



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103281963 A

(43) 申请公布日 2013. 09. 04

(21) 申请号 201180063041. X

(22) 申请日 2011. 12. 07

(30) 优先权数据

2010-290652 2010. 12. 27 JP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2013. 06. 27

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2011/078233 2011. 12. 07

(87) PCT申请的公布数据

W02012/090658 JA 2012. 07. 05

(71) 申请人 株式会社日立医疗器械

地址 日本东京都千代田区外神田四丁目 14
番 1 号 101-0021

(72) 发明人 藤井信彦

(74) 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任
公司 11021

代理人 齐秀凤

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006. 01)

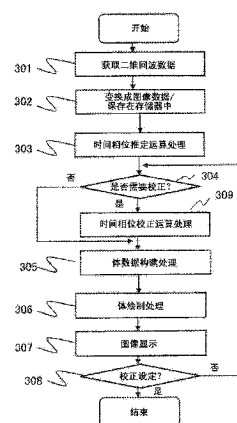
权利要求书2页 说明书8页 附图9页

(54) 发明名称

超声波诊断装置以及图像处理方法

(57) 摘要

本发明的目的在于提供一种具备 STIC 功能的超声波诊断装置, 为了防止因时间相位推定的失败导致的错误的图像再生, 并使正确的时间相位图像可进行再生, 超声波诊断装置具备: 采用回波数据, 对回波数据中所包含的检查对象的周期运动的时间相位信息进行推定的时间相位推定部; 采用时间相位推定部所推定的时间相位信息和回波数据, 制作检查对象的每个时间相位的超声波图像的图像处理部; 和显示所述图像处理部的处理结果的显示部, 进而, 还具备对时间相位推定部所推定出的时间相位信息进行校正的时间相位校正部, 图像处理部采用由时间相位校正部校正后的时间相位信息来制作超声波图像。



1. 一种超声波诊断装置,具备:

超声波探头,其发送超声波波束,并接收来自检查对象的反射回波信号;

信号处理部,其对所述反射回波信号进行信号处理,并生成回波数据;

时间相位推定部,其对所述回波数据中所包含的所述检查对象的周期运动的时间相位信息进行推定;

图像处理部,其采用所述时间相位推定部推定出的时间相位信息和所述回波数据,制作所述检查对象的每个时间相位的三维超声波图像;和

显示部,其对所述三维超声波图像进行显示,

所述超声波诊断装置还具备时间相位校正部,该时间相位校正部对所述时间相位推定部所推定出的所述时间相位信息进行校正,

所述图像处理部,采用通过所述时间相位校正部进行校正后的时间相位信息,制作所述三维超声波图像。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述时间相位校正部,具备用于使任意的校正值输入的输入部,将被所述输入部输入的校正值作为新的时间相位信息。

3. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述时间相位推定部,对所述回波数据的亮度随时间推移发生的变化进行解析,求出回波数据中所包含的周期,采用功率谱或者自相关值最大的第1周期来推定时间相位,

所述显示部,显示与所述时间相位推定部求出的周期相关的信息。

4. 根据权利要求3所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述显示部所显示的与周期相关的信息,包括以纵轴为功率谱并以横轴为频率或者心率的图表。

5. 根据权利要求3所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述显示部所显示的与周期相关的信息,包括所述时间相位推定部所推定出的时间相位信息的评价。

6. 根据权利要求3所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述时间相位校正部,将与校正后的周期相关的信息、与在所述显示部中显示的与由所述时间相位推定部求出的周期相关的信息叠加显示。

7. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述时间相位推定部,对所述回波数据的亮度随时间推移发生的变化进行解析,求出回波数据中所包含的一个乃至多个周期,采用功率谱或者自相关值最大的第1周期来推定时间相位,

所述时间相位校正部,在所述时间相位推定部所求出的周期为多个,且多个周期中、与预先设定的预测值最近的第2周期不同于所述第1周期的情况下,采用所述第2周期对时间相位进行校正。

8. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述图像处理部,基于由所述时间相位校正部校正后的时间相位信息,选择相同时间相位的多个二维图像数据,构建三维超声波图像。

9. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述时间相位校正部,基于所述回波数据的频率信息或者心率信息,对时间相位信息进行校正。

10. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述时间相位校正部,对所述回波数据进行解析,将功率谱的大小为第二或者第三的频率作为校正频率来对时间相位信息进行校正。

11. 一种图像处理方法,采用由超声波诊断装置收集的三维回波数据对超声波图像进行重构,所述图像处理方法包括:

求出三维回波数据中所包含的周期性,推定所述三维回波数据的时间相位即相位的步骤;和

对所推定出的时间相位进行校正,从所述三维回波数据中提取时间相位相同的数据,按每个时间相位对超声波图像进行重构的步骤。

超声波诊断装置以及图像处理方法

技术领域

[0001] 本发明涉及超声波诊断装置,尤其涉及对由超声波诊断装置获取的三维图像数据进行处理的数据处理技术。

背景技术

[0002] 在超声波诊断装置中,通过在与超声波波束正交的方向上机械式地或者电子式地扫描超声波波束,从而可收集三维回波数据,根据该三维回波数据能够建立三维图像并使之显示。

[0003] 然而,由于在获取三维回波数据上会耗费一定程度的时间,因此对于例如胎儿的心脏那样以较快的速度运动的对象,在数据获取期间中对象发生变动,难以得到有助于诊断的三维图像。

[0004] 对于该问题,提出了一种推定周期性地动作的对象的周期动作的时间相位,从三维回波数据中提取各时间相位的数据来进行图像化的技术(专利文献1)。该技术被称作STIC(Spatial Temporal Image Correlation,时空关联成像),通过使各时间相位的图像连续地进行显示,从而可进行动态画面显示。在STIC中,在以低速使扫描位置移动的同时,收集回波数据,提取该所收集的回波数据中的亮度随时间推移发生的变化。针对如此得到的变化曲线,通过取自相关函数或者实施快速傅立叶变换,从而求出变化的频率,推定三维回波数据的时间相位。

[0005] 在先技术文献

[0006] 专利文献1:日本特开2005-74225号公报

发明内容

[0007] 发明概要

[0008] 发明要解决的课题

[0009] 然而,在STIC中由于根据回波数据来推定时间相位,因此例如在回波数据中所包含的对象的信息量少、或在回波数据内对象以外的动作占主导的情况下,有可能推定失败。该情况下,会在错误的周期再生图像,应观察的对象未被正确显示。这样的情况下,必须再次进行测量来收集回波数据,在时间或者地点上已远离检测而要再生图像的情况下,存在对检查者、受检体产生过度的负担的问题。

[0010] 本发明的课题在于,防止因推定失败而导致的错误的图像再生,提供一种能够在不对检查者、受检体产生负担的前提下再生正确的时间相位图像的超声波诊断装置,并实现STIC技术的效果。

[0011] 用于解决课题的技术手段

[0012] 本发明通过针对具有时间相位推定功能的超声波诊断装置所推定的时间相位,增加校正该时间相位的功能,从而解决上述课题。

[0013] 即,本发明的超声波诊断装置,其特征在于,具备:超声波探头,其发送超声波波

束,并接收来自检查对象的反射回波信号;波束形成部,其向所述超声波探头提供驱动信号;信号处理部,其接收所述反射回波信号,进行信号处理,并生成回波数据;时间相位推定部,其采用所述回波数据,对回波数据中所包含的所述检查对象的周期运动的时间相位信息进行推定;图像处理部,其采用所述时间相位推定部推定出的时间相位信息和所述回波数据,制作所述检查对象的每个时间相位的超声波图像;显示部,其对所述图像处理部的处理结果进行显示;和时间相位校正部,其对所述时间相位推定部所推定出的时间相位信息进行校正;所述图像处理部,采用通过所述时间相位校正部进行校正后的时间相位信息,制作所述超声波图像。

[0014] 另外,本发明中,所谓时间相位信息,是除了包含时间相位本身之外,还包含用于导出时间相位的频率(如果是心脏,则为心率)、周期在内的概念。

[0015] 发明效果

[0016] 根据本发明,由于具备对时间相位推定部所推定出的时间相位进行校正的部件,因此不必重新获取回波数据,便能够以正确的时间相位对图像进行重构,能够提供一种精度良好的三维超声波图像。

附图说明

[0017] 图1是表示应用本发明的超声波诊断装置的整体概要的方框图。

[0018] 图2是表示本发明的超声波诊断装置的控制部的构成例的方框图。

[0019] 图3是表示第一实施方式涉及的超声波诊断装置的动作步骤的流程图。

[0020] 图4(A)~(D)是说明第一实施方式的时间相位推定部的时间相位推定处理的图。

[0021] 图5(A)~(C)是说明体数据构建处理部的处理的图。

[0022] 图6(A)~(C)是表示显示部的显示画面的示例的图。

[0023] 图7是表示显示部的显示画面的其他示例的图。

[0024] 图8是表示第二实施方式的超声波诊断装置的动作步骤的流程图。

[0025] 图9(A)、(B)是说明第三实施方式的时间相位推定部的时间相位推定处理的图。

具体实施方式

[0026] 以下,对本发明的实施方式进行说明。

[0027] <第一实施方式>

[0028] 图1表示应用了本发明的超声波诊断装置的整体概要。该超声波诊断装置具备:超声波探头1、收发切换部2、波束形成部3、信号处理部4、转换部5、存储器6、显示部7、输入部8、以及控制部9。

[0029] 超声波探头1,对摄像对象发送超声波波束,并且接收来自摄像对象的反射回波信号。在此,摄像对象以母体M的子宫内的胎儿E为例进行说明。超声波探头1的结构、构成它的振子的种类未被特别限定。

[0030] 例如,超声波探头1中存在振子元件在超声波探头的长轴方向上排列多个通道(channel)的结构的一维超声波探头、以及不仅在长轴方向上还在短轴方向上也排列多个通道的结构的二维超声波探头,可以采用其中任一种。另外,作为构成超声波探头1的振子,采用压电元件,或者采用被称作CMUT(Capacitive Micromachined Ultrasonic

Transducer, 电容式微加工超声传感器 :IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr. Vol. 45pp. 678-690 May 1998 等) 的半导体, 可以采用其中任一种。

[0031] 收发切换部 2 对超声波探头 1 的发送 / 接收的功能进行切换。收发切换部 2, 在超声波探头 1 的发送功能时, 将来自波束形成部 3 的发送信号提供给超声波探头 1, 在超声波探头 1 的发送功能时, 接收来自受检体 (母体 M) 的反射回波信号, 并输出给信号处理部 4。

[0032] 波束形成部 3, 在超声波探头 1 中形成用于使超声波波束发送给受检体的信号。另外, 波束形成部 3, 通过改变对超声波探头 1 在短轴方向上的各振子元件赋予的延迟时间, 从而还可以在短轴方向上实现发送波、接收波的波束聚焦 (beam focus)。进而, 波束形成部 3, 通过改变对短轴方向上的各振子元件赋予的超声波发送信号的振幅, 从而进行超声波发送信号的加权, 通过改变来自短轴方向的各振子元件的超声波接收信号的放大度或者衰减度, 从而进行超声波接收信号的加权。进而, 另外, 波束形成部 3, 通过对短轴方向的各个振子元件进行驱动, 从而能够进行口径控制。

[0033] 信号处理部 4, 对所输入的反射回波信号进行放大并数字化以作为回波数据。

[0034] 转换部 5 将回波数据转换成二维的超声波图像数据。

[0035] 存储器 6, 对二维的超声波图像数据、三维的超声波图像数据、以及装置的动作所需要的参数等进行存储。

[0036] 显示部 7, 对在存储器 6 中存储的超声波图像等进行显示, 由例如 CRT 监视器或者液晶监视器构成。显示部 7 的输出方法是, 只要显示超声波图像并显示能由操作者诊断的图像即可, 可以是模拟输出、数字输出中的任一种显示技术。另外, 显示部 7, 既作为后述的输入部 8, 又作为 GUI 发挥功能, 还能够显示控制部 9 的处理结果等。

[0037] 输入部 8, 用于输入用于对超声波图像数据进行摄像的参数等超声波诊断装置的控制参数, 由键盘、跟踪球、鼠标等至少一种设备构成。

[0038] 控制部 9, 基于通过输入部 8 输入的参数等进行控制使得收发切换部 2、波束形成部 3、信号处理部 4、转换部 5、存储器 6、以及显示部 7 分别发挥功能。另外, 控制部 9, 由将中央运算装置作为核心的所谓的计算机系统构成, 进行图像处理所需要的各种运算等。

[0039] 图 2 示出实现图像处理运算功能的控制部 9 的构成例。

[0040] 如图所示, 控制部 9 具备: 时间相位推定部 91、时间相位校正部 92、体数据构建处理部 93、以及体绘制处理部 94。

[0041] 时间相位推定部 91, 采用由转换部 5 进行转换后的二维超声波图像, 计算摄像对象的运动周期 (时间相位)。时间相位推定部 91 的处理结果被显示在显示部 7 上。图像处理部, 采用时间相位推定部 91 推定的时间相位信息和回波数据, 制作检查对象的每个时间相位的三维超声波图像。

[0042] 时间相位校正部 92, 采用用户经由输入部 8 而设定的校正值, 对时间相位推定部 91 计算出的摄像对象的运动周期或者时间相位进行校正。或者, 采用时间相位推定部 91 的处理结果, 自动地对摄像对象的运动周期或者时间相位进行校正。

[0043] 作为图像处理部的一部分的体数据构建处理部 93, 采用由时间相位推定部 91 推定出的时间相位或者由时间相位校正部 92 校正后的时间相位, 从通过三维摄像而得到的摄像对象的多个超声波图像数据中选择同一时间相位的超声波图像数据, 并制作三维图像数据 (体数据)。

[0044] 作为图像处理部的一部分的体绘制处理部 94, 对体数据实施 MIP、MinIP 等投影处理、剪出所希望的剖面的处理等, 制作体绘制图像等的图像。

[0045] 接着, 对以上构成的超声波诊断装置的动作进行说明。图 3 示出动作的步骤。本实施方式的超声波诊断装置中的摄像动作中至得到二维图像数据为止与常规的超声波诊断装置相同。以下简单进行说明, 将探头 1 贴近摄像对象、在此为孕妇的腹部, 进行超声波波束的发送和反射回波信号的接收, 获取沿着波束剖面的二维回波数据。在以比较低的速度使超声波波束在与该波束剖面正交的方向上移动的同时, 重复二维回波数据的获取, 获取多个二维回波数据 (步骤 301)。超声波波束的宽度、聚焦位置等, 通过经由输入部 8 而输入的参数来设定, 以使得能够绘制应观察的对象、在此为胎儿的心脏。移动超声波波束的速度、移动范围也同样被设定。

[0046] 按照这样得到的多个二维回波数据, 通过转换部 5 分别被转换为二维图像数据, 并被保存在存储器 6 中 (步骤 302)。多个二维图像数据是获取时间和剖面位置相互不同的数据, 在摄像对象进行周期性运动的情况下, 潜在性地具有该运动的时间相位信息。

[0047] 因而, 时间相位推定部 91 根据二维图像数据求出摄像对象的运动周期, 推定获取了各二维回波数据的时刻的时间相位 (步骤 303)。

[0048] 针对时间相位推定部 91 进行的、时间相位推定的方法的一例, 采用图 4 进行说明。图 4(A) 是表示通过对摄像对象例如胎儿心脏进行摄像而得到的多个二维超声波图像的图。针对这些多个二维超声波图像的各个图像, 求出例如图像亮度的平均。因胎儿的心脏重复收缩、扩张而血液量发生变化, 伴随该变化图像亮度重复发生变化。该变化成为图 4(B) 所示那样的亮度平均的波形。图中, 横轴是多个二维超声波图像的获取时间或者获取位置。时间相位推定部 91, 针对平均亮度随时间推移发生的变化进行傅立叶转换, 得到频谱。频谱的例子在图 4(C)、图 4(D) 中示出。

[0049] 在摄像对象包含的动作仅为固定周期运动的情况下, 频谱表示图 4(C) 所示那样的单个波峰 411。为了推定时间相位, 较为理想的是得到单个波峰, 但实际上还有些情况下包含母体的运动之外的噪声振动, 如图 4(D) 所示那样, 有些情况下会产生两个或两个以上的波峰 411、412。

[0050] 时间相位推定部 91 在频谱中得到单个波峰的情况下, 推定其波峰的频率为摄像对象的运动频率, 在存在两个以上的波峰的情况下, 推定功率谱最大的波峰的频率为摄像对象的运动频率, 由此求出所摄像的胎儿心脏的活动的全部时间相位。时间相位推定部 91 的处理结果, 与后述的绘制图像一起被显示在显示部 7 中。

[0051] 接着, 体数据构建处理部 93, 在不需要进行由时间相位推定部 91 推定出的时间相位的校正的情况下, 或者在没有校正指示的情况下 (步骤 304), 利用由时间相位推定部 91 计算出的摄像对象的时间相位信息, 从在存储器 6 中保存的多个二维图像数据中选择相同时间相位的多个二维图像数据, 构建三维的超声波图像 (步骤 305)。

[0052] 图 5 示出该处理的状况。图 5(A) 是由时间相位推定部 91 推定出的运动周期的时间相位, (B) 是在与 (A) 的时间轴相同的时间轴上获取的多个二维回波数据或者由该数据制作的图像数据 500, 与图 4(A) 的图像数据 400 对应。在图 5(B) 中, 为了说明, 按每个时间相位采用不同种类的线来表示多个图像数据, 同一时间相位的图像数据由相同种类的线表示。体数据构建处理部 93, 利用图 5(A) 的时间相位信息, 如图 5(C) 所示那样制作每个时间

相位的三维图像数据（体数据）。

[0053] 体绘制处理部 94, 采用公知的三维超声波图像描画法（绘制法）, 对体数据构建处理部 93 构建的体数据进行处理, 制作在显示部 7 中显示的图像（步骤 306）。例如, 在体绘制法中, 针对在三维空间内分布的二维超声波图像的像素值赋予不透明度, 同时进行光线投射（Ray casting）处理, 通过将不透明度的值相加从而最终生成半透明的图像。在体绘制法中, 通过使与作为显示对象的胎儿心脏的表面对应的像素的不透明度变大, 从而可使该对象接近不透明, 来进行强调绘制。

[0054] 另外, 也可以使用采用了阴影模型的表面绘制（surface rendering）法、深度（depth）法等其他附加阴影的方法。

[0055] 由体绘制处理部 94 制作的图像, 与上述的时间相位推定部 91 的处理结果一起被显示在显示部 7 中（步骤 307）。显示的一例在图 6 中示出。图 6(A), 是在由时间相位推定部 91 求出的频谱中存在单一波峰的情况, 该情况下, 由于被认为由时间相位推定部 91 推定出的时间相位的可靠度高, 因此与图像一起进行“可靠度: 高”等表示可靠度的显示。另外, (B) 是存在了两个波峰的情况, 推定其中功率谱大的一方的频率为摄像对象的运动频率, 可靠度比 (A) 的情况更低。即, 还有可能功率谱小的一方的频率是摄像对象的运动频率。在该情况下, 显示“可靠度: 中”等。在存在三个以上的波峰的情况下, 进一步由于推定时间相位的可靠度降低, 因此如 (C) 所示, 显示“可靠度: 低”等。

[0056] 另外, 可靠度的显示方法, 不限于图 6 所示, 既可以是图形显示, 另外, 也可以或者均对图 6 的上段所示的频谱进行显示, 或者进行可知在频谱上被选择的频率值的显示。在该情况下, 也可以使频谱的横轴不是显示频率, 而是显示例如换算成了心率的数值。通过对心率进行显示, 从而用户根据被选择的频率（心率）与自己经验上得知的胎儿心率之间的远或近, 能够判断时间相位推定部 91 所推定的时间相位的可靠度。

[0057] 根据在显示部 7 中显示的图像、可靠度, 在用户判断了体数据构建处理部 93 所采用的推定时间相位不合适的情况下, 设定时间相位的校正值（步骤 308）。用户对校正值的输入可以经由输入部 8 来进行。也可以使该输入所需要的 GUI 在显示部 7 中进行显示。例如, 使画面显示用于输入频率、心率的数值的框等, 使得将数值输入到框内。或者, 如图 7 所示, 也可以使频谱进行显示的同时, 对频率（或者心率）选择用的光标或者标记 71 进行显示, 使用户能够任意移动该光标位置。用户所选择的频率或者心率, 还可以采用规定的标记来在频谱上进行显示。

[0058] 如上所述, 当频率、心率等被输入时, 时间相位校正部 92, 基于被输入的频率、心率, 求出胎儿心脏的活动的所有时间相位, 并将该信息传递给体数据构建处理部 93（步骤 309）。体数据构建处理部 93, 基于被校正的时间相位信息, 选择相同时间相位的多个二维图像数据, 构建三维超声波图像（步骤 305）。即, 图像处理部, 采用由时间相位校正部 92 校正后的时间相位信息来制作三维超声波图像。

[0059] 根据被构建的三维超声波图像, 采用所希望的绘制法生成图像, 并显示在显示部 7 中, 与未对时间相位进行校正的情况相同（步骤 306、307）。用户看到被显示的图像还可再次对时间相位进行变更。

[0060] 如以上所说明的那样, 根据本实施方式的超声波诊断装置, 具备: 发送超声波波束, 并且接收来自检查对象的反射回波信号的超声波探头 1; 对反射回波信号进行信号处

理,并生成回波数据的信号处理部 4;推定回波数据中所包含的检查对象的周期运动的时间相位信息的时间相位推定部 91;采用时间相位推定部 91 所推定出的时间相位信息和回波数据,制作检查对象的每个时间相位的三维超声波图像的图像处理部;以及显示三维超声波图像的显示部 7;该超声波诊断装置还具备对时间相位推定部 91 所推定出的时间相位信息进行校正的时间相位校正部 92,图像处理部采用由时间相位校正部 92 校正后的时间相位信息,制作三维超声波图像。另外,时间相位校正部 92 具备用于使任意的校正值输入的输入部,将被输入部输入的校正值作为新的时间相位。显示部 7 显示的与周期相关的信息,包括以纵轴为功率谱,以横轴为频率或者心率的图表。

[0061] 另外,采用由超声波诊断装置收集的三维回波数据对超声波图像进行重构的图像处理办法,其特征在于,具有:求出三维回波数据中所包含的周期性,推定三维回波数据的时间相位(相位)的步骤;对推定出的时间相位进行校正,从三维回波数据中提取时间相位相同的数据,并按每个时间相位对超声波图像进行重构的步骤。

[0062] 即,通过使之具有由用户对装置所推定出的时间相位进行任意校正的功能,从而能恰当地进行与摄像对象的运动周期相符的时间相位图像的重构,能够不必重新进行检查就使对诊断有效的超声波图像进行显示。另外,通过使显示部 7 显示与装置所推定出的时间相位相关的信息,从而用户能够容易判断推定时间相位的适合与否。

[0063] <第二实施方式>

[0064] 本实施方式的特征在于,具备对装置所推定出的时间相位的校正功能进行自动校正的功能。其他构成以及动作,与上述第一实施方式相同,在此以不同点为中心进行说明。

[0065] 图 8 示出第二实施方式的动作步骤。图中,步骤 801~803、805~807 与图 3 的步骤 301~303、305~307 对应,由于进行同样的处理,因此在此省略说明,以处理不同的步骤 809 为中心进行说明。

[0066] 步骤 807 中由体绘制处理部 94 制作的三维图像被显示在显示部 7 中,在用户判断了该图像不与摄像对象的运动周期适当地一致的情况下,用户假设推定时间相位不正确,而经由输入部 8 输入“重新进行图像处理(校正的指示)”(步骤 808、804)。此时,与第一实施方式同样地,能够使显示部 7 显示图像的同时进行可靠度的显示等。校正的指示,通过例如显示部 7 所具备的 GUI 功能来进行。

[0067] 在此,时间相位校正部 92 基于回波数据的频率信息或者心率信息来对时间相位信息进行校正。图像处理部基于由时间相位校正部 92 进行校正后的时间相位信息,选择相同时间相位的多个二维图像数据,构建三维超声波图像。

[0068] 具体而言,时间相位推定部 91 推定出的时间相位与摄像对象的时间相位不一致的大多情况,是在时间相位推定部 91 求出的频谱中存在多个频率波峰的情况,因此时间相位校正部 92 将功率谱的大小为第二或者第三的频率作为校正频率(步骤 809)。采用该校正频率,对所摄像的胎儿心脏的所有时间相位进行校正,这与第一实施方式相同。另外,在成为候补的频率为 3 个以上的情况下,也可以选择功率谱的大小更大的频率,但也可以预先将摄像对象的运动频率(心率)的范围或者上限或下限保存在存储器 6 内,基于该值来进行判断。该情况下,将保存在存储器 6 中的频率的范围内所包含的或者与之最近的频率选择作为校正频率。即,时间相位校正部 92 基于回波数据的频谱对时间相位信息进行校正。时间相位校正部 92 对回波数据进行解析,将功率谱的大小为第二或者第三的频率作为

校正频率来对时间相位信息进行校正。

[0069] 在本实施方式中,还优选将被选择出的校正频率(心率)作为数值显示在显示部 7 上,或者通过标记等显示在频谱上。

[0070] 在以上的说明中,关于是否需要进行校正(步骤 804),说明了用户根据被显示的图像进行判断的情况,但还可根据由时间相位推定部 91 求出的频谱,判断是否需要由时间相位校正部 92 自动进行校正。

[0071] 具体而言,在时间相位推定部 91 通过傅立叶转换求出的频谱中,在存在单个频率波峰的情况下,将时间相位推定部 91 的推定结果判断为“正”,判断为“不需要进行校正”。另一方面,在存在多个频率波峰的情况下,对预先保存在存储器 6 内的摄像对象的运动频率(心率)的范围或者上限或下限(设定值)、与推定频率进行比较,在推定频率偏离设定值的范围的情况下,判断为“需要校正”。

[0072] 在“需要校正”的情况下,将其意思显示在显示部 7 中。此时,优选图 7 所示的频谱被显示,用户能够根据该频谱对校正值进行输入。用户对校正值进行输入的方法,与第一实施方式相同。

[0073] 代替用户对校正值进行输入,还可以由时间相位校正部 92 自动地设定校正值。该情况下,如果在步骤 804 中判断为需要校正,则在步骤 809 中与上述同样地,由时间相位校正部 92 自动地设定校正频率,由此计算所有时间相位。该情况下,用户不必介入,从是否需要校正的判断至校正值的设定为止都由时间相位校正部 92 来执行。但是,也可以根据需要进行用户对是否需要校正的输入、校正值的输入。

[0074] 与显示部 7 所显示的周期相关的信息,包括时间相位推定部 91 所推定出的时间相位信息的评价。时间相位校正部 92 使与校正后的周期相关的信息、与在显示部 7 中显示的与由时间相位推定部 91 求出的周期相关的信息叠加显示。

[0075] < 第三实施方式 >

[0076] 本实施方式,与第一以及第二实施方式在时间相位推定部 91 推定时间相位的方法上不同。在本实施方式中,动作的步骤与图 3 所示的流程相同,但在步骤 303 中,为了根据多个二维图像数据推定时间相位,因而计算亮度值的自相关。因而,与第一实施方式同样地求出二维图像数据的亮度值的平均值,得到作为随时间推移而产生的变化的波形(图 4(B))。计算所得到的波形的自相关函数。若设亮度变化的波形为 $x(t)$,设自相关函数的延迟为 τ ,设检索范围为 T ,则自相关函数 $R(\tau)$ 由下式表示。

[0077] [式 1]

$$[0078] \quad R(\tau) = 1/T \int_{-T/2}^{T/2} x(t)x(t+\tau)dt$$

[0079] 自相关函数,与例如图 9(A)、(B) 所示那样,是以横轴表示时间,以纵轴表示相关值的曲线。在图 9(A) 的情况下,求出从横轴的零至波峰 911 为止的时间为周期。另外,在图 9(B) 的情况下,在存在多个波峰 911、912 的情况下,求出至相关值最高的波峰(例如 912)为止的时间为周期。

[0080] 在本实施方式中,时间相位推定部 91 根据按照这样求出的周期来推定胎儿心脏的所有时间相位;采用推定时间相位由体数据构建处理部 93 制作每个时间相位的三维图像数据;以及,根据三维图像数据制作绘制图像,并进行显示,这些都与上述的实施方式相

同。另外,还可以将被显示的图像与表示推定出的时间相位的可靠度的显示、自相关函数(图表)一起进行显示,这也是同样的。

[0081] 根据被显示的图像以及/或者可靠度的信息,由时间相位校正部 92 对时间相位进行校正,并再次制作三维图像。

[0082] 根据本实施方式,时间相位推定部 91 对回波数据的亮度随时间推移发生的变化进行解析,求出回波数据中所包含的周期,采用功率谱或者自相关值最大的第 1 周期来推定时间相位,时间相位校正部 92 使与时间相位推定部 91 求出的周期相关的信息显示在显示部 7 中。

[0083] 以上,对本发明的超声波诊断装置的实施方式进行了说明,但还可以具备超声波诊断装置的控制部 9 的功能,作为与超声波诊断装置独立的图像处理装置的功能。该情况下,将由超声波诊断装置获取的未加工的回波数据、由转换部转换后的图像数据通过无线或者有线的通信部、可搬运介质传送到图像处理装置,能够由图像处理装置进行时间相位推定、时间相位校正、三维图像数据制作、绘制处理等。

[0084] 符号说明

[0085] 1 超声波探头、2 收发切换部、3 波束形成部、4 信号处理部、5 转换部、6 存储器、7 显示部、8 输入部、9 控制部、91 时间相位推定部、92 时间相位校正部、93 体数据构建处理部、94 体绘制处理部

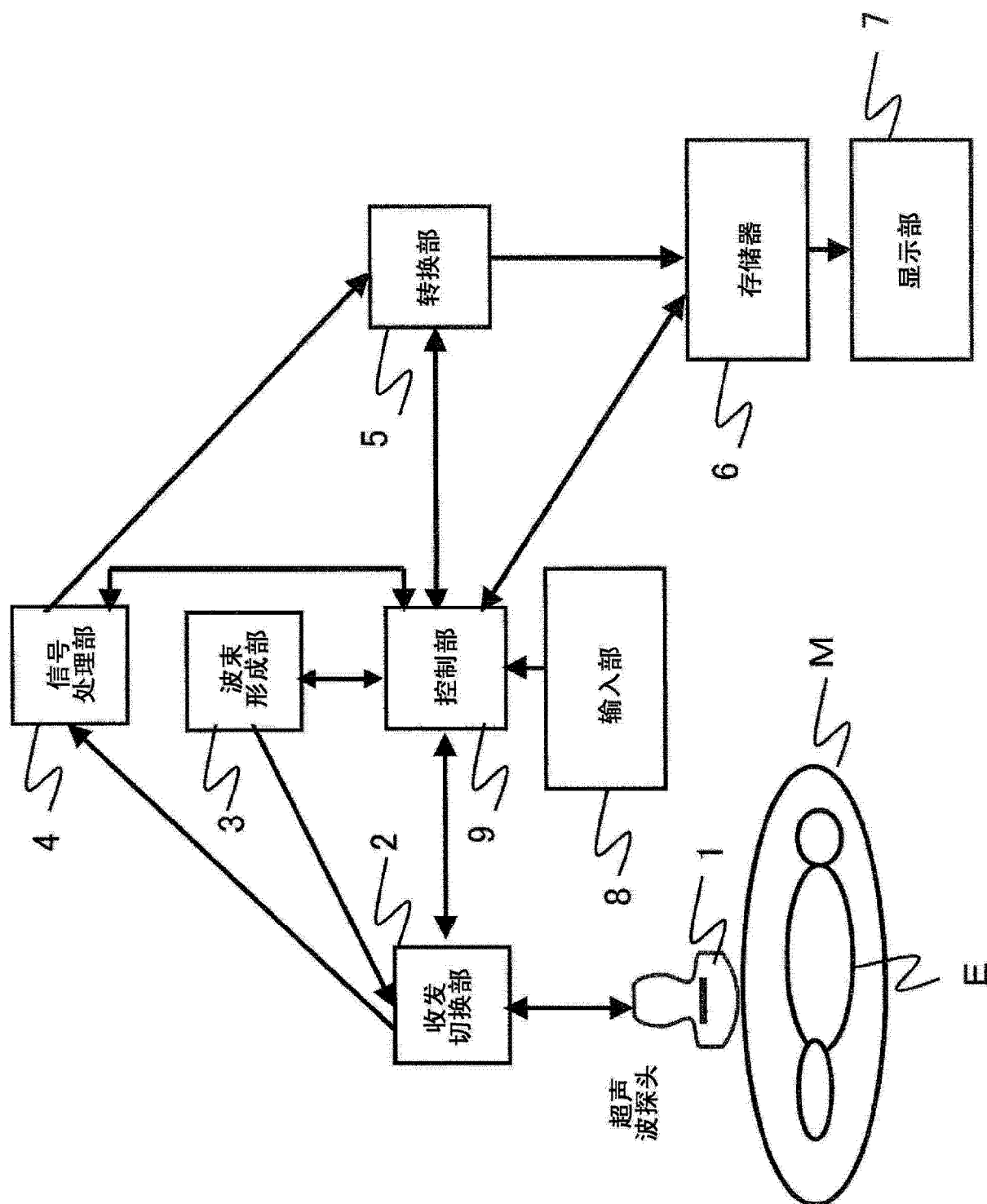


图 1

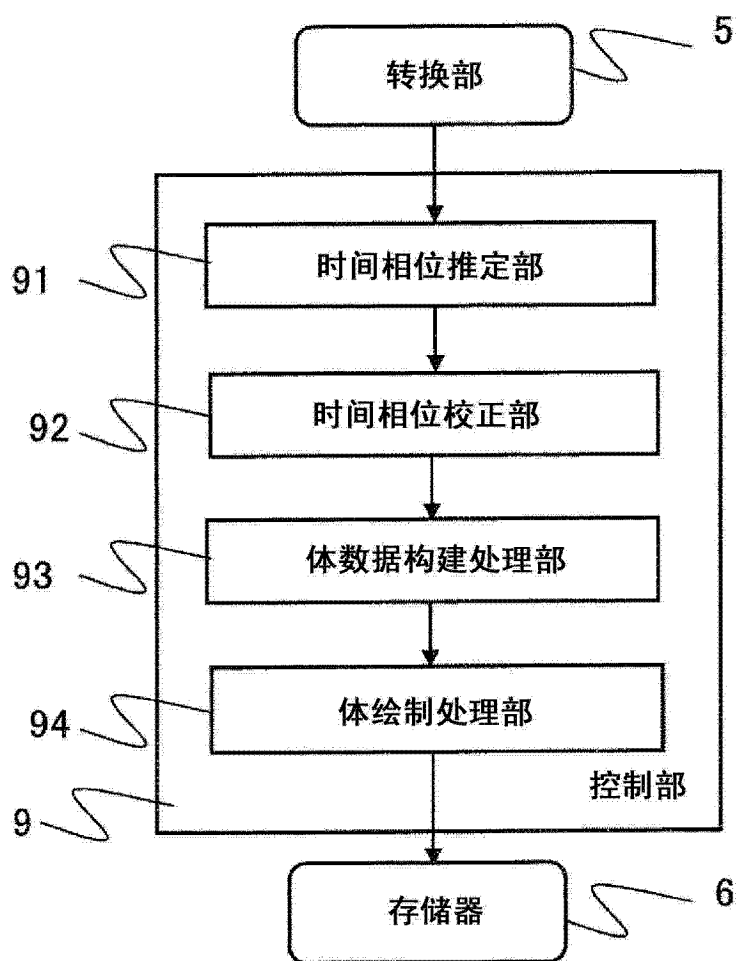


图 2

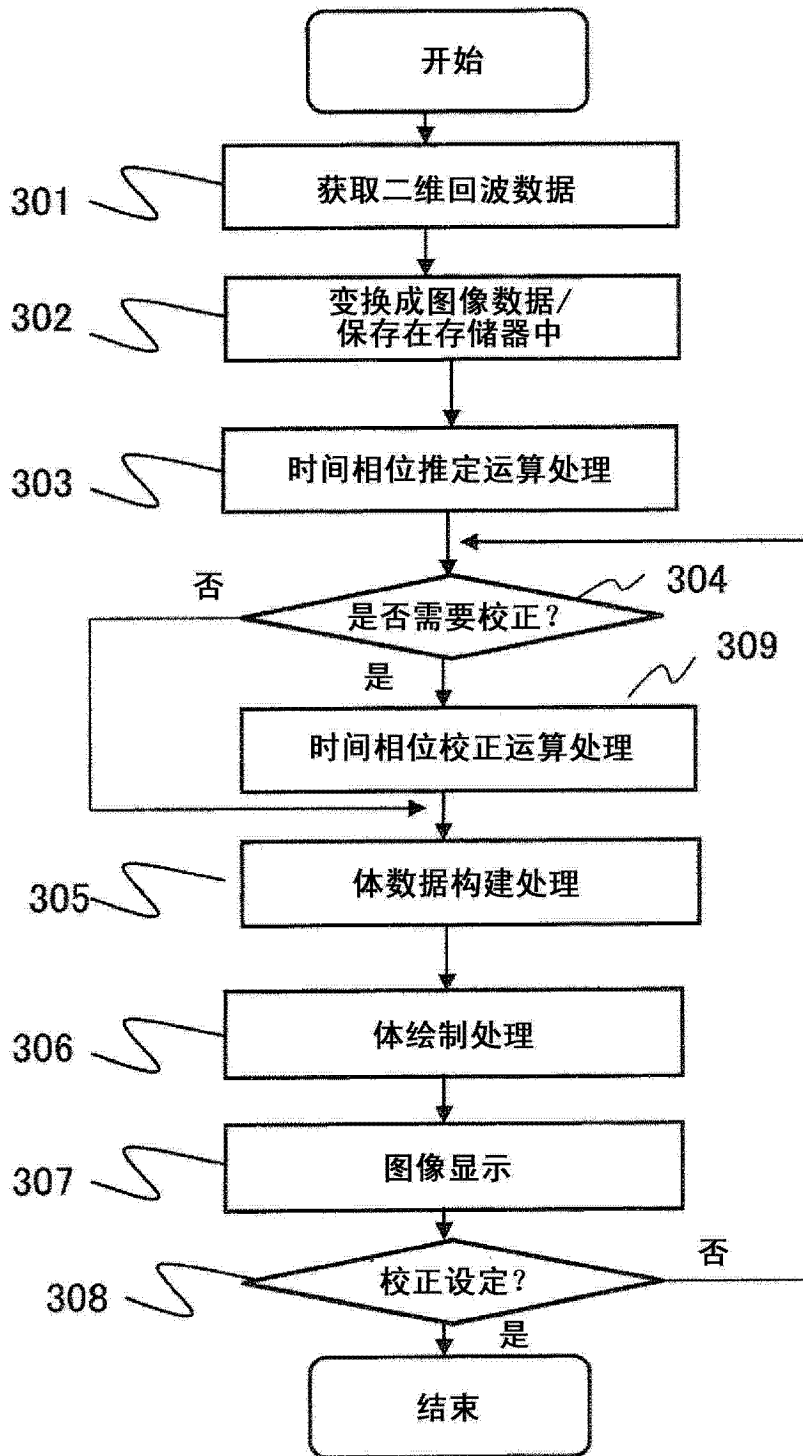


图 3

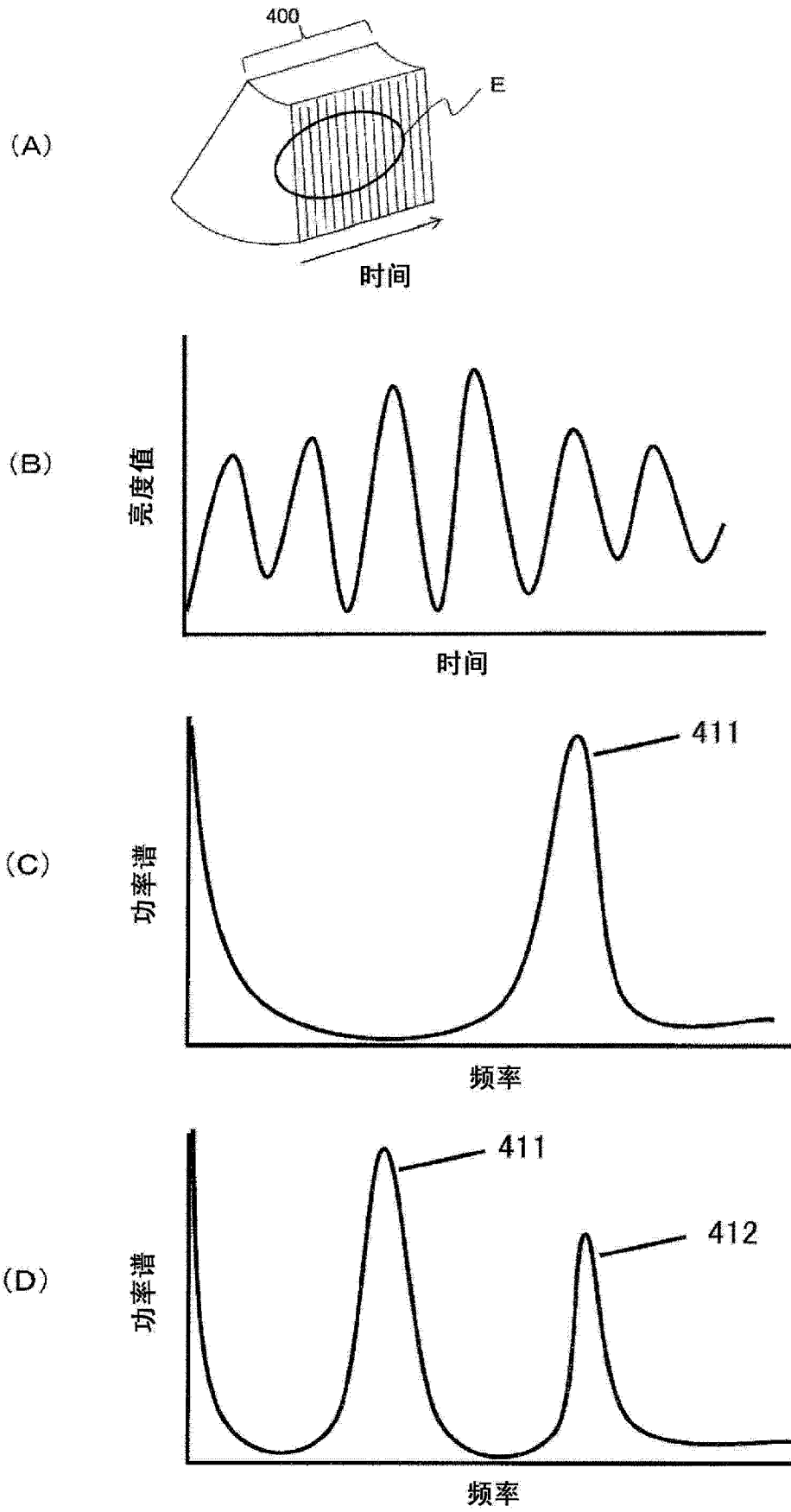


图 4

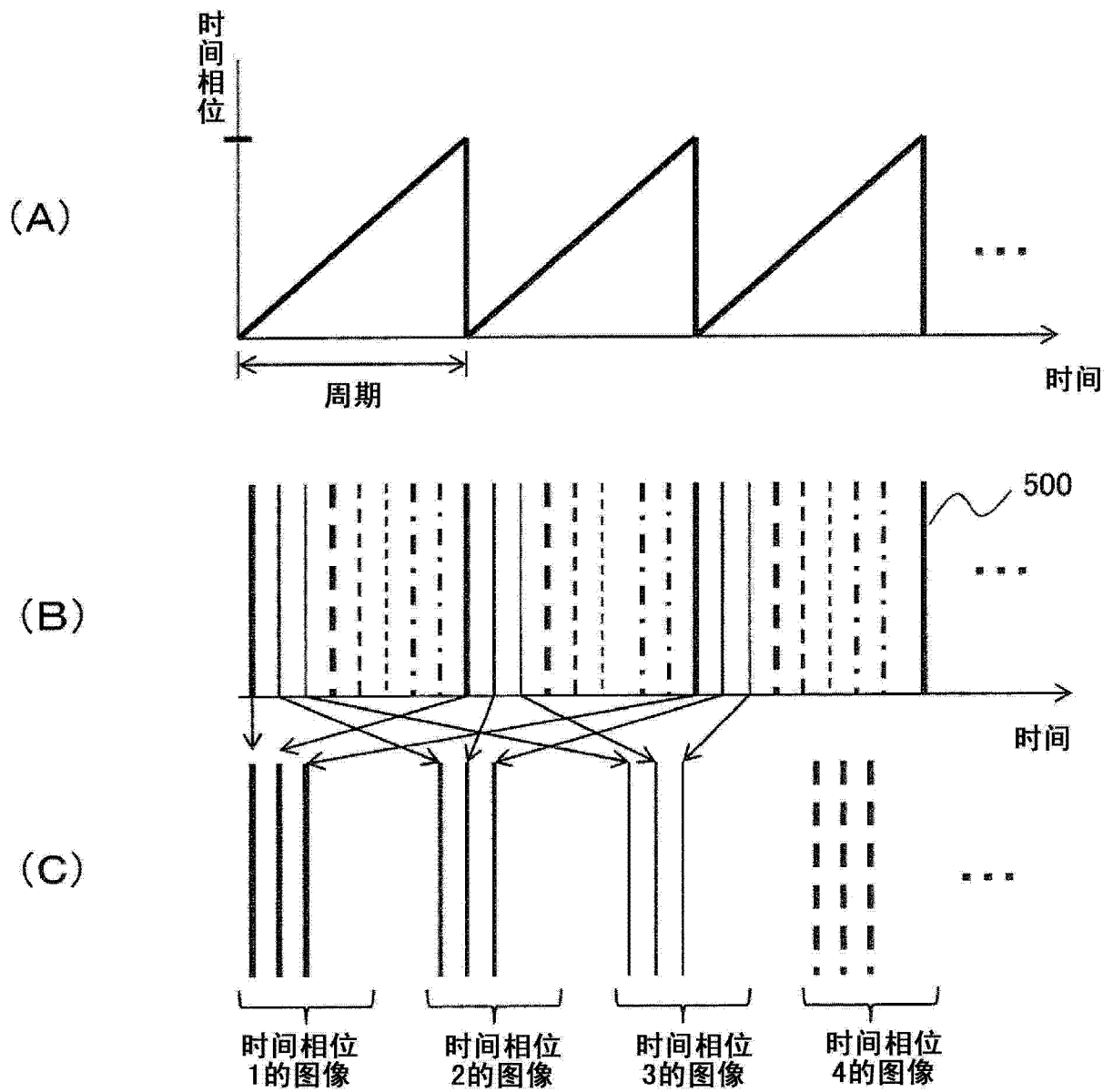


图 5

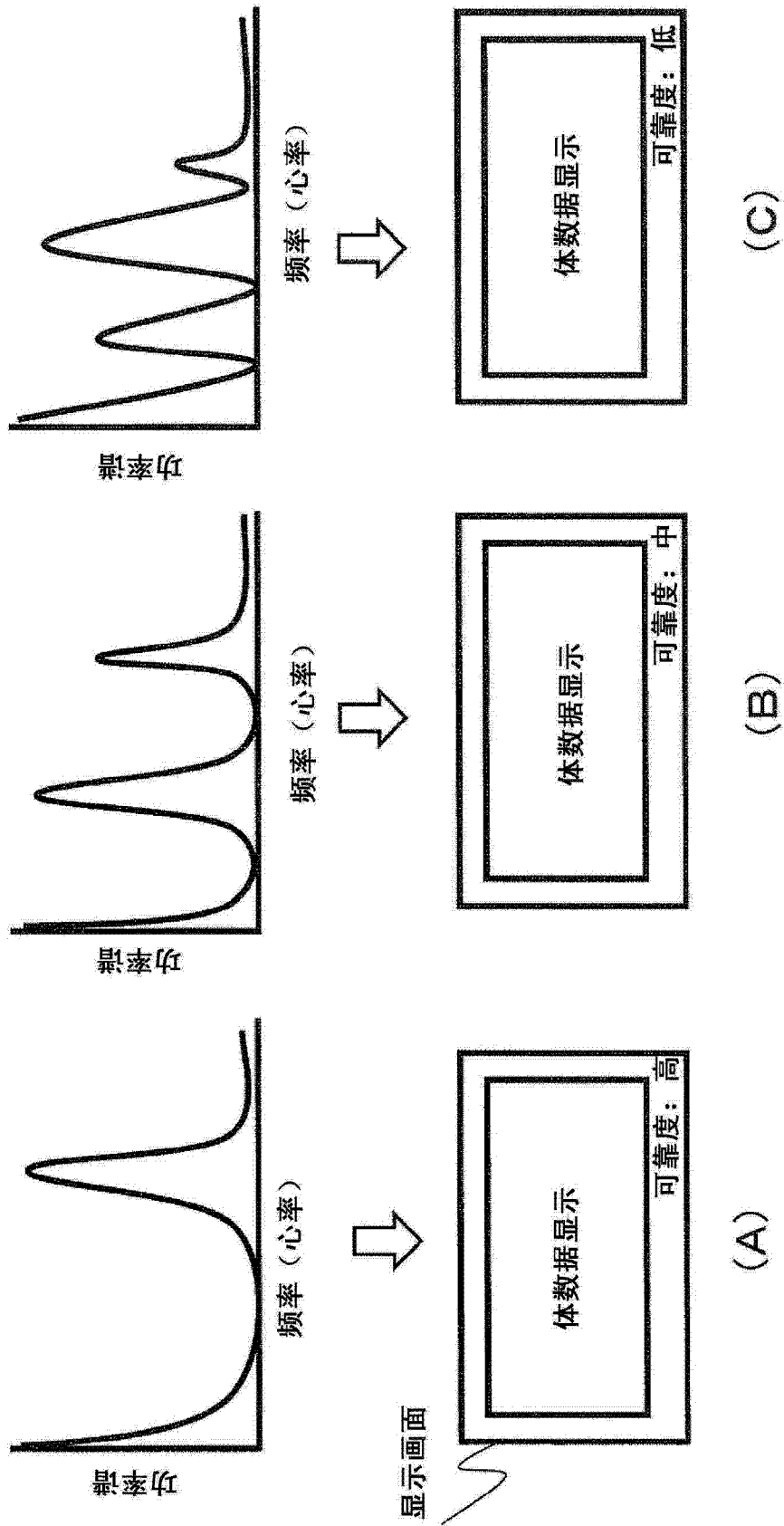


图 6

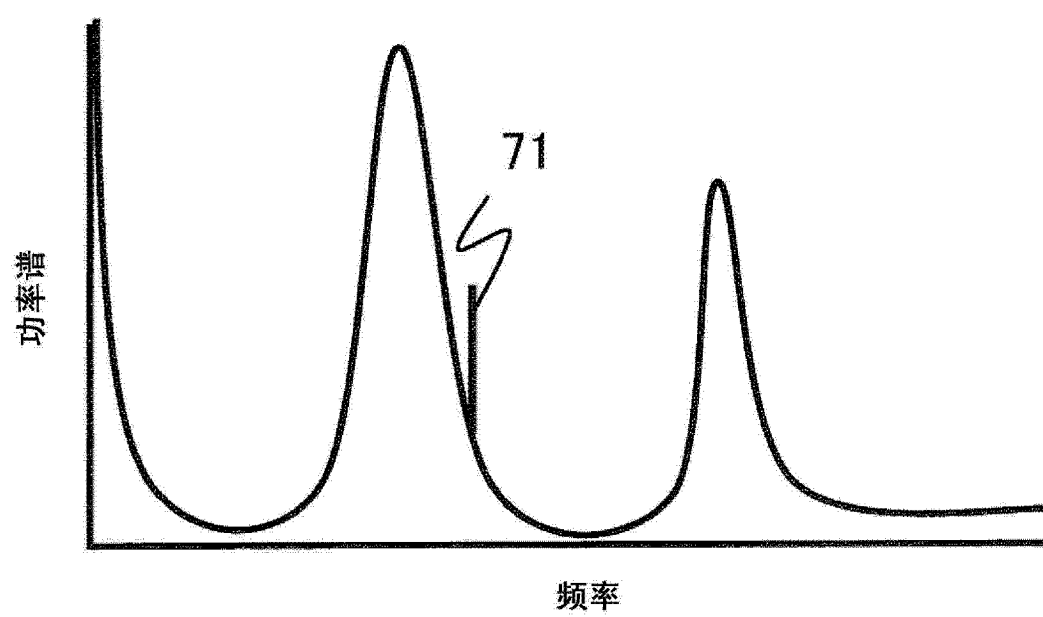


图 7

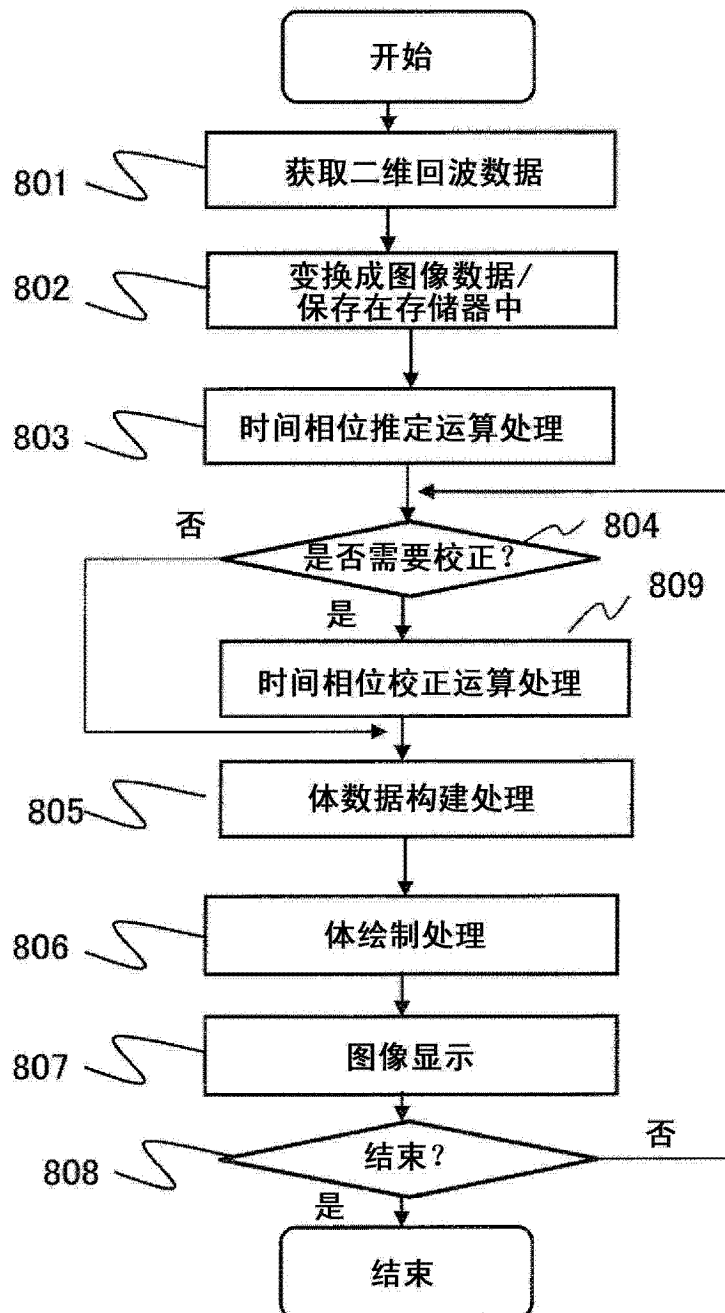


图 8

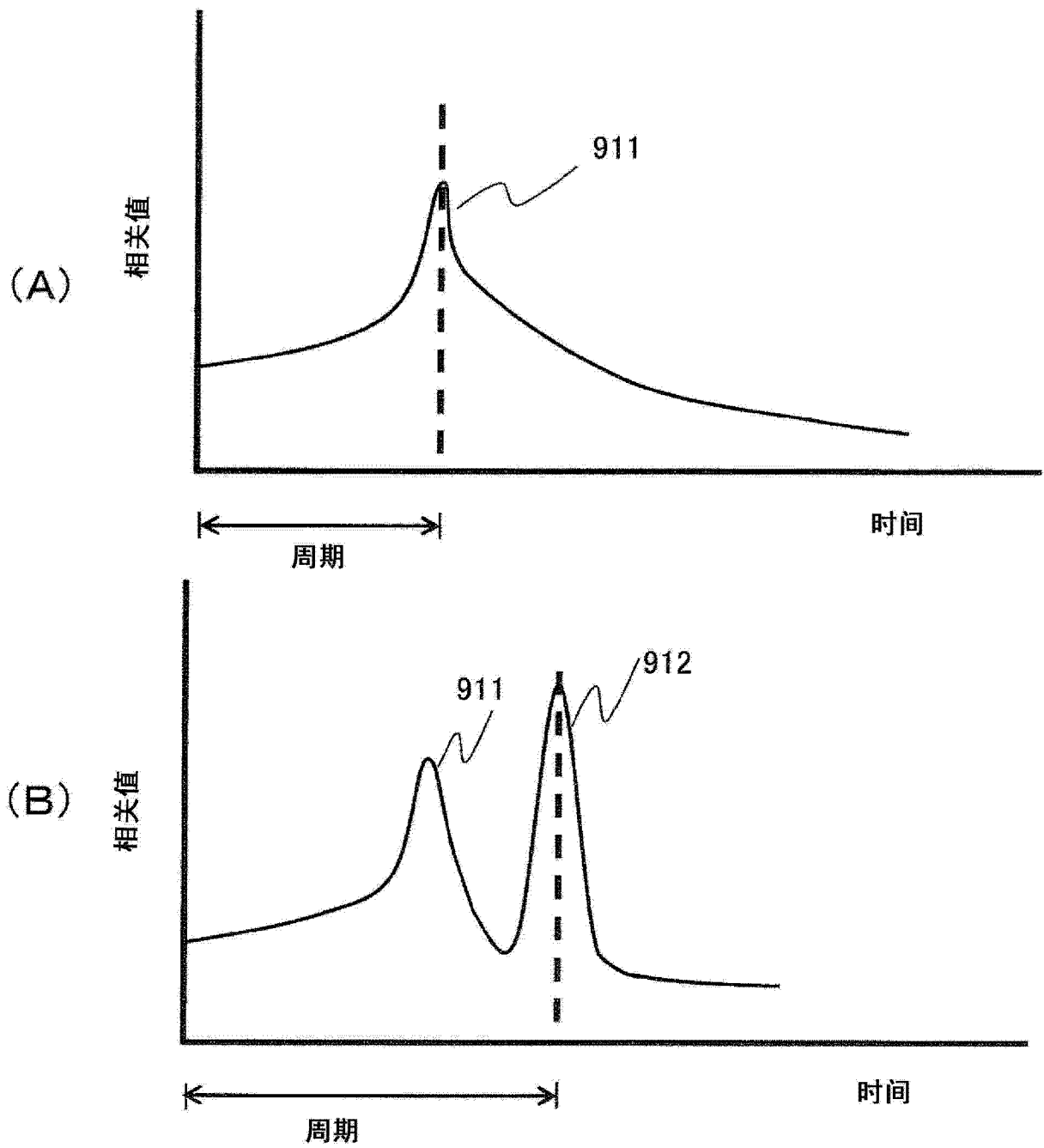


图 9

专利名称(译)	超声波诊断装置以及图像处理方法		
公开(公告)号	CN103281963A	公开(公告)日	2013-09-04
申请号	CN201180063041.X	申请日	2011-12-07
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立医疗器械		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立医疗器械		
[标]发明人	藤井信彦		
发明人	藤井信彦		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/00 A61B8/0866 A61B8/0883 A61B8/483 A61B8/5223 A61B8/5276 A61B8/5284		
优先权	2010290652 2010-12-27 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明的目的在于提供一种具备STIC功能的超声波诊断装置，为了防止因时间相位推定的失败导致的错误的图像再生，并使正确的时间相位图像可进行再生，超声波诊断装置具备：采用回波数据，对回波数据中所包含的检查对象的周期运动的时间相位信息进行推定的时间相位推定部；采用时间相位推定部所推定的时间相位信息和回波数据，制作检查对象的每个时间相位的超声波图像的图像处理部；和显示所述图像处理部的处理结果的显示部，进而，还具备对时间相位推定部所推定出的时间相位信息进行校正的时间相位校正部，图像处理部采用由时间相位校正部校正后的时间相位信息来制作超声波图像。

