



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 101732070 A

(43) 申请公布日 2010.06.16

(21) 申请号 200910207904.0

(22) 申请日 2009.10.29

(30) 优先权数据

2008-294968 2008.11.18 JP

(71) 申请人 株式会社东芝

地址 日本东京都

申请人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 藤井友和 贞光和俊 小林丰

松永智史 樋口治郎

(74) 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专

利商标事务所 11038

代理人 许海兰

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

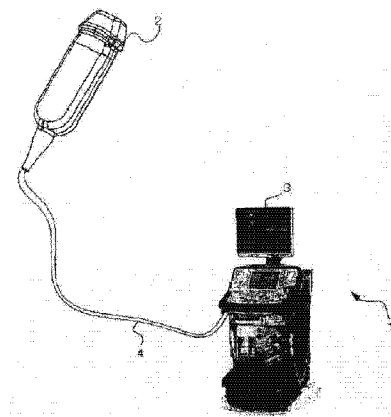
权利要求书 1 页 说明书 10 页 附图 14 页

(54) 发明名称

超声波图像取得装置

(57) 摘要

本发明的超声波图像取得装置发送超声波并接收反射波,根据反射波生成图像。然后,分别确定存在于图像内的各脐带,分别确定与所确定的脐带的一端连接的构造物。通过对所确定的各构造物进行分色、画面分割、或切换显示等,而可识别地显示在监视器上。



1. 一种超声波图像取得装置,包括:探头,发送超声波并接收反射波;生成部件,根据上述反射波生成图像;显示部件,显示上述图像,其特征在于包括:

第一分析部件,分别确定存在于上述图像内的各脐带;

第二分析部件,分别确定与上述脐带的一端连接的构造物;

显示控制部件,将上述各构造物可识别地显示在上述显示部件上。

2. 根据权利要求1所述的超声波图像取得装置,其特征在于还包括:

第三分析部件,确定与上述脐带的另一端相连接的胎盘位置;

存储部件,针对与同一脐带相连接的每个上述构造物,存储过去进行检查时的上述胎盘位置,其中

上述显示控制部件对新进行检查时的上述胎盘位置和存储在上述存储部件中的胎盘位置进行比较,以与上述过去的检查相同的识别形态显示从大致同一胎盘位置连接的上述构造物。

3. 根据权利要求2所述的超声波图像取得装置,其特征在于:

上述第三分析部件将上述脐带的另一端确定为胎盘位置。

4. 根据权利要求2所述的超声波图像取得装置,其特征在于还包括:

操作部件,输入在上述超声波的发送接收时使上述探头移动了的实际路径,其中

上述存储部件进而存储在存储了上述胎盘位置时的上述实际路径,

上述显示控制部件在将在新的检查时由上述第三分析部件确定了上述胎盘位置座标变换为上述存储的实际路径的座标系后,进行上述比较。

5. 根据权利要求2所述的超声波图像取得装置,其特征在于:

上述显示控制部件预先将在超声波的发送接收前对上述探头的移动路径进行指示的探头移动路径显示在上述显示部件上。

6. 根据权利要求5所述的超声波图像取得装置,其特征在于:

上述显示控制部件预先关联地存储妊娠周数和用于修正上述探头移动路径的修正值,并且显示用与被检体的妊娠周数对应的修正值修正了的上述探头移动路径。

7. 根据权利要求1所述的超声波图像取得装置,其特征在于:

上述第一分析部件预先存储在上述脐带内走行的血管的走行预测模式,并且按照该走行预测模式在上述图像上进行扫描,而确定上述脐带。

8. 根据权利要求1所述的超声波图像取得装置,其特征在于:

上述显示控制部件用不同的颜色对上述各构造物进行上色而显示。

9. 根据权利要求1所述的超声波图像取得装置,其特征在于还包括:

操作部件,输入切换操作,其中

上述显示控制部件只对与上述切换操作对应的一个构造物进行上色而显示。

10. 根据权利要求1所述的超声波图像取得装置,其特征在于:

上述显示控制部件对每个上述构造物分割画面地进行显示。

11. 根据权利要求1所述的超声波图像取得装置,其特征在于还包括:

操作部件,输入至少包含图像的角度的显示形态,其中

上述存储部件进而存储由上述显示部件显示的图像的显示形态,

上述显示控制部件每次按照同一显示形态显示图像。

超声波图像取得装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种通过发送接收超声波而生成图像的超声波图像取得装置。特别地,本发明涉及一种支持对存在于胎内的多胞胎的识别的超声波图像取得装置。

背景技术

[0002] 超声波图像取得装置是通过向被检体内发送接收超声波而生成图像的装置。使用了该超声波图像取得装置的检查对被检体的侵害性低。因此,能够重复对被检体进行该检查。另外,超声波图像取得装置进行实时显示是简便的。由于这些理由,在产科领域中,在对存在于孕妇的胎内的胎儿(fetus)进行经过观察时经常使用超声波图像取得装置(例如参考特开 2001-120544 号公报)。近年来,超声波图像取得装置的 3D 技术正在发展。也有以下的情况:医生等为了掌握胎儿的发育和胎儿的形状,根据该 3D 技术,立体地确认胎儿的状态。

[0003] 医生等在胎儿的经过观察中,通过用成长曲线(growth curve)来表现发育,从而判断胎儿是否处于顺利的生育状况。在胎内存在多胞胎的情况下,对每个胎儿显示该成长曲线。因此,医生等为了确认多胞胎各自的成长情况,而根据自己的经验区别胎内的胎儿,由此在前次的检查和本次的检查中必须确定同一胎儿。

[0004] 但是,在超声波的图像中,清晰地区别表示多胞胎的情况是很少的。因此,进行各个多胞胎的确定并不容易。因此,医生等有可能错误地确定各个多胞胎。

发明内容

[0005] 本发明就是鉴于以上情况而提出的。另外,本发明的目的在于:提供一种在胎内存在多胞胎的情况下,支持医生等对同一胎儿的确定的超声波图像取得装置。

[0006] 本发明的第一形式是一种超声波图像取得装置,包括:发送超声波并接收反射波的探头;根据上述反射波生成图像的生成部件;显示上述图像的显示部件,其特征包括:分别确定存在于上述图像内的各脐带的第二分析部件;分别确定与上述脐带的一端连接的构造物的第二分析部件;将上述各构造物可识别地显示在上述显示部件上的显示控制部件。

[0007] 根据本发明的第一形式,在胎内存在多胞胎的情况下,医生等也能够容易地确认各胎儿的情况,能够提高胎儿的成长情况等的测量精度。

附图说明

[0008] 图 1 是表示本实施例的超声波图像取得装置的外观的结构图。

[0009] 图 2 是表示超声波探头的结构图。

[0010] 图 3 是表示装置本体的内部结构的结构图。

[0011] 图 4 是表示实施例 1 的分析部件的详细结构的图。

[0012] 图 5 是表示脐带的彩色多普勒图像的模式图。

- [0013] 图 6 是表示包含胎儿的区域的 B 模式图像的模式图。
- [0014] 图 7 是表示脐带的确定处理的流程图。
- [0015] 图 8 是表示构造物的确定处理的流程图。
- [0016] 图 9 是表示构造物的识别显示处理的流程图。
- [0017] 图 10 是表示超声波图像取得装置的画面的模式图。
- [0018] 图 11 是表示超声波图像取得装置的画面的第二形式的模式图。
- [0019] 图 12 是表示超声波图像取得装置的画面的第三形式的模式图。
- [0020] 图 13 是实施例 2 的分析部件的结构图。
- [0021] 图 14 是存储了胎盘位置信息的数据的数据结构图。
- [0022] 图 15 是表示探头移动路径的显示的模式图。
- [0023] 图 16 是表示存储胎盘位置等的动作的流程图。
- [0024] 图 17 是表示在新检查中也再现胎儿的识别形态的动作的流程图。

具体实施方式

[0025] 以下,参考附图,具体说明本发明的超声波图像取得装置的适合的实施例。

[0026] 图 1 是表示本实施例的超声波图像取得装置的外观的结构图。超声波图像取得装置 1 在与孕妇等被检体内之间发送接收超声波。进而,超声波图像取得装置 1 根据接收到的反射波,生成被检体内的图像并显示。特别,该超声波图像取得装置 1 在胎儿的经过观察是检查项目的情况下,在该图像中可识别地显示多胞胎。

[0027] 该超声波图像取得装置 1 构成为包含超声波探头 2 和装置本体 3。经由电缆 4 将超声波探头 2 和装置本体 3 连接起来。

[0028] 超声波探头 2 被装置本体 3 控制,在与被检体内之间发送接收超声波。装置本体 3 通过对接收到的反射波的信号进行处理,生成 B 模式 (B Mode/Brightness Mode) 图像、彩色多普勒模式 (color Dopplermode) 图像这样的超声波图像。B 模式图像用亮度表示出接收到的超声波的强度,并且将对从超声波探头 2 发送的超声波进行了反射的被检体内的组织的位置分别配置为二维或三维状而显示。彩色多普勒模式图像是血流信息的图像,是将超声波的频率变化变换为血液的流速而用彩色表现出来的图像。一般,彩色多普勒模式图像被进行彩色处理,而用红色系表示接近超声波探头 2 的部分,用青色系表示远离的部分。

[0029] 在医生等在该超声波图像取得装置 1 中进行三维扫描时,医生等使所持有的超声波探头 2 在与扫描面垂直的方向上移动。三维扫描是手动或通过机械使扫描帧 (scan frame) (扫描面 :scan plane) 在被检体的三维区域中移动,收集从该三维区域内的各点接收到的信号的扫描。

[0030] 图 2 是表示超声波探头 2 的结构图。超声波探头 2 具备多列的压电元件 21、超声波发送电路 22、超声波接收电路 23、位置检测装置 24。

[0031] 压电元件 21 是由钛酸铅 (lead titanate) 等压电陶瓷构成的声音 / 电气可逆变换元件。如果向压电元件 21 施加信号电压,则由于该信号电压而产生压电效应,从压电元件 21 发送超声波。另外,压电元件 21 如果接收到从被检体反射的超声波,则由于该超声波而产生压电效应。超声波由于压电效应而被变换为具有与该超声波的强度对应的电压值的回波信号 (echo signal)。

[0032] 超声波发送电路 22 向各压电元件 21 施加电压脉冲 (voltage pulse)。该超声波发送电路 22 具备振荡器 221、分频器 222、发送延迟电路 223、脉冲发生器 (pulse generator) 224。

[0033] 振荡器 221 控制电压脉冲的发送定时。振荡器 221 在每个规定时间生成定时信号, 经由分频器 222 将该定时信号发送到发送延迟电路 223。分频器 222 例如将定时信号降频为 5KHz 左右的速率脉冲 (rate pulse)。

[0034] 发送延迟电路 223 决定超声波波束的扫描方向。发送延迟电路 223 对每个压电元件 21 使定时信号延迟, 而设置时间差。该发送延迟电路 223 从装置本体 3 接收用于选择扫描方向的扫描方向信号。进而, 发送延迟电路 223 对各压电元件 21 设置电压脉冲施加的延迟, 使得超声波波束聚波到基于所接收到的信号的扫描方向上。

[0035] 脉冲发生器 224 与从发送延迟电路 223 接收到的定时信号一致地, 向各压电元件 21 施加电压脉冲。

[0036] 超声波接收电路 23 接收各压电元件 21 所输出的回波信号。该超声波接收电路 23 具备前置放大器 (preamplifier) 231、部分接收延迟电路 233、部分加法器 234。

[0037] 前置放大器 231 对回波信号进行放大。部分接收延迟电路 233 对放大的回波信号, 附加决定接收指向性所需要的延迟时间。部分加法器 234 为了减少电缆 4 内的信号线的个数, 暂时部分地对来自各压电元件 21 的信号进行整相相加, 例如使信号数减少到 16 个等。部分加法器 234 分别经由电缆 4 将部分整相相加了的回波信号发送到装置本体 3。

[0038] 位置检测装置 24 检测出表示超声波探头 2 的位置的位置信息。位置信息是表示超声波探头 2 的基准位置 $P_0(x_0, y_0, z_0)$ 、角度 θ_a (以 X 轴为中心的旋转角度)、角度 θ_B (以 Y 轴为中心的旋转角度)、角度 θ_Y (以 Z 轴为中心的旋转角度) 的信息。

[0039] 图 3 是表示装置本体 3 的内部结构的结构图。如图 3 所示, 装置本体 3 具备接收电路 31、振幅检测器 32、数据存储器 33、血流信息检测电路 34、DSC (Digital Scan Converter) 35、分析部件 36、显示控制部件 37、显示部件 38、操作部件 39。

[0040] 从超声波探头 2 向接收电路 31 输入回波信号。该接收电路 31 具备 A/D 变换器 (A/D (Analog to Digital) Converter) 311、主接收延迟电路 312、加法器 313。A/D 变换器 311 将从超声波探头 2 输入的信号变换为数字信号。主接收延迟电路 312 向回波信号赋予决定接收指向性所需要的延迟时间。加法器 313 通过对输入的多个回波信号进行整相相加, 而生成单一的回波信号。

[0041] 从接收电路 31 向振幅检测器 32 输入回波信号。振幅检测器 32 对包络线进行检波。振幅检测器 32 对该检波出的数据实施基于对数变换的压缩处理, 检测出接收到的超声波的强度。该强度值的数据通过与超声波的反射位置对应, 而成为 B 模式图像的要素。

[0042] 血流信息检测电路 34 具备正交检波电路 342、MTI (Moving Target Indicator) 滤波器 343、自相关器 344、平均流速计算器 345、分散计算器 346、能量计算器 347。

[0043] 正交检波电路 342 通过正交检波处理, 从回波信号中取出具有偏移频率分量的多普勒信号。MTI 滤波器 343 进行高通滤波处理, 即从多普勒信号中分离组织信号和血流信号。自相关器 344 对多普勒信号进行频率分析, 求出血流的偏移频率。平均流速计算器 345 根据偏移频率, 计算血流的平均速度。分散计算器 346 根据偏移频率计算血流的速度分布。能量计算器 347 根据变位频率计算反映出血流量的能量。构成彩色多普勒模式图像的血流

的平均、速度分布、能量的数据被发送到数据存储器 33。

[0044] 数据存储器 33 将构成 B 模式图像的各像素值的数据与超声波反射的位置对应地进行存储。另外,数据存储器 33 将构成彩色多普勒模式图像的血流的平均、速度分布、能量的数据与超声波反射的位置对应起来进行存储。

[0045] DSC35 根据存储在数据存储器 33 中的 B 模式图像和彩色多普勒模式图像的信号,构筑与实空间对应的体数据。DSC35 根据位置检测装置 24 检测出的位置信息和扫描线的扫描角度,使存储在数据存储器 33 中的各扫描帧的 B 模式图像和彩色多普勒模式图像分布在 3 维存储器空间中。

[0046] 分析部件 36 根据 DSC35 生成的 3 维图像,确定胎儿。在存在于 3 维图像内的胎儿有多个的情况下,分别确定各个胎儿。

[0047] 图 4 是表示实施例 1 的分析部件 36 的详细结构的图。该分析部件 36 如图 4 所示,具备:确定脐带的脐带分析部件 361;确定从脐带连接的构造物的构造物分析部件 362。分析部件 36 首先从 3 维图像中确定脐带。接着,分析部件 36 通过确定从该脐带连接的构造物,分别确定多个胎儿。从脐带连接的构造物是胎儿。

[0048] 根据图 5 说明脐带的确定。图 5 是表示脐带的彩色多普勒图像的模式图。

[0049] 脐带分析部件 361 使用彩色多普勒模式图像,确定脐带 P3 所占有的区域。脐带 P3 具有在其内部走行的血管中为特征性的模式。对于脐带 P3 内的血管,动脉 P1 和静脉 P2 描绘出螺旋状地走行。因此,脐带分析部件 361 通过检测出该螺旋状的血管走行模式,确定脐带 P3 所占有的区域。

[0050] 脐带分析部件 361 的脐带 P3 区域的确定具体如下。脐带分析部件 361 预先存储血管走行预测模式 361a。该血管走行预测模式 361a 是指用于表示血管的线交叉了的图像数据。脐带分析部件 361 对彩色多普勒模式图像的全部区域的各图像数据和该血管走行预测模式 361a 进行比较。脐带分析部件 361 一边按照规定的规则对血管走行预测模式 361a 进行放大缩小,一边改变线的交叉角度,同时进行该比较。另外,如果比较对象的图像数据排列模式和血管走行预测模式 361a 匹配,则由该图像数据构成的区域确定为脐带 P3 所占有的区域的一部分。

[0051] 脐带分析部件 361 扫描彩色多普勒模式图像的全部区域,分别确定全部脐带 P3。脐带分析部件 361 将与血管走行预测模式 361a 匹配的区域所连续的区域作为 1 个脐带 P3。连续是指匹配的区域之间通过同一动脉 P1 和静脉 P2 连接。

[0052] 即,脐带分析部件 361 判断在与血管走行预测模式 361a 匹配的近旁的区域之间是否存在血管。如果存在血管,则脐带分析部件 361 追溯该血管,判断所判断的对象区域之间是否通过该血管连接。进而,脐带分析部件 361 在判断出区域之间连接的情况下,将这些区域及其间的血管的区域判断为构成同一脐带 P3。另外,脐带分析部件 361 将由同一血管连接的一连串区域组成一个组。另一方面,脐带分析部件 361 针对该一个组设为与该一连串的区域无关的其他匹配区域构成其他脐带 P3。进而,脐带分析部件 361 将具有与该匹配区域成为一连串区域的关系的区域群设为其他组。通过将表示属于 1 个组的各区域的位置的位置信息的集合与同一胎儿 ID 关联起来,从而进行脐带分析部件 361 的分组。

[0053] 另外,脐带分析部件 361 也可以使用 B 模式图像,检测出带状构造物,来确定脐带 P3。在该情况下,脐带分析部件 361 通过检测出图像中的规定以下的直径的集合,来检测出

带状构造物。

[0054] 接着,根据图 6,说明胎儿的确定。图 6 是表示包含胎儿的区域的 B 模式图像的模式图。

[0055] 构造物分析部件 362 使用 B 模式图像确定胎儿。该构造物分析部件 362 确定与脐带分析部件 361 所确定的脐带 P3 的区域连接,并且像素值为规定阈值以上的体素的集合。规定阈值是区别存在于胎内的构造物 P4 所呈现的亮度的值,并且是经验的值。

[0056] 构造物分析部件 362 的胎儿的确定具体如下。构造物分析部件 362 追溯所确定的脐带 P3 所占有的区域,以其端点为基准点 P5。该基准点 P5 是脐带 P3 与构造物 P4 的连接点。另外,构造物分析部件 362 从该基准点 P5 开始而对比较对象的体素进行放大,对比较对象的体素的像素值和规定阈值进行比较。如果构造物分析部件 362 的比较结果是像素值为规定阈值以上,则构造物分析部件 362 将该比较对象的体素作为构造物 P4 的一个构成要素。另一方面,如果像素值小于规定阈值,则构造物分析部件 362 将该体素不作为构造物 P4 的一个构成要素。另外,构造物分析部件 362 在具有小于规定阈值的像素值的体素周围不对比较对象进行放大。

[0057] 在由脐带分析部件 361 确定了多个脐带 P3 的情况下,构造物分析部件 362 对每个脐带 P3,确定与其相连的构造物 P4。如果由构造物分析部件 362 确定了构造物 P4,则将与该构造物 P4 相连的脐带 P3 与该构造物 P4 设为同一组。即,进而,将从一个脐带 P3 连接并且具有规定阈值以上的像素值的体素的位置信息的集合与和该一个脐带 P3 相关联的胎儿 ID 关联起来。

[0058] 另外,分析部件 36 也可以使用立方体、球等模型,对所关联的位置信息的集合进行建模,进而,将模型的种类、配置位置和模型之间的结合关系与胎儿 ID 关联起来。

[0059] 显示控制部件 37 接收从 DSC35 输出的全部构造物 P4 的体素,对其进行体绘制处理和彩色处理,构成一个画面。显示控制部件 37 将其输出到显示部件 38。显示部件 38 是液晶显示器、有机 EL 显示器、CRT 等。

[0060] 在体绘制 (volume rendering) 处理中,显示控制部件 37 从视点方向对全部构造物 P4 的各体素的像素值进行采样,并且计算依照不透明度的光的透射和向视点的反射,并且进行阴影附加,由此生成投影图像。由操作者经由操作部件 39 输入体绘制处理中的视点。操作部件 39 是键盘、鼠标、跟踪球等。如果由医生等经由操作部件 39,输入了视点的方向、视点围绕轴的角度、视点、与三维图像的距离,则显示控制部件 37 按照与该操作对应的显示形态,即视点的方向、图像的旋转角、以及放大量来设定视点,对 3 维图像进行绘制处理。

[0061] 在彩色处理中,对构造物 P4 的各体素分配 RGB 形式等的颜色。该分配的颜色对每个构造物 P4 都不同。

[0062] 该彩色处理具体如下。显示控制部件 37 从分析部件 36 取得与一个胎儿 ID 关联的位置信息的集合。另外,显示控制部件 37 向根据该取得的位置信息所确定的各体素分配同一颜色。同样,显示控制部件 37 针对全部胎儿 ID 取得位置信息的集合,根据该取得的位置信息,对该位置信息的集合的每个分配同一颜色。显示控制部件 37 向胎儿 ID 不同的组的区域分配不同的颜色。例如,超声波图像区域装置 1 预先存储使胎儿 ID 和颜色对应起来的一览。分析部件 36 从该一览表中将胎儿 ID 分配为组。另外,显示控制部件 37 参照一览

表,分配与胎儿 ID 对应的颜色。

[0063] 图 7 ~ 图 9 是表示进行胎儿的识别显示的超声波图像取得装置 1 的动作的流程图。

[0064] 首先,图 7 是表示脐带 P3 的确定处理的流程图。脐带分析部件 361 取得彩色多普勒模式图像上的下一个区域的图像数据 (S01)。如果取得了图像数据,则脐带分析部件 361 对血管走行预测模式 361a 和该图像数据的排列模式进行比较 (S02)。脐带分析部件 361 直到扫描全部区域为止,进行 S01 和 S02 (S03, No)。

[0065] 如果利用血管走行预测模式 361a 结束了扫描 (S03, Yes),则脐带分析部件 361 将通过 S02 的比较而匹配了的匹配区域中的位于彩色多普勒模式图像上的最外轮廓,并且还没有成为基准区域的匹配区域作为基准区域 (S04)。进而,脐带分析部件 361 附加新的胎儿 ID,使该胎儿 ID 和该基准区域的位置信息关联起来 (S05)。

[0066] 如果决定了基准区域,则脐带分析部件 361 从该基准区域探索存在于预先决定的规定探索范围内的各匹配区域。探索的结果,脐带分析部件 361 将基准区域以外的区域作为连续性的判断对象区域 (S06)。

[0067] 然后,脐带分析部件 361 判断各判断对象区域的任一个与基准区域之间是否存在血管 (S07)。如果存在血管 (S07, Yes),则脐带分析部件 361 追溯该血管,判断是否到达基准区域和判断对象区域 (S08)。如果到达了 (S08, Yes),则脐带分析部件 361 将表示该判断对象区域的位置信息和与基准区域相同的胎儿 ID 关联起来 (S09)。

[0068] 进而,脐带分析部件 361 将和同一胎儿 ID 关联起来的判断对象区域作为新的基准区域 (S10),循环进行 S06 ~ S09。

[0069] 在脐带分析部件 361 的判断结果是,没有在与基准区域之间存在血管的判断对象区域 (S07, No),并且没有经由血管与基准区域连接的判断对象区域的情况下 (S08, No),进而还有没有将全部的匹配区域设定为基准区域的情况 (S11, No)。在该情况下,脐带分析部件 361 循环进行 S04 ~ S10 的处理。即,脐带分析部件 361 对没有与胎儿 ID 关联的匹配区域附加新的胎儿 ID,探索包含该区域的新的脐带 P3。

[0070] 如果脐带分析部件 361 将全部的匹配区域作为了基准区域 (S11, Yes),则脐带 P3 的确定处理结束。

[0071] 接着,图 8 是表示构造物 P4 的确定处理的流程图。如果脐带分析部件 361 的脐带 P3 的确定处理结束,则构造物分析部件 362 读出 B 模式图像 (S12)。另外,构造物分析部件 362 确定还没有成为构造物 P4 的确定对象的胎儿 ID (S13)。进而,构造物分析部件 362 读出与该胎儿 ID 关联的位置信息的集合 (S14)。

[0072] 如果构造物分析部件 362 读出 B 模式图像和位置信息的集合,则进而构造物分析部件 362 探索位于该位置信息中的最端部的基准点 P5 (S15)。然后,构造物分析部件 362 将该基准点 P5 的周围中的还没有判断出是否是构造物 P4 的一个构成要素的体素作为比较对象,对规定阈值和这些体素的像素值进行比较 (S16)。

[0073] 如果比较的结果是有具有规定阈值以上的像素值的体素 (S16, Yes),则构造物分析部件 362 将该体素作为构造物 P4 的一个构成要素,将该体素的位置信息与所确定的胎儿 ID 关联起来 (S17)。

[0074] 进而,构造物分析部件 362 将作为构造物 P4 的一个构成要素的各体素作为基准点

P5 处理 (S18), 循环进行 S16 和 S17。另一方面, 如果比较的结果是没有具有规定阈值以上的像素值的体素 (S16, No), 并且全部的胎儿 ID 的确定还没有结束 (S19, No), 则构造物分析部件 362 循环进行 S13 ~ S19。由此, 针对新的胎儿 ID, 进行构造物 P4 的确定处理。

[0075] 如果针对全部的胎儿 ID, 构造物 P4 的确定结束了 (S19, Yes), 则构造物分析部件 362 结束每个胎儿 ID, 换一种说法就是与每个确定了脐带 P3 相连的构造物 P4 的确定处理。

[0076] 接着, 图 9 是表示构造物 P4 的识别显示处理的流程图。如果构造物 P4 的确定处理结束, 则显示控制部件 37 从由操作者经由操作部件 39 设定的视点, 对与全部胎儿 ID 关联的位置信息所示的体素的集合, 进行体绘制处理 (S20)。

[0077] 进而, 显示控制部件 37 确定显示出通过体绘制处理生成的投影图像的一个像素 (S21)。显示控制部件 37 取得与所确定的像素对应的体素的位置信息 (S22)。显示控制部件 37 如果取得了位置信息, 则探索与所取得的位置信息关联的胎儿 ID (S23)。显示控制部件 37 参照一览表, 读出与该胎儿 ID 对应的颜色信息 (S24)。

[0078] 如果读出了颜色信息, 则显示控制部件 37 将表现出与该颜色信息对应的颜色的像素值赋予在 S20 中确定了像素 (S25)。

[0079] 显示控制部件 37 针对表现投影图像的全部像素, 循环进行 S21 ~ S25 的处理 (S26, No)。如果显示控制部件 37 对全部的像素结束了该处理 (S26, Yes), 则显示控制部件 37 将生成的投影图像输出到显示部件 38 (S27)。

[0080] 图 10 是表示该超声波图像取得装置 1 的画面的模式图。如图 10 所示, 在画面中, 对每个个体分颜色地显示构造物 P4, 即胎儿。因此, 在胎内存在多胞胎的情况下, 医生等也容易确认各胎儿的情况, 提高了胎儿的成长情况等的测量精度。

[0081] 图 11 是表示该超声波图像取得装置 1 的画面的第二形态的模式图。在以上, 说明了分颜色显示胎儿的情况, 但其他也可以如图 11 所示那样, 分割画面, 在各自的窗口中显示每个胎儿。

[0082] 在该情况下, 显示控制部件 37 在 S20 的体绘制处理中, 从由操作者经由操作部件 39 设定的视点, 对与各胎儿 ID 相关联的位置信息所示的体素的集合, 分别进行体绘制处理。然后, 显示控制部件 37 在各自的窗口中显示各投影图像。

[0083] 图 12 是表示该超声波图像取得装置 1 的画面的第三形态的模式图。在以上, 说明了通过胎儿的分色、每个胎儿的分割显示而进行识别显示的例子, 但其他也可以如图 12 所示那样, 与经由操作部件 39 进行的切换操作响应地, 显示控制部件 37 只显示一个胎儿。

[0084] 在该情况下, 显示控制部件 37 在 S20 的体绘制处理中, 从由操作者经由操作部件 39 设定的视点, 对与各胎儿 ID 相关联的位置信息所示的体素的集合, 分别进行体绘制处理。然后, 显示控制部件 37 与切换操作的次数对应地, 顺序地显示进行了体绘制的各构造物 P4。

[0085] 例如, 假设分别存在与胎儿 ID-A、B、C 相关联的位置信息的集合的情况, 即存在 3 个胎儿。在最初的显示中, 显示控制部件 37 对与胎儿 ID-A 相关联的位置信息所示的体素的集合进行体绘制处理。显示控制部件 37 只显示通过该处理所得到的胎儿。

[0086] 如果进行了第一次的切换操作, 则显示控制部件 37 对与胎儿 ID-B 相关联的位置信息所示的体素的集合进行体绘制处理。显示控制部件 37 只显示通过该处理所得到的胎

儿。

[0087] 如果进行了第二次的切换操作,则显示控制部件 37 对与胎儿 ID-C 相关联的位置信息所示的体素的集合进行体绘制处理。显示控制部件 37 只显示通过该处理所得到的胎儿。

[0088] 如果进行了第三次的切换操作,则返回到最初的显示,显示控制部件 37 对与胎儿 ID-C 相关联的位置信息所示的体素的集合进行体绘制处理。显示控制部件 37 只显示通过该处理所得到的胎儿。

[0089] 通过这些图 11 和图 12 所示的识别显示形态,医生等也能够容易地识别多胞胎,提高了胎儿的成长情况等的测量精度。

[0090] 接着,说明胎儿的识别显示的实施例 2。实施例 2 的超声波图像取得装置 1 在过去和新的检查中确定同一胎儿。具体地说,该超声波图像取得装置 1 的该确定如下。超声波图像取得装置 1 存储胎儿所连接的胎盘位置。超声波图像取得装置 1 在新的检查中,根据该存储的胎盘位置,确定同一胎儿。胎儿在胎内自由地转动,与之相随,脐带也运动,因此,医生等难以根据胎儿的存在位置等确定同一胎儿。但是,胎盘位置对各胎儿是固有的,并且该位置是确定的,因此,通过将胎盘位置和与之相连的胎儿连接起来,能够确定同一胎儿。

[0091] 图 13 是实施例 2 的分析部件 36 的结构图。如图 13 所示,该分析部件 36 在脐带分析部件 361 和构造物分析部件 362 以外,还具有存储部件 363 和胎盘分析部件 364。

[0092] 存储部件 363 是非易失性的存储器。存储部件 363 如图 14 所示,对每个患者 ID 存储胎儿 ID 与胎盘位置信息的组合、显示形态信息。胎盘位置信息是表示与脐带 P3 的构造物 P4 相反的最端部的位置的信息,用座标 (X, Y, Z) 表示。用由操作者经由操作部件 39 设定的视点的位置、旋转角、与 3 维图像的距离来表示显示形态信息。患者 ID 是被检体的 ID,由操作者预先经由操作部件 39 输入。即,存储部件 363 对与和该胎盘相同的脐带相连的每个上述构造物 P4,换一种说法对每个胎儿 ID,存储胎盘位置信息。

[0093] 胎盘分析部件 364 在各检查中,确定与各脐带 P3 相连的胎盘的位置,根据所确定的位置,生成胎盘位置信息。具体地说,脐带分析部件 361 追溯所取得的位置信息的集合,将表示最端部的位置的位置信息作为胎盘的位置。胎盘分析部件 364 将脐带 P3 的两端中的、与由构造物分析部件 362 设为基准点 P5 的端点相反侧的端点作为胎盘位置信息。

[0094] 另外,胎盘分析部件 364 将胎盘位置信息存储在存储部件 363 中。具体地说,胎盘分析部件 364 取得与表示所追溯的脐带 P3 的位置信息的集合相关联的胎儿 ID。胎盘分析部件 364 将该取得的胎儿 ID 与胎盘位置信息关联起来,存储在患者 ID 以下。

[0095] 在已经对患者 ID 存储了胎儿 ID 和胎盘位置信息的组合的情况下,根据妊娠周数的不同组合胎盘位置的变化而提高精度,因此,胎盘分析部件 364 也可以置换为该新的组合进行存储。理想的是在胎盘分析部件 364 重现了过去检查中的胎儿的识别形态后,例如在检查结束时进行置换存储。或者,也可以只在初次进行胎盘位置信息的存储。

[0096] 显示控制部件 37 如果新的检查中,将使用操作部件 39 输入的患者 ID 存储在存储部件 363 中,则将在一览表中与在胎盘分析部件 364 生成的胎盘位置信息中所组合的胎儿 ID 所对应的颜色附加到由该胎盘分析部件 364 所生成的胎盘位置信息所示的胎盘位置所连接的构造物 P4 进行显示。

[0097] 在通过新的检查取得的胎盘位置信息和存储在存储部件 363 中的胎盘位置信息

的比较中,必须用同一坐标系表示这些胎盘位置信息。因此,显示控制部件 37 在检查开始之前,在显示部件 38 中显示图 15 所示那样的对超声波探头 2 的移动路径进行指示的探头移动路径 R。探头移动路径 R 是表示超声波探头 2 的扫描开始位置、换一种说法就是最初朝向超声波探头 2 的原点位置和移动超声波探头 2 的方向的箭头。

[0098] 显示控制部件 37 预先存储用于描绘出该探头移动路径 R 的被检体模型 M、原点位置和方向信息。显示控制部件 37 从该原点位置开始,在被检体模型 M 上描绘出指向该方向信息所示的方向的探头移动路径 R,并显示在显示部件 38 上。

[0099] 另外,如果将使用操作部件 39 输入的患者 ID 存储在存储部件 363 中,则显示控制部件 37 在与该患者 ID 相关联存储的显示形态信息所示的视点,进行体绘制处理。由显示控制部件 37 将该显示形态信息与患者 ID 相关联地存储。

[0100] 图 16 是表示将胎盘位置等存储到存储部件 363 中的动作的流程图。

[0101] 首先,预先由操作者经由操作部件 39 输入患者 ID(S31)。如果没有将输入的患者 ID 存储在存储部件 363 中,则胎盘分析部件 364 存储该患者 ID(S32)。

[0102] 然后,在脐带分析部件 361 确定了脐带 P3 后,构造物分析部件 362 确定构造物 P4。在确定了构造物 P4 后,或者输出图像后,首先,胎盘分析部件 364 确定还没有成为胎盘位置的确定对象的胎儿 ID(S33)。胎盘分析部件 364 根据与所确定的胎儿 ID 相关联的位置信息的集合,读出脐带 P3 的部分(S34)。如果读出了脐带 P3,则胎盘分析部件 364 取得脐带 P3 的位置信息中的位于与构造物 P4 相反的端部的位置信息(S35)。

[0103] 如果取得了位置信息,则胎盘分析部件 364 将该位置信息所示的胎盘位置信息与在 S31 中确定的胎儿 ID 的关联、和输入的患者 ID 关联起来存储在存储部件 363 中(S36)。

[0104] 接着,显示控制部件 37 以检查结束等为契机,将在体绘制处理中使用的视点作为显示形态信息,与输入的患者 ID 相关联地存储在存储部件 363 中(S37)。

[0105] 由此,在患者 ID 所示的被检体的过去的检查中,存储用胎儿 ID 所示的识别形态来显示根据胎盘位置信息确定的构造物 P4 的情况、以及当时的视点。

[0106] 图 17 是表示在新的检查中也再现胎儿的识别形态的动作的流程图。

[0107] 首先,胎盘分析部件 364 确定在本次检查中在 S05 中附加的胎儿 ID 中的、还没有成为胎盘位置的确定对象的胎儿 ID(S41)。胎盘分析部件 364 从与该胎儿 ID 相关联的位置信息的集合中读出脐带 P3 的部分(S42)。如果读出了脐带 P3,则胎盘分析部件 364 取得脐带 P3 的位置信息中的位于与构造物 P4 相反的端部的位置信息,作为胎盘位置信息(S43)。

[0108] 如果取得了胎盘位置信息,则显示控制部件 37 对取得的胎盘位置信息、与预先输入的患者 ID 相关联地存储的各胎盘位置信息进行比较(S44)。如果通过比较找到了一致的胎盘位置信息(S44, Yes),则显示控制部件 37 将在 S41 中确定了的胎儿 ID 替换为与该胎盘位置信息相关联的胎儿 ID(S45)。

[0109] 另外,在胎盘位置信息的比较中,如果取得的胎盘位置信息所示的座标(x, y, z)收敛于以存储在存储部件 363 中的胎盘位置信息所示的座标(X, Y, Z)为中心的规定的半径的球内,则假设两者一致。

[0110] 如果针对在本次的检查中在 S05 中附加的胎儿 ID 没有全部结束(S46, No),则针对下一个胎儿 ID 循环进行 S41 ~ S46。另外,如果针对全部胎儿 ID 结束了(S46, Yes),则显示控制部件 37 进行从 S20 开始的识别显示处理。

[0111] 另外,显示控制部件 37 也可以针对每个妊娠周数存储探头移动路径 R 的原点位置,并显示从与经由操作部件 39 输入的妊娠周数对应的原点位置开始延伸的探头移动路径 R。

[0112] 另外,超声波图像取得装置 1 也可以存储实际使超声波探头 2 移动了的路径,并根据与在新的检查中移动了的路径的不同而对在新的检查中取得的胎盘位置信息进行座标变换。

[0113] 具体地说,显示控制部件 37 在检查后将被检体模型 M 显示在显示部件 38 上。另外,如果由操作者经由操作部件 39 输入了在该检查中使超声波探头 2 移动了的实际路径,则显示控制部件 37 将该路径描绘在被检体模型 M 上,并且与患者 ID 相关联地将该路径所示的原点位置和方向信息存储在存储部件 363 中。

[0114] 在新检查时,显示控制部件 37 生成将利用操作部件 39 输入的路径的座标系变换为存储在存储部件 363 中的路径所示的座标系的矩阵。显示控制部件 37 根据该矩阵对在新的检查中取得的胎盘位置信息所示的座标进行变换。

[0115] 另外,显示控制部件 37 对该变换后的胎盘位置信息和存储在存储部件 363 中的各胎盘位置信息进行比较,用与一致的胎盘位置信息相关联的胎儿 ID 所对应的颜色对构造物 P4 进行上色。

[0116] 根据以上所述,实施例 2 的超声波图像取得装置 1 在过去和新的检查中确定同一胎儿,因此在新的检查中也能够再现通过过去的检查而识别显示了的各胎儿的识别形态。因此,能够省略医生等确认所识别显示的胎儿是谁的操作,操作效率优越。

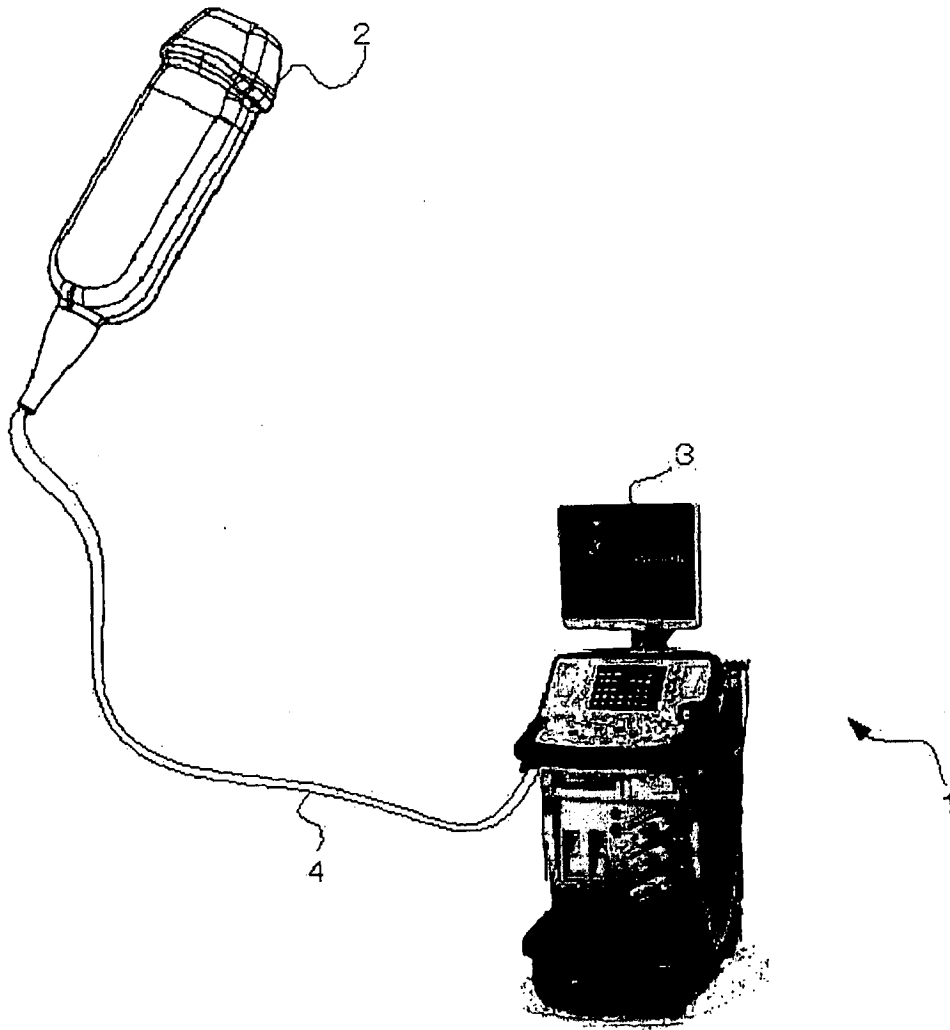


图 1

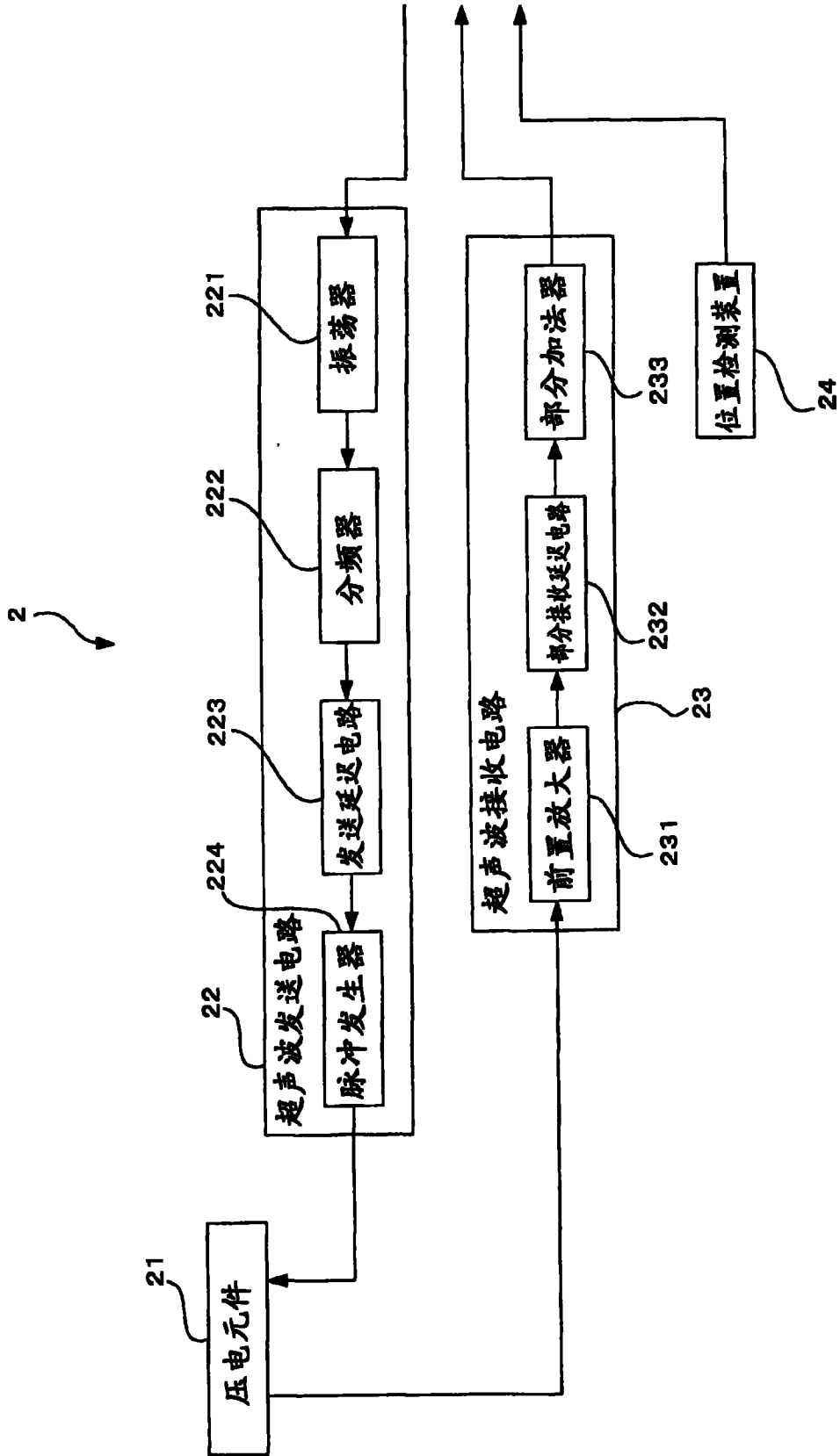


图 2

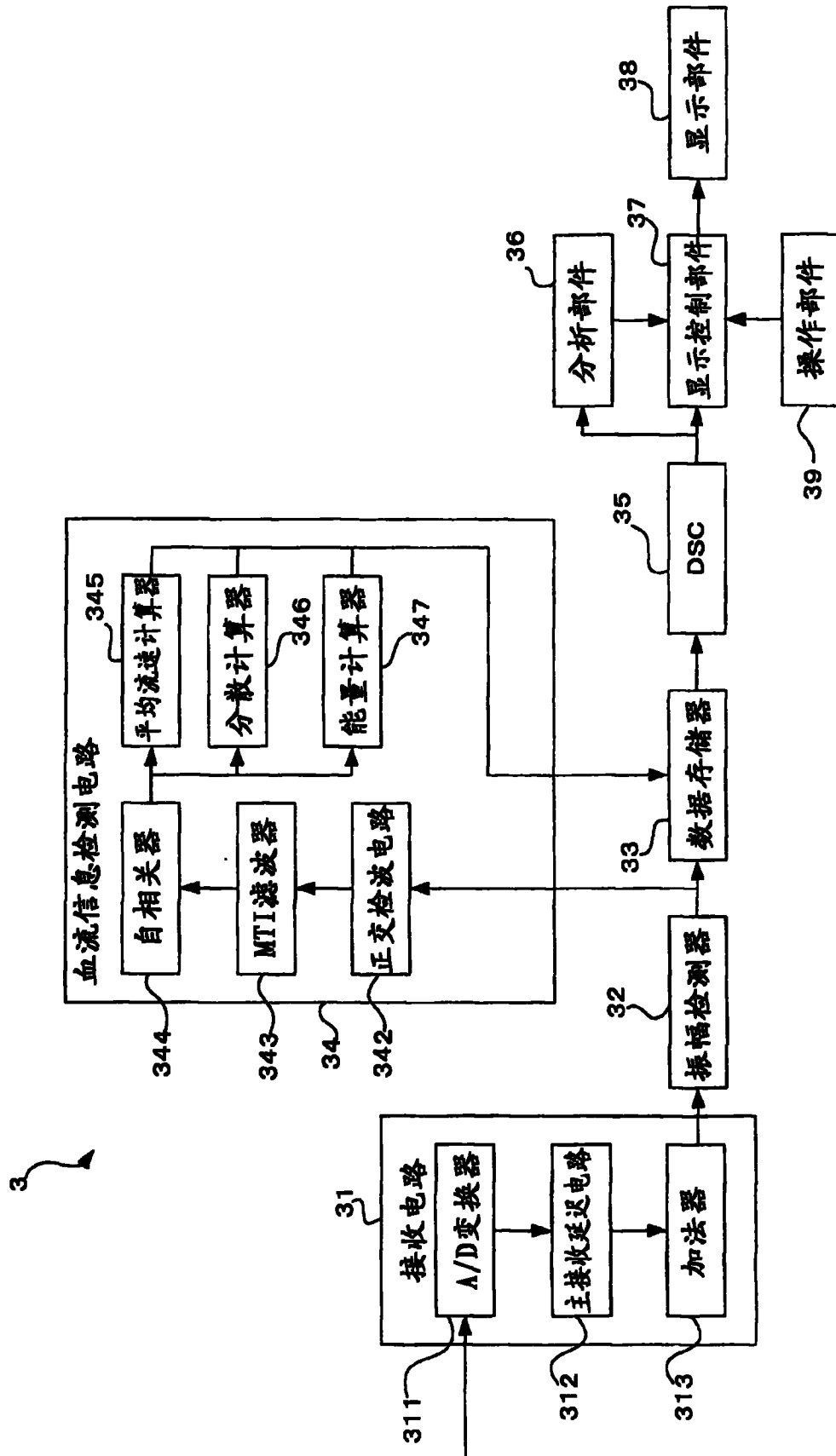


图 3

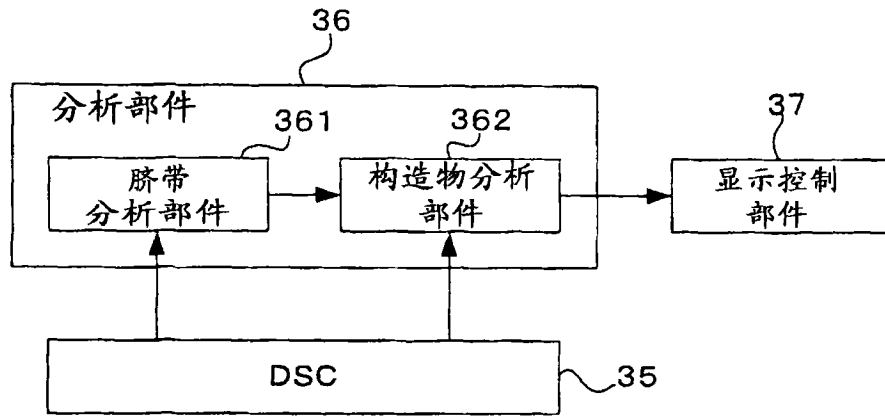


图 4

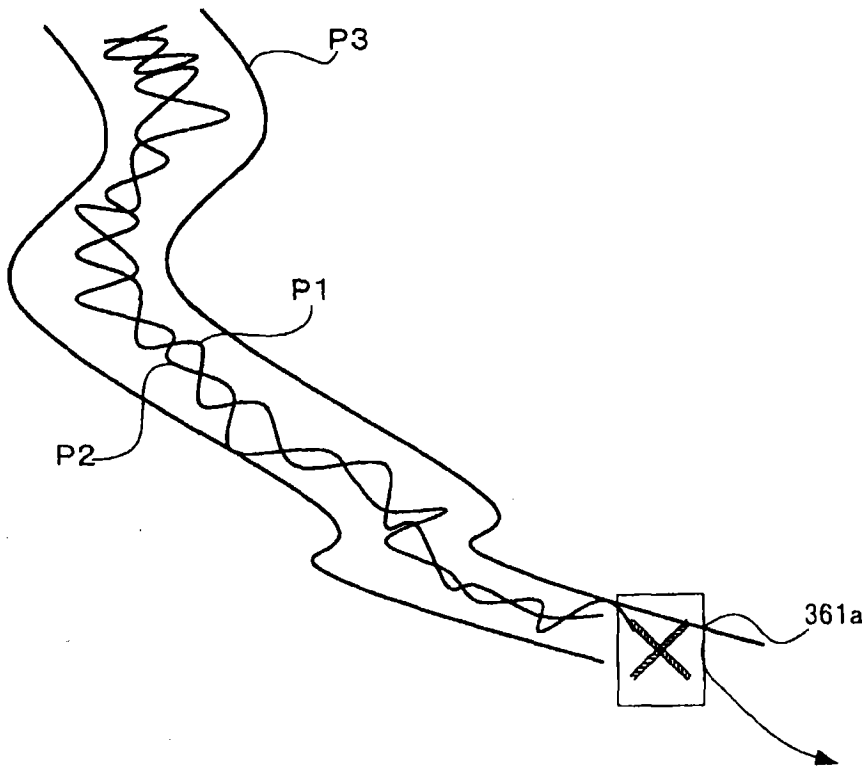


图 5

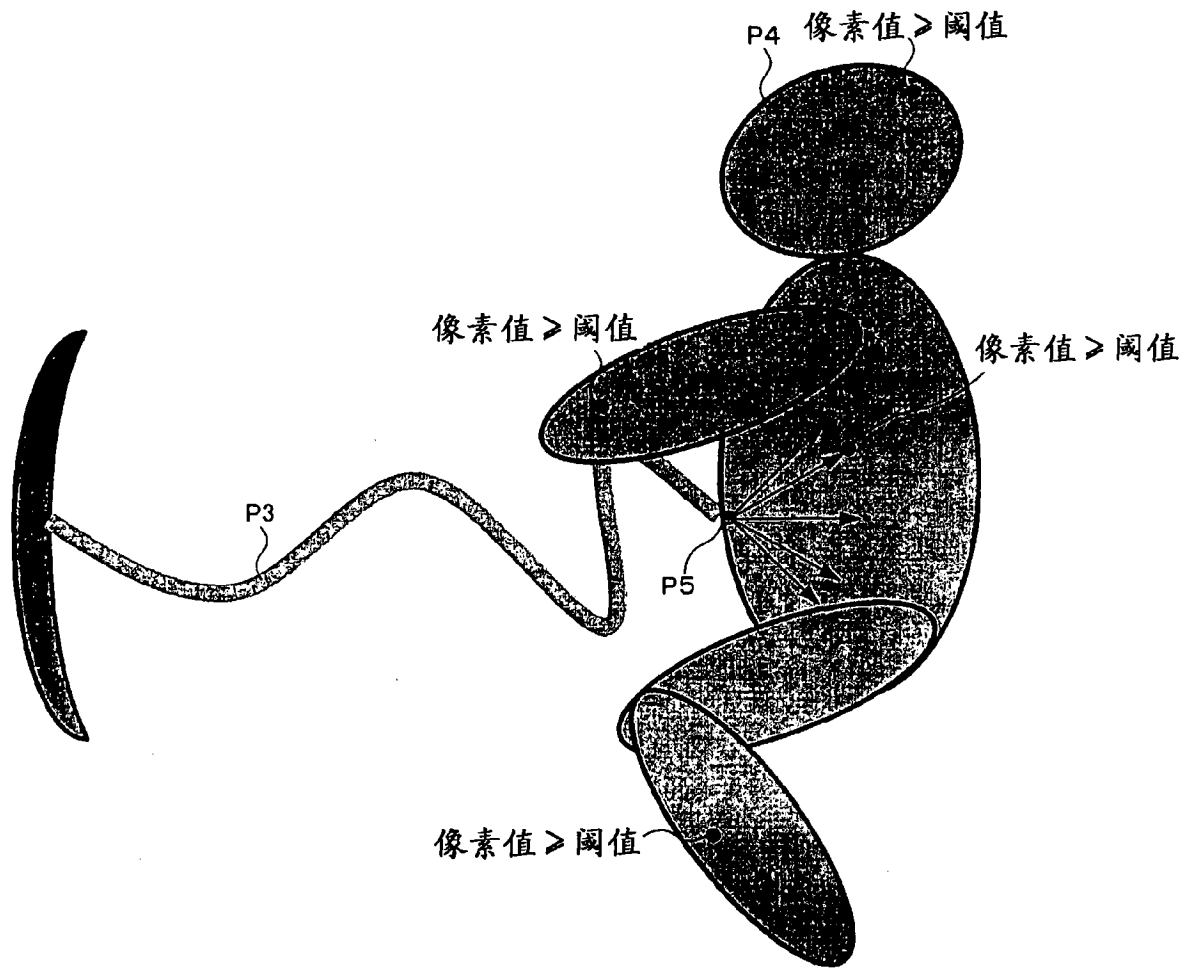


图 6

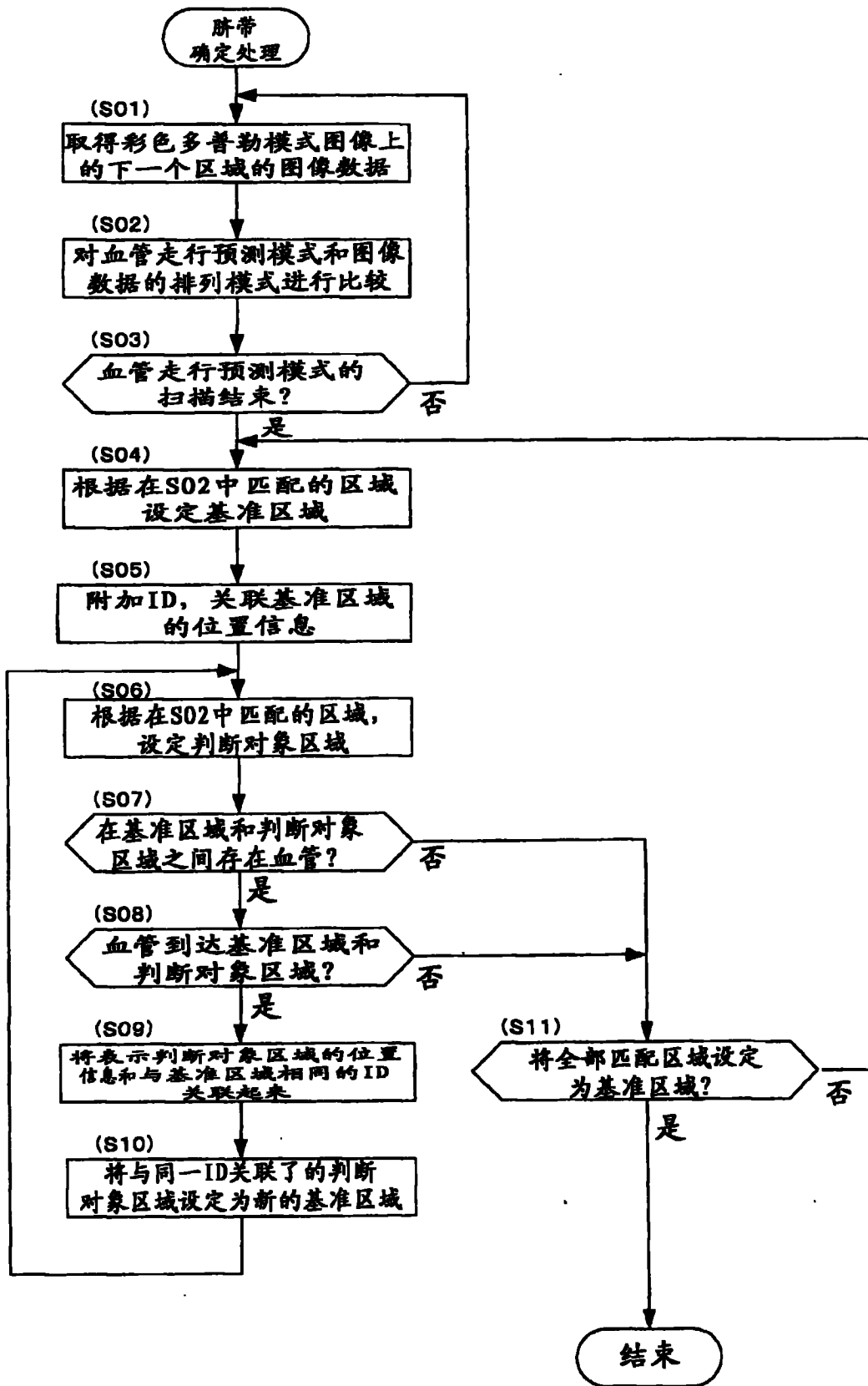


图 7

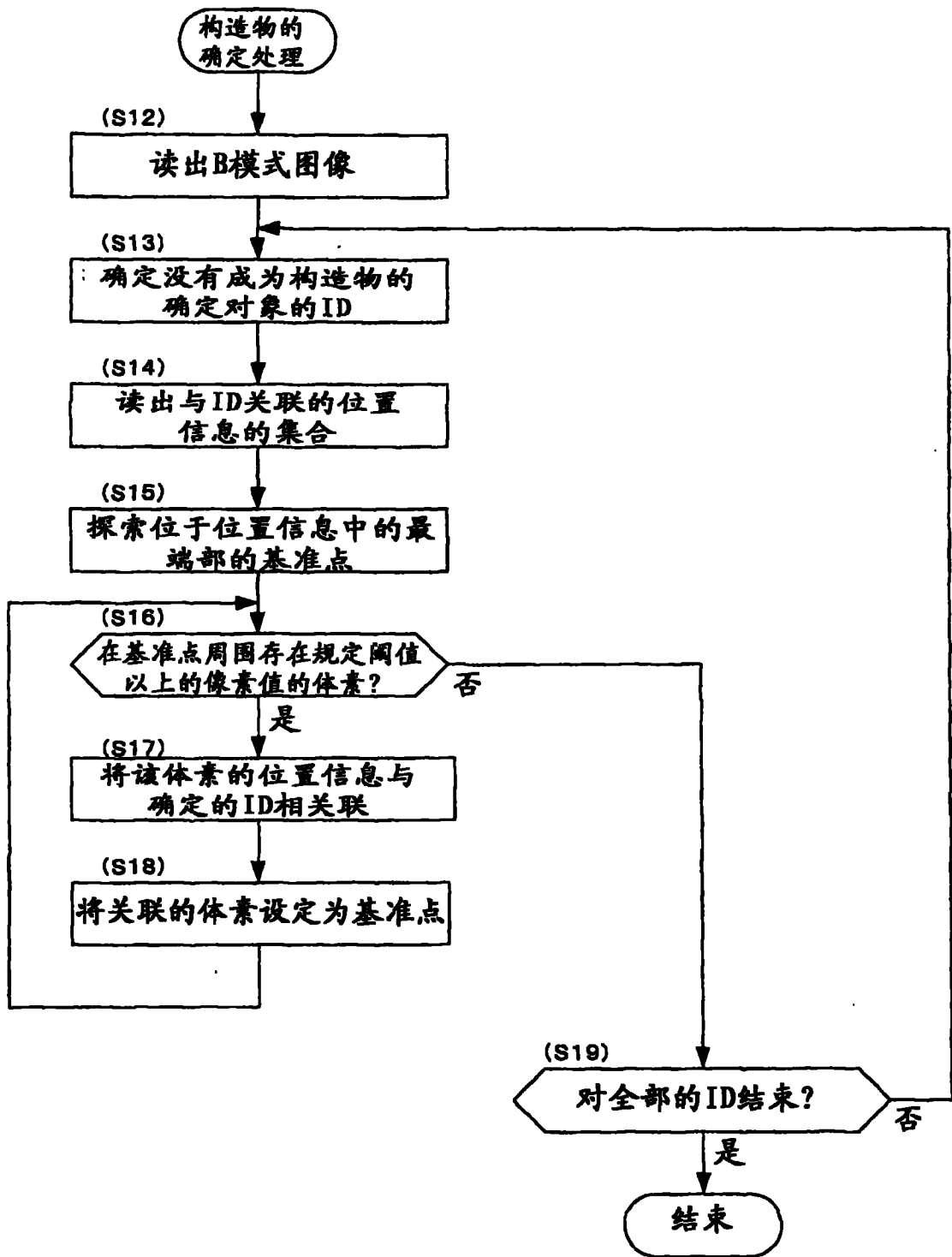


图 8

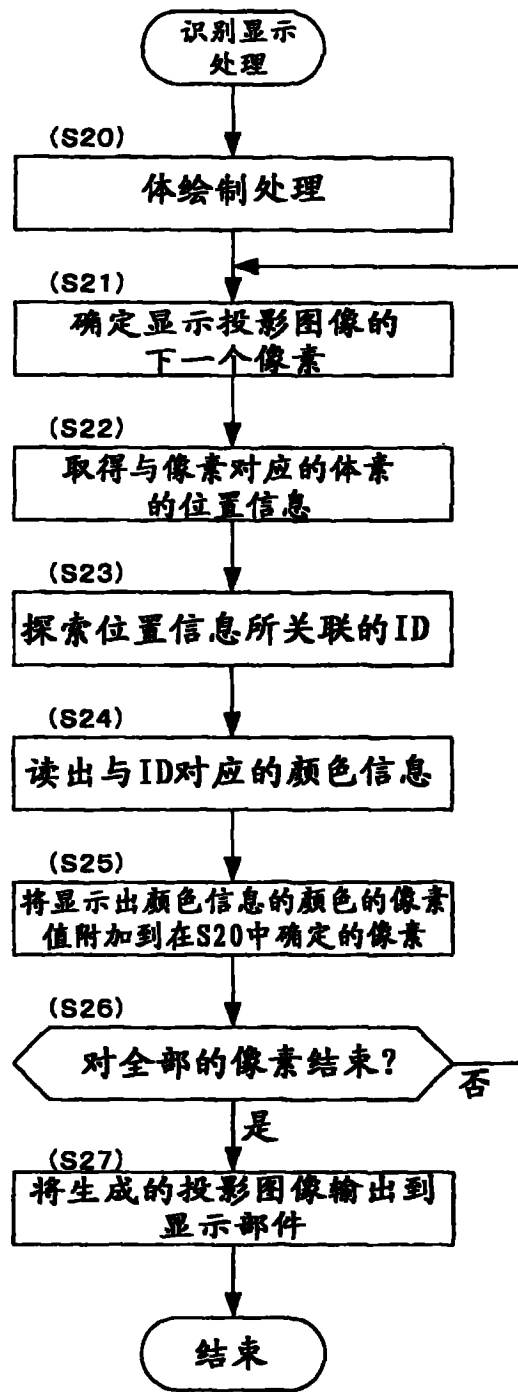


图9

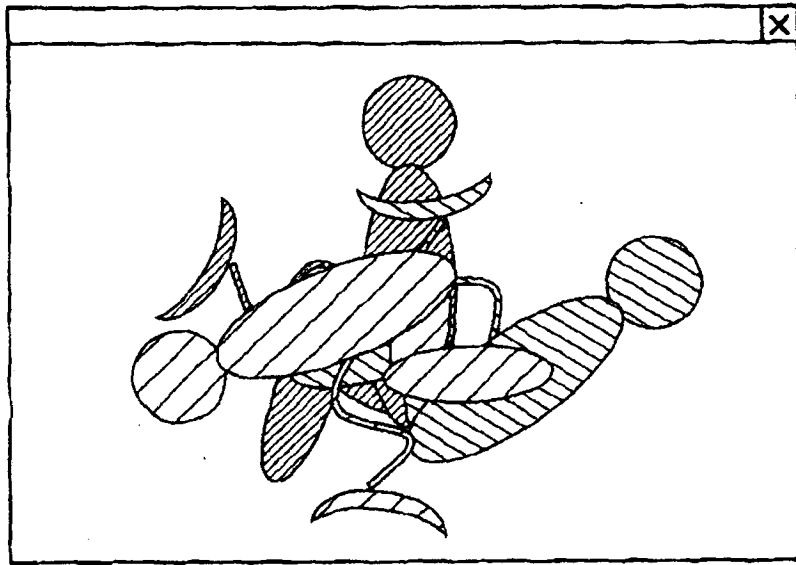


图 10

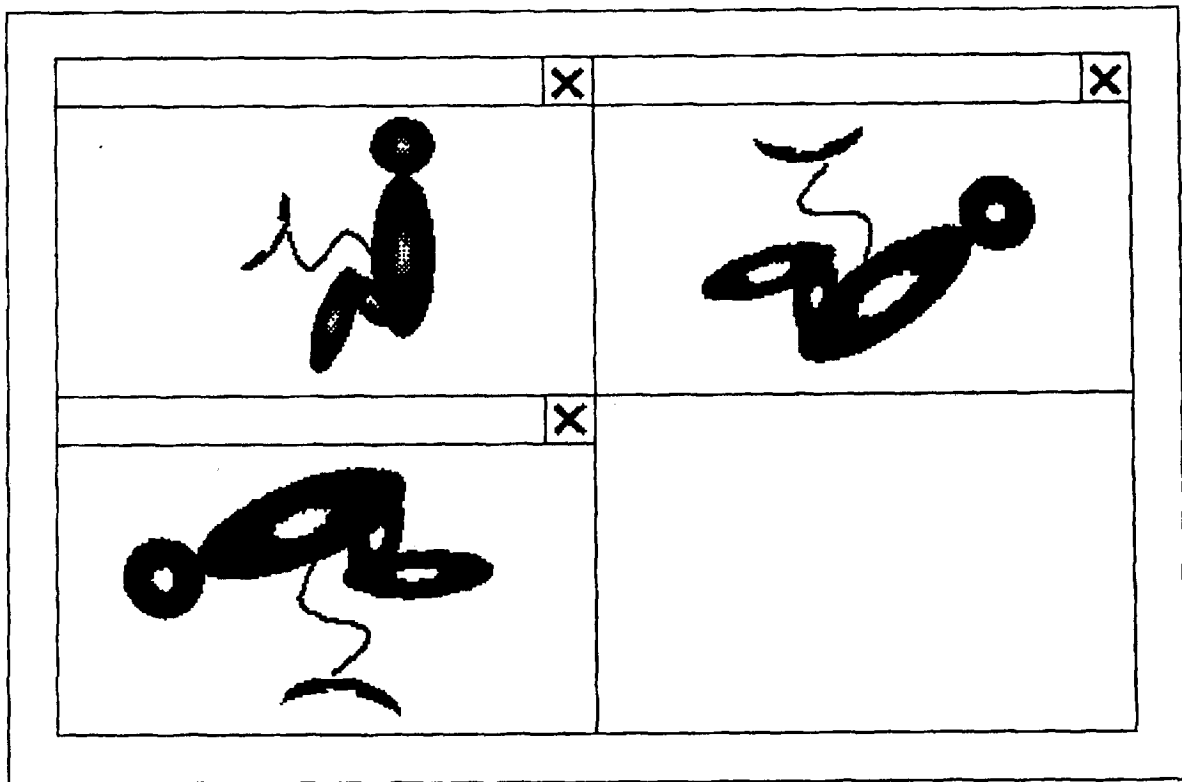


图 11

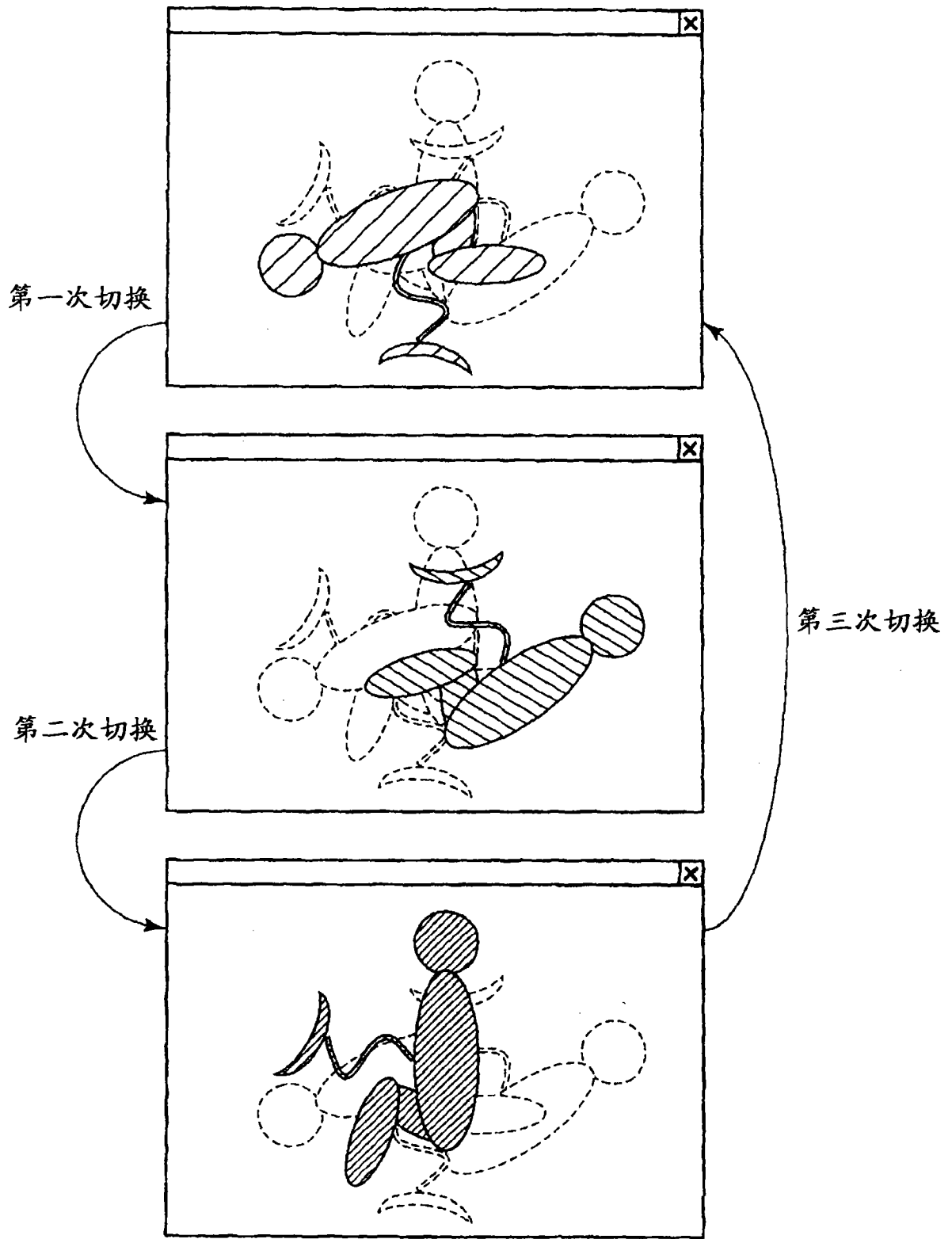


图 12

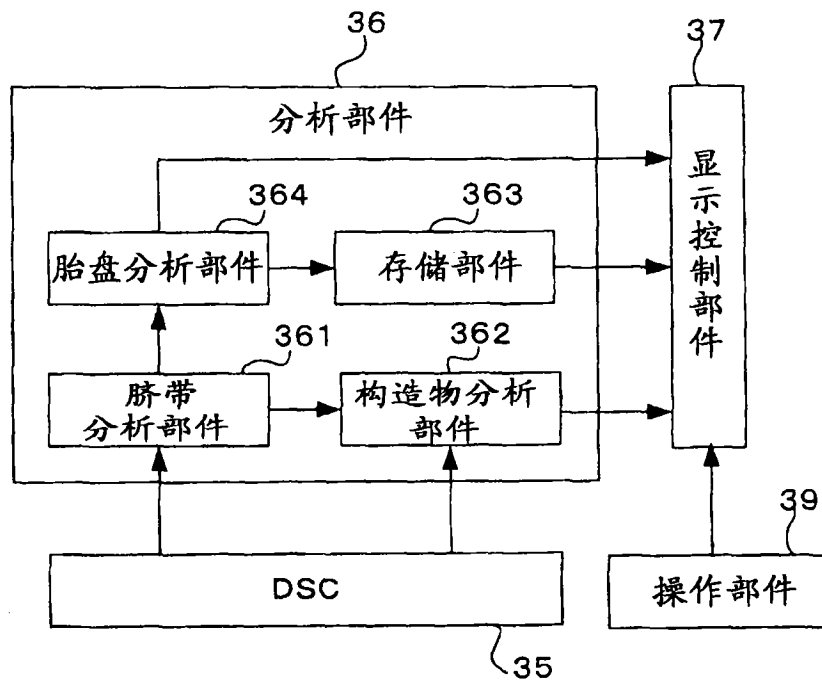


图 13

| | |
|---------|--------|
| 患者ID | |
| 胎盘位置信息A | 胎儿ID-A |
| 胎盘位置信息B | 胎儿ID-B |
| 胎盘位置信息C | 胎儿ID-C |
| 显示形态信息 | |

| | |
|---------|--------|
| 患者ID | |
| 胎盘位置信息A | 胎儿ID-A |
| 胎盘位置信息B | 胎儿ID-B |
| 胎盘位置信息C | 胎儿ID-C |
| 显示形态信息 | |

⋮

图 14

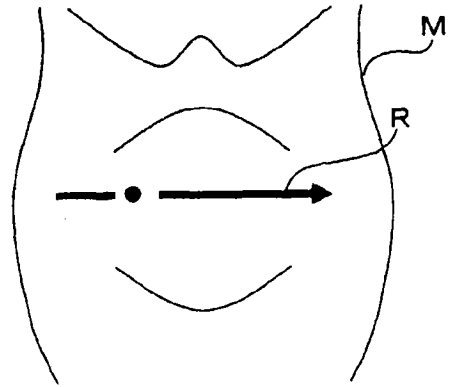


图 15

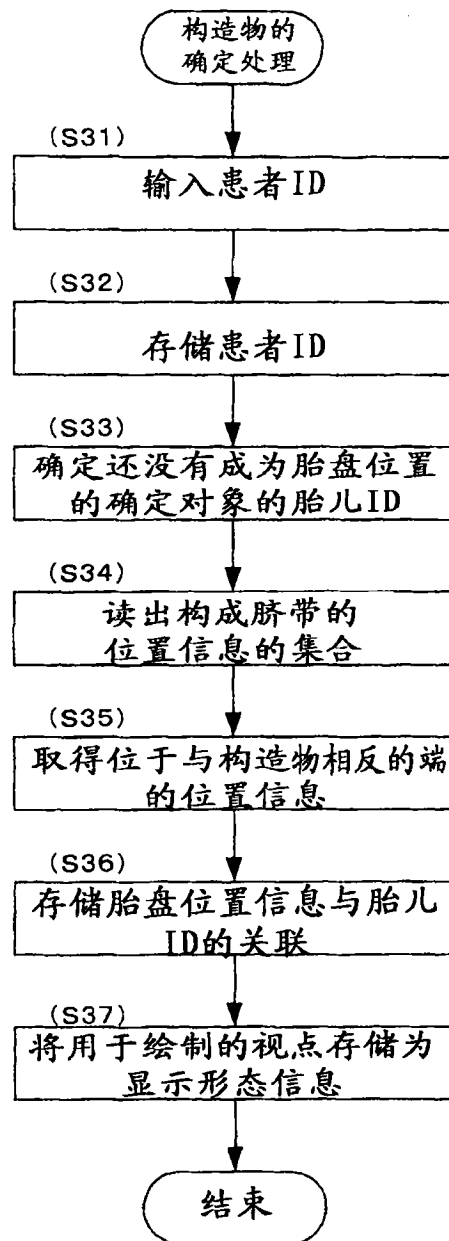


图 16

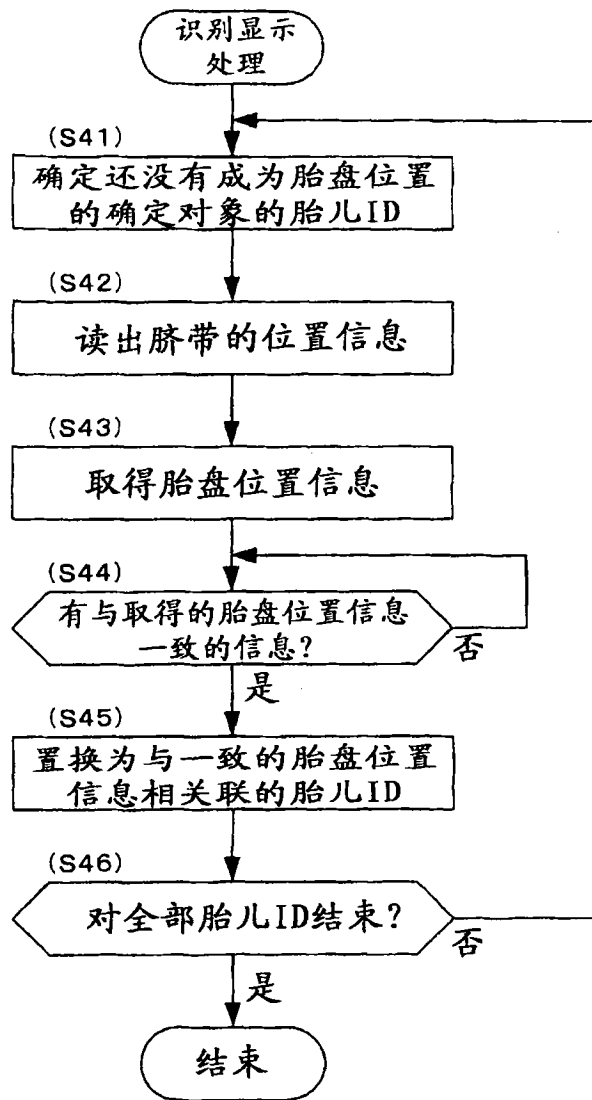


图 17

| | | | |
|----------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译) | 超声波图像取得装置 | | |
| 公开(公告)号 | CN101732070A | 公开(公告)日 | 2010-06-16 |
| 申请号 | CN200910207904.0 | 申请日 | 2009-10-29 |
| [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 | 藤井友和 贞光和俊 小林丰 松永智史 樋口治郎 | | |
| 发明人 | 藤井友和 贞光和俊 小林丰 松永智史 樋口治郎 | | |
| IPC分类号 | A61B8/00 | | |
| CPC分类号 | A61B8/488 A61B8/4245 A61B8/468 A61B8/463 A61B8/06 A61B8/483 A61B8/0866 A61B8/4254 | | |
| 代理人(译) | 许海兰 | | |
| 优先权 | 2008294968 2008-11-18 JP | | |
| 其他公开文献 | CN101732070B | | |
| 外部链接 | Espacenet SIPO | | |

摘要(译)

本发明的超声波图像取得装置发送超声波并接收反射波，根据反射波生成图像。然后，分别确定存在于图像内的各脐带，分别确定与所确定的脐带的一端连接的构造物。通过对所确定的各构造物进行分色、画面分割、或切换显示等，而可识别地显示在监视器上。

