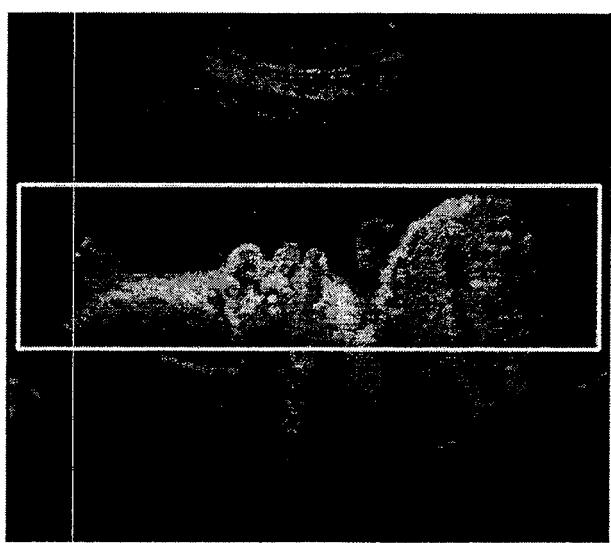


图 1B

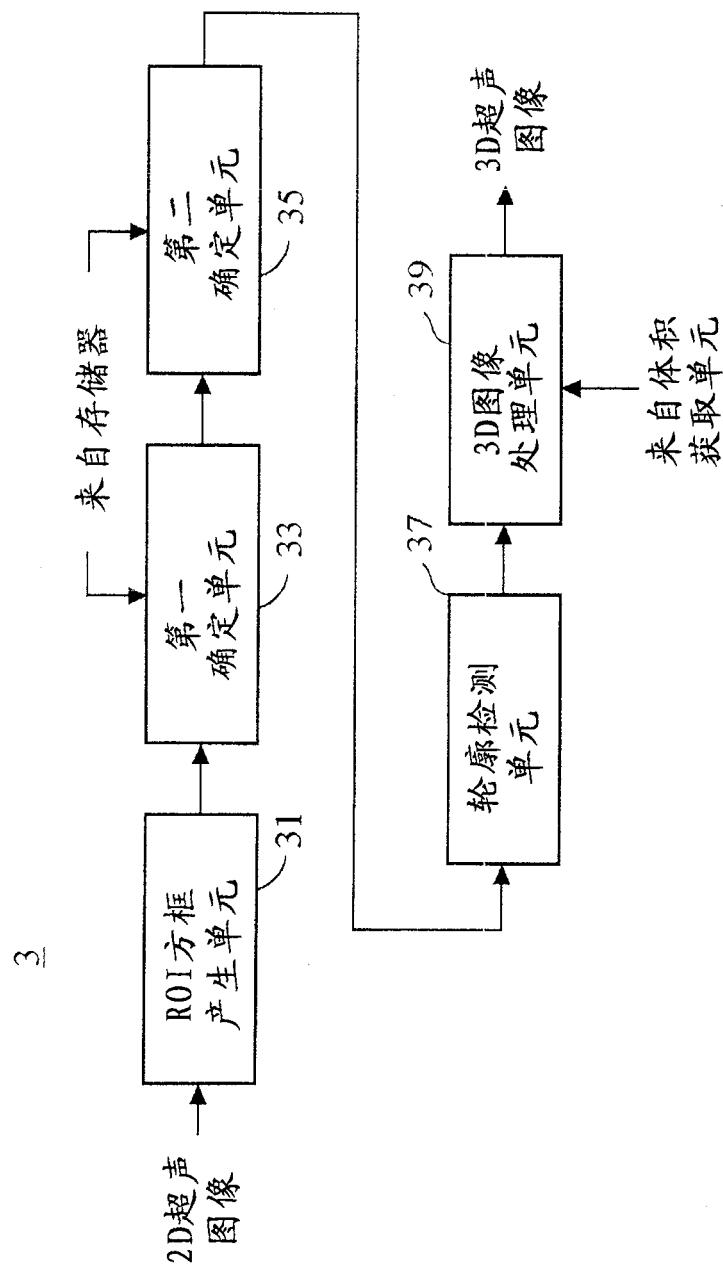


图 2

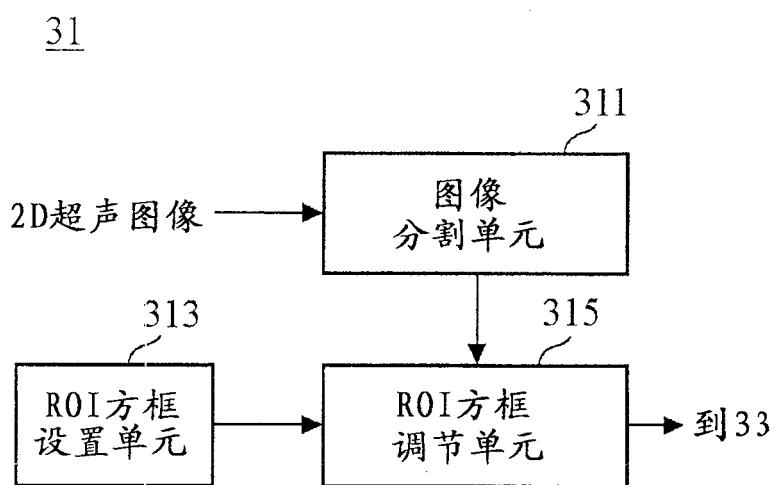


图 3

图 4A



图 4B

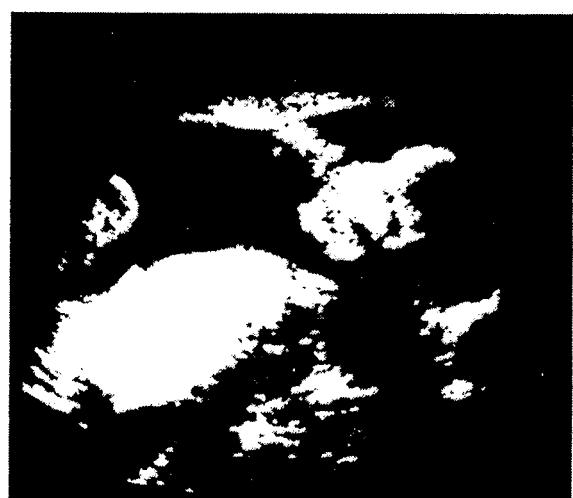
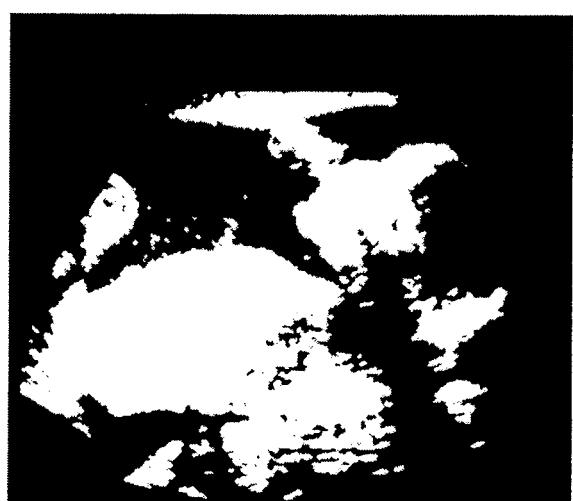


图 4C



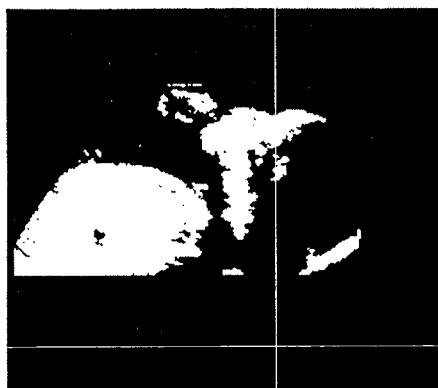


图 5A



图 5B

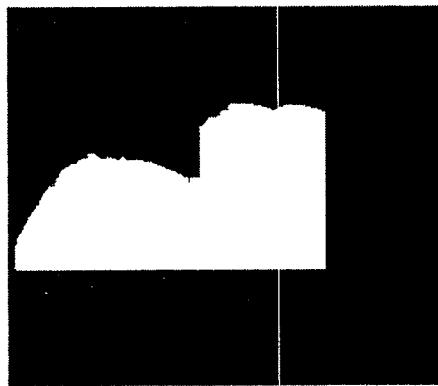


图 5C

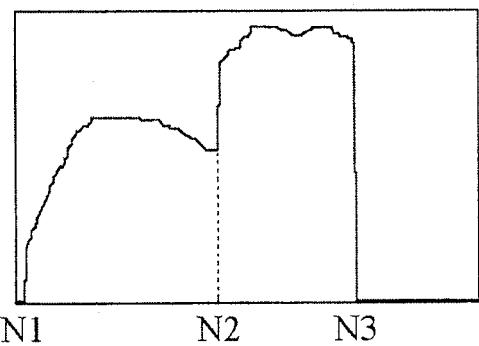


图 5D

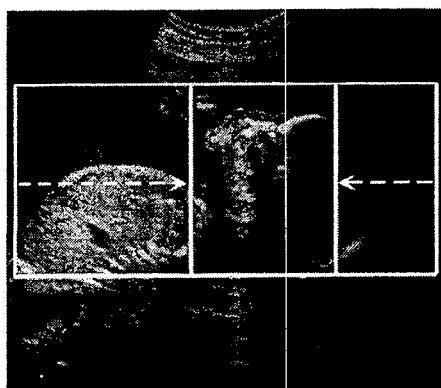


图 5E

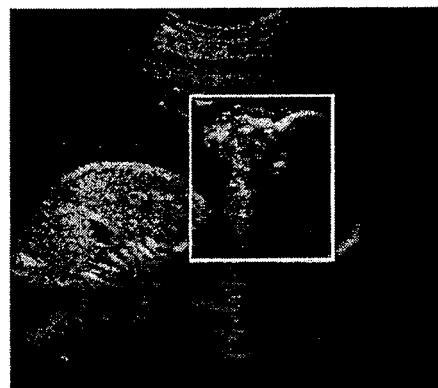


图 5F

	46			48	
42	-1	-1	-1	-1	-1
	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0
44	1	1	1	1	1

图 6A

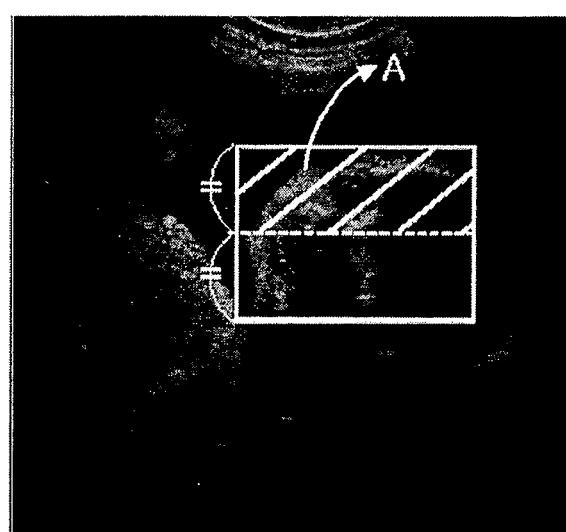


图 6B

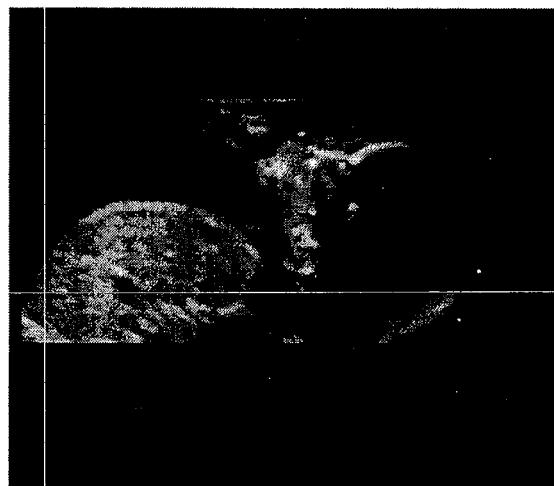


图 7A

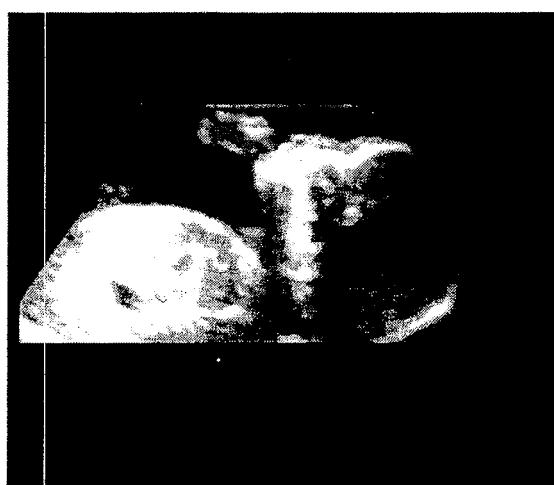


图 7B

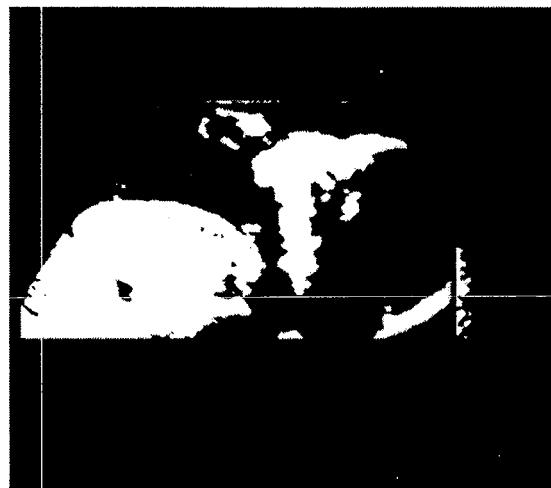


图 8A

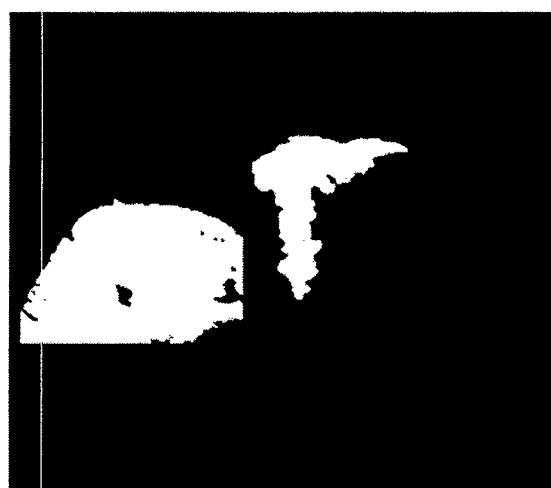


图 8B

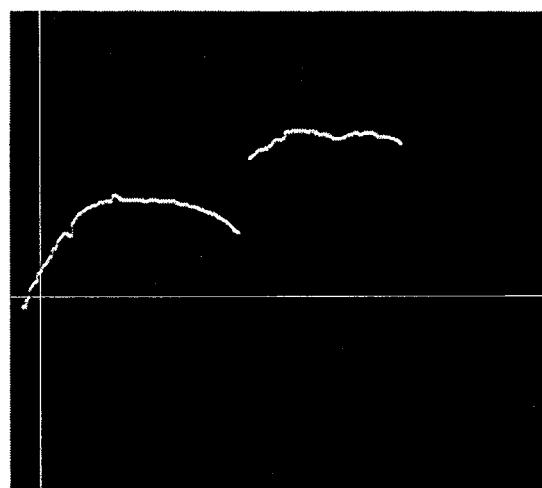


图 9A

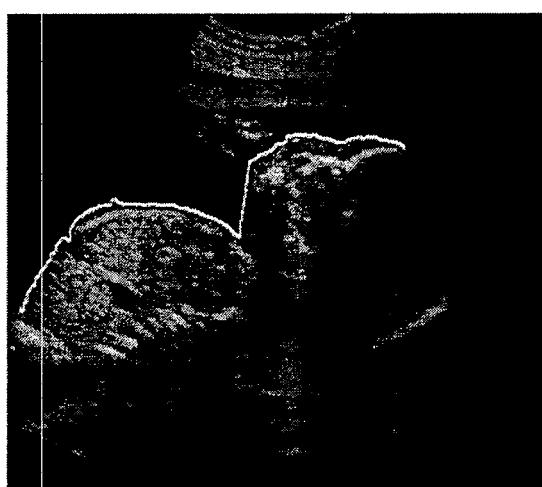


图 9B

专利名称(译)	用于形成3D超声图像的设备和方法		
公开(公告)号	CN100563578C	公开(公告)日	2009-12-02
申请号	CN200510006818.5	申请日	2005-01-28
[标]发明人	沈载允 郭炳周 金南哲 金祥铉		
发明人	沈载允 郭炳周 金南哲 金祥铉		
IPC分类号	A61B8/00 G06T15/00 G06T17/00 G01S7/539 G01S15/89 G06T15/08		
CPC分类号	A61B8/00 A61B8/483 A61B8/467 A61B8/461 A61B8/469 Y10S128/916 E02D29/0275 E02D2250/0007 E02D2250/0023		
代理人(译)	杨生平 梁永		
审查员(译)	沉显华		
优先权	1020040022567 2004-04-01 KR		
其他公开文献	CN1676104A		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

本发明提供用于形成三维超声图像的设备和方法。本发明涉及通过自动检测目标对象的轮廓而只利用该轮廓内存在的体积数据来形成三维超声图像的三维超声诊断，包括：第一单元，用于在二维超声图像上产生感兴趣区域方框；第二单元，用于检测该感兴趣区域方框中的目标对象的轮廓；以及第三单元，用于通过再现存在于检测到的轮廓中的体积数据来形成三维超声图像。

