

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

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



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200710170087.7

[43] 公开日 2008 年 5 月 14 日

[11] 公开号 CN 101176675A

[22] 申请日 2007.11.9

[21] 申请号 200710170087.7

[30] 优先权

[32] 2006.11.10 [33] JP [31] 304816/2006

[71] 申请人 株式会社东芝

地址 日本东京都

共同申请人 东芝医疗系统株式会社

[72] 发明人 大贯真人

[74] 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
代理人 胡建新

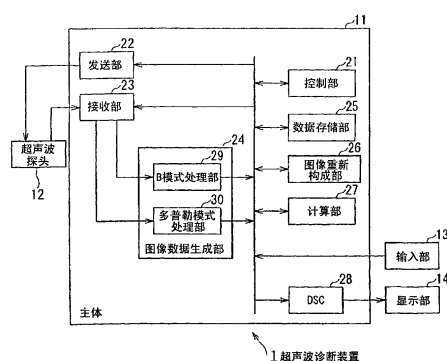
权利要求书 2 页 说明书 16 页 附图 5 页

[54] 发明名称

超声波诊断装置及超声波诊断方法

[57] 摘要

在本发明所涉及的超声波诊断装置、超声波诊断方法及超声波诊断装置的图像处理程序中，图像重新构成部将 B 模式图像数据和多普勒模式图像数据转换成具有共同坐标轴的体数据，计算部根据体数据来计算胎儿的推测体积，并根据预先存储在数据存储部中的系数（用来按照胎儿的推测体积计算胎儿的推测体重的与比重有关的数值）和计算出的胎儿推测体积，来计算胎儿的推测体重，显示部将与胎儿的推测体重有关的计算结果等显示于未图示的 LCD 或未图示的 CRT 上。根据本发明所涉及的超声波诊断装置、超声波诊断方法及超声波诊断装置的图像处理程序，在计算胎儿的推测体重时，可以使超声波诊断装置的操作性得到提高。



1.一种超声波诊断装置，其特征为，

具备：

体数据生成机构，使多个超声波振子振动来发送超声波，根据从由被检测体所反射的反射波利用上述超声波振子转换后的接收信号，生成体数据；

三维图像数据生成机构，根据上述体数据生成三维的图像数据；
推测体重计算机构，根据上述体数据计算上述被检测体的推测体重。

2.根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征为：

还具备显示机构，显示由上述推测体重计算机构计算出的上述被检测体推测体重。

3.根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征为，

还具备：

轮廓提取机构，根据上述体数据，提取上述被检测体的轮廓；以及

推测体积计算机构，利用由上述轮廓提取机构所提取的上述被检测体轮廓，计算上述被检测体的推测体积，

上述推测体重计算机构对由上述推测体积计算机构计算出的上述被检测体的推测体积，乘上预先设定的规定系数，计算上述被检测体的推测体重。

4.根据权利要求3所述的超声波诊断装置，其特征为：

由上述推测体重计算机构计算上述被检测体的推测体重时使用的上述规定系数按上述被检测体的每个部位预先设定。

5.根据权利要求3所述的超声波诊断装置，其特征为，

还具备：

轮廓指定受理机构,当由上述轮廓提取机构提取上述被检测体的轮廓时,受理上述被检测体的轮廓指定;以及

轮廓设定机构,按照由上述轮廓指定受理机构所受理的上述被检测体的轮廓指定,设定上述被检测体的轮廓;

上述推测体重计算机构利用由上述轮廓设定机构所设定的上述被检测体的轮廓,计算上述被检测体的推测体积。

6.根据权利要求3所述的超声波诊断装置,其特征为:

上述轮廓提取机构判定上述体数据中包含的亮度值间的差是否比预先设定的规定基准值更大,根据该判定结果提取上述被检测体的轮廓。

7.根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征为:

上述推测体重计算机构根据不同的多个上述体数据,多次计算上述被检测体的推测体重。

8.一种超声波诊断方法,其特征为,

包含:

体数据生成步骤,使多个超声波振子振动来发送超声波,根据从由被检测体所反射的反射波利用上述超声波振子转换后的接收信号,来生成体数据;

三维图像数据生成步骤,根据上述体数据生成三维的图像数据;以及

推测体重计算步骤,根据上述体数据计算上述被检测体的推测体重。

超声波诊断装置及超声波诊断方法

技术领域

本发明涉及超声波诊断装置、超声波诊断及超声波诊断装置的图像处理程序，特别涉及到可以使超声波诊断装置的操作性得到提高的超声波诊断装置及超声波诊断方法。

背景技术

以往，超声波诊断装置因为利用声波，所以没有被照射的危险性，因此一直还使用于对放射线的照射极其脆弱的胎儿等的诊断中。

在胎儿的诊断中使用超声波诊断装置时，为了医生或技师等（下面，称为“操作人员”。）确认胎儿的发育状况，以往以来一种计算胎儿推测体重的方法已为众所周知。

采用以往胎儿的推测体重计算方法，可以通过测量母体中胎儿的头或腹部、脚的长度，来计算胎儿当前的推测体重。

具体而言，首先操作人员令其分别显示胎儿身体各部位的断层图像。如图 1 所示，操作人员令其显示胎儿头部的断层图像，测量 BPD（胎头双顶径）。如图 2 所示，操作人员令其显示胎儿头部的断层图像，测量 HC（头围）。如图 3 所示，操作人员令其显示胎儿腹部的断层图像，测量 AC（腹围）。如图 4 所示，操作人员令其显示胎儿大腿部的断层图像，测量 FL（股骨长）。

接着，操作人员操作超声波诊断装置的输入部，通过将图 1 至图 4 中的测量结果输入预先设定的推测体重（EFW）计算式，来计算胎儿的推测体重，并如图 5 所示显示计算结果。

不过，例如根据特开平 2-45046 号公报提出了一种方法，该方法

为，在静止图像显示模式下进行电影回放操作时，在显示画面设定为双重显示的情况下，使之显示时序按各画面连续（不同时序）的图像。

根据在特开平 2-45046 号公报中提出的方法，在静止画面显示模式下进行双重显示时，可以使之显示时序按各画面连续（不同时序）的 B 模式图像，能够容易地进行其比较研究。

如果将特开平 2-45046 号公报中提出的方法使用于以往胎儿的推测体重计算方法中，则在通过测量母体中胎儿的头或腹部、脚的长度来计算胎儿当前的推测体重的情况下，通过在显示 1 个指定部位的断层图像时，令其同时显示时序按画面连续（不同时序）的 B 模式图像，就可以容易地进行比较研究，显示指定部位的最佳断层图像。

但是，采用以往的推测体重计算方法或者将在特开平 2-45046 号公报中提出的方法使用于以往胎儿的推测体重计算方法中的方法，操作人员必须在依次显示推测体重的计算所需要的胎儿各断层图像之后，根据各断层图像进行测量，另外，为了以高准确度计算推测体重，不得不通过数次操作输入部上所设置的操作面板来显示最佳的断层图像，存在对于操作人员来说操作较为繁琐这样的问题。

因此，虽然还考虑使用由 1 次显示操作所显示的断层图像来计算胎儿推测体重的方法，但是例如在显示胎儿头部的断层图像来测量 BPD（胎头双顶径）的情况下，在由 1 次显示操作所显示的断层图像不是垂直于胎儿头部的断层图像（所谓轴面上的断层图像），而是对轴面上的断层图像稍微倾斜所扫描的断层图像时，因为图 1 的椭圆变得更扁，所以在测量中产生二维的误差，其结果为，无法以高准确度计算胎儿的推测体重。

另外，在计算胎儿的推测体重之前需要对于多个项目进行多次操作，但是也有时操作人员忘记其中有关 1 个项目的操作，这种情况下，尽管花费时间对于其他的项目进行了操作，但是因为对 1 个项目忘记了操作，所以无法计算胎儿的推测体重，而不得不再次计算胎儿的推

测体重。因此，存在对于操作人员来说操作较为繁琐这样的课题。

发明内容

本发明是考虑到上述情况做出的，其目的为，提供超声波诊断装置、超声波诊断及超声波诊断装置的图像处理程序，在计算胎儿的推测体重时，可以使超声波诊断装置的操作性得到提高。

本发明的一个方式（aspect）所涉及的超声波诊断装置为了解决上述课题，其特征为，具备：体数据（Volume Data）生成机构，使多个超声波振子产生振动来发送超声波，根据从由被检测体所反射的反射波利用超声波振子转换后的接收信号，来生成体数据；三维图像数据生成机构，根据体数据来生成三维的图像数据；推测体重计算机构，根据体数据计算被检测体的推测体重。

本发明的一个方式（aspect）所涉及的超声波诊断方法为了解决上述课题，其特征为，包含：体数据生成步骤，使多个超声波振子产生振动来发送超声波，根据从由被检测体所反射的反射波利用超声波振子转换后的接收信号，来生成体数据；三维图像数据生成步骤，根据体数据来生成三维的图像数据；推测体重计算步骤，根据体数据计算被检测体的推测体重。

本发明一个方式（aspect）所涉及的超声波诊断装置的图像处理程序为了解决上述课题，其特征为，使计算机执行下述步骤，该步骤包括：体数据生成步骤，使多个超声波振子产生振动来发送超声波，根据从由被检测体所反射的反射波利用超声波振子转换后的接收信号，来生成体数据；三维图像数据生成步骤，根据体数据来生成三维的图像数据；推测体重计算步骤，根据体数据计算被检测体的推测体重。

附图说明：

图 1 是说明以往胎儿推测体重计算方法的说明图。

图 2 是说明以往胎儿推测体重计算方法的说明图。

图 3 是说明以往胎儿推测体重计算方法的说明图。

图 4 是说明以往胎儿推测体重计算方法的说明图。

图 5 是说明以往胎儿推测体重计算方法的说明图。

图 6 是表示使用本发明的超声波诊断装置内部结构的框图。

图 7 是说明图 6 超声波诊断装置中的推测体重计算处理的流程图。

图 8 是说明作为被检测体的胎儿漂浮在子宫内的羊水里时的状况所用的说明图。

图 9 是表示显示于图 6 显示部上的胎儿推测体重显示例的附图。

具体实施方式

对于本发明的实施方式，参照附图并进行说明。

图 6 表示出使用本发明的超声波诊断装置 1 的内部结构。

超声波诊断装置 1 具有主体 11、通过电缆连接在该主体 11 上的超声波探头 12、输入部 13 及显示部 14。

如图 6 所示，超声波诊断装置 1 的主体 11 具有控制部 21、发送部 22、接收部 23、图像数据生成部 24、数据存储部 25、图像重新构成部 26、计算部 27 及 DSC (Digital Scan Converter) 28。并且，控制部 21、发送部 22、接收部 23、图像数据生成部 24、数据存储部 25、图像重新构成部 26、计算部 27 及 DSC28 在超声波诊断装置 1 的主体 11 内通过总线相互连接。

控制部 21 包括 CPU (Central Processing Unit) 或者 MPU (Micro Processing Unit)、ROM (Read Only Memory) 及 RAM (Random Access Memory) 等，用来生成各种控制信号，并通过提供给各单元来总体控制超声波诊断装置 1 的驱动。

发送部 22 含有速率脉冲发生器、发送延迟电路及脉冲发生器(都未图示), 速率脉冲发生器根据从控制部 21 所提供的控制信号产生速率脉冲, 提供给发送延迟电路, 该速率脉冲决定向被检测体内部入射的超声波脉冲的脉冲重复频率。另外, 发送延迟电路用来设定发送时超声波束的收敛距离和偏向角度, 根据从控制部 21 提供的控制信号, 给从速率脉冲发生器所提供的速率脉冲加入延迟时间以使发送时超声波束的焦点位置和偏向角度成为规定的焦点位置和偏向角度, 并提供给脉冲发生器。再者, 脉冲发生器是一种驱动电路, 生成用来驱动超声波振子的高压脉冲; 根据从发送延迟电路所提供的速率脉冲, 生成用来驱动超声波振子的高压脉冲, 并将所生成的高压脉冲向超声波探头 12 输出。

接收部 23 包括前置放大器、接收延迟电路及加法器(都未图示), 前置放大器从超声波探头 12 取得由提供给被检测体的超声波脉冲反射波而来的接收信号, 将所取得的接收信号放大到规定的电平, 把放大后的接收信号提供给接收延迟电路。

接收延迟电路根据从控制部 21 提供的控制信号, 给从前置放大器所提供的放大后的接收信号加上与各超声波振子从焦点位置开始的超声波传播时间之差对应的延迟时间, 将其提供给加法器。加法器对从接收延迟电路所提供的来自各超声波振子的接收信号进行加法运算, 将加法运算后的接收信号提供给图像数据生成部 24。

图像数据生成部 24 包括 B 模式处理部 29 和多普勒模式处理部 30。B 模式处理部 31 包括对数放大器、包络线检波电路及 TGC(Time Gain Control) 电路(都未图示), 根据从控制部 21 所提供的控制信号, 进行下面的处理。

也就是说, B 模式处理部 31 的对数放大器对从接收部 23 所提供的接收信号进行对数放大, 将对数放大后的接收信号提供给包络线检波电路。包络线检波电路用来除去超声波频率成分且只检测振幅, 对

于从对数放大器所提供的接收信号进行包络线检波,将检波后的接收信号提供给 TGC 电路。TGC 电路调整从包络线检波电路所提供的接收信号强度,以使最后的图像亮度变得均匀,并且生成 B 模式图像数据,将所生成的 B 模式图像数据提供给数据存储部 25。

多普勒模式处理部 30 具有基准信号发生器、 $\pi/2$ 移相器、混频器、LPF (Low Pass Filter)、多普勒信号存储电路、FFT (Fast Fourier Transform) 分析器及运算器(都未图示)等,主要进行正交相位检波和 FFT 分析,将所生成的多普勒模式图像数据提供给数据存储部 25。

数据存储部 25 例如包括 HDD (Hard Disc Drive) 等,取得从 B 模式处理部 31 和多普勒模式处理部 32 所提供的 B 模式图像数据和多普勒模式图像数据,并存储所取得的 B 模式图像数据和多普勒模式图像数据。数据存储部 25 按照来自控制部 21 的指令,根据需要,将所存储的 B 模式图像数据和多普勒模式图像数据提供给图像重新构成部 26 和 DSC28。

另外,数据存储部 25 取得从图像重新构成部 26 所提供的体数据和各种三维的图像数据,存储所取得的体数据和各种三维的图像数据,并且根据需要,将所存储的体数据和三维的图像数据提供给计算部 27 和 DSC28。再者,数据存储部 25 存储从计算部 27 所提供的计算结果,并根据需要将所存储的计算结果提供给 DSC28。并且,数据存储部 25 存储预先设定的规定系数(用来从胎儿的推测体积计算胎儿的推测体重的与比重有关的数值),并根据需要将所存储的规定系数提供给计算部 27。

图像重新构成部 26 按照控制部 21 的控制,读出存储在数据存储部 25 中的 B 模式图像数据和多普勒模式图像数据,将所读出的 B 模式图像数据和多普勒模式图像数据转换成具有共同坐标轴的体数据,并且提供给数据存储部 25。图像重新构成部 26 通过根据转换后的体数据并利用各种运算处理进行重新构成,来生成各种三维的图像数

据，将所生成的各种三维图像数据提供给数据存储部 25。

计算部 27 按照控制部 21 的控制，读出存储在数据存储部 25 中的体数据，并根据所读出的体数据来计算胎儿的推测体积。计算部 27 按照控制部 21 的控制，读出预先存储在数据存储部 25 中的规定系数（用来从胎儿的推测体积计算胎儿的推测体重的与比重有关的数值），并根据所读出的规定系数和计算出的胎儿推测体积来计算胎儿的推测体重，将其计算结果提供给数据存储部 25。

DSC28 按照控制部 21 的控制，取得从数据存储部 25 所提供的 B 模式图像数据和多普勒模式图像数据，或者三维的图像数据，将所取得的 B 模式图像数据和多普勒模式图像数据或者三维的图像数据，从超声波扫描的扫描线信号序列转换成视频格式的扫描线信号序列，并实施规定的图像处理和运算处理，将其提供给显示部 14。另外，DSC28 取得从数据存储部 25 所提供的与胎儿的推测体重有关的计算结果，将所取得的与胎儿的推测体重有关的计算结果转换成视频格式的扫描线信号序列，并实施指定的图像处理和运算处理，将其提供给显示部 14。

另外，超声波探头 12 是一种超声波变换器（Transducer），通过电缆连接在主体 11 上，使其前面对被检测体的表面接触，进行超声波的发送和接收；在其前端部分上具有 1 维数组（Array）排列或者二维矩阵排列的微小超声波振子（未图示）。该超声波振子是一种作为压电振子的电声转换器件。超声波探头 12 在发送时将从主体 11 的发送部 22 所输入的电脉冲转换成超声波脉冲（发送超声波），另外在接收时将由被检测体所反射的反射波转换成电信号，输出给主体 11。

输入部 13 通过电缆和主体 11 进行连接，在操作面板上除了操作人员用来指示推测体重计算的推测体重计算按钮之外，还具有用来输入操作人员的各种指令的显示面板、键盘、跟踪球、鼠标等的输入设备，是操作人员输入患者信息、计量参数、物理参数、模板尺寸及用

于图像运算的图像时序或网格间隔等，所使用的。

显示部 14 通过电缆和主体 11 的 DSC28 进行连接，设有未图示的 LCD(Liquid Crystal Display)或未图示的 CRT(Cathode Ray Tube)，取得从超声波扫描的扫描线信号序列转换成视频格式的扫描线信号序列后的来自 DSC28 的 B 模式图像数据和多普勒模式图像数据、三维的图像数据或者与胎儿的推测体重有关的计算结果等，将所取得的 B 模式图像数据和多普勒模式图像数据、三维的图像数据或者与胎儿的推测体重有关的计算结果等显示于未图示的 LCD 或未图示的 CRT 上。

下面，参照图 7 的流程图，对于图 6 超声波诊断装置 1 中的推测体重计算处理进行说明。并且，在使用图 7 的流程图进行说明的推测体重计算处理中，例如将对于以漂浮在子宫内的羊水里的胎儿作为被检测体，对有关该被检测体计算推测体重的情形，进行明确记载。不言而喻，对于除漂浮在子宫内的羊水里的胎儿之外的被检测体，也可以使用本发明。

在步骤 S1 中，图像数据生成部 24 的 B 模式处理部 29 和多普勒模式处理部 30 生成多个二维的断层图像数据。具体而言，如下那样生成多个二维的断层图像数据。

发送部 22 根据从控制部 21 所提供的超声波发送控制信号，将超声波束向被检测体进行发送。也就是说，发送部 22 的速率脉冲发生器根据从控制部 21 所提供的超声波发送控制信号，产生下述速率脉冲，并提供给发送延迟电路，该速率脉冲决定向被检测体内部入射的超声波脉冲的脉冲重复频率成为规定的脉冲重复频率。另外，发送延迟电路根据从控制部 21 提供的超声波发送控制信号，给从速率脉冲发生器所提供的速率脉冲加上延迟时间以使发送时超声波束的焦点位置和偏向角度成为规定的焦点位置和偏向角度 ($\theta 1$)，将其提供给脉冲发生器。再者，脉冲发生器根据从发送延迟电路所提供的速率脉

冲,生成用来驱动超声波振子的高压脉冲,将所生成的高压脉冲输出给超声波探头 12。超声波探头 12 将从发送部 22 所输入的高压脉冲(电脉冲)转换成超声波脉冲,并将转换后的超声波脉冲向被检测体进行发送。发送到被检测体内的超声波一部分由声阻抗不同的被检测体内内脏器官间的界面或组织进行反射。

超声波探头 12 将由被检测体所反射的反射波转换成电信号,输出给主体 11。接收部 23 根据从控制部 21 所提供的超声波接收控制信号,对从超声波探头 12 所输入的接收信号进行放大,并加上规定的延迟时间,将其提供给图像数据生成部 24。也就是说,接收部 23 的前置放大器从超声波探头 12 取得由向被检测体所输入的超声波反射波而来的接收信号,将所取得的接收信号放大到规定的电平,把放大后的接收信号提供给接收延迟电路。

接收部 23 的接收延迟电路根据从控制部 21 所提供的超声波接收控制信号,对从前置放大器所提供的放大后的接收信号加上与各超声波振子从焦点位置开始的超声波传播时间之差对应的延迟时间,并提供给加法器。加法器对从接收延迟电路所提供的来自各超声波振子的接收信号进行加法运算,将加法运算后的接收信号提供给图像数据生成部 24。

图像数据生成部 24 的 B 模式处理部 31 和多普勒模式处理部 32 对从接收部 23 所提供的接收信号实施各种处理,生成 $\theta 1$ 方向的 B 模式图像数据和多普勒模式图像数据,把所生成 $\theta 1$ 方向的 B 模式图像数据和多普勒模式图像数据提供给数据存储部 25。

数据存储部 25 取得从图像数据生成部 24 的 B 模式处理部 31 和多普勒模式处理部 32 所提供的 $\theta 1$ 方向 B 模式图像数据和多普勒模式图像数据,并存储所取得的 $\theta 1$ 方向 B 模式图像数据和多普勒模式图像数据。

接着,一边使超声波的发送和接收方向依次分别更新 $\Delta \theta$,一边

变更到 $\theta_1 + (N-1) \Delta \theta$ ，并通过 N 方向的扫描来按和上面相同的程序进行超声波的发送接收，实时扫描被检测体内。此时，控制部 21 根据其控制信号，一边使之与规定的超声波发送接收方向相对应，依次转换发送部 22 的发送延迟电路和接收部 23 的接收延迟电路的延迟时间，一边各自生成 $\theta_1 + \Delta \theta$ 至 $\theta_1 + (N-1) \Delta \theta$ 方向的 B 模式图像数据和多普勒模式图像数据。

另外，数据存储部 25 将所生成的 $\theta_1 + \Delta \theta$ 至 $\theta_1 + (N-1) \Delta \theta$ 方向的 B 模式图像数据和多普勒模式图像数据，和已经存储的 θ_1 方向 B 模式图像数据和多普勒模式图像数据一起，进行存储，来作为规定时序的二维 B 模式图像数据和多普勒模式图像数据。

这样一来，就可以生成规定时序的 1 幅二维 B 模式图像数据和多普勒模式图像数据，并存储所生成的二维 B 模式图像数据和多普勒模式图像数据。

接着，通过在空间不同的条件下进行同样的操作，来收集达到三维的断层图像数据，该达到三维的断层图像数据包括多个二维断层图像数据（二维的 B 模式图像数据和多普勒模式图像数据）。

具体而言，在使用具有 1 维数组排列的多个超声波振子的超声波探头 12 来进行操作人员的手工扫描时，例如通过用手工按一定的速度进行旋转扫描或平行移动扫描等，来收集由多个二维断层图像数据构成的达到三维的断层图像数据。不言而喻，也可以使用具有 1 维数组排列的多个超声波振子的超声波探头 12 以机械方式进行扫描。

另外，还可以通过使用具有二维矩阵排列的多个超声波振子的超声波探头 12 直接进行三维扫描，来收集达到三维的断层图像数据。在本发明中，只要能收集达到三维的断层图像数据就可以，并且在利用任一种扫描方式收集达到三维的断层图像数据时都可以使用。

这样所收集（生成）的多个二维断层图像数据（二维 B 模式图像数据和多普勒模式图像数据）被依次存储于数据存储部 25 中。

在步骤 S2 中, 图像重新构成部 26 按照控制部 21 的控制, 读出存储在数据存储部 25 中的多个二维 B 模式图像数据和多普勒模式图像数据, 将所读出的多个二维 B 模式图像数据和多普勒模式图像转换成具有共同坐标轴的体数据, 并且提供给数据存储部 25。

在步骤 S3 中, 图像重新构成部 26 通过根据转换后的体数据并利用各种运算处理进行重新构成, 来生成由各种方法得到的三维图像数据, 把所生成的各种三维图像数据提供给数据存储部 25。

在步骤 S4 中, DSC28 按照控制部 21 的控制, 取得从数据存储部 25 所提供的由各种方法得到的三维图像数据, 并将所取得的由各种方法得到的三维图像数据从超声波扫描的扫描线信号序列转换成视频格式的扫描线信号序列, 实施规定的图像处理 and 运算处理, 将其提供给显示部 14。显示部 14 取得从超声波扫描的扫描线信号序列转换成视频格式的扫描线信号序列后的来自 DSC28 的按照方法得到的三维图像数据, 并根据所取得的由各种方法得到的三维图像数据将三维图像显示于未图示的 LCD 或未图示的 CRT 上。此后, 通过由操作人员做出的同样操作, 生成不同的多个二维断层图像数据, 依次显示由不同的体数据而来的多个三维图像的静止图像 (固定的图像)。

在步骤 S5 中, 控制部 21 判定是否通过操作人员操作输入部 13 指定了推测体重计算用的三维图像 (推测体重计算用的作为 3D 图像的 VOI (Voxel of Interest)), 并且在判定为通过操作人员操作输入部 13 指定了推测体重计算用的三维图像之前, 进行等待。

在步骤 S5 中判定为通过操作人员操作输入部 13 指定了推测体重计算用的三维图像时, 控制部 21 在步骤 S6 中, 判定是否通过操作人员操作输入部 13 上所设置的推测体重计算按钮 (未图示) 发出了计算推测体重这样的指令。

在步骤 S6 中判定为通过操作人员操作输入部 13 上所设置的推测体重计算按钮 (未图示) 发出了计算推测体重这样的指令时, 计算部

27 在步骤 S7 中, 按照控制部 21 的控制, 读出存储在数据存储部 25 中的与由操作人员所指定的三维图像对应的体数据。这里, 在图像重新构成部 26 中将多个二维 B 模式图像数据和多普勒模式图像数据转换成具有共同坐标轴的体数据(体素数据)时, 将其转换成微小立方体(所谓的体素)的集合。

在步骤 S8 中, 计算部 27 利用转换后的微小立方体(所谓的体素)的集合, 提取被检测体(例如, 胎儿等)的轮廓。具体而言, 计算部 27 利用所指定的推测体重计算用三维图像中包含的体数据的亮度值(各体素中的亮度值), 来提取被检测体(胎儿)的轮廓。首先, 例如图 8 所示, 当提取漂浮在羊水里的被检测体(胎儿)轮廓时, 通过由操作人员操作输入部 13, 在胎儿的头或躯干等组织的中央附近指定轮廓提取的开始点(图 8 的情况, 是轮廓提取开始点 A)。

然后, 在图 8 的情况下, 轮廓提取开始点 A 作为开始点, 对于全部区域按所指定的推测体重计算用三维图像的指定范围外侧方向, 依次比较所指定的推测体重计算用三维图像中包含的体数据的亮度值(各体素中的亮度值), 并判定体数据亮度值的变化(亮度值间的差)是否比预先设定的指定基准值更大。此时, 例如在被检测体为胎儿时, 因为通常认为, 胎儿和羊水之间的边界上的亮度差比预先设定的指定基准值更大, 所以在胎儿和羊水之间的边界区域上, 判定为体数据亮度值的变化(亮度值间的差)比预先设定的规定基准值更大。另一方面, 在作为被检测体的胎儿身体的区域内或羊水的区域内等, 判定为体数据亮度值的变化(亮度值间的差)比预先设定的规定基准值更小。

接着, 在判定为体数据亮度值的变化(亮度值间的差)比预先设定的规定基准值更大时, 识别出具有下述 2 个亮度值(较高的亮度值和较低的亮度值)之中的具有较高亮度值的体素至少属于被检测体(胎儿)的身体, 并且识别出具有较低亮度值的体素至少属于羊水,

利用识别出的体素来制作胎儿和羊水之间的界面，上述 2 个亮度值存在比预先设定的规定基准值更大的亮度值间的差。再者，还提取由制作出的界面形成的边界区域。这样所提取的边界区域是在推测体重计算用的三维图像上体数据的亮度值急剧下降的边界区域，例如在被检测体是胎儿时，意味着胎儿和羊水之间的边界区域。换言之，所提取的边界区域真正意味着作为被检测体的胎儿轮廓。

这样，就能使用体数据，提取作为被检测体的胎儿的轮廓。

在步骤 S9 中，控制部 21 判定在步骤 S8 的轮廓提取处理中是否提取到被检测体的轮廓。例如在虽然作为被检测体的胎儿漂浮在羊水里，但是因为接近羊膜而在胎儿和羊膜之间几乎没有羊水时，还要考虑难以准确提取胎儿和羊水之间的边界区域的情形。这种情况下，在无法提取胎儿和羊水之间的边界区域时，判定为在步骤 S8 的轮廓提取处理中没有提取到被检测体的轮廓。另一方面，作为被检测体的胎儿通常漂浮在羊水里，若胎儿和羊水之间的边界区域被准确提取到，则判定为在步骤 S8 的轮廓提取处理中提取到被检测体的轮廓。

在步骤 S9 中判定为通过轮廓提取处理提取到被检测体的轮廓时，计算部 27 在步骤 S10 中，按照控制部 21 的控制，根据所读出的体数据来计算胎儿的推测体积。也就是说，因为体素一边的长度是已知的，所以通过利用所提取被检测体（胎儿）的轮廓内包含的体素数，对存在胎儿的体素数进行加法运算，就可以计算胎儿的推测体积。

在步骤 S11 中，计算部 27 按照控制部 21 的控制，读出预先存储在数据存储部 25 中的规定系数（用来从胎儿的推测体积计算胎儿的推测体重的与比重有关的数值），并根据所读出的规定系数和计算出的胎儿推测体积来计算胎儿的推测体重，将计算出的推测体重数据提供给数据存储部 25。还有，规定的系数既可以由操作人员预先任意设定，进行变更，也可以按照胎儿的症状（例如，脑积水等）进行设定及变更。另外，当计算被检测体的推测体重时，也可以使用按照被

检测体的每个部位（例如，头部或躯干部等）预先设定的规定系数。

另一方面，在步骤 S9 中判定为未通过轮廓提取处理提取到被检测体的轮廓时，控制部 21 在步骤 S12 中，通过由用户操作输入部 13，在显示于显示部 14 上的显示画面上受理被检测体（胎儿）轮廓的指定。在步骤 S13 中，计算部 27 按照所受理的被检测体（胎儿）轮廓的指定，利用转换后的微小立方体（所谓的体素）的集合，来设定被检测体（例如，胎儿等）的轮廓。此后，处理进入步骤 S10，通过步骤 S10 的处理，利用所设定被检测体的轮廓内包含的体素数，对存在胎儿的体素数进行加法运算，以此来计算胎儿的推测体积。然后，通过步骤 S11 的处理，利用预先存储在数据存储部 25 中的规定系数，来计算被检测体的推测体重。由此，例如在虽然作为被检测体的胎儿漂浮在羊水里，但是因为接近羊膜而在胎儿和羊膜之间几乎没有羊水时，即便是难以准确提取胎儿和羊水之间的边界区域的情况，也可以恰当且准确地计算被检测体的推测体重。

在步骤 S14 中，控制部 21 判定是否计算出推测体重。也就是说，在胎儿非常大时，根据超声波探头 12 接触方式的不同，还要考虑在图像重新构成部 26 中根据多个二维 B 模式图像数据和多普勒模式图像数据转换后的三维体数据中没有完全容纳被检测体的全身。这种情况下，无法计算胎儿正确的推测体重。因此，在判定是否计算出胎儿的推测体重并且判定为没有计算出胎儿的推测体重时，要进行差错处理，并且此后，按被检测体（胎儿）的每个部位（例如，头部或躯干部等），利用其他的推测体重计算用三维图像来计算推测体重。

在步骤 S14 中判定为计算出推测体重时，数据存储部 25 在步骤 S15 中，取得从计算部 27 所提供的推测体重数据，并存储所取得的推测体重数据。

在步骤 S16 中，数据存储部 25 按照控制部 21 的控制，将所存储的推测体重数据提供给 DSC28。DSC28 按照控制部 21 的控制，取得

从数据存储部 25 所提供的推测体重数据，将所取得的推测体重数据转换成视频格式的扫描线信号序列，并实施规定的图像处理和运算处理，将其提供给显示部 14。显示部 14 取得转换成视频格式的扫描线信号序列后的来自 DSC28 的胎儿推测体重数据，根据所取得的胎儿推测体重数据将胎儿的推测体重，如图 9 所示显示于未图示的 LCD 或未图示的 CRT 上。

因此，操作人员不用进行显示胎儿身体各部位的断层图像并测量各自长度这样的繁琐操作，就可以简单且快速地计算胎儿的推测体重。另外，可以防止因由操作人员的显示操作所显示的断层图像是对轴面上的断层图像稍稍倾斜所扫描的断层图像而在测量中产生二维的误差，能够以高准确度计算胎儿的推测体重。再者，由于不需要进行多个项目的操作，因而不需要操作人员因忘记多个项目之中的 1 个项目操作等而重复进行同样的操作。从而，在计算胎儿的推测体重时，可以使超声波诊断装置的操作性得到提高。

在步骤 S17 中，控制部 21 判定是否通过操作人员操作输入部 13 指定了其他推测体重计算用的三维图像。也就是说，判定是否通过操作人员的操作指定了显示于显示部 13 上的其他推测体重计算用的三维图像。

在步骤 S17 中判定为通过操作人员操作输入部 13 指定了其他推测体重计算用的三维图像时，处理返回步骤 S6，此后，重复步骤 S6 之后的处理。

因此，操作人员可以根据不同的多幅三维图像反复计算胎儿的推测体重，能够以高准确度计算胎儿的推测体重。而且，操作人员可以多次确认胎儿的推测体重。从而，在计算胎儿的推测体重的情况等，可以使超声波诊断装置的操作性得到提高。

在步骤 S17 中判定为未通过操作人员操作输入部 13 指定其他推测体重计算用的三维图像时，此后推测体重计算处理结束。

另一方面，在步骤 S14 中判定为未计算出推测体重时，处理进入步骤 S18，进行差错处理，此后进入步骤 S17，重复步骤 S17 之后的处理。因此，即便在操作人员虽然根据 1 幅三维图像计算出胎儿的推测体重，但是因为胎儿非常大等而进行了差错处理时，通过利用其他的三维图像总计每个部位（例如，头部或躯干部等）的胎儿推测体重，也可以简单且快速地计算胎儿的推测体重。从而，在计算胎儿的推测体重的情况等，可以使超声波诊断装置的操作性得到提高。还有，按被检测体的每个部位（例如，头部或躯干部等）进行推测体重计算处理时使用的规定系数也可以由操作人员按照部位进行设定及变更。因此，能够以更高准确度计算胎儿的推测体重。

在步骤 S6 中判定为未通过操作人员操作输入部 13 上所设置的推测体重计算按钮（未图示）发出计算推测体重这样的指令时，推测体重计算处理结束。

并且，在本发明的实施方式所示的超声波诊断装置 1 中，虽然根据 1 幅三维图像计算了胎儿的推测体重，但是例如也可以根据不同的多幅三维图像分别计算胎儿的推测体重（多次计算），对计算出的多个推测体重进行加法运算，并加以平均。因此，能够以更高准确度计算胎儿的推测体重。

另外，在本发明的实施方式所示的超声波诊断装置 1 中，虽然利用三维图像的静止图像（固定的图像）计算了胎儿的推测体重，但是不限于那种情况，例如也可以利用实时显示的三维图像来计算胎儿的推测体重。

再者，本发明的实施方式中所说明的一系列处理虽然也可以通过软件使之执行，但是还可以通过硬件使之执行。

并且，在本发明的实施方式中，虽然流程图的步骤表示出依照所述的顺序按时序执行的处理例，但是当然不一定按时序进行处理，还包含并列或单独执行的处理。

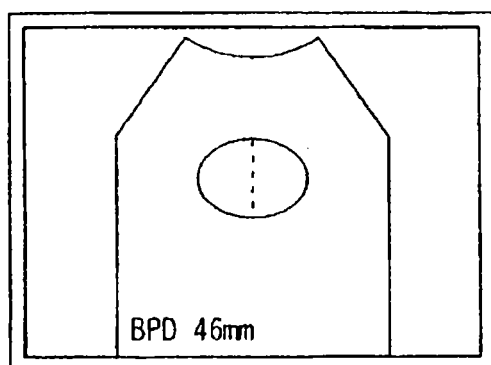


图1

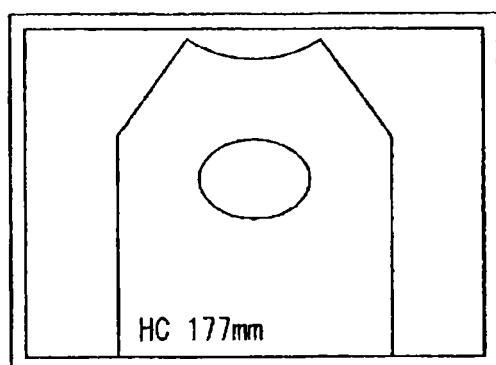


图2

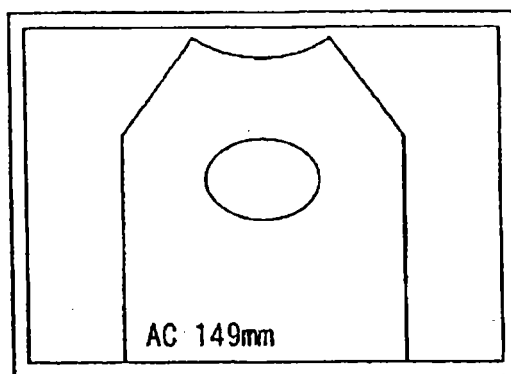


图3

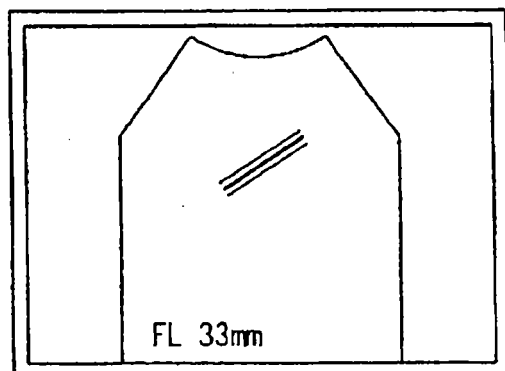


图4

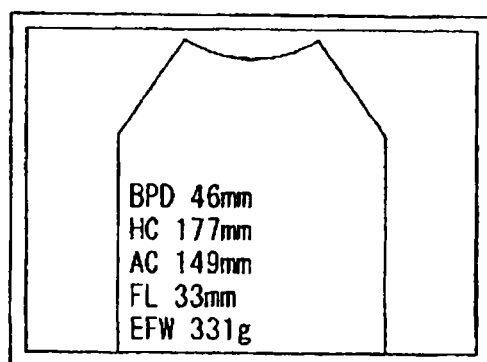


图5

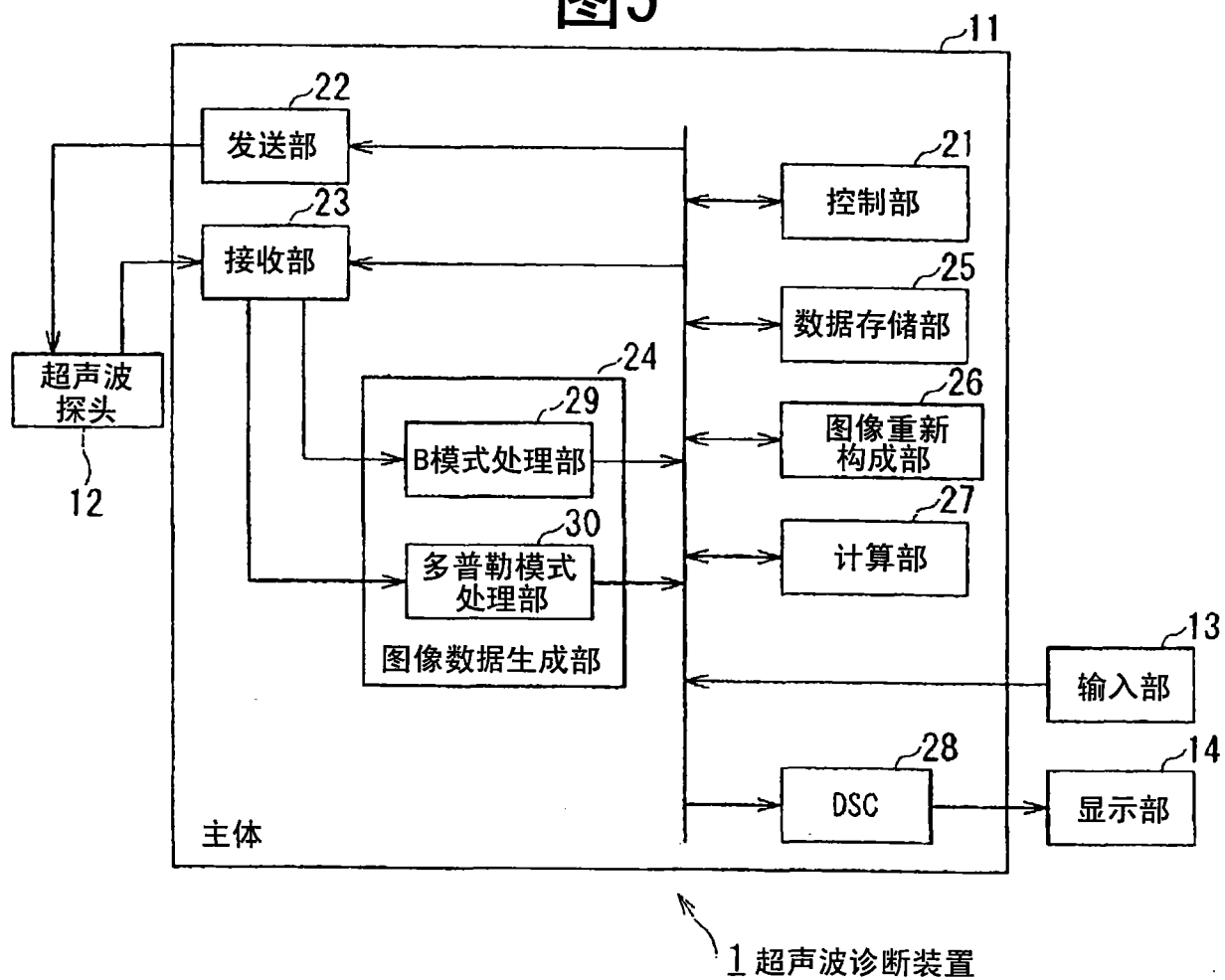


图6

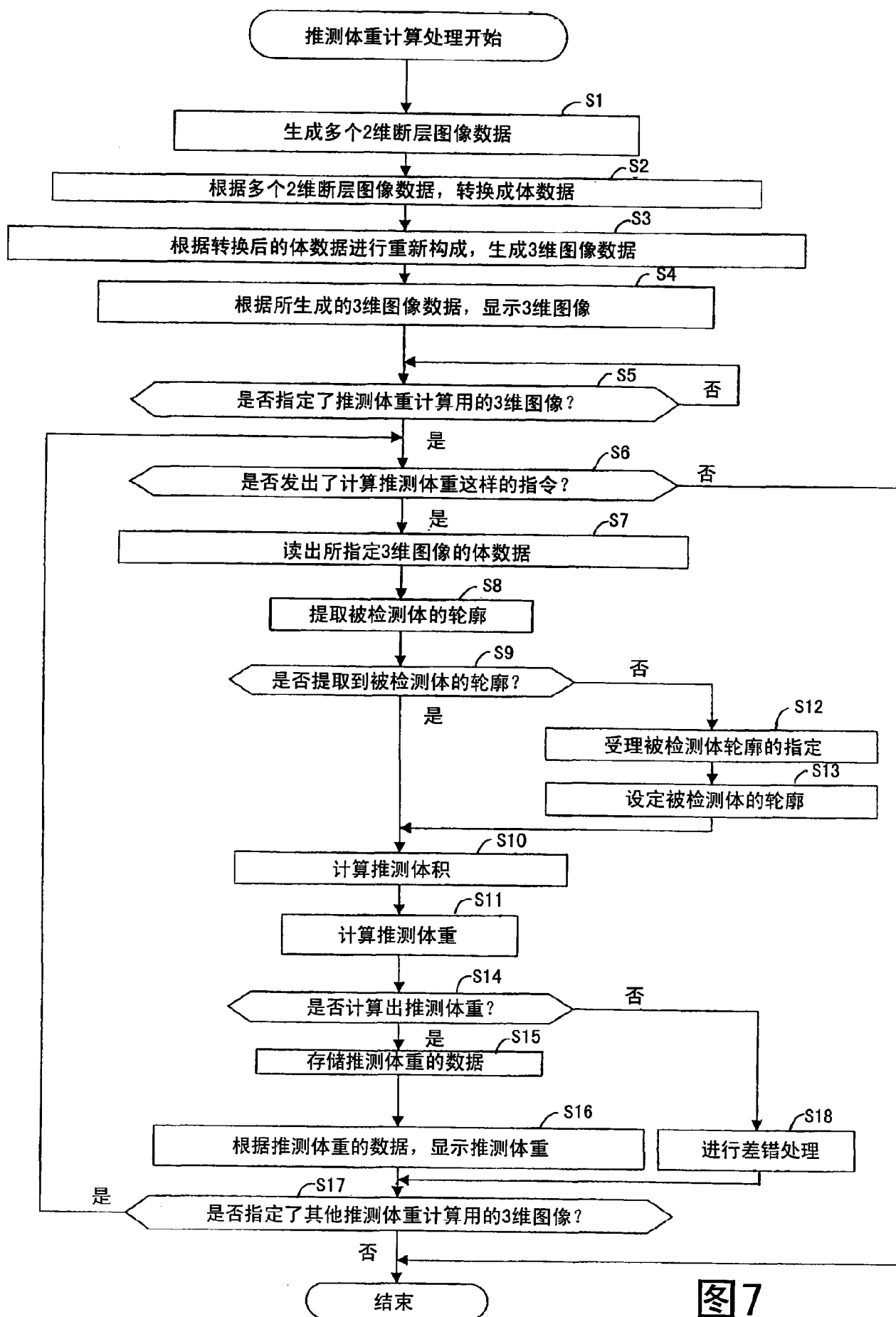


图7

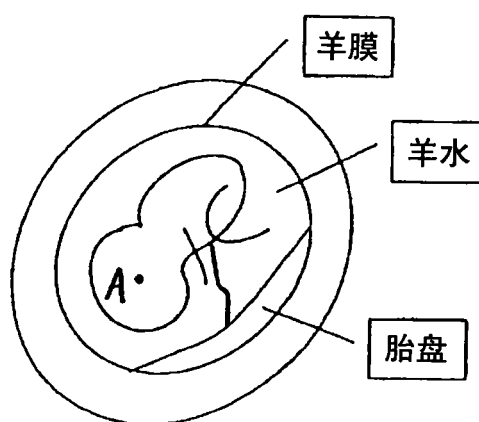


图8

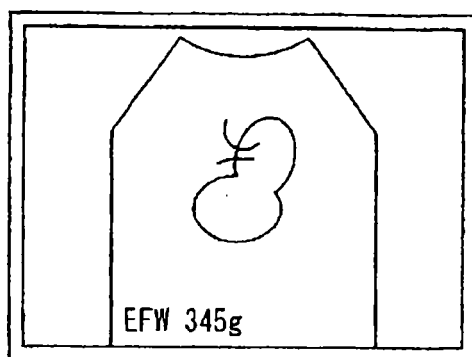


图9

专利名称(译)	超声波诊断装置及超声波诊断方法		
公开(公告)号	CN101176675A	公开(公告)日	2008-05-14
申请号	CN200710170087.7	申请日	2007-11-09
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
[标]发明人	大贯真人		
发明人	大贯真人		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/14 A61B5/107 A61B8/5223 A61B8/483 A61B8/0866		
代理人(译)	胡建新		
优先权	2006304816 2006-11-10 JP		
其他公开文献	CN101176675B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

在本发明所涉及的超声波诊断装置、超声波诊断及超声波诊断装置的图像处理程序中，图像重新构成部将B模式图像数据和多普勒模式图像数据转换成具有共同坐标轴的体数据，计算部根据体数据来计算胎儿的推测体积，并根据预先存储在数据存储部中的系数(用来按照胎儿的推测体积计算胎儿的推测体重的与比重有关的数值)和计算出的胎儿推测体积，来计算胎儿的推测体重，显示部将与胎儿的推测体重有关的计算结果等显示于未图示的LCD或未图示的CRT上。根据本发明所涉及的超声波诊断装置、超声波诊断及超声波诊断装置的图像处理程序，在计算胎儿的推测体重时，可以使超声波诊断装置的操作性得到提高。

