



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101797165 B

(45) 授权公告日 2012. 08. 22

(21) 申请号 201010104039. X

(22) 申请日 2010. 01. 26

(30) 优先权数据
025077/2009 2009. 02. 05 JP

(73) 专利权人 株式会社东芝
地址 日本东京都
专利权人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 西原财光 中屋重光 掛江明弘
市冈健一 柴田千寻 泷本雅夫
鹫见笃司 瀧口宗基 佐佐木琢也
阿部仁人 龟和田靖

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002
代理人 许玉顺 胡建新

(51) Int. Cl.
A61B 8/00 (2006. 01)

(56) 对比文件

CN 101111195 A, 2008. 01. 23, 全文.
US 5099847 A, 1992. 03. 31, 全文.
WO 01/41648 A1, 2001. 06. 14, 全文.
US 2005/0049503 A1, 2005. 03. 03, 全文.

审查员 彭燕

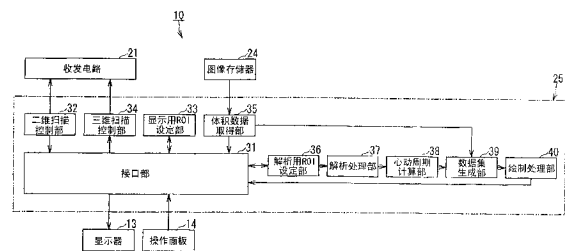
权利要求书 2 页 说明书 9 页 附图 8 页

(54) 发明名称

超声波诊断装置及超声波诊断装置的控制方法

(57) 摘要

超声波诊断装置具有:设定用于显示三维图像的显示用区域的单元;取得对所述显示用区域进行三维扫描而生成的体数据的单元;根据体数据来设定解析用区域的单元,该解析用区域被用于计算时间上的变动周期;根据被包括在体数据中的所述解析用区域的数据,对信号强度在时间上的变动进行解析的单元;根据解析结果检测出能量的峰值点来计算胎儿的心动周期的单元;根据所述心动周期,由所述体数据分别生成大致相同心动周期的数据集群的单元;对所述数据集群分别进行绘制处理从而制作三维图像群的单元;以及,显示作为动态图像的所述三维图像群的单元。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具有:
显示用区域设定单元,设定用于显示三维图像的显示用区域;
收发单元,用于收发超声波;
第一生成单元,使用所述收发单元实施对所述显示用区域的三维扫描,从而生成体数据;
解析用区域设定单元,根据所述体数据的亮度信息来设定解析用区域,该解析用区域在计算时间上的变动周期时被使用;
解析单元,根据在所述体数据中所包括的所述解析用区域的数据,对信号强度在时间上的变动进行解析;
计算单元,根据所述解析结果检测出能量的峰值点,从而计算出胎儿的心动周期;
第二生成单元,根据所述心动周期,由所述体数据分别生成每一个大致相同心动周期的数据集群;以及
显示单元,对所述数据集群分别进行绘制处理并作为三维图像群,再作为动态图像而显示所述三维图像群。
2. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述收发单元包括作为超声波探头的机械式三维探头。
3. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,
还具有实施基于所述超声波的二维扫描从而生成断层图像的单元,
所述显示单元显示所述断层图像。
4. 如权利要求 3 所述的超声波诊断装置,其特征在于,
还具有输入单元,该输入单元能够输入是否变更所述动态图像,
在通过所述输入单元输入所述动态图像的变更的情况下,所述第一生成单元再次实施所述二维扫描。
5. 如权利要求 3 所述的超声波诊断装置,其特征在于,
还具有输入单元,该输入单元使操作者能够输入是否变更所述动态图像,并且能够输入所述解析用区域,
在利用所述输入单元来输入所述动态图像的变更的情况下,所述解析用区域设定单元根据来自所述输入单元的输入,设定所述解析用区域。
6. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,
还具有输入单元,该输入单元使操作者能够输入所述解析用区域。
7. 如权利要求 6 所述的超声波诊断装置,其特征在于,
还具有根据所述体数据来生成摆动方向的断层图像以及与所述摆动方向正交的正交方向的断层图像的单元,
所述显示单元显示所述摆动方向的断层图像以及所述正交方向的断层图像,
所述解析用区域设定单元在所述各断层图像上利用所述输入单元输入所述解析用区域,从而设定三维的所述解析用区域。
8. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述解析用区域设定单元根据所述体数据的亮度信息的分散值,设定三维的所述解析用区域。

9. 一种超声波诊断装置的控制方法,其特征在于,包括:
显示用区域设定工序,设定用于显示三维图像的显示用区域;
第一生成工序,通过收发超声波来实施对所述显示用区域的三维扫描,从而生成体数据;
解析用区域设定工序,根据所述体数据的亮度信息来设定解析用区域,该解析用区域在计算时间上的变动周期时被使用;
解析工序,根据包括在所述体数据中的所述解析用区域的数据,对信号强度在时间上的变动进行解析;
计算工序,根据所述解析结果检测出能量的峰值点,从而计算出胎儿的心动周期;
第二生成工序,根据所述心动周期,由所述体数据分别生成每一个大致相同心动周期的数据集群;以及
显示工序,对所述数据集群分别进行绘制处理并作为三维图像群,再作为动态图像而显示所述三维图像群。
10. 如权利要求 9 所述的超声波诊断装置的控制方法,其特征在于,
所述第一生成工序使作为超声波探头的机械式三维探头摆动,并收发所述超声波。
11. 如权利要求 9 所述的超声波诊断装置的控制方法,其特征在于,
还具有实施基于所述超声波的二维扫描来生成断层图像的工序,
所述显示工序显示所述断层图像。
12. 如权利要求 11 所述的超声波诊断装置的控制方法,其特征在于,
还具有输入工序,该输入工序输入是否变更所述动态图像,
在通过所述输入工序输入所述动态图像的变更的情况下,所述第一生成工序再次实施所述二维扫描。
13. 如权利要求 11 所述的超声波诊断装置的控制方法,其特征在于,
还具有输入工序,该输入工序输入是否变更所述动态图像,并且输入所述解析用区域,
在利用所述输入工序来输入所述动态图像的变更的情况下,所述解析用区域设定工序根据所述输入工序的输入,设定所述解析用区域。
14. 如权利要求 9 所述的超声波诊断装置的控制方法,其特征在于,
还具有输入工序,该输入工序输入所述解析用区域。
15. 如权利要求 14 所述的超声波诊断装置的控制方法,其特征在于,
还具有根据所述体数据来生成摆动方向的断层图像以及与所述摆动方向正交的正交方向的断层图像的工序,
所述显示工序显示所述摆动方向的断层图像以及所述正交方向的断层图像,
所述解析用区域设定工序在所述各断层图像上通过所述输入工序输入所述解析用区域,从而设定三维的所述解析用区域。
16. 如权利要求 9 所述的超声波诊断装置的控制方法,其特征在于,
所述解析用区域设定工序根据所述体数据的亮度信息的分散值,设定三维的所述解析用区域。

超声波诊断装置及超声波诊断装置的控制方法

技术领域

[0001] 本发明涉及根据通过超声波探头进行超声波扫描而得到的信号来生成三维图像的超声波诊断装置及超声波诊断装置的控制方法。

背景技术

[0002] 在超声波诊断装置中存在被称为STIC(spatio temporal image correlation:时空关联成像)的技术,该技术根据收集的三维数据,计算出被检测体在时间上的变动周期,使用计算出的变动周期,以相同的心动周期为单位重新排列并显示数据。

[0003] STIC主要被用于取得胎儿心脏的三维图像,其特征是能够实时地显示胎儿心脏的搏动,并且不需要心脏同步化。在STIC中,使用机械式地摆动的机械式4D探头(mechanical 4D probe),以4D超声波来读取心脏的周期性的变化,利用为了检测胎儿心脏而开发的该4D超声波来读取心脏的周期性的变化,从而首先检测出胎儿的作为心动周期(心率值)的心率。对心脏整体进行大约10秒的扫描并且读入图像,配合心动周期来合成体数据(volume data),从而构建出一个心动周期的动态图像。由于在一秒内读入150帧的图像,在十秒钟的一次扫描中将保存1500张断层图像的数据。以每个心动周期大约40张的断层图像来构成体数据,根据该体数据重建三维图像群,通过连续地驱动三维图像群来进行4D(四维)显示。

[0004] 日本特开2005-74225号公报公开了使用STIC的超声波诊断装置的技术。

[0005] 然而,在现有技术中,由于是从体数据中所包括的全部数据中提取解析样本(sample)数据来推测变动周期,例如,在扫描胎儿心脏的情况下,存在推测的心动周期偏离了实际的心动周期的情况。偏离的原因是由于作为解析样本而被提取的数据中包含心脏以外的部位,因而作为噪声混入了胎动或母体的心动周期等胎儿心脏搏动以外的成分。受此影响,出现了峰值检测的精度降低的问题,该峰值检测是通过自相关或者高速傅立叶变换(FFT)来进行的。

[0006] 此外,在以往的技术中,在不能计算出正确的心动周期的情况下,需要返回进行二维扫描(现场扫描(live scan)),重新取得体数据,因而存在检查所花费的时间增加的问题。

发明内容

[0007] 本发明是考虑到上述情况而作出的,其目的是提供一种能够提高心动周期的推测精度,能够更简便地生成并显示胎儿心脏的三维图像的超声波诊断装置及超声波诊断装置的控制方法。

[0008] 此外,本发明是考虑到上述情况而作出的,其目的是提供一种能够提高胎儿的动态图像的数据的生成效率的超声波诊断装置及超声波诊断装置的控制方法。

[0009] 为解决上述课题,本发明的超声波诊断装置具有:显示用区域设定单元,设定用于显示三维图像的显示用区域;收发单元,用于收发超声波;第一生成单元,使用所述收发单

元对所述显示用区域进行三维扫描,从而生成体数据;解析用区域设定单元,根据所述体数据来设定解析用区域,该解析用区域在计算时间上的变动周期时被使用;解析单元,根据包括在所述体数据中的所述解析用区域的数据,对信号强度在时间上的变动进行解析;计算单元,根据所述解析结果检测出能量的峰值点,从而计算出胎儿的心动周期;第二生成单元,根据所述心动周期,由所述体数据分别生成大致相同心动周期的数据集(data set)群;以及显示单元,对所述数据集群分别进行绘制(rendering)处理并作为三维图像群,再作为动态图像而显示所述三维图像群。

[0010] 为解决上述课题,本发明的超声波诊断装置的控制方法包括:显示用区域设定工序,设定用于显示三维图像的显示用区域;第一生成工序,通过收发超声波来对所述显示用区域进行三维扫描,从而生成体数据;解析用区域设定工序,根据所述体数据来设定解析用区域,该解析用区域在计算时间上的变动周期时被使用;解析工序,根据包括在所述体数据中的所述解析用区域的数据,对信号强度在时间上的变动进行解析;计算工序,根据所述解析结果检测出能量的峰值点,从而计算出胎儿的心动周期;第二生成工序,根据所述心动周期,由所述体数据分别生成大致相同心动周期的数据集群;以及显示工序,对所述数据集群分别进行绘制处理并作为三维图像群,再作为动态图像而显示所述三维图像群。

附图说明

[0011] 图 1 是示出了本实施方式的超声波诊断装置的结构的概念图。

[0012] 图 2 是示出了本实施方式的超声波诊断装置的功能的框图。

[0013] 图 3 是示出了在 A 面图像上设定的 A 面的解析用 ROI 的显示例的图。

[0014] 图 4 是示出了在 B 面图像上设定的 B 面的解析用 ROI 的显示例的图。

[0015] 图 5A、图 5B、图 5C 是示出了解析用 ROI 的自动设定方法的一个例子的概念图。

[0016] 图 6 是示出了以往的频谱(frequency spectrum)的一个例子的图。

[0017] 图 7 是示出了本实施方式的频谱的一个例子的图。

[0018] 图 8 是在正确计算出心率的情况下生成的胎儿心脏的三维图像的概念图。

[0019] 图 9 是在没有正确计算出心率情况下生成的胎儿心脏的三维图像的概念图。

[0020] 图 10 是示出了对被显示的动态图像中的快照进行多平面(multiplane)显示的一个例子的图。

[0021] 图 11 是示出了本实施方式的超声波诊断装置的第一动作的流程图。

[0022] 图 12 是示出了本实施方式的超声波诊断装置的第二动作的流程图。

具体实施方式

[0023] 参照附图对本发明的超声波诊断装置及超声波诊断装置的控制方法的实施方式进行说明。

[0024] 图 1 是示出了本实施方式的超声波诊断装置的结构的概念图。

[0025] 图 1 示出了利用 STIC 的本实施方式的超声波诊断装置 10。该超声波诊断装置 10 大体上具有超声波探头 11、装置主体 12、显示屏 13 及操作面板 14。

[0026] 超声波探头 11 具有压电振子群,该压电振子群根据来自装置主体 12 的驱动脉冲,对包括患者 P 体内的被检测体的三维扫描区域发送超声波脉冲,并且接收与被发送的超声

波脉冲相对应的回波,并将其转换为电信号。若从超声波探头 11 的压电振子群向扫描区域发送超声波脉冲,则由该超声波脉冲形成的超声波波束被体内组织的声阻抗 (acoustic impedance) 的不连续面依次反射。压电振子群接收了该被反射的回波。压电振子群将接收的回波转换为回波信号。回波信号的振幅取决于进行反射的不连续面的声阻抗的差值。此外,在处于移动状态的血流或心脏壁等的表面进行反射的情况下,与被发送的超声波脉冲相对应的回波由于多普勒效应而取决于移动体在超声波发送方向上的速度成分,并产生频率偏移。

[0027] 作为超声波探头 11 可举例为机械式三维探头及 2D 探头 (矩阵阵列 (matrix array) 探头) 等。机械式三维探头可以是仅在 X 轴方向 (水平 (azimuth) 方向) 上排列的多个 (例如 100 至 200 个) 压电振子群能够机械式地摆动 (sweep) 的探头,也可以是在 X 轴方向上排列有多个压电振子群、在 Y 轴方向 (竖直 (elevation) 方向) 上排列有少数 (例如 3 个) 压电振子群,并且这些压电振子群都能够机械式地摆动的探头。此外,2D 探头也可以是在 X 轴方向上以及 Y 轴方向上均排列有多个压电振子的探头。

[0028] 在超声波探头 11 为机械式三维探头的情况下,为使超声波脉冲形成为在 X 轴方向上会聚并在 Z 轴方向 (深度方向) 上延伸的适当的超声波波束,通过在 X 轴方向上排列的多个压电振子对超声波脉冲进行电子聚焦。另一方面,在超声波探头 11 为机械式三维探头的情况下,为使超声波脉冲形成为在 Y 轴方向上会聚并在 Z 轴方向上延伸的适当的超声波波束,优选在 Y 轴方向上的一个压电振子的超声波照射的一侧设置声透镜 (acoustic lens),或者使用凹面振子 (凹面振子) 来作为压电振子。此外,在超声波探头 11 为机械式三维探头的情况下,为使超声波脉冲形成为在 Y 轴方向上会聚并在 Z 轴方向上延伸的适当的超声波波束,可以在 Y 轴方向上的少数压电振子的超声波照射一侧设置声透镜,或者对应焦点的 Z 轴方向的位置来变更在 Y 轴方向上的少数压电振子的驱动个数。在使用机械式三维探头来扫描多个扫描断面的情况下,一边摆动压电振子群,一边通过由超声波脉冲形成的超声波波束来扫描多个 2D 断面 (X-Z 断面)。

[0029] 在超声波探头 11 为 2D 探头的情况下,为使超声波脉冲形成为在 X 轴方向上以及 Y 轴方向上会聚并且在 Z 轴方向上延伸的适当的超声波波束,通过在 X 轴方向上以及 Y 轴方向上排列的多个压电振子对超声波脉冲进行电子聚焦。在使用 2D 探头来扫描多个扫描断面的情况下,一边使超声波脉冲的发送面在 Y 轴方向上进行电子位移,一边通过由超声波脉冲形成的超声波波束来扫描多个 X-Z 断面。

[0030] 装置主体 12 具有:收发电路 21、信号处理电路 22、图像生成电路 23、图像存储器 24、CPU (central processing unit) 25、内部存储装置 26、IF (interface:接口) 27 以及外部存储装置 28。另外,在本实施方式中,对收发电路 21、信号处理电路 22 以及图像生成电路 23 由集成电路构成的情况进行了说明,但是其全部或一部分功能也可以通过软件模块化后的软件程序来实现。

[0031] 收发电路 21 设置有未进行图示的发送电路以及接收电路。发送电路具有未进行图示的脉冲产生电路、发送延迟电路及出发脉冲产生电路等。脉冲产生电路以规定的频率值 $frHz$ (周期; $1/fr$ 秒) 不断地产生用于形成发送超声波的速率脉冲 (rate pulse)。此外,发送延迟电路将超声波按照每个频道会聚成束状,并且为了决定发送指向性而给予各速率脉冲必要的延迟时间。出发脉冲产生电路按照基于速率脉冲的定时对超声波探头 11 的压

电振子施加驱动脉冲。

[0032] 另外,收发电路 21 的发送电路具有以下功能,即,能够根据 CPU25 的指示瞬间变更发送频率、发送驱动电压(声压)、发送脉冲频率、扫描区域以及闪光(flash)次数等。特别是对于声压的变更,是通过能够瞬间切换声压值的线性放大器式的信号发送部或对多个电源部进行电切换的机构来实现的。

[0033] 收发电路 21 的接收电路具有:未进行图示的放大器、接收延迟电路、A/D(analog to digital:模数)转换电路以及加法电路等。放大器按照各个频道对经由超声波探头 11 读入的回波信号进行放大。接收延迟电路向被放大器放大的回波信号给予在确定接收指向性时所需的延迟时间。A/D 转换电路将由接收延迟电路输出的回波信号转换为数字信号。加法电路对数字的回波信号进行加法处理。通过加法电路进行的加法处理来强调来自与回波信号的接收指向性对应的方向的反射成分,根据接收指向性与发送指向性来形成超声波收发的综合波束,从而生成 RF(radio frequency:射频)信号。

[0034] 信号处理电路 22 具有 B 模式处理电路 22a 以及多普勒处理电路 22b。B 模式处理电路 22a 对从收发电路 21 取得的 RF 信号进行对数放大以及包络线检波处理等,从而生成以亮度来表现信号强度的 B 模式图像。在这种情况下,通过变化检波频率,能够改变影像化的频率带域。此外,能够对一个接收数据并行地进行基于两个检波频率的检波处理。

[0035] 多普勒处理电路 22b 根据从收发电路 21 取得的 RF 信号来对速度信息进行频率解析,提取基于多普勒效应的血流、组织及造影剂的回波成分,针对多个点求得平均速度、分散(variance)以及能量(power)等血流信息。多普勒处理电路 22b 生成被作为血流信息的平均速度图像、分散图像、能量图像以及将它们组合在一起的多普勒图像。

[0036] 图像生成电路 23 将从信号处理电路 22 输出的超声波扫描的扫描线信号列的断面图像转换为以电视等为代表的一般的视频格式的扫描线信号列的断面图像。图像生成电路 23 安装有储存图像的存储器(未进行图示),例如,在诊断之后,操作者(用户)能够调出在检查过程中记录下来的图像。此外,图像生成电路 23 根据断面图像来形成体数据。

[0037] 图像存储器 24 是存储由存储信号处理电路 22 以及图像生成电路 23 输出的图像的存储装置。图像存储器 24 并行地储存有通过不同的信号收发条件而得到的图像。图像存储器 24 存储有由信号处理电路 22 输出的被称为 RAW 数据(未处理数据)的变换前的数据形式的断面图像及基于该断面图像的体数据。另外,图像存储器 24 也能够存储由图像生成电路 23 输出的已进行视频格式转换后的数据形式的断面图像及基于该断面图像的体数据。

[0038] CPU25 是具有集成电路(LSI:大规模集成电路)的结构控制装置,该集成电路是具有多个端子的封装,其中封入了由半导体构成的电子电路。CPU25 具有运行存储在内部存储装置 26 中的程序的功能。此外,CPU25 具有将存储在外部存储装置 28 中的程序,或者从网络 N 传输而来、经由 IF27 接收并被安装在外部存储装置 28 的程序载入内部存储装置 26 并运行该程序的功能。

[0039] 内部存储装置 26 是具有兼具 ROM(read only memory)以及 RAM(random access memory)等构件的结构存储装置。内部存储装置 26 具有 IPL(initial program loading)、BIOS(basic input/output system)的功能,也具有存储数据或者用作 CPU25 的工作存储器和临时数据存储的功能。

[0040] IF27 具有对应了并行连接方式和 / 或串行连接方式的连接器。IF27 是与操作面板 14、医院主干 LAN(local area network) 等的网络 N、外部存储装置 28 以及操作面板 14 等有关的接口。通过装置主体 12 所生成的图像能够通过 IF27 经由网络 N 传输至其他装置。

[0041] 外部存储装置 28 构成为,在读取磁盘(disk)的装置(未进行图示)中以不可拆卸的方式内置有被涂敷或蒸镀了磁性材料的金属磁盘。外部存储装置 28 具有存储被安装在装置主体 12 上的程序(不仅包括应用程序,也包括 OS(operating system)等)的功能。此外,OS 能够提供 GUI(graphical user interface:图形用户界面),该 GUI 多使用图形界面来对操作者显示信息,并能够通过操作面板 14 来进行基础的操作。

[0042] 内部存储装置 26 和外部存储装置 28 存储有:控制程序、诊断信息(患者 ID(identification)以及医师的见解等)、诊断协议、收发条件以及其他的数据群。进而,存储在内部存储装置 26 或外部存储装置 28 中的数据能够经由 IF27 向网络 N 网进行传输。

[0043] 显示器 13 是由液晶显示器或 CRT(cathode ray tube:阴极射线管显示器)等构成的。显示器 13 具有根据来自图像生成电路 23 的视频信号,一并显示三维数据和各种参数的文字信息或刻度等的功能。

[0044] 操作面板 14 是由键盘 14a、鼠标 14b、跟踪球(trackball)14c 及 TCS(touch command screen:触摸屏)14d 等构成的。操作面板 14 具有将来自操作者的各种指示,例如,兴趣区(ROI:region of interest)的设定指示等经由 IF27 输入 CPU25 的功能。

[0045] 图 2 是示出了本实施方式的超声波诊断装置 10 的功能的框图。

[0046] 通过图 1 所示出的 CPU25 运行的程序,超声波诊断装置 10 具有:接口部 31、二维扫描控制部 32、显示用 ROI 设定部 33、三维扫描控制部 34、体数据取得部 35、解析用 ROI 设定部 36、解析处理部 37、心动周期计算部 38、数据集生成部 39 以及绘制处理部 40。另外,在本实施方式中,说明了各部 31 至 40 以通过执行被软件模块化后的软件程序来实现其功能的情况,但是其全部或一部分也可以由集成电路等的硬件来构成。

[0047] 接口部 31 是 GUI 等的接口。GUI 在显示器 13 上多使用图形界面来对操作者显示信息,并能够通过操作面板 14 来进行基础的操作。

[0048] 二维扫描控制部 32 具有以下功能,在从操作面板 14 经由接口部 31 接收到进行二维扫描的指示时,控制收发电路 21,对包括胎儿心脏附近的区域的二维区域照射超声波,从而实施二维扫描(现场扫描)。

[0049] 显示用 ROI 设定部 33 具有如下功能:在二维扫描控制部 32 进行二维扫描时,在通过图像生成电路 23(在图 1 中示出)而显示的二维图像上将包含胎儿心脏的区域设定为三维图像(4D 显示)中的显示用 ROI。在二维图像的显示画面上,显示用 ROI 设定部 33 根据由使用了操作面板 14 的操作者经由接口部 31 而输入的信号来设定显示用 ROI。

[0050] 三维扫描控制部 34 具有以下功能:在三维扫描控制部 34 从操作面板 14 经由接口部 31 接收到进行三维扫描的指示时,三维扫描控制部 34 控制收发电路 21,对在摆动方向上取得的显示用 ROI 的三维区域照射超声波,从而实施三维扫描,所述显示用 ROI 是通过显示用 ROI 设定部 33 来设定的。三维扫描控制部 34 使用规定时间,例如 10 秒~15 秒对胎儿整个心脏进行扫描。

[0051] 体数据取得部 35 具有取得(读出)体数据的功能,该体数据通过三维扫描控制部 34 存储在图像存储器 24 中,并且是根据显示用 ROI 而形成的体数据。

[0052] 解析用 ROI 设定部 36 具有根据亮度信息来设定用于心动周期解析的三维解析用 ROI 的功能,该亮度信息是通过体数据取得部 35 取得的体数据的亮度信息。作为第一例,解析用 ROI 设定部 36 根据体数据来手动地设定三维解析用 ROI。在这种情况下,解析用 ROI 设定部 36 显示扫描断面图像(A 面图像),在该 A 面图像上,根据操作者利用操作面板 14 经由接口部 31 输入的信号来设定 A 面的解析用 ROI。此外,解析用 ROI 设定部 36 显示与扫描面正交的断面的断面图像(B 面图像),在该 B 面图像上,根据操作者利用操作面板 14 经由接口部 31 输入的信号来设定 B 面的解析用 ROI。

[0053] 图 3 是示出了在 A 面图像上设定的 A 面解析用 ROI 的显示例的图。图 4 是示出了在 B 面图像上设定的 B 面的解析用 ROI 的显示例的图。

[0054] 在图 3 示出的 A 面图像上,操作者通过对操作面板 14 进行操作对示出了被显示的 A 面的解析用 ROI 框进行变形和移动,通过这种方式,解析用 ROI 设定部 36 对 A 面的解析用 ROI 进行设定。此外,在图 4 示出的 B 面图像上,操作者通过对操作面板 14 进行操作对示出了被显示的 B 面的解析用 ROI 的框进行变形和移动,通过这种方式,解析用 ROI 设定部 36 对 B 面的解析用 ROI 进行设定。

[0055] 此外,作为第二例,解析用 ROI 设定部 36 根据体数据来自动地设定三维解析用 ROI。由于胎儿心脏在激烈运动,高亮度的心壁和低亮度的心腔在时间上的交替出现,在胎儿心脏所存在的区域内,亮度的时间性变动很大。因此,胎儿心脏的存在区域与其他的区域相比亮度的分散更大,通过求得该亮度分散,能够选出胎儿心脏的存在区域。

[0056] 图 5A、图 5B 以及图 5C 是示出了解析用 ROI 的自动设定方法的一个例子的概念图。

[0057] 图 5A 是在根据 A 面图像求得的与纵列(vertical line)对应的亮度值群的分散值(variance value)后,将该分散值的大小用每个纵列的颜色进行区分的横向亮度分散分布图。若从 A 面图像的左端至右端求取 A 面图像的纵列的亮度值的分散,则如图 5A 所示出的那样,在胎儿心脏的存在区域所求得的分散值比其它的区域高。因此,根据图 5A,能够推测在与超过阈值的分散值对应的纵列群处存在胎儿心脏,从而能够将超过阈值的分散值对应的纵列群自动设定为 A 面的解析用 ROI,其中所述阈值是根据全部纵列的分散值的平均值等求得的。

[0058] 图 5B 是在根据 A 面图像求得与横行(horizontal line)对应的亮度值群的分散值后,将该分散值的大小用每个横行的颜色进行区分的纵向亮度分散分布图。与图 5A 的说明相同,根据图 5B 能够推测与超过阈值的分散值对应的横行群处存在胎儿心脏,从而能够将超过阈值的分散值对应的纵列群自动设定为 A 面的解析用 ROI,其中所述阈值是根据全部横行的分散值的平均值等求得的。

[0059] 图 5C 是在根据 A 面图像求出与纵列对应的亮度值群的分散值后,将该分散值的大小用每个纵列的颜色进行区分的深度方向亮度分散分布图。与图 5A 的说明相同,能够推测在与超过阈值的分散值对应的纵列群处存在胎儿心脏,从而能够将超过阈值的分散值对应的纵列群自动设定为 B 面的解析用 ROI,其中所述阈值是根据全部纵列的分散值的平均值等求得的。

[0060] 在通过图 5A 与图 5C 或者图 5B 与图 5C 来进行双平面(biplane)显示时,通过设定 A 面的解析用 ROI 以及 B 面的解析用 ROI,能够自动地设定三维解析用 ROI。另外,上述的三维解析用 ROI 的自动设定方法是一个例子,也能够使用其它方法来求得胎儿心脏的存

在区域,从而自动地设定三维解析用 ROI。

[0061] 图 2 所示出的解析处理部 37 具有如下功能:根据在解析用 ROI 设定部 36 设定的三维解析用 ROI 内的数据,对信号强度在时间上的变动进行自相关或者高速傅立叶变换解析(FFT)等的解析处理。

[0062] 心动周期计算部 38 具有如下功能:根据由解析处理部 37 生成的作为解析结果的频谱来检测出能量的峰值点,从而计算出胎儿的心动周期(140 ~ 200(bpm))。

[0063] 图 6 是示出了以往的频谱的一个例子的图。

[0064] 在以往,在预先决定的频率的范围 $f_{\min} \sim f_{\max}$ 之间,从各频率的能量值中检测出最大的峰值 p_0 ,以峰值 p_0 的频率 f_0 为胎儿的心动周期来计算出心率。

[0065] 但是,因为混入了胎动等其它的频率成分,除了峰值 f_0 之外还有像峰值 f_1 、 f_2 等那样的由其它频率产生高能量值的情况。因此,在峰值 p_1 、 p_2 的成分比峰值 p_0 还要大的情况下,没有使用频率 f_0 ,而是错误地使用心动周期的频率以外的频率 f_1 、 f_2 来作为实际的胎儿的心率进行计算。作为其结果,无法以正确的心率来进行体数据的重建,因而无法得到适当的动态图像。另外,图 9 示出了在没有正确计算出心率(峰值 p_0 的频率 f_0 与胎儿的心率不一致)的情况下生成的胎儿心脏的三维图像的概念图。

[0066] 图 7 是示出了本实施方式的频谱的一个例子的图。

[0067] 在作为解析处理部 37 的解析结果的如图 7 所示的频谱中,与图 6 所示出的以往的频谱相比,因为减少了峰值 p_1 、 p_2 的成分,所以正确地计算出了心率。另外,图 8 示出了在正确地计算出心率(峰值 p_0 的频率 f_0 与胎儿的心率一致)的情况下生成的胎儿心脏的三维图像的概念图。

[0068] 图 2 所示出的数据集生成部 39 具有如下功能:根据由心动周期计算部 38 计算出的心动周期,并根据由体数据取得部 35 取得的体数据,分别生成以大致相同的心动周期为单位的数据集群。

[0069] 绘制处理部 40 具有对各心动周期的数据集群分别进行绘制处理,从而生成三维图像群,并且将三维图像群作为动态图像在显示器 13 上进行显示的功能。图 10 是示出了对在显示的动态图像中的快照(snapshot)(一张静止图像)进行多平面显示的一个例子的图。

[0070] 接下来,使用图 11 所示出的流程图,对于本实施方式的超声波诊断装置的第一动作(步骤)进行说明。

[0071] 在操作者使用操作面板 14 来发出进行二维扫描的指示时,超声波诊断装置 10 控制收发电路 21,对包括胎儿心脏附近的二维区域照射超声波来进行二维扫描(现场扫描)(步骤 S1)。

[0072] 在步骤 S1 的二维扫描中,超声波诊断装置 10 将通过图像生成电路 23 来显示的二维图像上的包括胎儿心脏的区域设定为三维图像的显示用 ROI(步骤 S2)。在二维图像的显示画面上,由操作者使用操作面板 14 输入的信号决定在步骤 S2 中设定的显示用 ROI。

[0073] 接下来,在操作者使用操作面板 14 来发出进行三维扫描的指示时,超声波诊断装置 10 控制收发电路 21,对在摆动(sweep)方向上取得的显示用 ROI 的三维区域照射超声波,从而实施三维扫描(步骤 S3),所述显示用 ROI 是在步骤 S2 中设定的显示用 ROI。在步骤 S3 中,对整个胎儿心脏实施约十秒的扫描。

[0074] 接下来,超声波诊断装置 10 取得体数据 (步骤 S4),该体数据是在步骤 S3 中通过三维扫描而存储在图像存储器 24 中的体数据。

[0075] 接下来,超声波诊断装置 10 根据在步骤 S4 中取得的体数据来设定用于心动周期解析的三维解析用 ROI (步骤 S5)。在步骤 S5 中的解析用 ROI 的设定,如上述那样,可以根据体数据来手动进行,也可以自动进行。

[0076] 另外,在步骤 S5 中,如后述图 9 所示出的那样,超声波诊断装置 10 判断是否自动设定三维解析用 ROI (步骤 S5a),在步骤 S5a 中,在“是”的情况下,超声波诊断装置 10 自动设定三维解析用 ROI (步骤 S5b) 另一方面,在“否”的情况下,超声波诊断装置 10 也可以手动设定三维解析用 ROI (步骤 S5c)。

[0077] 接下来,超声波诊断装置 10 根据在步骤 S5 中设定的三维解析用 ROI 内的数据,对信号强度在时间上的变动进行自相关或者高速傅立叶变换解析 (FFT) (步骤 S6)。超声波诊断装置 10 根据在步骤 S6 中生成的作为解析结果的频谱,检测出能量的峰值点,从而计算出胎儿的心动周期 (140 ~ 200 (bpm)) (步骤 S7)。

[0078] 接下来,超声波诊断装置 10 根据在步骤 S7 中计算出的心动周期,由体数据分别生成大致相同心动周期的数据集群 (步骤 S8)。超声波诊断装置 10 对各心动周期的数据集群分别进行绘制处理,从而生成三维图像群,并且使三维图像群作为动态图像在显示器 13 进行显示 (步骤 S9)。

[0079] 在此,超声波诊断装置 10 根据操作者使用使用操作面板 14 输入的信号,判断在步骤 S9 中显示的动态图像是否正确 (步骤 S10)。在步骤 S10 的判断为“是”时,即在判断为在步骤 S9 中显示的动态图像是如图 8 所示的正确的图像的情况下,超声波诊断装置 10 结束动作。

[0080] 另一方面,在步骤 S10 的判断为“否”时,即判断为在步骤 S9 中显示的动态图像是如图 9 所示的不正确的图像的情况下,为了改变被显示的动态图像,超声波诊断装置 10 再次实施二维扫描 (步骤 S1)。

[0081] 接下来,使用图 12 所示出的流程图,对于本实施方式的超声波诊断装置的第二动作进行说明。另外,在图 12 所示出的本实施方式的超声波诊断装置的第二动作中,对与图 11 所示出的动作相同的动作,标注相同的附图标记,并省略对其的说明。

[0082] 超声波诊断装置 10 根据操作者利用操作面板 14 输入的信号,判断是否自动地设定了三维解析用 ROI (步骤 S5a)。在步骤 S5a 的判断为“是”时,即在判断为自动地设定了三维解析用 ROI 情况下,超声波诊断装置 10 根据在步骤 S4 中取得的体数据自动地设定三维解析用 ROI (步骤 S5b)。

[0083] 另一方面,在步骤 S5a 的判断为“否”时,即在判断为没有自动地设定三维解析用 ROI 的情况下,超声波诊断装置 10 根据操作者利用操作面板 14 输入的信号,手动地设定三维解析用 ROI (步骤 S5c)。

[0084] 此外,超声波诊断装置 10 根据操作者利用操作面板 14 输入的信号,判断在步骤 S9 中显示的动态图像是否正确 (步骤 S10)。在步骤 S10 的判断为“是”,即判断为在步骤 S9 中显示的动态图像是如图 8 所示的正确的图像的情况下,超声波诊断装置 10 结束动作。

[0085] 另一方面,在步骤 S10 的判断为“否”,即判断为在步骤 S9 中显示的动态图像是如图 9 所示的不正确的图像的情况下,超声波诊断装置 10 根据操作者利用操作面板 14 输入

的信号,判断是否进行再扫描(步骤 S11)。在步骤 S11 的判断为“是”时,即判断为进行再扫描的情况下,超声波诊断装置 10 再次实施二维扫描(步骤 S1)。

[0086] 另一方面,在步骤 S11 的判断为“否”,即判断为不进行再扫描的情况下,超声波诊断装置 10 根据操作者利用操作面板 14 输入的信号,手动地设定三维解析用 ROI(步骤 S5c)。

[0087] 通过本实施方式的超声波诊断装置 10,由解析用 ROI 设定部 36 来限定用于心动周期解析的区域,从而能够抑制由胎动等胎儿心脏搏动以外的成分所造成的检测精度的低下,能够进行更高精度的解析。其结果,通过超声波诊断装置 10,能够显示(4D 显示)适当的三维图像。即,通过超声波诊断装置 10 能够提高心动周期的推测精度,从而能够更简便地生成及显示胎儿心脏的三维图像。

[0088] 此外,通过使用本实施方式的超声波诊断装置 10 的第二动作(图 12 所示出的流程图),在判断为显示动态图像不正确的情况下,也能够以再扫描以外的方式进行对应,从而能够提高胎儿动态图像的数据的生成效率。

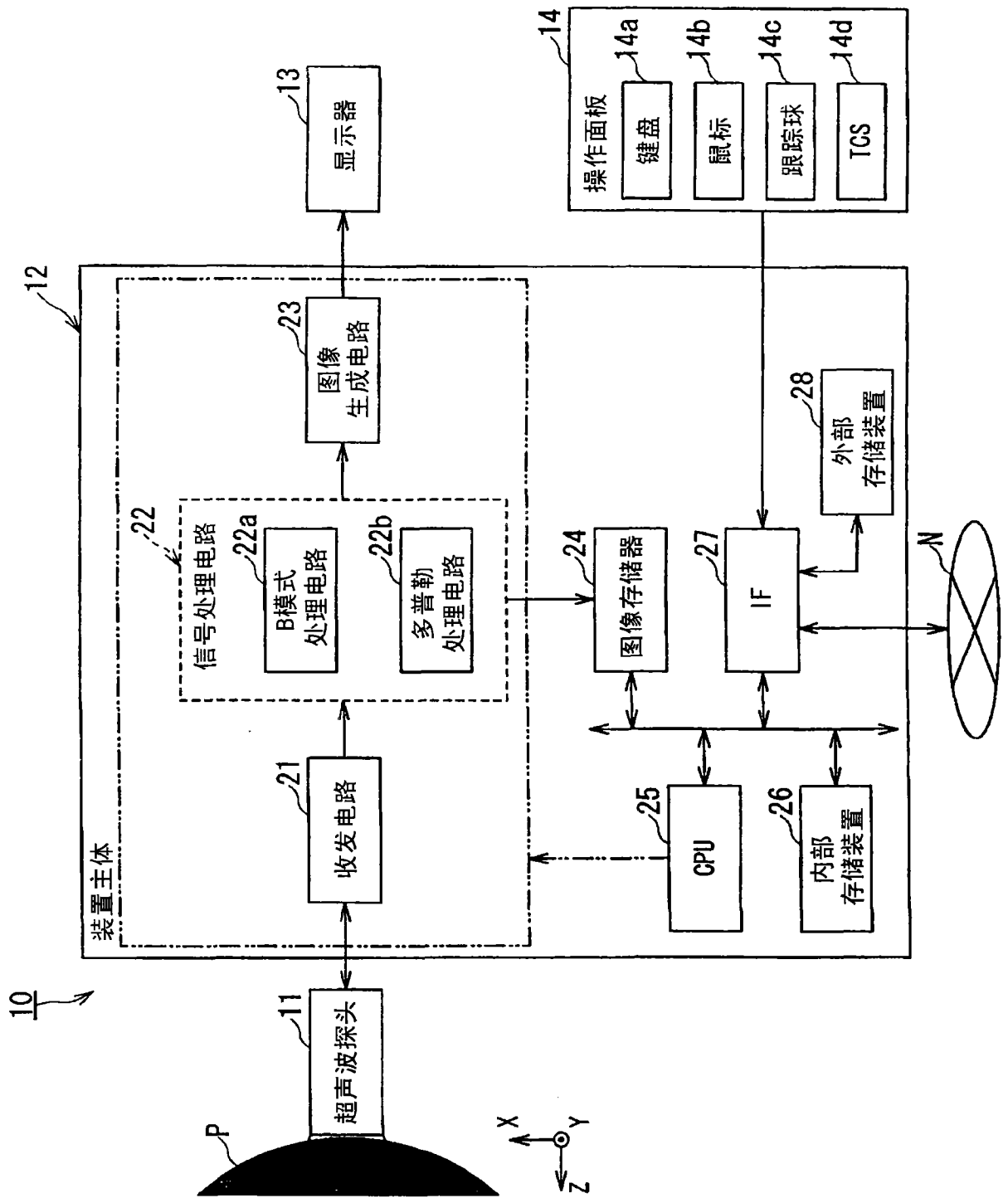


图 1

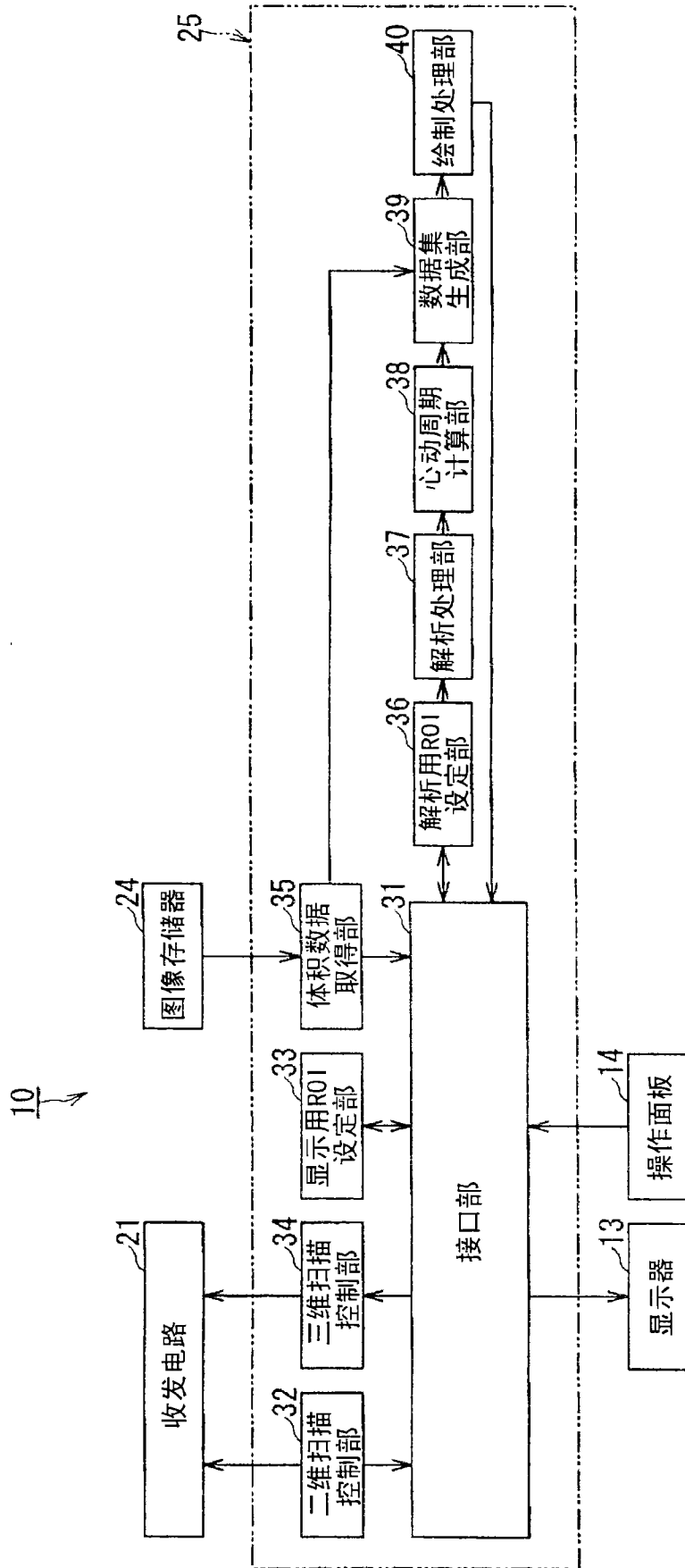


图 2

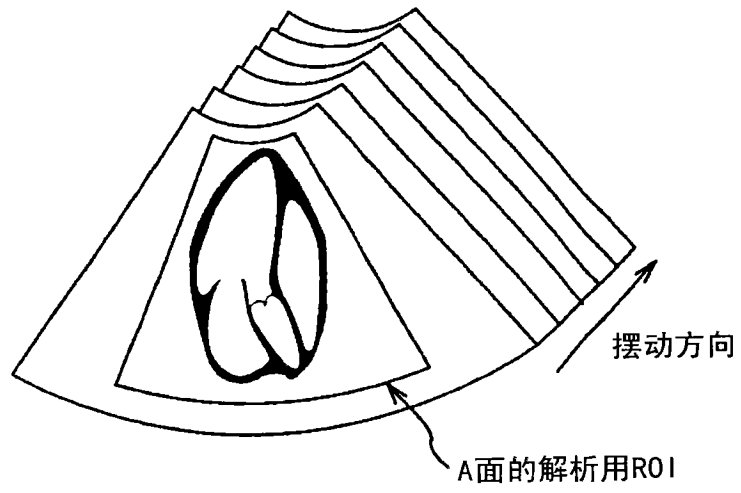


图 3

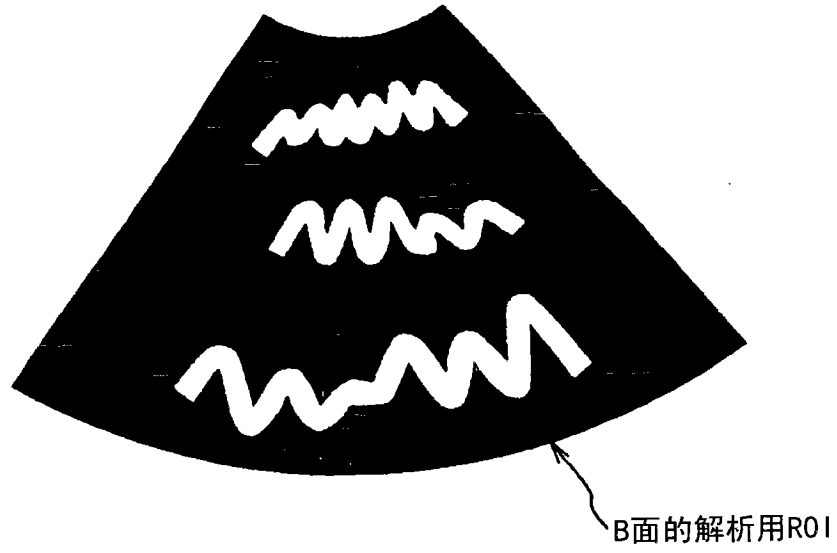
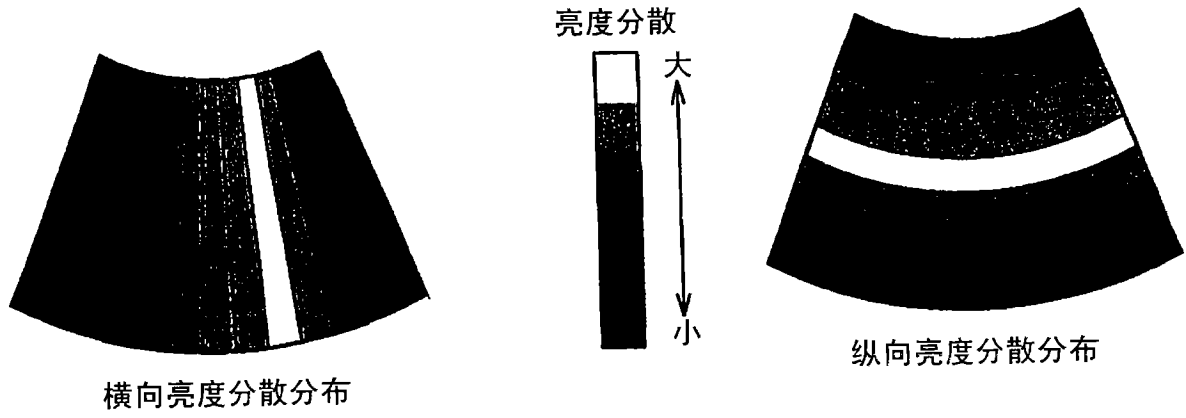


图 4



横向亮度分散分布

纵向亮度分散分布

图 5B

图 5A



深度方向亮度分散分布

图 5C

频率解析例

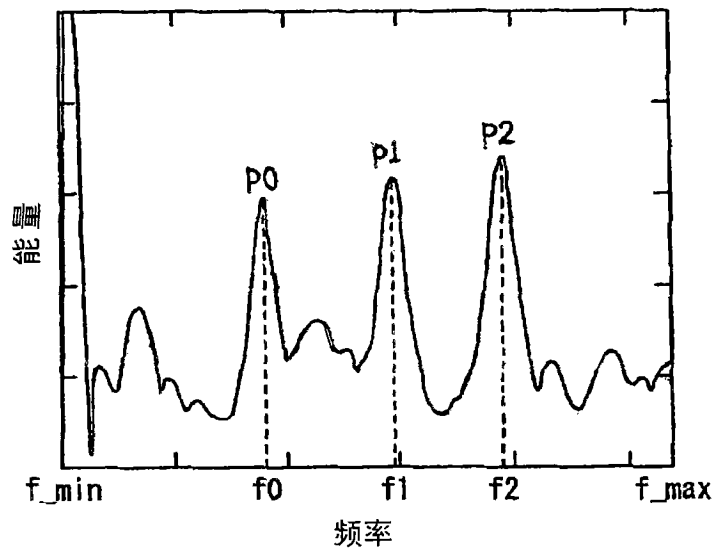


图 6

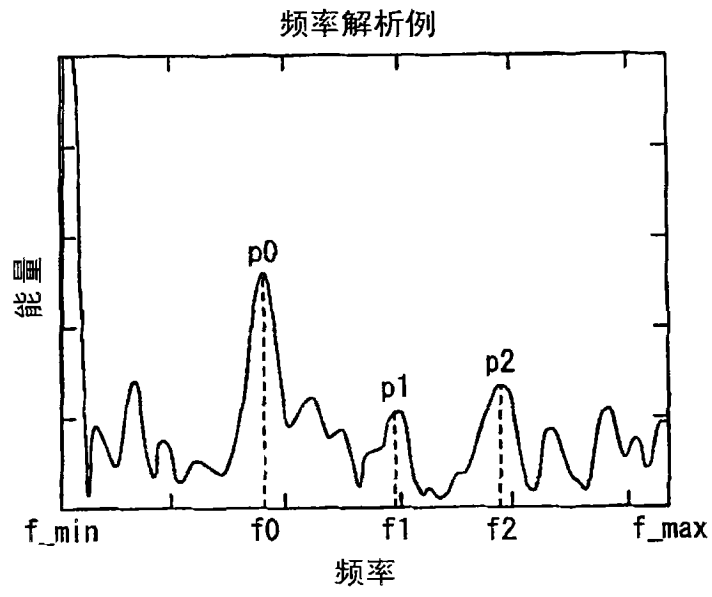


图 7

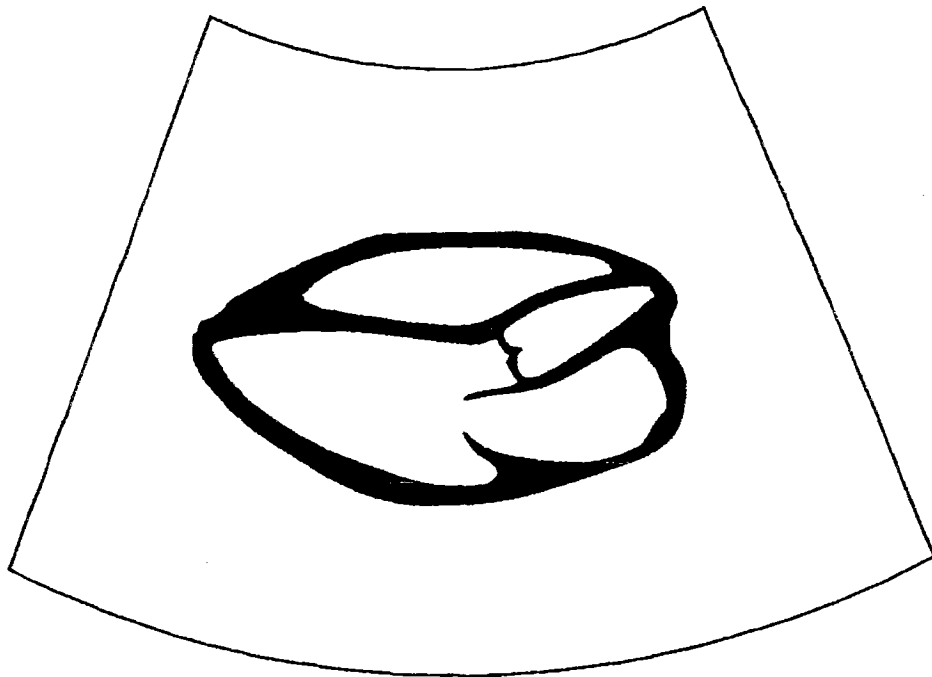


图 8

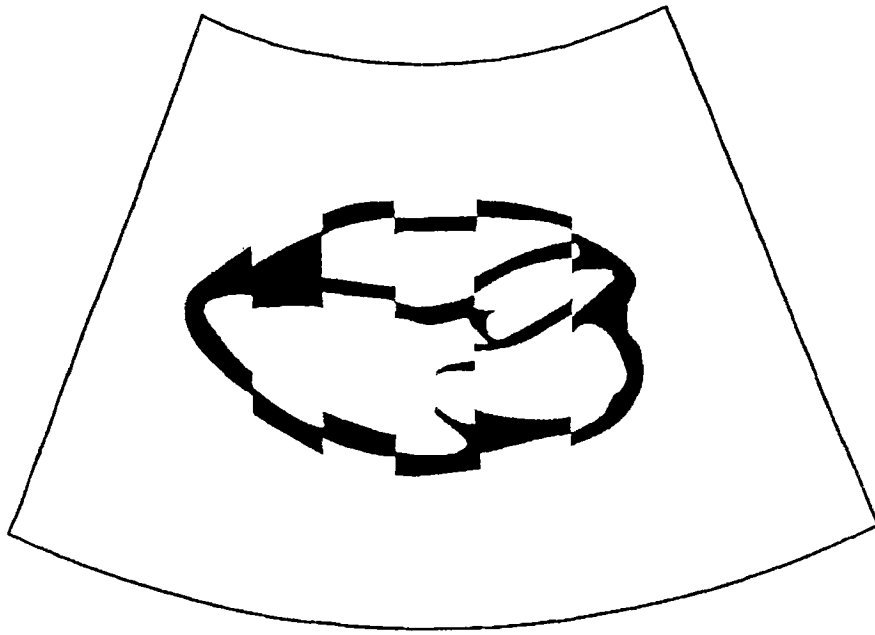


图 9

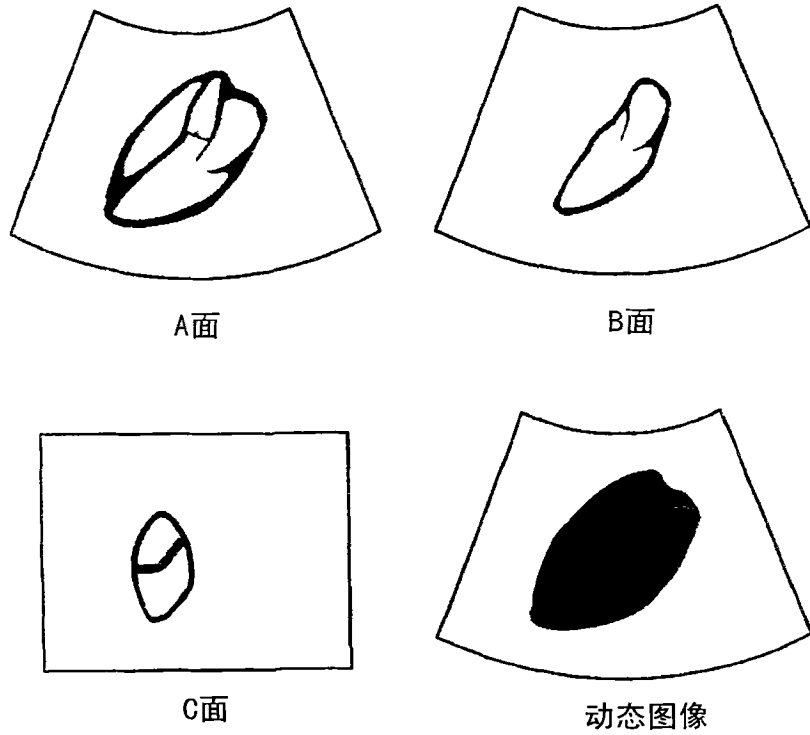


图 10

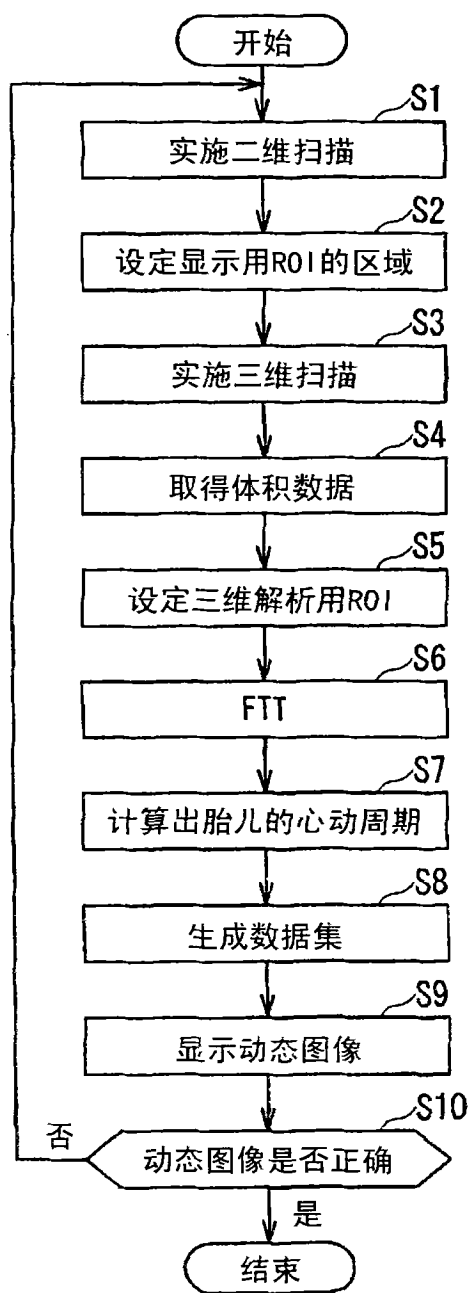


图 11

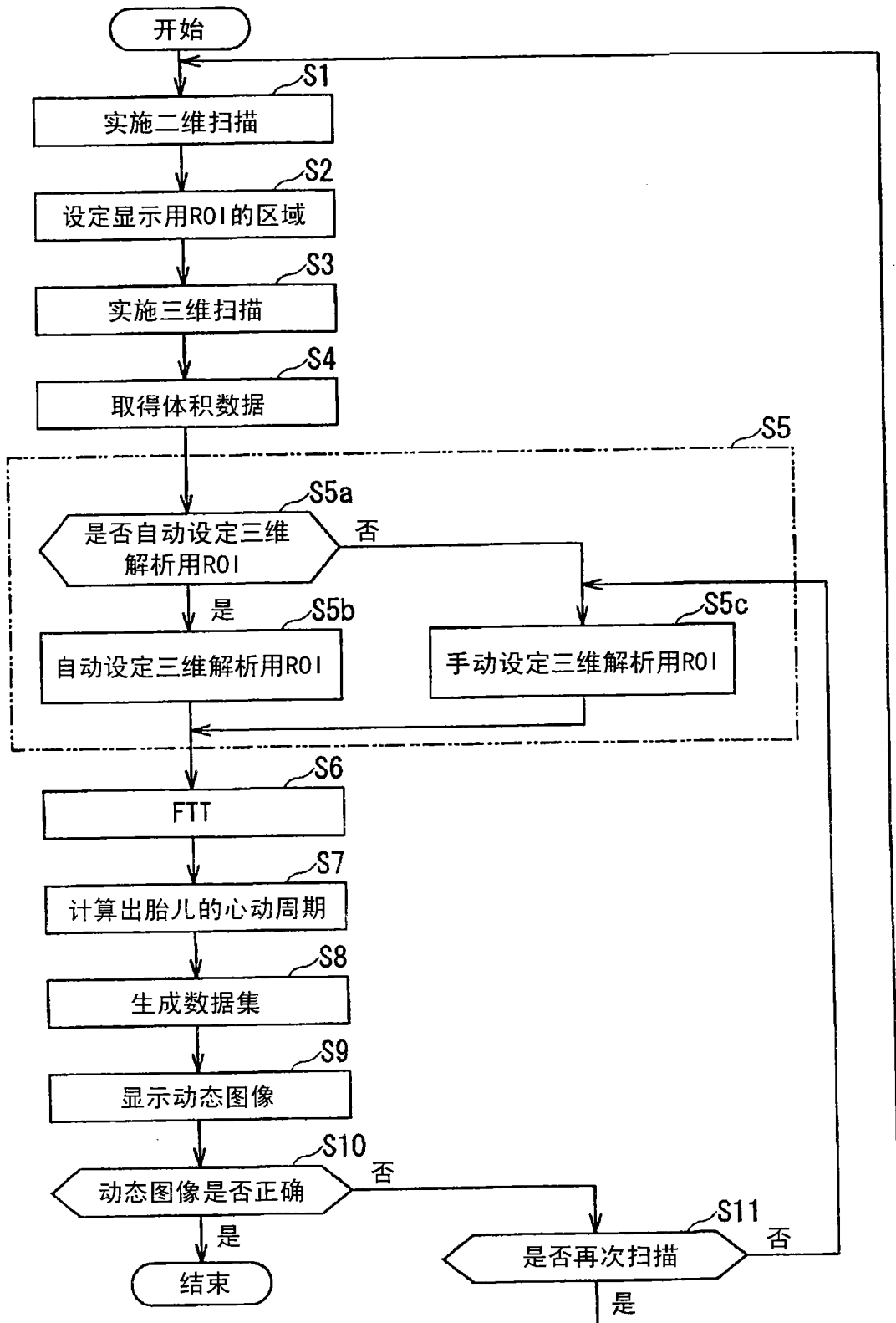


图 12

专利名称(译)	超声波诊断装置及超声波诊断装置的控制方法		
公开(公告)号	CN101797165B	公开(公告)日	2012-08-22
申请号	CN201010104039.X	申请日	2010-01-26
[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	西原财光 中屋重光 掛江明弘 市冈健一 柴田千寻 泷本雅夫 鷺见笃司 瀧口宗基 佐佐木琢也 阿部仁人 龟和田靖		
发明人	西原财光 中屋重光 掛江明弘 市冈健一 柴田千寻 泷本雅夫 鷺见笃司 瀧口宗基 佐佐木琢也 阿部仁人 龟和田靖		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B5/02411 A61B8/0883 A61B8/0866 A61B8/483 A61B8/14		
代理人(译)	胡建新		
审查员(译)	彭燕		
优先权	2009025077 2009-02-05 JP		
其他公开文献	CN101797165A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

超声波诊断装置具有：设定用于显示三维图像的显示用区域的单元；取得对所述显示用区域进行三维扫描而生成的体数据的单元；根据体数据来设定解析用区域的单元，该解析用区域被用于计算时间上的变动周期；根据被包括在体数据中的所述解析用区域的数

据，对信号强度在时间上的变动进行解析的单元；根据解析结果检测出能量的峰值点来计算出胎儿的心动周期的单元；根据所述心动周期，由所述体数据分别生成大致相同心动周期的数据集群的单元；对所述数据集群分别进行绘制处理从而制作三维图像群的单元；以及，显示作为动态图像的所述三维图像群的单元。

