



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102639063 A

(43) 申请公布日 2012. 08. 15

(21) 申请号 201180004680. 9

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2011. 09. 26

A61B 8/00 (2006. 01)

(30) 优先权数据

2010-222568 2010. 09. 30 JP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2012. 05. 28

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2011/005365 2011. 09. 26

(87) PCT申请的公布数据

W02012/042808 JA 2012. 04. 05

(71) 申请人 松下电器产业株式会社

地址 日本大阪府

(72) 发明人 田路文平

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 黄剑锋

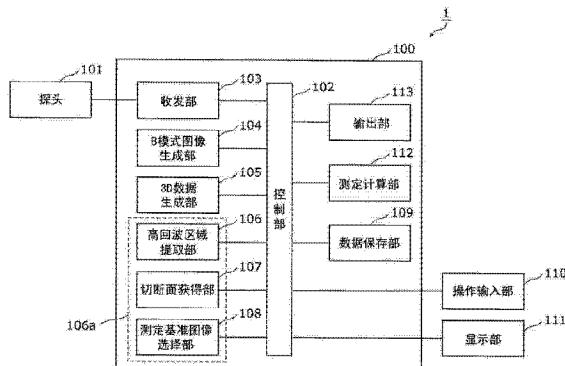
权利要求书 2 页 说明书 12 页 附图 13 页

(54) 发明名称

超声波诊断装置

(57) 摘要

本发明的超声波诊断装置具备：3D 数据生成部(105)，基于向被检体发送的超声波的来自上述被检体的反射波，生成与被检体的部位对应的三维数据；测定图像选择部(106a)，选择构成三维数据的多个二维截面中的一个二维截面，作为用于测定被检体的部位的长度的测定基准图像；测定计算部(112)，使用测定出的长度计算被检体的推定体重；以及显示部(111)，输出计算出的推定体重输出。



1. 一种超声波诊断装置，具备：

三维数据生成部，基于向被检体发送的超声波的来自上述被检体的反射波，生成与上述被检体的部位对应的三维数据；

测定图像选择部，基于上述反射波的强度，选择构成上述三维数据的多个二维截面中的一个二维截面，作为用于测定上述被检体的部位的长度的测定基准图像；

测定计算部，使用被选择的上述测定基准图像来测定上述被检体的部位的长度，使用测定出的上述长度来计算上述被检体的推定体重；以及

输出部，输出计算出的上述推定体重。

2. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置，

上述测定图像选择部具备：

高回波区域提取部，从上述三维数据中提取高回波区域，该高回波区域是与具有比阈值大的反射强度的上述反射波对应的区域；

切断面获得部，基于提取出的上述高回波区域的三维特征，切断上述三维数据，从而获得构成上述三维数据的多个二维截面；以及

基准图像选择部，选择上述多个二维截面中的一个二维截面，作为用于测定上述被检体的部位的长度的测定基准图像。

3. 如权利要求 2 所述的超声波诊断装置，

上述切断面获得部基于被提取的上述高回波区域的三维形状和配置，决定切断上述三维数据的二维截面的朝向，以所决定的上述朝向获得多个二维截面。

4. 如权利要求 2 或 3 所述的超声波诊断装置，

还具备被检体部位确定部，该被检体部位确定部确定与上述三维数据对应的上述被检体的部位；

上述切断面获得部基于表示与由上述被检体部位确定部确定的部位相应的三维形状及配置的信息、和被提取的上述高回波区域的三维形状及配置，获得多个二维截面。

5. 如权利要求 4 所述的超声波诊断装置，

上述被检体部位确定部将与上述三维数据对应的上述被检体的部位确定为头部、腹部或大腿部。

6. 如权利要求 5 所述的超声波诊断装置，

还具备被输入操作者的指示的操作输入部；

上述被检体部位确定部按照输入到上述操作输入部中的操作者的指示，确定与上述三维数据对应的上述被检体的部位。

7. 如权利要求 5 所述的超声波诊断装置，

上述被检体部位确定部基于被提取的上述高回波区域的三维形状，确定与上述三维数据对应的上述被检体的部位。

8. 如权利要求 6 或 7 所述的超声波诊断装置，

在由上述被检体部位确定部确定为与上述三维数据对应的上述被检体的部位是头部的情况下，上述切断面获得部根据上述高回波区域的三维特征提取相当于透明中隔的区域，并基于所提取的该区域决定切断上述三维数据的二维截面的朝向，以所决定的上述朝向获得多个二维截面。

9. 如权利要求 6 或 7 所述的超声波诊断装置，

在由上述被检体部位确定部确定为与上述三维数据对应的上述被检体的部位是腹部的情况下，上述切断面获得部根据上述高回波区域的三维特征提取相当于脊椎的区域，并基于所提取的该区域决定切断上述三维数据的二维截面的朝向，以所决定的上述朝向获得多个二维截面。

10. 如权利要求 6 或 7 所述的超声波诊断装置，

在由上述被检体部位确定部确定为与上述三维数据对应的上述被检体的部位是大腿部的情况下，上述切断面获得部根据上述高回波区域的三维特征提取相当于大腿骨的区域，并基于所提取的该区域决定切断上述三维数据的二维截面的朝向，以所决定的上述朝向获得多个二维截面。

11. 如权利要求 2 所述的超声波诊断装置，

上述基准图像选择部评价上述多个二维截面中的各个二维截面与上述测定基准图像所示的亮度信息的空间分布的特征的类似度，由此选择上述多个二维截面中的一个二维截面作为上述测定基准图像。

12. 一种图像处理方法，包括：

三维数据生成步骤，基于向被检体发送的超声波的来自上述被检体的反射波，生成与上述被检体的部位对应的三维数据；

测定图像选择步骤，基于上述反射波的强度，选择构成上述三维数据的多个二维截面中的一个二维截面，作为用于测定上述被检体的部位的长度的测定基准图像；

测定计算步骤，使用在上述测定图像选择步骤中选择的上述测定基准图像来测定上述被检体的部位的长度，使用所测定的上述长度来计算上述被检体的推定体重；以及

输出步骤，输出计算出的上述推定体重。

## 超声波诊断装置

### 技术领域

[0001] 本发明涉及超声波诊断装置，特别涉及在胎儿的成长诊断中使用的超声波诊断装置。

### 背景技术

[0002] 基于超声波的图像诊断从利用声波这样的性质来看，对生物体带来的影响较小。因此，基于超声波的图像诊断经常被用在孕妇诊察中，在进行孕妇诊察时，一边参照超声波图像一边确认胎儿的发育状况。

[0003] 在胎儿的发育状况的确认中，根据超声波图像计算出胎儿的推定体重的方法广为人知。具体而言，胎儿的推定体重通过计测母体中的胎儿的规定部位(头部、腹部、大腿部)的长度，并应用到推定式中来计算。

[0004] 作为基于超声波的图像诊断中的一般操作，首先，检查者操作探头以描绘出胎儿的规定部位。此时，调整探头以得到适合于计测的断层像，显示规定部位的计测图像。接着，在计测图像上，在胎儿的头部测定 BPD (Biparietal Diameter : 胎头大横径)、在胎儿的腹部测定 AC (Abdominal Circumference : 腹部周长)、在胎儿的大腿部测定 FL (Femoral Length : 大腿骨长)。并且，通过将各测定结果输入到(式 1)所示的胎儿的推定体重计算式中，能够得到胎儿的推定体重。

$$\text{推定体重(g)} = 1.07\text{BPD}^3 + 3.00 \times 10^{-1}\text{AC}^2 \times \text{FL} \quad \cdots \text{ (式 1)}$$

[0006] 这里，BPD : 胎头大横径(cm)，AC : 腹部周长(cm)，FL : 大腿骨长(cm)，相当于图 16 所示的部位的长度。另外，图 16 是表示在胎儿的推定体重计算式中使用的胎儿的规定部位的图。

[0007] 根据该以往方法，在显示适当的计测图像(以下，记作计测基准图像)后，通过计测 BPD、AC、和 FL 的长度，能够得到胎儿的推定体重。并且，通过将得到的胎儿的推定体重与统计数据比较，能够确认胎儿的发育状况。

[0008] 但是，在以往方法中，在计测基准图像不适当的情况下，即在计测图像未能显示成适合计测 BPD、AC、和 FL 的长度的情况下，不能计测正确的长度。例如，在大腿部中显示大腿骨的情况下，如果探头与大腿骨的角度不适当，则在计测基准图像中大腿骨被显示成比本来的长度短。在头部、腹部中也同样，根据与探头的角度，大横径、周长被显示成比实际长。

[0009] 因此，检查者为了正确地得到胎儿的推定体重，必须很注意地操作探头以得到适当的计测基准图像、决定适当的计测基准图像。即，是否能够正确地得到胎儿的推定体重(检查者决定的计测基准图像是否是能够正确地计测 BPD、AC、和 FL 的长度的图像)，依赖于检查者的技术和知识。这是因为，母体中的胎儿的位置及体位不是固定的。

[0010] 对此，公开了如下技术(例如，专利文献 1)：通过超声波的收发波，获得构成三维区域的体素数据，并对体素数据设定切断面，从而能够得到任意角度的断层像。如果将在该专利文献 1 中提出的方法用于上述计测基准图像获得，则检查者能够在操作探头而得到胎儿的体素数据后设定适当的切断面。即，不论检查者的技术如何，都能够设定适当的计测基准

图像。

- [0011] 现有技术文献
- [0012] 专利文献
- [0013] 专利文献 1 :日本特开平 9 — 308630 号公报

## 发明概要

[0014] 发明要解决的问题

[0015] 但是,在使用上述专利文献 1 的以往的结构中,虽然由检查者的技术带来的影响变少,但检查者需要设定切断面,是否能够得到适当的计测基准图像依赖于检查者的判断。即,依然有检查者必须判断计测基准图像并指示的问题。

[0016] 发明内容

[0017] 本发明是解决上述以往的问题的,目的是提供一种减少检查者依赖性、能够以简单的操作高精度地进行胎儿的推定体重计算的超声波诊断装置。

[0018] 为了解决上述以往的问题,有关本发明的一技术方案的超声波诊断装置,具备:三维数据生成部,基于向被检体发送的超声波的来自上述被检体的反射波,生成与上述被检体的部位对应的三维数据;测定图像选择部,基于上述反射波的强度,选择构成上述三维数据的多个二维截面中的一个二维截面作为用于测定上述被检体的部位的长度的测定基准图像;测定计算部,使用所选择的上述测定基准图像测定上述被检体的部位的长度,使用测定出的上述长度计算上述被检体的推定体重;以及输出部,将计算出的上述推定体重输出。

[0019] 根据该结构,能够实现减小检查者依赖性、能够以简单的操作高精度地进行胎儿的推定体重计算的超声波诊断装置。

[0020] 这里,上述测定图像选择部也可以具备:高回波区域提取部,根据上述三维数据,提取作为与具有比阈值大的反射强度的上述反射波对应的区域的高回波区域;切断面获得部,通过基于所提取的上述高回波区域的三维特征将上述三维数据切断,获得构成上述三维数据的多个二维截面;以及基准图像选择部,选择上述多个二维截面中的一个二维截面作为用于测定上述被检体的部位的长度的测定基准图像。

[0021] 根据该结构,根据高回波区域的三维特征限定获得切断面,由此能够高精度地选择适合于计测的截面。

[0022] 另外,本发明不仅作为装置实现,还能够作为以构成该装置的处理机构为步骤的方法实现、或作为使计算机执行这些步骤的程序实现、或表示该程序的信息、数据或信号实现。并且,这些程序、信息、数据及信号也可以经由 CD — ROM 等的记录媒体或因特网等的通信媒体分发。

[0023] 发明效果

[0024] 根据本发明,能够实现减少检查者依赖性、能够以简单的操作高精度地进行胎儿的推定体重计算的超声波诊断装置。

## 附图说明

- [0025] 图 1 是表示本发明的实施方式 1 的超声波诊断装置的概略的模块图。
- [0026] 图 2 是表示本发明的实施方式 1 的预先准备的胎儿的头部的三维的特征的模板数

据的示意图。

[0027] 图3是表示本发明的实施方式1的预先准备的胎儿的腹部的三维的特征的模板数据的示意图。

[0028] 图4是表示本发明的实施方式1的预先准备的胎儿的大腿部的三维的特征的模板数据的示意图。

[0029] 图5是用来说明应在胎儿的BPD的计测中使用的计测截面的特征的示意图。

[0030] 图6是用来说明应在胎儿的腹部的AC的计测中使用的计测截面的特征的示意图。

[0031] 图7A是用来说明应在胎儿的FL的计测中使用的计测截面的特征的示意图。

[0032] 图7B是示意地表示如果在胎儿的FL的计测中使用则计测出错误的长度的计测截面的图。

[0033] 图8是用来对本发明的实施方式1的超声波诊断装置的测定基准图像选择处理进行说明的流程图。

[0034] 图9是用来对本发明的实施方式1的超声波诊断装置进行被检体的推定体重的计算为止的处理进行说明的流程图。

[0035] 图10是表示本发明的实施方式1的超声波诊断装置针对胎儿的头部的测定基准图像选择处理的流程图。

[0036] 图11是表示本发明的实施方式1的超声波诊断装置针对胎儿的腹部的测定基准图像选择处理的流程图。

[0037] 图12是表示本发明的实施方式1的超声波诊断装置针对胎儿的大腿部的测定基准图像选择处理的流程图。

[0038] 图13是表示本发明的实施方式2的超声波诊断装置的概略的模块图。

[0039] 图14是用来对本发明的实施方式2的超声波诊断装置的测定基准图像选择处理进行说明的流程图。

[0040] 图15是表示本发明的超声波诊断装置的最小结构的图。

[0041] 图16是表示在胎儿的推定体重计算式中使用的胎儿的规定部位的图。

## 具体实施方式

[0042] 以下，参照附图对本发明的实施方式进行说明。

[0043] (实施方式1)

[0044] 图1是表示本发明的实施方式1的超声波诊断装置的概略的模块图。

[0045] 图1所示的超声波诊断装置1包括超声波诊断装置主体100、探头101、操作输入部110、和显示部111。

[0046] 超声波诊断装置主体100具备控制部102、收发部103、B模式图像生成部104、3D数据生成部105、由高回波区域提取部106、切断面获得部107及测定基准图像选择部108构成的测定图像选择部106a、数据保存部109、测定计算部112、和输出部113。

[0047] 探头101连接在超声波诊断装置主体100上，排列有收发超声波的超声波振子。探头101按照收发部103的指示而发送超声波，将来自被检体的反射波(超声波反射信号)作为回波信号来接收。探头101还具备使超声波振子在扫描方向的垂直方向上摆动的马达。因此，如果使用探头101扫描被检体，则超声波振子一边摆动一边扫描被检体，所以能够根

据回波信号得到扫描垂直方向上的断层数据。另外，探头 101 并不限定于使用摆动机构的结构。例如，也可以使用超声波振子以矩阵状配置的二维阵列探头的超声波振子的驱动，也可以使用使探头 101 以一定速度平行移动的结构。只要是将超声波三维地收发的机构就可以。

[0048] 控制部 102 进行各部的控制。另外，以后虽然没有特别说明，但控制部 102 掌控各部的动作，一边控制动作定时等一边执行各部的动作。

[0049] 收发部 103 向探头 101 发送驱动探头 101 的超声波振子而产生超声波的指示信号，此外，从探头 101 接收超声波反射信号。

[0050] B 模式图像生成部 104 基于由收发部 103 接收到的超声波反射信号，生成 B 模式图像数据。这里，对超声波反射信号进行滤波处理，再进行包络线检波，将检波出的信号进行对数变换、增益调整并输出。另外，所谓 B 模式，是按照超声波反射信号的强度，改变亮度来显示的方法。所谓 B 模式图像，例如是如下的断层图像，即：不仅沿着 1 个扫描方向、而且沿着探头的扫描方向连续地进行等切换超声波收发方向来进行，从而将超声波反射信号的强度变化为亮度而描绘的断层图像。

[0051] 3D 数据生成部 105 基于向被检体发送的超声波的来自被检体的超声波反射信号，生成表示与被检体的部位对应的对象物的 3D 数据。具体而言，3D 数据生成部 105 基于 B 模式图像生成部 104 生成的多个 B 模式图像数据生成 3D 数据。更具体地讲，虽然细节根据改变超声波收发方向的方法而不同，但 3D 数据生成部 105 将多个 B 模式图像的像素值向三维坐标位置进行再采样，并重构为表示具有三维的体积的对象物的数据，由此生成 3D 数据。

[0052] 测定图像选择部 106a 基于反射波的强度，选择构成 3D 数据的多个二维截面中的一个二维截面作为用来测定被检体的部位的长度的测定基准图像。测定图像选择部 106a 如上所述，由高回波区域提取部 106、切断面获得部 107 及测定基准图像选择部 108 构成。以下，具体地说明。

[0053] 高回波区域提取部 106 从 3D 数据中提取高回波区域，该高回波区域是与具有比阈值大的反射强度的超声波反射信号对应的区域。具体而言，高回波区域提取部 106 从 3D 数据生成部 105 所生成的 3D 数据中仅提取高回波区域的数据。这里，所谓高回波区域，是反射比周围强的区域，所谓低回波区域，是反射比周围弱的区域。因此，只要设定适当的阈值，则高回波区域提取部 106 通过将 3D 数据值与阈值比较，能够仅提取高回波区域的数据。这里，因为被检体是胎儿，因此主要是骨区域被提取为高回波区域。

[0054] 另外，为了抑制提取结果例如受增益的变动等数据状况影响，优选的是使用判别分析法导出阈值、进行 2 值化后比较。

[0055] 这样，高回波区域提取部 106 从 3D 数据中提取高回波区域的数据，由此作为结果提取高回波区域（主要是骨区域）的三维特征。

[0056] 切断面获得部 107 基于被提取的高回波区域的三维特征，将 3D 数据所表示的对象物切断，从而获得构成 3D 数据的多个二维图像。具体而言，切断面获得部 107 基于由高回波区域提取部 106 提取的高回波区域的三维特征，将 3D 数据生成部 105 生成的 3D 数据所表示的对象物用平面切断，由此获得多个二维图像（切断面）。

[0057] 更具体地讲，首先，切断面获得部 107 基于由高回波区域提取部 106 提取的高回波区域的三维特征，决定：切断面的朝向，切断面是将 3D 数据所表示的对象物切断的平面；以

及切断区域,将3D数据所表示的对象物切断的区域。即,切断面获得部107将3D数据生成部105生成的3D数据与预先准备的表示规定部位的三维特征的模板数据进行比较(匹配),在它们一致的情况下,将与模板数据对应的3D数据的区域(3D数据所表示的对象物)决定为切断区域,并根据模板数据决定切断面的朝向(切断面的面法线的方向)。接着,切断面获得部107在所决定的切断区域中,以所决定的朝向获得切断面(二维图像),即获得具有所决定的面法线的切断面。

[0058] 例如,图2是表示预先准备的胎儿的头部的三维特征的模板数据的示意图。如图2所示,与胎儿的头部对应的模板数据是基于头盖骨、硬膜及透明中隔而制作的,是表示头盖骨、硬膜及透明中隔的配置和三维形状的数据。表示三维形状的数据示出:头部是大致球形状,由头盖骨构成;以及头盖骨是具有弧形的多个平面组合而成的构造。

[0059] 这里,切断面获得部107将3D数据生成部105生成的3D数据与模板数据进行比较(匹配),假设与对应于胎儿的头部的模板数据一致度高。在此情况下,切断面获得部107将切断区域决定为纵切透明中隔的范围,将切断面的朝向决定为与相当于透明中隔的数据垂直的面。此外,将切断区域决定为纵切透明中隔的范围。具体而言,切断面获得部107在与对应于胎儿的头部的模板数据一致度高的情况下,首先,根据高回波区域的三维特征提取头盖骨(硬膜)的正中面,并提取被所提取的正中面纵切的透明中隔(低回波区域)。并且,切断面获得部107将与头盖骨(硬膜)的正中面垂直的面决定为切断面的朝向,将切断区域决定为纵切透明中隔(低回波区域)的范围。这样,切断面获得部107基于高回波的骨及硬膜,获得胎儿的头部的切断面。

[0060] 此外,例如,图3是表示本发明的实施方式1的预先准备的胎儿的腹部的三维特征的模板数据的示意图。如图3所示,对应于胎儿的腹部的模板数据是预先基于脊椎及肋骨而制作的,是表示脊椎及肋骨的配置和三维形状的数据。具体而言是如下的数据,该数据表示:腹部由脊椎和肋骨构成,上述脊椎是骨的集合,并且由柱状构成,上述肋骨由多个棒状构成,并且是对称形状。

[0061] 这里,切断面获得部107将3D数据生成部105生成的3D数据与模板数据进行比较(匹配),假设与对应于胎儿的腹部的模板数据一致度高。在此情况下,切断面获得部107将切断面的朝向决定为与相当于脊椎的数据垂直的面,将切断区域决定为仅纵切脊椎的范围。具体而言,切断面获得部107在与对应于胎儿的腹部的模板数据一致度高的情况下,首先,根据高回波区域的三维特征,提取相当于脊椎的柱状区域(高回波区域)。切断面获得部107将与所提取的柱状区域(高回波区域)垂直的面决定为切断面的朝向,将切断区域决定为仅纵切脊椎的范围。这样,切断面获得部107基于高回波的骨及硬膜,获得胎儿的头部的切断面。

[0062] 此外,例如,图4是表示本发明的实施方式1的预先准备的胎儿的大腿部的三维特征的模板数据的示意图。如图4所示,对应于胎儿的大腿部的模板数据是预先基于大腿骨及骨盆而制作的,是表示大腿骨及骨盆的配置和三维形状的数据。具体而言,是表示大腿部是棒状、与股关节连结的构造的数据。

[0063] 这里,切断面获得部107将3D数据生成部105生成的3D数据与模板数据进行比较(匹配),假设与对应于胎儿的大腿部的模板数据一致度高。在此情况下,切断面获得部107将切断面的朝向决定为将相当于大腿骨的数据横切的面,将切断范围决定为以相当于

大腿骨的数据为中心 180 度的范围。即,切断面获得部 107 在与对应于胎儿的大腿部的模板数据一致度高的情况下,首先,根据高回波区域的三维特征,提取相当于大腿骨的棒状区域(高回波区域)。切断面获得部 107 将横切所提取的棒状区域(高回波区域)的面决定为切断面的朝向,将切断区域决定为具有将棒状区域(高回波区域)横切、并且与上述切断面为 180 度的范围的面的区域。这样,切断面获得部 107 基于高回波的骨,获得胎儿的头部的切断面。

[0064] 如以上这样,切断面获得部 107 决定切断区域和朝向,在所决定的切断区域中,以所决定的朝向获得多个切断面(二维图像)。换言之,切断面获得部 107 基于所提取的高回波区域的三维形状和配置,决定将 3D 数据所表示的对象物切断的二维图像的朝向,以所决定的朝向获得多个二维图像。

[0065] 测定基准图像选择部 108 选择多个二维图像中的一个二维图像作为用来测定被检体的部位的长度的测定基准图像。具体而言,测定基准图像选择部 108 评价多个二维图像中的各个二维图像与测定基准图像所示的亮度信息的空间分布的特征的类似度,由此选择多个二维图像中的一个二维图像作为测定基准图像。即,测定基准图像选择部 108 评价切断面获得部 107 获得的多个切断面图像,选择其中最适于测定的图像作为测定基准图像。在该评价中,优选使用亮度的空间分布。

[0066] 更具体地讲,首先,测定基准图像选择部 108 预先学习统计性地对测定基准图像赋予特征的亮度空间分布特征,在切断面获得部 107 获得的多个切断面图像中选择具有最接近的亮度空间分布特征的切断面图像作为测定基准图像。在本实施方式中,比较基于 Haar - like 特征预先进行学习的结果与对切断面获得部 107 获得的切断面进行特征量计算的结果,从而测出与测定基准图像的类似度。

[0067] 这里,对在胎儿的推定体重计算式中使用的胎儿的规定部位、即头部、腹部、及大腿部的测定基准图像的决定方法进行说明。

[0068] 图 5 是用来说明应在胎儿的 BPD 的计测中使用的计测截面的特征的示意图。

[0069] 为了正确地计测胎儿的 BPD (胎头大横径),优选的是在如图 5 所示的具有硬膜及透明中隔的配置的头盖骨的截面中计测 BPD。即,优选的是在如下截面中计测,该截面是与头盖骨(硬膜)的正中面垂直的截面,并且是描绘有正中线、且表示所描绘的正中线将透明中隔横切的配置的截面。

[0070] 因而,测定基准图像选择部 108 评价切断面获得部 107 获得的多个切断面图像,在其中选择具有最与图 5 所示的特征对应的亮度空间分布特征的计测截面作为测定基准图像。具体而言,测定基准图像选择部 108 选择如下切断面作为测定基准图像,该切断面是与切断面获得部 107 提取的正中面垂直的切断面,并且是将所提取的低回波区域(相当于透明中隔)横切且描绘有正中线(高回波区域)的切断面。

[0071] 这样,测定基准图像选择部 108 基于高回波的骨及硬膜等,选择测定基准图像。

[0072] 另外,测定基准图像如图 5 所示,也可以是表示所描绘的正中线还将四叠体池 (quadrigeminal cistern) 横切的配置的切断截面画面。

[0073] 图 6 是用来说明应在胎儿的 AC 的计测中使用的计测截面的特征的示意图。

[0074] 为了正确地计测胎儿的 AC (腹部周长),优选的是在如图 6 所示的具有脊椎、脐静脉及胃胞的配置的腹部的截面中计测 AC。即,优选的是在如下截面中计测,该截面是与脊椎

(代替腹部大动脉)大致垂直的截面,并且是在脊椎的大致垂直的方向上描绘有脐静脉(胆内脐静脉)且表示在所描绘的脐静脉的附近有块状的胃胞的配置的截面。

[0075] 因而,测定基准图像选择部 108 评价切断面获得部 107 获得的多个切断面图像,在其中选择具有最与图 6 所示的特征对应的亮度空间分布特征的计测截面作为测定基准图像。具体而言,测定基准图像选择部 108 选择如下切断面作为测定基准图像,该切断面是与切断面获得部 107 提取的高回波区域(柱状区域)垂直的切断面,并且是在高回波区域(柱状区域)的大致垂直的方向上配置有低回波区域(脐静脉)且在该低回波区域(脐静脉)的附近配置有块状的低回波区域(胃胞)的切断面。

[0076] 这样,测定基准图像选择部 108 基于高回波的骨、低回波的血管、胃等,选择测定基准图像。

[0077] 另外,优选的是根据能够作为高回波区域提取的脊椎来选择切断面,但也可以根据作为低回波区域提取的腹部大动脉段来选择切断面。

[0078] 图 7A 是用来说明应在胎儿的 FL 的计测中使用的计测截面的特征的示意图。图 7B 是示意地表示如果在胎儿的 FL 的计测中使用则计测出错误的长度的计测截面的图。

[0079] 为了正确地计测胎儿的 FL (大腿骨长),优选的是计测图 7A 所示的大腿骨的长度 (FL)。即,优选的是在将大腿骨横切的截面中计测。

[0080] 因而,测定基准图像选择部 108 评价切断面获得部 107 获得的多个切断面图像,在其中选择具有最与图 7A 所示的特征对应的亮度空间分布特征的计测截面作为测定基准图像。具体而言,测定基准图像选择部 108 选择将切断面获得部 107 提取的高回波区域(棒状区域)横切的切断面、即棒的长度方向上的切断面作为测定基准图像。

[0081] 这样,测定基准图像选择部 108 基于高回波的骨来选择测定基准图像。这里,也不是根据二维图像(B 模式图像)、而是根据 3D 数据评价切断面并决定测定基准图像,所以选择如图 7A 所示能够计测出正确的长度的截面作为测定基准图像,而不是选择如图 7B 所示能够计测出错误的长度的截面。

[0082] 数据保存部 109 保存 B 模式图像生成部 104 生成的多个 B 模式图像、3D 数据生成部 105 生成的 3D 数据、高回波区域提取部 106 提取的高回波区域数据、由测定基准图像选择部 108 选择的测定基准图像。

[0083] 操作输入部 110 被输入操作者的指示。具体而言,操作输入部 110 由按钮、键盘、鼠标等构成,通过它们输入检查者的指示。

[0084] 显示部 111 由 LCD 等的显示装置构成,显示 B 模式图像、3D 数据所表示的对象物、切断面等。

[0085] 测定计算部 112 使用被选择的测定基准图像,测定被检体的部位的长度,使用所测定的上述长度计算被检体的推定体重。具体而言,测定计算部 112 使用由测定基准图像选择部 108 选择的测定基准图像,测定被检体的部位的长度。测定计算部 112 根据测定出的被检体的部位的长度,计算被检体的推定体重。

[0086] 输出部 113 将计算出的推定体重输出。具体而言,输出部 113 通过将由测定计算部 112 计算出的推定体重输出,使显示部 111 显示计算出的推定体重。

[0087] 如以上这样构成实施方式 1 的超声波诊断装置 1。

[0088] 接着,使用图 8 对超声波诊断装置 1 的测定基准图像选择处理进行说明。

[0089] 图8是用来对本发明的实施方式1的超声波诊断装置的测定基准图像选择处理进行说明的流程图。

[0090] 首先, B模式图像生成部104生成多个B模式图像数据(步骤S10)。

[0091] 具体而言,收发部103通过探头101对被检体发送超声波,通过探头101接收其反射波。并且,B模式图像生成部104通过对由收发部103接收到的超声波反射信号进行数据处理而生成1张B模式图像,将所生成的B模式图像保存到数据保存部109中。通过将这样的处理改变超声波收发方向而进行,生成多个B模式图像,将所生成的多个B模式图像保存到数据保存部109中。另外,作为改变超声波收发方向的方法,如上所述,有使用探头101的摆动机构的方法、基于二维阵列探头的超声波振子的驱动的方法、使探头101以一定速度平行移动的方法等。

[0092] 接着,3D数据生成部105基于多个B模式图像生成3D数据(步骤S20)。具体而言,细节根据改变超声波收发方向的方法而不同,但3D数据生成部105将B模式图像生成部104生成的多个B模式图像的像素值向三维坐标位置进行再采样,并重构表示具有三维的体积的对象物的数据,从而生成3D数据。

[0093] 接着,高回波区域提取部106从3D数据生成部105生成的3D数据中提取高回波区域。结果,高回波区域提取部106从3D数据中提取高回波区域的三维特征(步骤S30)。

[0094] 接着,切断面获得部107基于高回波区域的三维特征,获得多个切断面(步骤S40)。具体而言,切断面获得部107将3D数据生成部105生成的3D数据与预先准备的表示规定部位的三维特征的模板数据进行比较(匹配),在它们一致的(类似度高的)情况下,将与模板数据对应的3D数据的区域(3D数据所表示的对象物)决定为切断区域,此外,根据模板数据决定切断面的朝向(切断面的法线方向)。并且,切断面获得部107在所决定的切断区域中以所决定的朝向获得多个切断面(二维图像)。

[0095] 接着,测定基准图像选择部108评价切断面获得部107所获得的多个切断面(步骤S50)。并且,测定基准图像选择部108如果结束切断面获得部107所获得的全部的切断面的评价(步骤S60),则选择得到了最高的评价的截面作为测定基准图像(步骤S70)。

[0096] 具体而言,测定基准图像选择部108将预先学习的统计性地对测定基准图像赋予特征的亮度空间分布特征、与切断面获得部107获得的切断面的特征进行比较,从而测定与测定基准图像的类似度。并且,测定基准图像选择部108在切断面获得部107所获得的多个切断面图像之中选择具有最接近的亮度空间分布特征的切断面图像作为测定基准图像。

[0097] 另外,测定基准图像选择部108在切断面获得部107所获得的切断面的特征与测定基准图像的类似度低的情况下,回到步骤S40。并且,切断面获得部107再次获得多个切断面,向步骤S50前进。

[0098] 最后,测定基准图像选择部108将所选择的测定基准图像保存在数据保存部109中(步骤S80)。

[0099] 如以上这样,超声波诊断装置1进行测定基准图像选择处理。具体而言,超声波诊断装置1根据高回波区域的骨区域的三维特征,限定地获得切断面,从而高精度地决定适合于计测的截面。

[0100] 另外,在步骤S30中,检查者也可以基于高回波区域提取部106提取到的高回波区域的三维特征(高回波区域的三维形状及配置信息),来判断被检体的部位。在此情况下,检

查者只要经由操作输入部 110 向切断面获得部 107 通知例如 3D 数据生成部 105 生成的 3D 数据是例如为大腿部等的规定部位的数据，并锁定要与 3D 数据生成部 105 生成的 3D 数据进行比较(匹配)的预先规定部位的 3D 数据就可以。如果这样，则在步骤 S40 中，能够提高切断面获得部 107 进行的处理的效率。此外，在步骤 50 中，能够提高测定基准图像选择部 108 进行的评价的效率，能够减小误评价的可能性。

[0101] 如以上这样，超声波诊断装置 1 进行测定基准图像选择处理。由此，即使是对超声波诊断装置不熟悉的人，也能够可靠地得到正确的测定基准画面，能够从该测定基准画面正确地测定规定部位的长度。

[0102] 接着，对超声波诊断装置 1 的全部处理、即包括测定基准选择处理、到超声波诊断装置 1 进行被检体的推定体重的计算为止的处理进行说明。

[0103] 图 9 是用来对到本发明的实施方式 1 的超声波诊断装置进行被检体的推定体重的计算为止的处理进行说明的流程图。

[0104] 首先，超声波诊断装置 1 基于向被检体发送的超声波的来自被检体的反射波，生成与被检体的部位对应的三维数据(S110)。具体而言，超声波诊断装置 1 进行在图 8 中说明的 S10 及 S20 的处理，但关于 S10 及 S20 的处理，已在上面叙述，所以省略这里的说明。

[0105] 接着，超声波诊断装置 1 基于来自被检体的反射波的强度，选择构成 3D 数据的多个二维截面中的一个二维截面作为用来测定被检体的部位的长度的测定基准图像(S130)。具体而言，超声波诊断装置 1 进行图 8 中说明的 S30～S80 的处理，但关于 S30～S80 的处理，已在上面叙述，所以省略这里的说明。

[0106] 另外，在 S110 及 S130 中，更详细地讲，生成与作为被检体的部位的胎儿的头部、腹部及大腿部对应的三维数据。

[0107] 这里，图 10 是表示本发明的实施方式 1 的超声波诊断装置针对胎儿的头部的测定基准图像选择处理的流程图。图 11 是表示本发明的实施方式 1 的超声波诊断装置针对胎儿的腹部的测定基准图像选择处理的流程图。图 12 是表示本发明的实施方式 1 的超声波诊断装置针对胎儿的大腿部的测定基准图像选择处理的流程图。对于与图 8 同样的要素赋予相同的标号，省略详细的说明。

[0108] 如图 10 所示，在 S110 中生成的 3D 数据对应于胎儿的头部的情况下，在 S31 中提取对应于头部的高回波区域的三维特征。然后，在 S71 中选择用于测定胎儿的头部的长度的测定基准图像，在 S81 中，将该测定基准图像登记。另外，S31～S81 对应于图 8 的 S30～S80，所以详细的说明省略。此外，如图 11 所示，在 S110 中生成的 3D 数据对应于胎儿的腹部的情况下，在 S32 中提取对应于腹部的高回波区域的三维特征。然后，在 S72 中选择用于测定胎儿的腹部的长度的测定基准图像，在 S82 中，将该测定基准图像登记。另外，S32～S82 对应于图 8 的 S30～S80，所以详细的说明省略。此外，如图 12 所示，在 S110 中生成的 3D 数据对应于胎儿的大腿部的情况下，在 S33 中提取对应于大腿部的高回波区域的三维特征。然后，在 S73 中选择用于测定胎儿的大腿部的长度的测定基准图像，在 S83 中，将该测定基准图像登记。另外，S33～S83 对应于图 8 的 S30～S80，所以详细的说明省略。

[0109] 接着，超声波诊断装置 1 使用在 S130 中选择的测定基准图像，测定被检体的部位的长度，并基于测定出的长度，计算被检体的推定体重(S150)。

[0110] 具体而言，测定计算部 112 使用所选择的测定基准图像来测定被检体的部位的长

度,使用所测定的长度来计算被检体的推定体重。

[0111] 接着,超声波诊断装置 1 将计算出的推定体重输出(S170)。

[0112] 如以上这样,超声波诊断装置 1 进行被检体的推定体重的计算。

[0113] 以上,根据本实施方式,能够实现减少检查者依赖性、能够以简单的操作高精度地进行胎儿的推定体重计算的超声波诊断装置。

[0114] (实施方式 2)

[0115] 图 13 是表示本发明的实施方式 2 的超声波诊断装置的概略的模块图。在图 13 中,对于与图 1 相同的构成要素赋予相同的标号而省略说明。

[0116] 图 13 所示的超声波诊断装置 2 包括超声波诊断装置主体 200、探头 101、操作输入部 110、和显示部 111。图 13 所示的超声波诊断装置主体 200 相对于图 1 所示的超声波诊断装置主体 100,不同的是被检体部位确定部 212 的结构。即,超声波诊断装置主体 200 除了图 1 的结构以外,还具有被检体部位确定部 212。

[0117] 被检体部位确定部 212 确定与 3D 数据所表示的对象物对应的被检体的部位。具体而言,被检体部位确定部 212 基于由高回波区域提取部 106 提取的高回波区域的三维特征(高回波区域的三维形状及配置信息),判断出 3D 数据生成部 105 生成的 3D 数据所表示的对象物例如是头部、腹部或大腿部等的部位,确定观察中的被检体(3D 数据)的部位。

[0118] 例如,被检体部位确定部 212 将 3D 数据生成部 105 生成的 3D 数据与预先设定的具有相当于头盖骨的特征的对应于胎儿的头部的模板数据(例如图 2)进行比较,在两者具有接近的特征(类似)的情况下,判断为该 3D 数据所表示的对象物是头部。此外,被检体部位确定部 212 将 3D 数据生成部 105 生成的 3D 数据与预先设定的具有相当于脊椎的特征的对应于胎儿的腹部的模板数据(例如图 3)进行比较,在两者具有接近的特征(类似)的情况下,判断为该 3D 数据所表示的对象物是腹部。同样,被检体部位确定部 212 将 3D 数据生成部 105 生成的 3D 数据与预先设定的具有相当于大腿骨的特征的对应于胎儿的大腿部的模板数据(例如图 4)进行比较,在两者具有接近的特征(类似)的情况下,判断为该 3D 数据所表示的对象物是大腿部。

[0119] 如以上这样构成实施方式 2 的超声波诊断装置 2。

[0120] 图 14 是用来对本发明的实施方式 2 的超声波诊断装置的测定基准图像选择处理进行说明的流程图。对于与图 8 相同的要素赋予相同的标号而省略说明。

[0121] 在图 14 中,与图 8 的差异是加上了步骤 S35 这一点。

[0122] 在步骤 S35 中,被检体部位确定部 212 基于由高回波区域提取部 106 提取的高回波区域的三维特征(高回波区域的三维形状及配置信息),判断出 3D 数据生成部 105 生成的 3D 数据所表示的对象物例如是头部、腹部或大腿部等的部位,确定观察中的被检体(3D 数据)的部位。

[0123] 接着,向步骤 S40 前进,切断面获得部 107 基于表示与由被检体部位确定部 212 确定的部位对应的三维形状及配置的信息、和被提取的高回波区域的三维形状及配置,获得多个二维图像。

[0124] 例如,切断面获得部 107 在由被检体部位确定部 212 确定了与 3D 数据所表示的对象物对应的被检体的部位是头部的情况下,根据所提取的高回波区域的三维特征,提取相当于透明中隔的区域,并基于所提取的该区域,决定将 3D 数据所表示的对象物切断的二维

图像的朝向,以所决定的朝向获得多个二维图像。

[0125] 此外,例如,切断面获得部 107 在由被检体部位确定部 212 确定了与 3D 数据所表示的对象物对应的被检体的部位是腹部的情况下,根据所提取的高回波区域的三维特征提取相当于脊椎的区域,基于所提取的该区域,决定将 3D 数据所表示的对象物切断的二维图像的朝向,以所决定的朝向获得多个二维图像。

[0126] 此外,例如,切断面获得部 107 在由被检体部位确定部 212 确定了与 3D 数据所表示的对象物对应的被检体的部位是大腿部的情况下,根据所提取的高回波区域的三维特征提取相当于大腿骨的区域,基于所提取的该区域,决定将 3D 数据所表示的对象物切断的二维图像的朝向,以所决定的朝向获得多个二维图像。

[0127] 如以上这样,超声波诊断装置 2 进行测定基准图像选择处理。

[0128] 以上,根据本实施方式的超声波诊断装置 2,测定基准图像选择部 108 能够高效率地进行评价,能够减小误评价的可能性。由此,超声波诊断装置 2 还能够高精度地选择适合于计测的截面(测定基准图像)。

[0129] 另外,在本实施方式中,采用了被检体部位确定部 212 根据高回波区域的特征进行判断的结构,但也可以是检查者从操作输入部 110 指示的结构。即,被检体部位确定部 212 也可以按照输入到操作输入部 110 中的检查者(操作者)的指示来确定与 3D 数据所表示的对象物对应的被检体的部位。在此情况下,虽然增加了检查者的指示这样的 1 个工作量,但能够正确地决定被检体的部位,由此能够更稳定地得到适合于计测的测定基准图像。

[0130] 以上,根据本发明,能够实现减少检查者依赖性、能够以简单的操作高精度地进行胎儿的推定体重计算的超声波诊断装置。

[0131] 另外,在上述中,设为探头 101 与超声波诊断装置主体 100 独立构成而进行了说明,但并不限于此。探头 101 也可以具备超声波诊断装置主体 100 的一部分或全部的结构。

[0132] 此外,在上述中,设为超声波诊断装置主体 100 具备控制部 102、收发部 103、B 模式图像生成部 104、3D 数据生成部 105、高回波区域提取部 106、测定图像选择部 106a、数据保存部 109、测定计算部 112、和输出部 113,但并不限于此。如图 15 所示,作为超声波诊断装置主体 100 的最小结构,只要具备最小结构部 100a 就可以。即,只要具备 3D 数据生成部 105、测定图像选择部 106a、测定计算部 112、输出部 113、和控制部 102 就可以。这里,图 15 是表示本发明的超声波诊断装置的最小结构的图。

[0133] 超声波诊断装置 1 通过至少具备该最小结构部 100a,能够实现减少检查者依赖性、能够以简单的操作高精度地进行胎儿的推定体重计算的超声波诊断装置。

[0134] 此外,在上述中,设为测定计算部 112 使用由测定基准图像选择部 108 决定的测定基准图像进行测定、根据测定出的被检体的部位的长度计算作为被检体的胎儿的推定体重,但并不限于此。也可以是,超声波诊断装置主体 100 不具备测定计算部 112 和输出部 113,检查者根据使用由测定基准图像选择部 108 决定的测定基准图像测定的被检体的部位的长度另行计算。

[0135] 以上,基于实施方式对本发明的超声波诊断装置进行了说明,但本发明并不限于该实施方式。只要不脱离本发明的主旨,对本实施方式实施了本领域的技术人员想到的各种变形的形态、以及将不同的实施方式的构成要素组合而构建的形态也包含在本发明的

范围内。

[0136] 例如,本发明也可以是上述所示的方法。此外,也可以是将这些方法通过计算机实现的计算机程序,也可以是由上述计算机程序构成的数字信号。

[0137] 此外,本发明也可以是将上述计算机程序或上述数字信号记录到计算机可读取的记录媒体、例如软盘、硬盘、CD—ROM、MO、DVD、DVD—ROM、DVD—RAM、BD(Blu—ray Disc)、半导体存储器等中的结构。此外,也可以是记录在这些记录媒体中的上述数字信号。

[0138] 此外,本发明也可以是将上述计算机程序或上述数字信号经由电气通信线路、无线或有线通信线路、以因特网为代表的网络、数字广播等传送的系统。

[0139] 此外,本发明也可以是具备微处理器和存储器的计算机系统,上述存储器存储上述计算机程序,上述微处理器按照上述计算机程序动作。

[0140] 此外,也可以通过将上述程序或上述数字信号记录到上述记录媒体中并移送、或者通过将上述程序或上述数字信号经由上述网络移送,来由独立的其他计算机系统实施。

[0141] 工业实用性

[0142] 本发明能够利用于超声波诊断装置中使用,尤其利用于为了胎儿的详细的成长诊断而能够简单正确地获得测定基准图像的超声波诊断装置。

[0143] 标号说明

[0144] 1、2 超声波诊断装置

[0145] 100、200 超声波诊断装置主体

[0146] 101 探头

[0147] 102 控制部

[0148] 103 收发部

[0149] 104B 模式图像生成部

[0150] 1053D 数据生成部

[0151] 106 高回波区域提取部

[0152] 106a 测定图像选择部

[0153] 107 切断面获得部

[0154] 108 测定基准图像选择部

[0155] 109 数据保存部

[0156] 110 操作输入部

[0157] 111 显示部

[0158] 112 测定计算部

[0159] 113 输出部

[0160] 212 被检体部位确定部

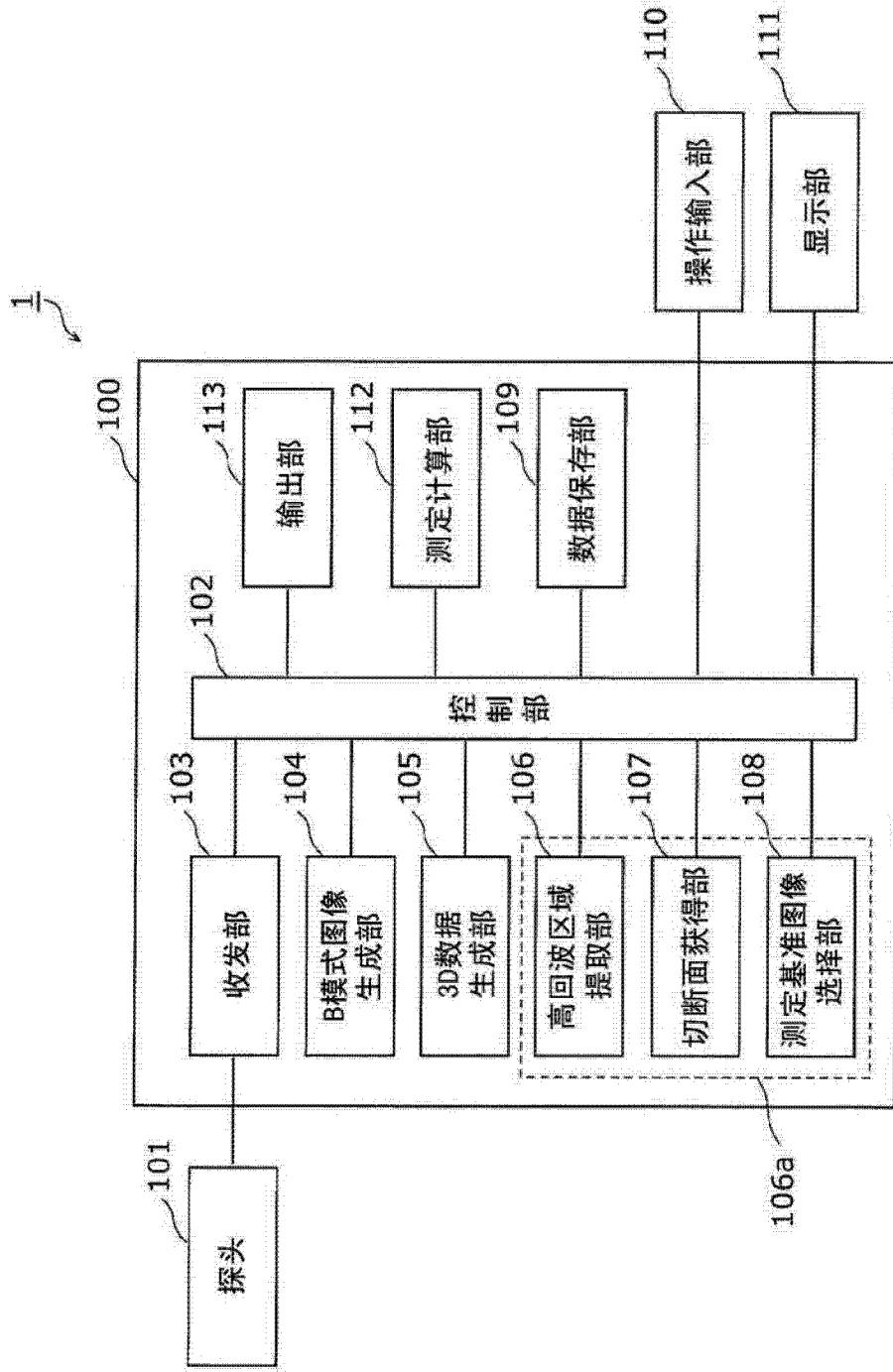


图 1

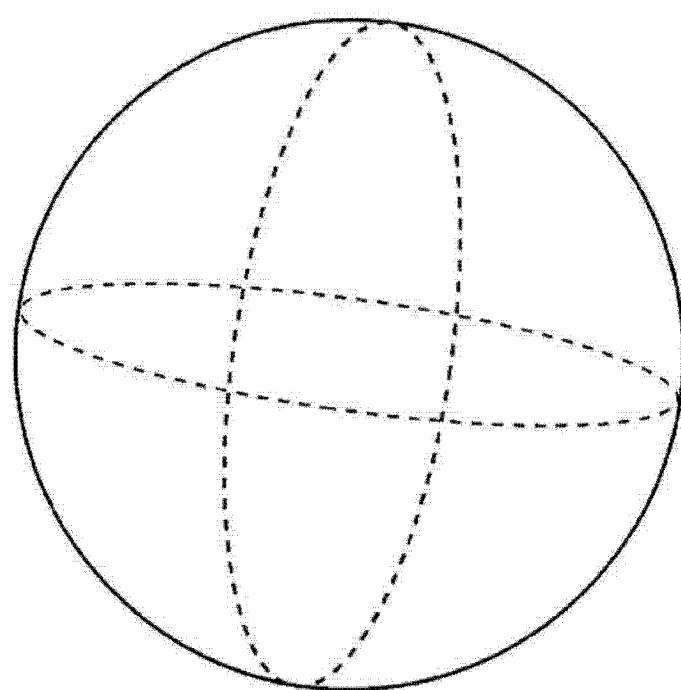


图 2

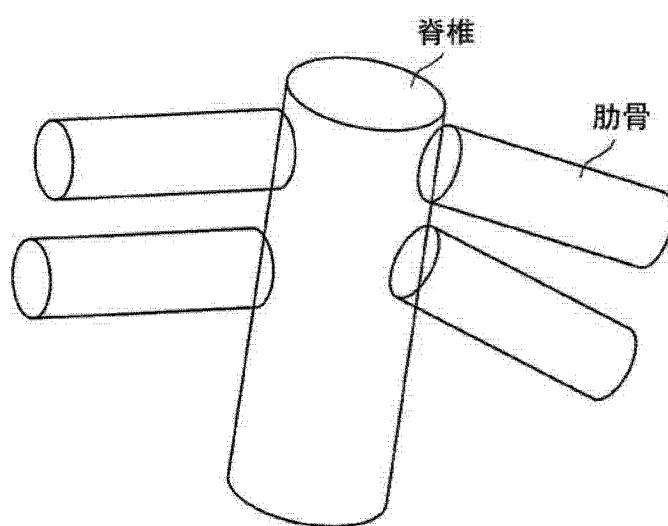


图 3

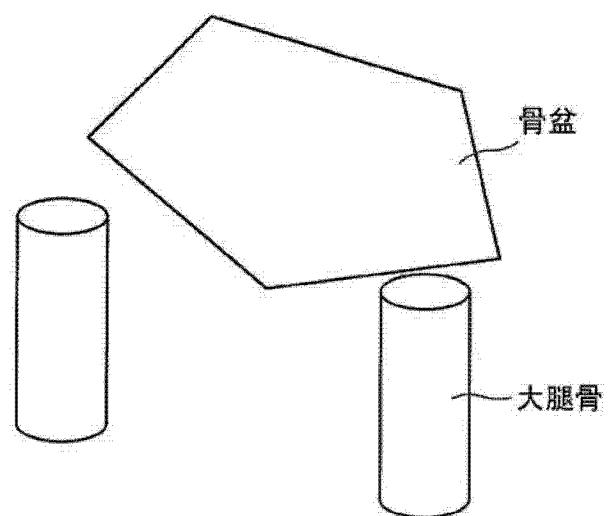


图 4

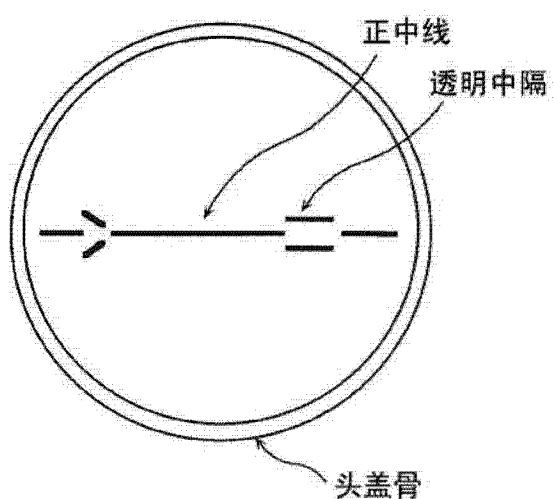


图 5

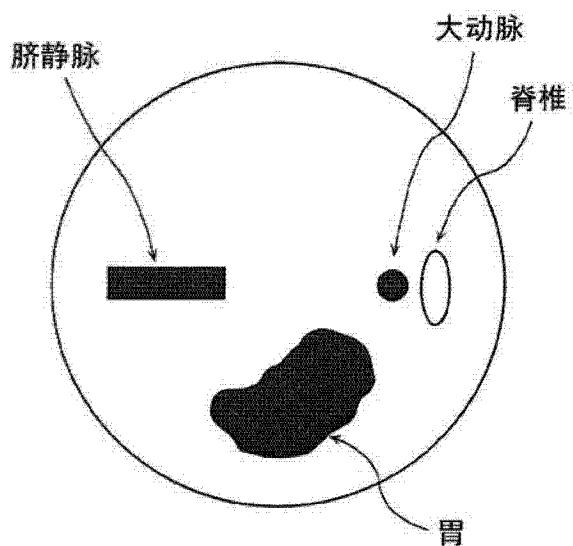


图 6

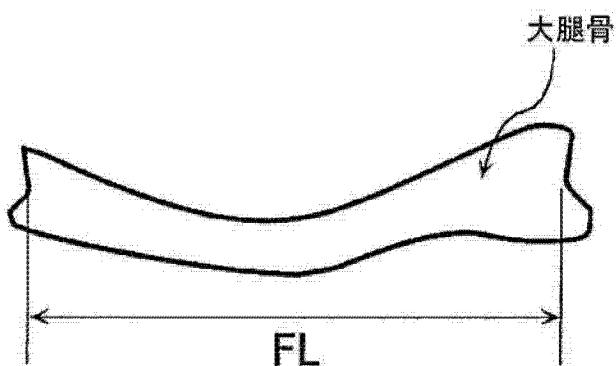


图 7A

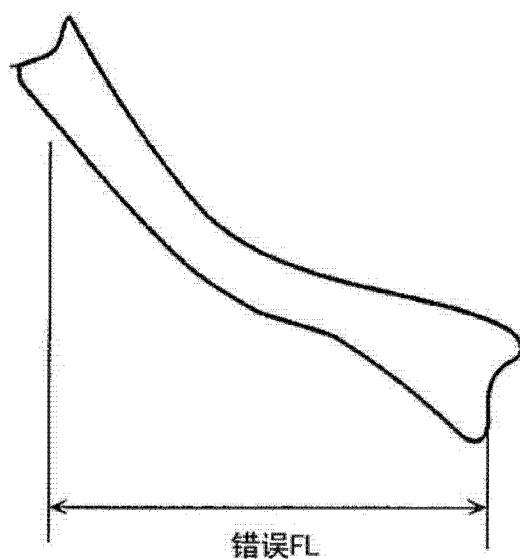


图 7B

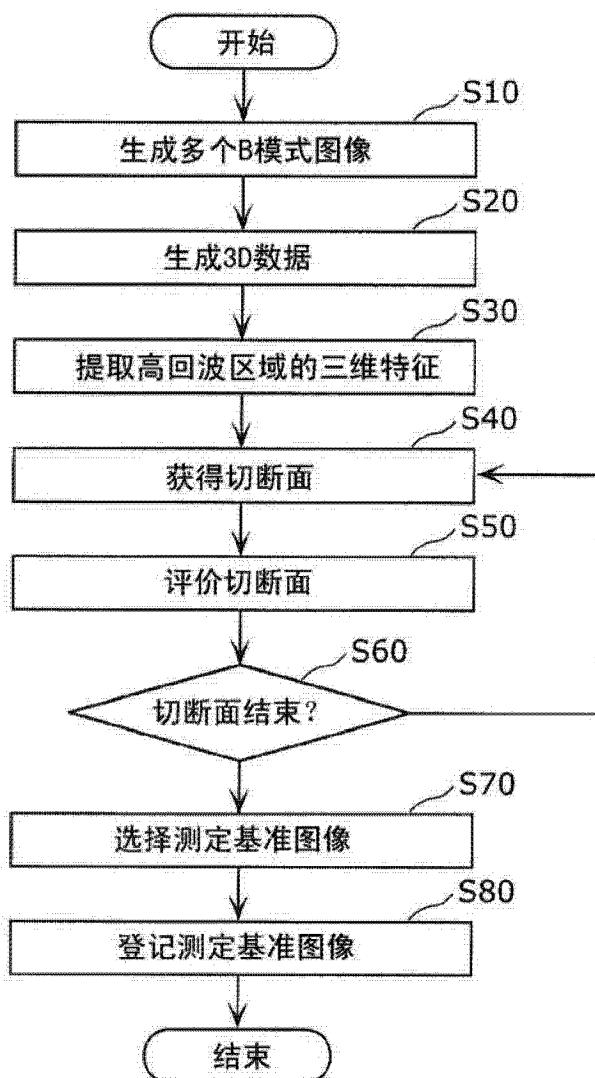


图 8

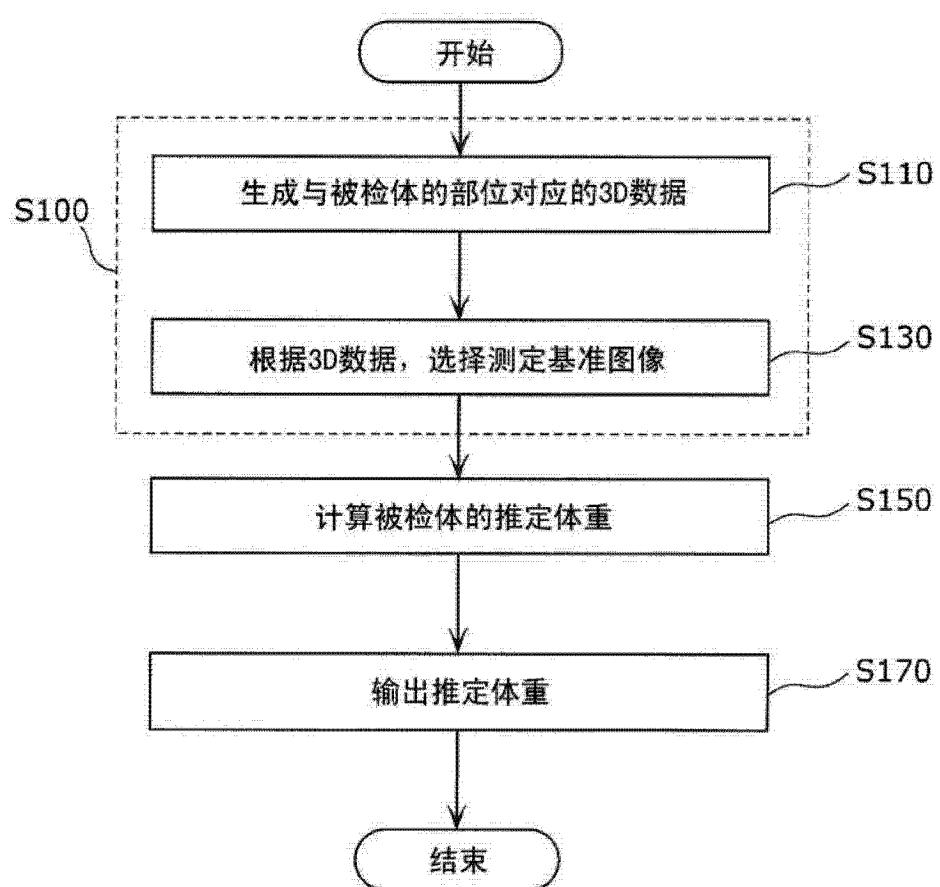


图 9

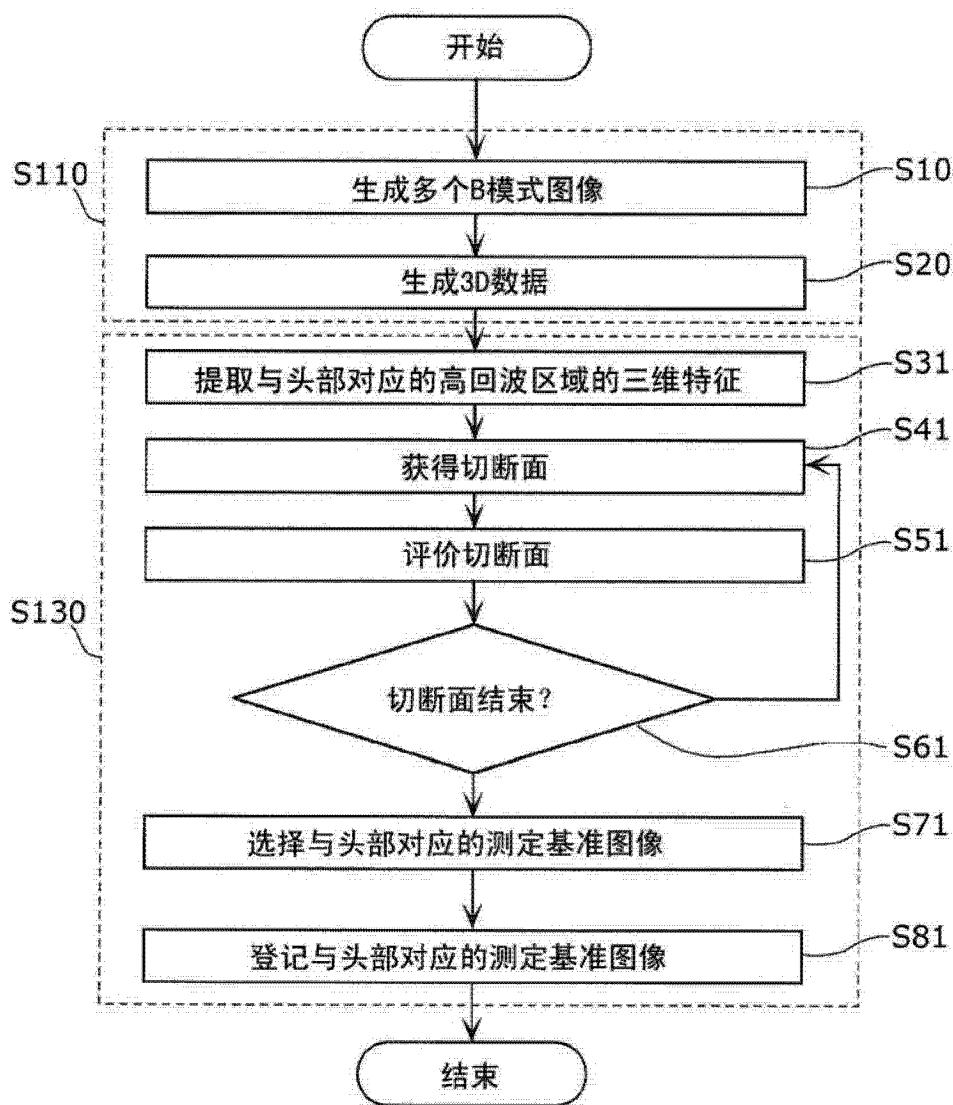


图 10

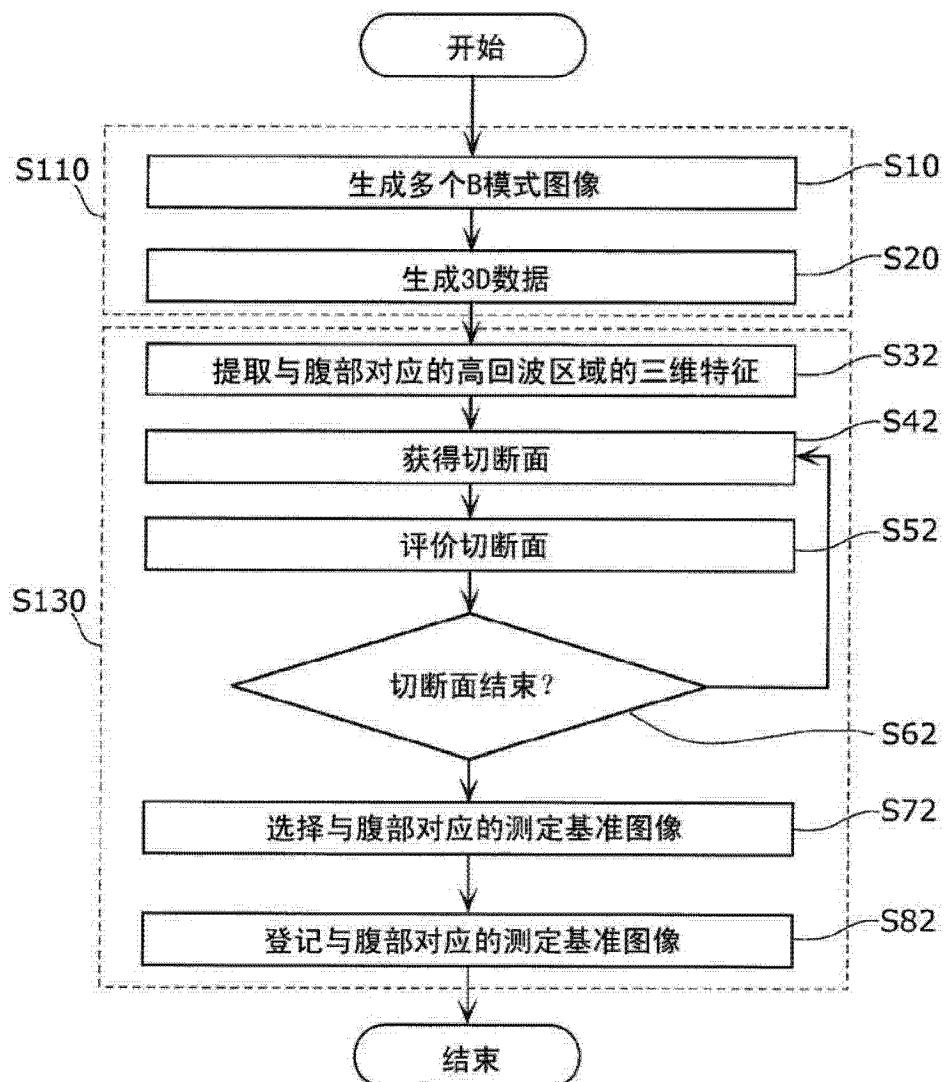


图 11

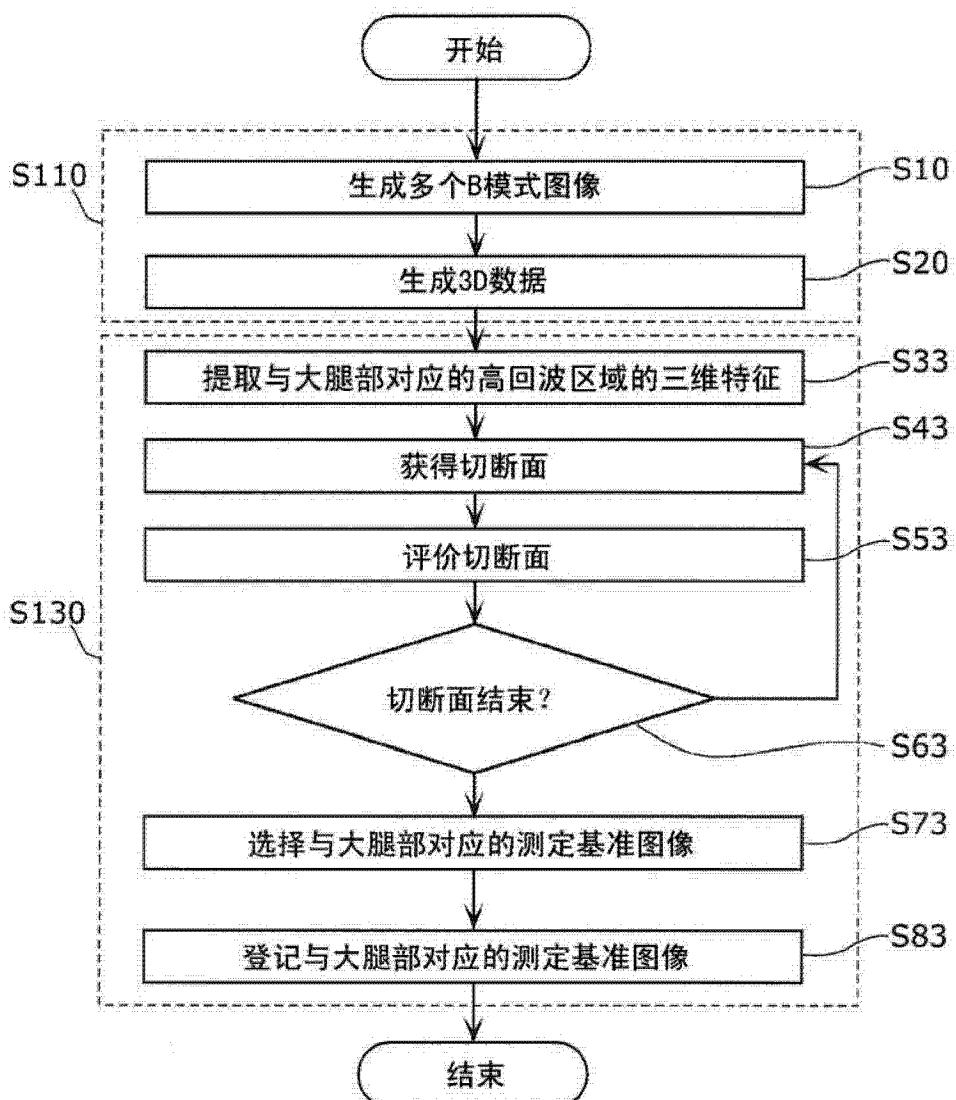


图 12

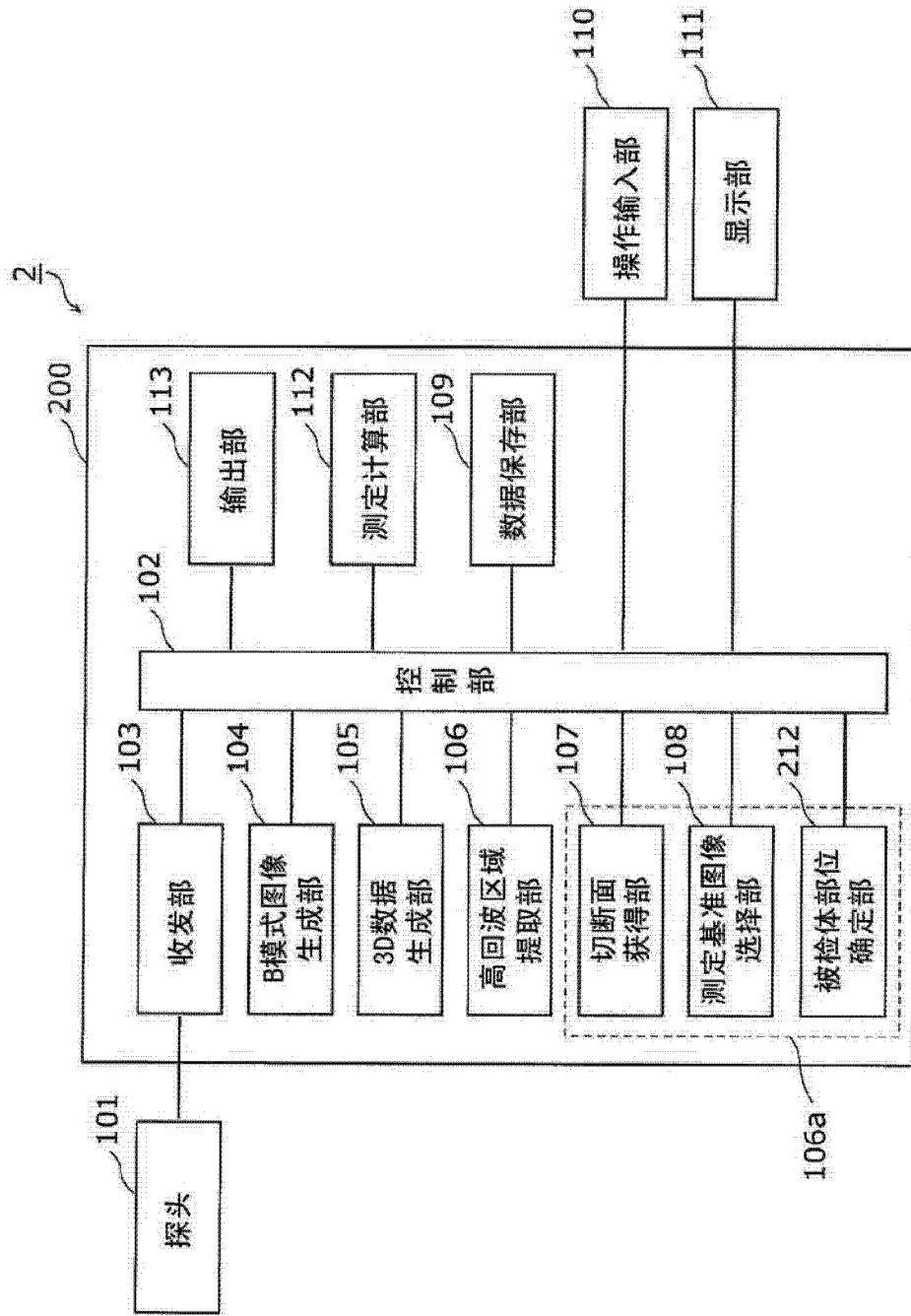


图 13

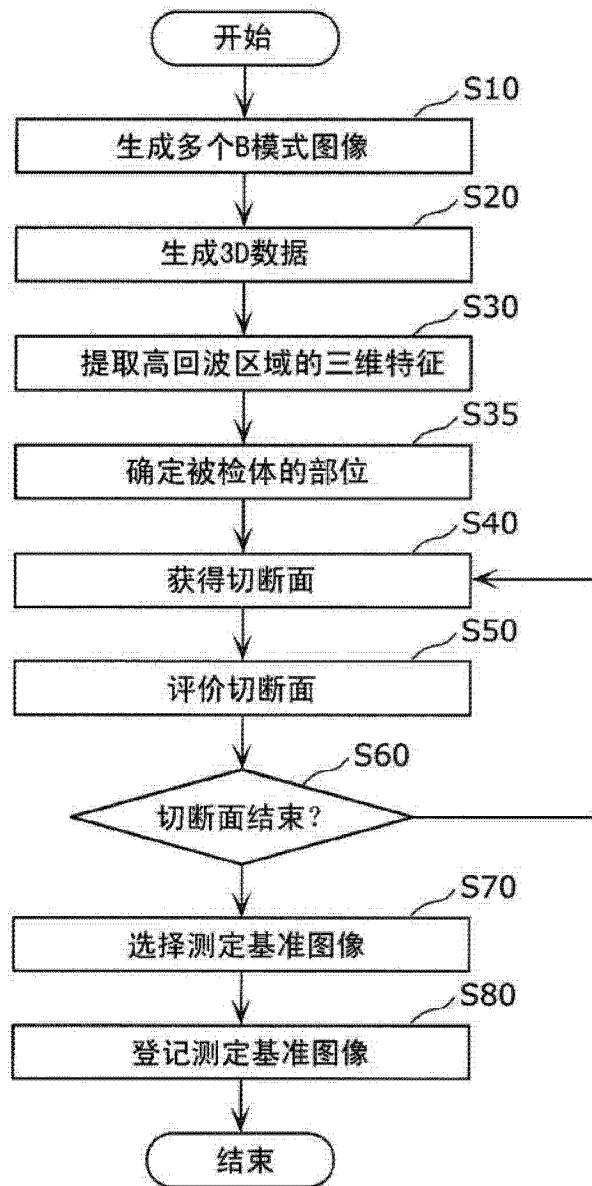


图 14

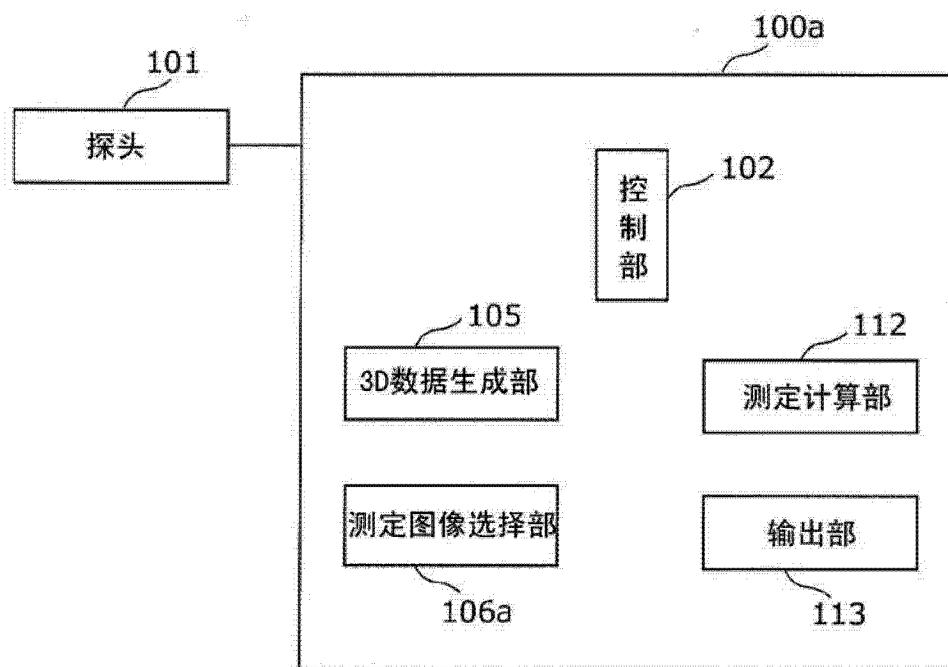


图 15

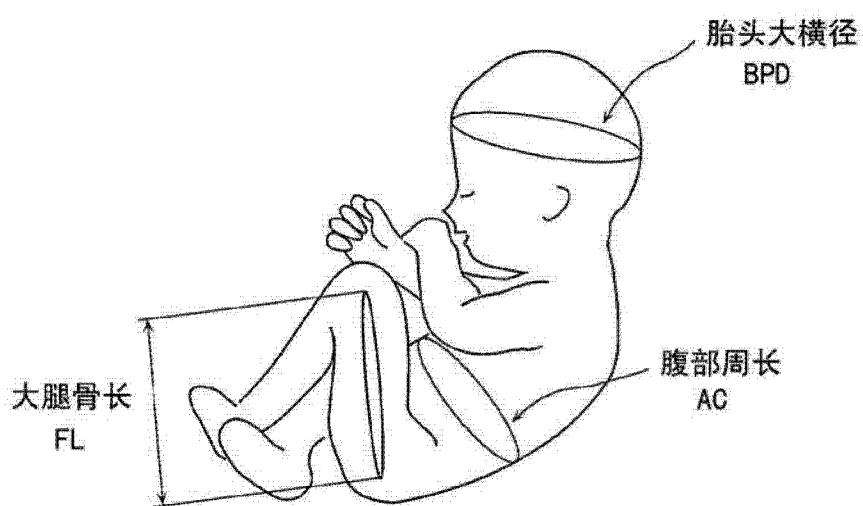


图 16

专利名称(译)	超声波诊断装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN102639063A</a>	公开(公告)日	2012-08-15
申请号	CN201180004680.9	申请日	2011-09-26
申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达株式会社		
[标]发明人	田路文平		
发明人	田路文平		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/483 A61B5/1075 A61B5/4362 A61B8/0866 A61B8/0875 A61B8/14 A61B8/5223 G16H50/30		
代理人(译)	黄剑锋		
优先权	2010222568 2010-09-30 JP		
其他公开文献	<a href="#">CN102639063B</a>		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

### 摘要(译)

本发明的超声波诊断装置具备：3D数据生成部（105），基于向被检体发送的超声波的来自上述被检体的反射波，生成与被检体的部位对应的三维数据；测定图像选择部（106a），选择构成三维数据的多个二维截面中的一个二维截面，作为用于测定被检体的部位的长度的测定基准图像；测定计算部（112），使用测定出的长度计算被检体的推定体重；以及显示部（111），输出计算出的推定体重输出。

