



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103635145 A

(43) 申请公布日 2014. 03. 12

(21) 申请号 201380001881. 2

代理人 高科

(22) 申请日 2013. 04. 10

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

A61B 8/08 (2006. 01)

2012-089520 2012. 04. 10 JP

A61B 8/00 (2006. 01)

2013-081536 2013. 04. 09 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2013. 12. 27

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2013/060831 2013. 04. 10

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/154135 JA 2013. 10. 17

(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 崔载镐 佐藤吉幸

(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

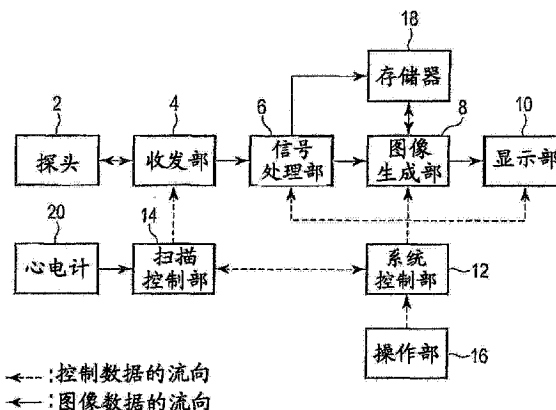
权利要求书3页 说明书12页 附图11页

(54) 发明名称

超声波诊断装置、超声波图像处理装置和医用图像诊断装置

(57) 摘要

一种超声波诊断装置, 针对每一个心搏切换作为超声波扫描对象的子体积, 并从自预定时间经过了预定时间的时刻开始子体积数据的收集, 对在相互不同的诊断期间中收集到的子体积数据进行合成处理, 生成由多个子体积数据构成的合成子体积数据或全体积数据, 检测被检体的心搏信号的周期变化和在一次诊断期间中收集到的上述子体积数据的数目的变化中的至少某一个, 基于其检测结果对子体积数据进行合成处理。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,包括:

心搏信号取得部,取得被检体的心搏信号;

诊断期间设定部,用来将一心搏中的以预定时间相为基准的希望期间设定为上述被检体的各心搏中的诊断期间;

数据收集部,在包含上述诊断期间的期间中,针对上述被检体的诊断对象区域即构成全体积的多个子体积依次执行超声波扫描,针对各个上述子体积在多个心搏的每一个中收集多个时相的量的子体积数据;

数据收集控制部,控制上述数据收集部,以针对每个上述一心搏切换作为超声波扫描对象的上述子体积,并从自上述预定时间相经过了预定时间的时刻开始上述子体积数据的收集;

合成处理部,对在相互不同的上述诊断期间中收集到的上述子体积数据进行合成处理,生成由多个子体积数据构成的合成子体积数据或上述全体积数据;

心搏变动检测部,检测上述被检体的心搏信号的周期变化和在一次上述诊断期间中收集到的上述子体积数据的数目的变化中的至少某一个;以及

合成处理控制部,控制上述合成处理部,以基于上述心搏变动检测部的检测结果对子体积数据进行合成处理。

2. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述数据收集部至少在各心搏中的上述诊断期间中反复收集上述子体积数据;

上述心搏变动检测部在各个上述诊断期间的结束时刻进行上述检测;

上述合成处理控制部控制上述合成处理部,以基于上述诊断期间中的上述子体积数据的收集顺序,抽出时相吻合的子体积数据,进行上述合成处理,并且在通过上述心搏变动检测部检测到被检体的心搏信号的周期比预定的周期长或在上述诊断期间中收集的上述子体积数据的数目比上述预定数多的心搏时,抽出以在该诊断期间中最后收集到的子体积数据为基准在时间上倒回了的预定数目的子体积,用该被抽出的子体积数据再次执行该心搏中的上述合成处理。

3. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述数据收集部至少在包含上述诊断期间的整个期间中反复收集上述子体积数据;

上述心搏变动检测部以上述预定时间相进行上述检测;

上述合成处理控制部控制上述合成处理部,以使得在通过上述心搏变动检测部检测到被检体的心搏信号的周期比预定的周期长或在一次上述诊断期间中收集的上述子体积数据的数目比上述预定数多时,抽出以在该诊断期间中最后收集到的子体积数据为基准在时间上倒回了的预定数目的子体积,在上述合成处理中使用该被抽出的子体积数据。

4. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述控制部控制数据收集部,以使得在通过上述心搏变动检测部检测到上述预定时间相的周期比预定的周期短或在一次上述诊断期间中收集的上述子体积数据的数目比预定数少时,删除在该诊断期间中收集到的子体积数据,而且再次针对该子体积执行超声波扫描。

5. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述诊断期间为从上述预定时间相倒回了上述预定时间的时刻到从上述预定时间相经过了上述预定时间的时刻的期间。

6. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于:  
上述数据收集部至少在各心搏中的上述诊断期间中反复收集上述子体积数据;  
上述心搏变动检测部在各个上述诊断期间的结束时刻进行上述检测;  
上述数据收集部至少在包含上述诊断期间的整个期间中反复收集上述子体积数据;  
上述合成处理控制部控制上述合成处理部,以抽出以在上述诊断期间中最后收集到的子体积数据为基准在时间上倒回了的预定数目的子体积,在上述合成处理中使用该被抽出的子体积数据。

7. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,还包括:  
实时地显示上述合成子体积数据或上述全体积数据的显示部。

8. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于:  
上述预定时相是 R 波、P 波、S 波中的某一个。

9. 一种医用图像诊断装置,其特征在于,包括:  
心搏信号取得部,取得被检体的心搏信号;  
诊断期间设定部,用来将一心搏中的以预定时相为基准的希望期间设定为上述被检体的各心搏中的诊断期间;

数据收集部,在包含上述诊断期间的期间中,针对上述被检体的诊断对象区域即构成全体积的多个子体积依次拍摄,针对各个上述子体积在多个心搏的每一个中收集多个时相的量的子体积数据;

数据收集控制部,控制上述数据收集部,以针对每个上述一心搏切换作为拍摄对象的上述子体积,并从自上述预定时相经过了预定时间的时刻开始上述子体积数据的收集;

合成处理部,对在相互不同的上述诊断期间中收集到的上述子体积数据进行合成处理,生成由多个子体积数据构成的合成子体积数据或上述全体积数据;

心搏变动检测部,检测上述被检体的心搏信号的周期变化和在一次上述诊断期间中收集到的上述子体积数据的数目的变化中的至少某一个;以及

合成处理控制部,控制上述合成处理部,以基于上述心搏变动检测部的检测结果对子体积数据进行合成处理。

10. 如权利要求 9 所述的医用图像诊断装置,其特征在于:  
上述数据收集部至少在各心搏中的上述诊断期间中反复收集上述子体积数据;  
上述心搏变动检测部在各个上述诊断期间的结束时刻进行上述检测;  
上述合成处理控制部控制上述合成处理部,以基于上述诊断期间中的上述子体积数据的收集顺序,抽出时相吻合的子体积数据,进行上述合成处理,并且在通过上述心搏变动检测部检测到被检体的心搏信号的周期比预定的周期长或在上述诊断期间中收集的上述子体积数据的数目比上述预定数多的心搏时,抽出以在该诊断期间中最后收集到的子体积数据为基准在时间上倒回了的预定数目的子体积,用该被抽出的子体积数据再次执行该心搏中的上述合成处理。

11. 如权利要求 9 所述的医用图像诊断装置,其特征在于:  
上述数据收集部至少在包含上述诊断期间的整个期间中反复收集上述子体积数据;  
上述心搏变动检测部以上述预定时相进行上述检测;  
上述合成处理控制部控制上述合成处理部,以使得在通过上述心搏变动检测部检测到

被检体的心搏信号的周期比预定的周期长或在一次上述诊断期间中收集的上述子体积数据的数目比上述预定数多时,抽出以在该诊断期间中最后收集到的子体积数据为基准在时间上倒回了的预定数目的子体积,在上述合成处理中使用该被抽出的子体积数据。

12. 如权利要求 9 所述的医用图像诊断装置,其特征在于:

上述控制部控制数据收集部,以使得在通过上述心搏变动检测部检测到上述预定时相的周期比预定的周期短或在一次上述诊断期间中收集的上述子体积数据的数目比预定数少时,删除在该诊断期间中收集到的子体积数据,而且再次针对该子体积执行拍摄。

13. 如权利要求 9 所述的医用图像诊断装置,其特征在于:

上述诊断期间为从上述预定时相倒回了上述预定时间的时刻到从上述预定时相经过了上述预定时间的时刻的期间。

14. 如权利要求 9 所述的医用图像诊断装置,其特征在于:

上述数据收集部至少在各心搏中的上述诊断期间中反复收集上述子体积数据;

上述心搏变动检测部在各个上述诊断期间的结束时刻进行上述检测;

上述数据收集部至少在包含上述诊断期间的整个期间中反复收集上述子体积数据;

上述合成处理控制部控制上述合成处理部,以抽出以在上述诊断期间中最后收集到的子体积数据为基准在时间上倒回了的预定数目的子体积,在上述合成处理中使用该被抽出的子体积数据。

15. 如权利要求 9 所述的医用图像诊断装置,其特征在于,还包括:

实时地显示上述合成子体积数据或上述全体积数据的显示部。

16. 如权利要求 9 所述的医用图像诊断装置,其特征在于:

上述预定时相是 R 波、P 波、S 波中的某一个。

17. 一种超声波图像处理装置,其特征在于,包括:

心搏信号存储部,存储被检体的心搏信号;

诊断期间设定部,用来将一心搏中的以预定时相为基准的希望期间设定为上述被检体的各心搏中的诊断期间;

数据存储部,将在包含上述诊断期间的期间中通过针对上述被检体的诊断对象区域即构成全体积的多个子体积依次执行超声波扫描得到的、针对各个上述子体积的多个时相的量的子体积数据与心搏的时相对应地存储;

数据收集控制部,控制上述数据收集部,以针对每个上述一心搏切换作为超声波扫描对象的上述子体积,并从自上述预定时相经过了预定时间的时刻开始上述子体积数据的收集;

合成处理部,对在相互不同的上述诊断期间中收集到的上述子体积数据进行合成处理,生成由多个子体积数据构成的合成子体积数据或上述全体积数据;

心搏变动检测部,检测上述被检体的心搏信号的周期变化和在一次上述诊断期间中收集到的上述子体积数据的数目的变化中的至少某一个;以及

合成处理控制部,控制上述合成处理部,以基于上述心搏变动检测部的检测结果对子体积数据进行合成处理。

## 超声波诊断装置、超声波图像处理装置和医用图像诊断装置

### 技术领域

[0001] 本发明涉及用来用超声波等把生物体内图像化而进行诊断的超声波诊断装置、超声波图像处理装置和医用图像诊断装置。

### 背景技术

[0002] 近年来,使用以超声波诊断装置、X射线计算机断层拍摄装置、磁共振成像装置等为代表的医用图像诊断装置的图像诊断在临床领域分担着重要的角色。例如,超声波诊断装置是把从设置在超声波探头上的振动元件产生的超声波脉冲向被检体内发射,用上述振动元件接收因被检体组织的声阻抗的差异而产生的超声波反射波,来收集生物体信息的装置。超声波诊断装置只用使超声波探头接触体表这样简单的操作就可以实时显示图像数据,所以在各种脏器的形态诊断、功能诊断中被广泛使用。

[0003] 近年来,超声波诊断装置正在急速开发可以高速收集和显示三维图像的系统,以便能够提供三维图像、三维图像的动画那样的视野与以往不同的诊断图像。

[0004] 另一方面,超声波诊断装置进行的图像诊断是利用了在生物体内传播的超声波的图像诊断,所以即使与三维图像对应,每单位时间可以收发的扫描线的数目也有限制。因此,为了以高分辨率扫描大范围的三维区域,尝试了各种各样的方法。在用超声波诊断装置把大范围区域映像化时,基本上是把扫描小区域的三维空间得到的图像数据拼接起来生成大范围的三维图像。

[0005] 但是,在收集生物体的图像时,因部位不同而有呼吸造成的移动、心脏的鼓缩造成的移动等,所以必须与这些移动同步地收集三维图像。

[0006] 于是,作为近年来采用的方法,已知与心脏的跳动同步地收集多个小区域三维动画图像,把它们组合起来制作心脏整体的三维动画图像的方法等。在那样的方法中,与心脏的跳动同步地收集多个小区域三维动画图像并合成。例如,通过利用 ECG 信号等的生物体信号,进行与心脏的跳动同步的图像收集的情况较多。

[0007] 具体地,把要用超声波诊断装置观察的心脏的三维区域整体分割成多个子体积(例如 4 个子体积),针对各子体积基于 ECG 信号依次收集一次心搏的数据。在该数据收集过程中,以例如产生 R 波的舒张末期附近为基准,收集心搏周期中的同一时相的数据。然后,通过以同一时相的数据在空间上连续的方式把取得的每个子体积的数据合成,生成与三维区域对应的数据。

[0008] 各子体积与分割三维空间得到的区域对应,但通过重建与空间上连续的三维区域对应的数据,就可以提供像一次收集并显示了正好要观察的心脏的三维区域整体的动画图像那样的三维图像(以下称为三维区域动画图像)。

[0009] 现有技术文献

[0010] 专利文献 1:日本特开 2008-104640 号公报

## 发明内容

[0011] (发明要解决的问题)

[0012] 利用上述方法时,为了把合成各子体积的数据而得到的三维区域动画图像作为单一的三维动画图像来观察,必须各子体积是空间上连续的子体积,而且收集同一时相的数据。

[0013] 但是,在例如被检体为心律不整患者时等情况下,心搏周期紊乱时心搏期间会变化,针对各子体积收集到的数据的时相会偏离,所以难以得到实用的三维区域动画图像。

[0014] 本实施方式正是鉴于上述情况而提出的,其目的在于提供即使在例如被检体为心律不整患者等情况下,心搏周期、心搏期间发生紊乱时,也可以提示针对每个子体积把同一时相的数据合成得到的三维区域动画图像的超声波诊断装置、超声波图像处理装置、和医用图像诊断装置。

[0015] (用来解决问题的方案)

[0016] 根据一实施方式的超声波诊断装置,包括:取得被检体的心搏信号的心搏信号取得部;用来将一心搏中的以预定时相为基准的希望期间设定为上述被检体的各心搏中的诊断期间的诊断期间设定部;在包含上述诊断期间的期间中,针对上述被检体的诊断对象区域即构成全体积的多个子体积依次执行超声波扫描,针对各个上述子体积在多个心搏的每一个中收集多个时相的量的子体积数据的数据收集部;控制上述数据收集部,以针对每个上述一心搏切换作为超声波扫描对象的上述子体积,并从自上述预定时相经过了预定时间的时刻开始上述子体积数据的收集的数据收集控制部;对在相互不同的上述诊断期间中收集到的上述子体积数据进行合成处理,生成由多个子体积数据构成的合成子体积数据或上述全体积数据的合成处理部;检测上述被检体的心搏信号的周期变化和在一次上述诊断期间中收集到的上述子体积数据的数目的变化中的至少某一个的心搏变动检测部;以及控制上述合成处理部,以基于上述心搏变动检测部的检测结果对子体积数据进行合成处理的合成处理控制部。

[0017] 根据一实施方式的医用图像诊断装置,包括:取得被检体的心搏信号的心搏信号取得部;用来将一心搏中的以预定时相为基准的希望期间设定为上述被检体的各心搏中的诊断期间的诊断期间设定部;在包含上述诊断期间的期间中,针对上述被检体的诊断对象区域即构成全体积的多个子体积依次拍摄,针对各个上述子体积在多个心搏的每一个中收集多个时相的量的子体积数据的数据收集部;控制上述数据收集部,以针对每个上述一心搏切换作为拍摄对象的上述子体积,并从自上述预定时相经过了预定时间的时刻开始上述子体积数据的收集的数据收集控制部;对在相互不同的上述诊断期间中收集到的上述子体积数据进行合成处理,生成由多个子体积数据构成的合成子体积数据或上述全体积数据的合成处理部;检测上述被检体的心搏信号的周期变化和在一次上述诊断期间中收集到的上述子体积数据的数目的变化中的至少某一个的心搏变动检测部;以及控制上述合成处理部,以基于上述心搏变动检测部的检测结果对子体积数据进行合成处理的合成处理控制部。

[0018] 根据一实施方式的超声波图像处理装置,包括:存储被检体的心搏信号的心搏信号存储部;用来将一心搏中的以预定时相为基准的希望期间设定为上述被检体的各心搏中的诊断期间的诊断期间设定部;把在包含上述诊断期间的期间中,通过针对上述被检体的

诊断对象区域即构成全体积的多个子体积依次执行超声波扫描得到的、针对各个上述子体积的多个时相的量的子体积数据与心搏的时相对应地存储的数据存储部；控制上述数据收集部，以针对每个上述一心搏切换作为超声波扫描对象的上述子体积，并从自上述预定时间相经过了预定时间的时刻开始上述子体积数据的收集的数据收集控制部；对在相互不同的上述诊断期间中收集到的上述子体积数据进行合成处理，生成由多个子体积数据构成的合成子体积数据或上述全体积数据的合成处理部；检测上述被检体的心搏信号的周期变化和在一次上述诊断期间中收集到的上述子体积数据的数目的变化中的至少某一个的心搏变动检测部；以及控制上述合成处理部，以基于上述心搏变动检测部的检测结果对子体积数据进行合成处理的合成处理控制部。

### 附图说明

- [0019] 图 1 是示出根据本发明的一实施方式的超声波诊断装置的构成例的框图。
- [0020] 图 2 是示出典型的 ECG 信号的波形的一例的图。
- [0021] 图 3 是示出子体积数据的一构成例的图。
- [0022] 图 4 是示出全体积数据的一构成例的图。
- [0023] 图 5 是示出子体积数据的显示方法的一例的图。
- [0024] 图 6 是示出全体积数据的一构成例的图。
- [0025] 图 7 是示出根据本一实施方式的超声波诊断装置采用的“延迟模式(Delay Mode)”进行的扫描处理和三维图像合成处理的一例的流程图。
- [0026] 图 8 是示出被检体是心律不整患者时的扫描处理和三维图像合成处理的一例的流程图。
- [0027] 图 9 是示出根据“第一修正模式”中的扫描处理的流程图的图。
- [0028] 图 10 是示出根据“第一修正模式”中的三维图像合成处理的流程图的图。
- [0029] 图 11 是示出“第一修正模式”中的扫描处理和三维图像合成处理的流程图。
- [0030] 图 12 是示出根据“第二修正模式”中的三维图像合成处理的流程图的图。
- [0031] 图 13 是示出“第二修正模式”中的扫描处理和三维图像合成处理的流程图。
- [0032] 图 14 是示出“第二修正模式”中的扫描处理和三维图像合成处理的流程图。
- [0033] 图 15 是示出根据“第三修正模式”中的三维图像合成处理的流程图的图。
- [0034] 图 16 是示出“第三修正模式”中的扫描处理和三维图像合成处理的流程图。
- [0035] (附图标记说明)
- [0036] 2:超声波探头;4:收发部;6:信号处理部;8:图像生成部;10:显示部;12:系统控制部;14:扫描控制部;16:操作部;18:存储器

### 具体实施方式

[0037] 以下，参照附图说明本发明的实施方式。本实施方式可以适用于超声波诊断装置、超声波图像处理装置和医用图像诊断装置中的任一种，但为了具体地说明，以下以关于超声波诊断装置的应用为例。

[0038] 图 1 是示出根据本发明的一实施方式的超声波诊断装置的构成例的框图。像该图所示的那样，根据本一实施方式的超声波诊断装置包括：超声波探头 2、收发部 4、信号处理

部 6、图像生成部 8、显示部 10、系统控制部 12、扫描控制部 14、操作部 16、存储器 18、和心电图 20。

[0039] 上述超声波探头 2 是对被检体发送超声波,接收基于该发送的超声波的来自被检体的反射波的器件(探头),具有在其前端排列的多个压电振子、匹配层、背衬部件等。压电振子基于来自收发部 4 的驱动信号,向扫描区域内的希望的方向发送超声波,把来自该被检体的反射波变换成电气信号。匹配层设置在该压电振子上,是用来使超声波能量高效传播的中间层。背衬部件防止超声波从该压电振子向后方传播。

[0040] 如果从上述超声波探头 2 向被检体发送超声波,则该发送超声波在体内组织的声阻抗的不连续面被一次次反射,作为回波信号被超声波探头 2 接收。该回波信号的振幅取决于存在反射的不连续面中的声阻抗的差。另外,发送的超声波脉冲被移动中的血流反射时的回波因多普勒效应而取决于移动体的超声波收发方向的速度分量地发生频率偏移。

[0041] 上述收发部 4 具有:触发产生电路、延迟电路、脉冲产生电路、放大电路、A/D 变换器和加法器。

[0042] 上述收发部 4 作为发送部具有以下那样的功能。即,触发产生电路以预定的速度频率  $f_r$  Hz (周期; $1/f_r$  秒)反复产生用来形成发送超声波的触发脉冲。上述延迟电路对各触发脉冲赋予为了对每个信道把超声波会聚成束状且确定发送指向性所需的延迟时间。上述脉冲产生电路以基于该触发脉冲的定时向超声波探头 2 施加驱动脉冲。这样,收发部 4 从超声波探头 2 发送希望的超声波。

[0043] 上述收发部 4 作为接收部具有以下那样的功能。即,通过放大电路对每个信道放大经由超声波探头 2 取入的回波信号(反射信号)。A/D 变换器把放大的模拟回波信号变换成数字回波信号。延迟电路对数字变换后的回波信号赋予为了确定接收指向性、进行接收动态聚焦所需的延迟时间,然后在加法器中进行加法运算处理。通过该加法运算,来自与回波信号的接收指向性对应的方向的反射成分被强调,利用接收指向性和发送指向性形成超声波收发的综合的波束数据。

[0044] 上述信号处理部 6 具有 B 模式处理部和多普勒处理部。B 模式处理部从收发部 4 接收回波信号,实施对数放大、包络线检波处理等,生成以辉度的明暗表现信号强度的数据。该数据被发送到图像生成部 8,作为用辉度表现反射波的强度的 B 模式图像显示在显示部 10 上。多普勒处理部从收发部 4 接收的回波信号抽出血流信号,生成血流数据。血流的抽出通常用 CFM (Color Flow Mapping,彩色血流显像)进行。此时,分析血流信号,作为血流数据针对多点求出平均速度、色散、功率等的血流信息。而且,上述信号处理部 6 用由上述的处理生成的原始数据生成针对子体积的图像数据(以下称为子体积数据)。

[0045] 上述图像生成部 8 基于从信号处理部 6 输出的各种数据,生成作为显示图像的超声波诊断图像。图像生成部 8 用从信号处理部 6 输出的子体积数据执行体绘制等的预定的图像处理。即,针对多个子体积数据,通过把“时相(细节见后述)”一致的子体积数据在空间上相互拼接起来(合成),生成与各时相对应的多个子体积数据。然后,图像生成部 8 把全体积数据与各种参数的文字信息、刻度等一起合成,作为视频信号输出到显示部 10。由此,在显示部 10 上显示与诊断对象区域(映像化对象区域)有关的三维区域动画图像。

[0046] 在此,“时相”表示以例如扫描处理开始的触发信号的生成时刻等的预定时刻为基

准时刻时的、从该基准时刻算起的延迟量。即,只要是同一时相的数据,这些数据就都在从基准时刻经过了相同的延迟量(相同的时间)的时刻被收集。

[0047] 另外,除了“时相”以外,还有称为“相位”的概念。“相位”表示实际上大致周期性地跳动的心脏的动作中的位置。通过把同一时相的子体积数据相互合成,可以得到这些子体积数据的相位也吻合的全体积数据。

[0048] 另外,向该图像生成部 8 输入的以前的数据有时称为“原始数据”。

[0049] 上述显示部 10 是由例如液晶显示器装置等构成的显示器件,显示从图像生成部 8 输出的数据、各种诊断用参数等。

[0050] 上述系统控制部 12 基于由操作部 16 设定的诊断模式、各种参数等,对该超声波诊断装置整体进行一并控制。系统控制部 12 包括保存用来实现三维无触发扫描的程序、用来执行预定的扫描序列、图像生成和显示等的控制程序的 ROM,从上述 ROM 读出这些程序并在自身具有的存储器上展开,执行与各种处理有关的运算和控制等。

[0051] 上述扫描控制部 14 通过系统控制部 12 的控制,与被指定的波束数、帧数和帧频等对应地向收发部 4 供给脉冲重复频率、收发位置信息等。扫描控制部 14 基于从心电计 20 输出的 ECG 信号生成触发信号,与该触发信号同步地确定每个子体积的波束扫描位置和与子体积内的反复扫描有关的各因素,输出到收发部 4、图像生成部 8。

[0052] 上述操作部 16 也称为人机界面(Man-Machine Interface),用来对该超声波诊断装置进行设定各种诊断模式和诊断模式附带的各种参数等的操作。

[0053] 上述存储器 18 是用来记录从信号处理部 6 输出的数据的存储器,根据图像生成部 8 的指示,向图像生成部 8 输出所记录的数据。

[0054] 上述心电计 20 是用来取得与心脏的跳动同步的心电波形的信号、即 ECG(Electro Cardio Gram,心电图)信号的计测部材,把取得的 ECG 信号输出到扫描控制部 14。在一般的触发三维诊断模式中,使用 ECG 信号中的 R 波作为触发信号,在每个心搏期间改变扫描范围(切换子体积)地收集子体积数据,把它们合成并显示。构成全体积数据的子体积数据的数目和在一个子体积中在一个心搏期间内收集的个数多数情况下根据被检体的心搏数(最早的心搏数)等设定。

[0055] 以下,参照图 2 到图 6,说明根据本一实施方式的超声波诊断装置的“触发三维诊断模式”进行的扫描处理和三维图像合成处理的一例。图 2 是示出典型的 ECG 信号的波形的一例的图。图 3 是示出子体积数据的一构成例的图。图 4 是示出全体积数据的一构成例的图。图 5 是示出子体积数据的显示方法的一例的图。图 6 是示出全体积数据的一构成例的图。

[0056] 像图 2 所示的那样,在从心电计 20 输出的 ECG 信号的波形中以一定的周期出现 R 波。在一般的触发三维诊断模式中,使用该 R 波作为触发信号。即,在一般的触发三维诊断模式中,像图 3 所示的那样,在构成作为观测对象的心脏的三维区域整体(全体积)的  $n$  个(在本例中, $n=4$ )子体积的每一个中,以与作为触发信号的 R 波(或以 R 波为基准的预定时刻)同步的定时,收集一次心搏的量的图像数据(子体积数据)。

[0057] 然后,把各子体积数据拼接起来(合成)而生成全体积数据。进行该合成时,像图 4 所示的那样从多个帧中的各子体积数据中抽出“时相”相同的子体积数据并拼接起来(合成)而生成全体积数据。

[0058] 另外,作为子体积数据和由它们构成的全体积数据的显示方法,可以举出例如像图 5 所示的那样,从生成的子体积数据依次显示的方法。根据该显示方法,在时刻  $R_1$  (把检测到第  $n$  个 R 波  $R_n$  的时刻称为时刻  $R_n$ ) 以后,针对子体积 A 收集并依次显示  $m$  个时相(在本例中,  $m=4$ ) 的量的子体积数据。而且,在以后的心搏期间(时刻  $R_2$ 、 $R_3$ 、 $R_4$ ,  $\dots$   $R_n$  对应的心搏期间)中,对针对收集已经结束的子体积的  $m$  个时相的子体积数据按时相合成并显示。

[0059] 通过上述的处理,像图 6 所示的那样把以高的帧频扫描各子体积 SA、SB、SC、SD 得到的子体积数据合成,作为结果可以得到与作为诊断对象的整个范围有关的全体积数据。

[0060] 以下,说明根据本一实施方式的超声波诊断装置采用的“延迟模式(Delay Mode)”进行的扫描处理和三维图像合成处理的一例。图 7 是示出根据本一实施方式的超声波诊断装置采用的“延迟模式(Delay Mode)”进行的扫描处理和三维图像合成处理的一例的流程图。

[0061] “延迟模式”指可以收集、显示夹着 R 波的检测时刻的希望的时间带中的全体积数据的模式。在该“延迟模式”中,像图 7 所示的那样,不将检测到 R 波的时刻作为扫描处理的开始时刻,而将从检测到 R 波的时刻经过(延迟)了延迟时间  $d$  的时刻作为扫描处理的开始时刻。

[0062] 在图 7 所示的例子中,针对各子体积收集“4 个时相( $m=4$ )”的子体积数据。即,在图 7 所示的例子中,从自 R 波的检测时刻(发生时刻)经过了时间  $d$  的时刻开始,收集 4 个时相(作为结果,R 波的检测时刻之前 2 个时相、和 R 波的检测时刻之后 2 个时相)的子体积数据。然后,从自时刻  $R_n$  经过了延迟时间  $d$  的时刻即时刻  $R_n+d$  开始,依次实时地显示在与第  $(n+1)$  个 R 波即  $R_{(n+1)}$  对应的诊断希望时间  $T$  中收集到的子体积数据。在此,如果存在在与第  $(n+1)$  个 R 波即  $R_{(n+1)}$  之前检测到的 R 波对应的诊断希望时间  $T$  中收集到的子体积数据,则与同一时相的子体积数据合成地显示。

[0063] 即,像图 7 所示的那样,在本例中,将从检测到 R 波的时刻经过了  $d$  的时刻作为扫描处理的开始时刻。然后,从该开始时刻开始进行取得希望的个数(希望的时相个数)的子体积数据的扫描处理。换言之,从上述开始时刻开始,以预定的诊断希望时间  $T$  进行扫描处理。

[0064] 通过采用上述的“延迟模式”,夹着 R 波的检测时刻的希望的时间带(诊断希望时间  $T$ )中的全体积数据的收集和三维图像合成处理成为可能。但是,在例如被检体为心律不整患者等情况下,在心搏周期、心搏期间发生紊乱时可能会出现下述那样的问题。

[0065] 图 8 是示出被检体是心律不整患者时的扫描处理和三维图像合成处理的一例的流程图。在该图所示的例子中, $R_2$  与  $R_3$  的间隔是比通常时的间隔长的时间。在这样的情况下,会在该图所示的心搏紊乱时间  $r1$ 、 $r2$  中进行扫描处理,会收集该心搏紊乱期间  $r1$ 、 $r2$  中的子体积数据(子体积数据  $B0$ 、 $B1$ 、 $B2$ 、 $D0$ )。

[0066] 因此,本来以 R 波的检测时刻(发生时刻;以下同样)为界在其前后收集相同数目的子体积数据,但由于心搏周期的紊乱,会收集与在其它诊断希望时间  $T$  收集的子体积数据完全不同的相位的子体积数据。然后会把它们提供给三维图像合成处理。即,在合成子体积数据而生成全体积数据时,会把时相/相位相互不同的子体积数据相互合成。

[0067] 即,在心搏周期、心搏期间发生了紊乱时,不实施任何修正地通过合成处理生成的全体积数据因子体积数据相互相位偏离而成为不适合作为图像诊断所使用的数据的数据。

[0068] 以下,说明即使心搏周期、心搏期间发生了紊乱时,也可以得到适合于图像诊断的全体积数据的(称为“修正模式”的)扫描处理和三维图像合成处理。

[0069] < 第一修正模式 >

[0070] 图 9 是示出根据“第一修正模式”中的扫描处理的流程图的图。图 10 是示出根据“第一修正模式”中的三维图像合成处理的流程图的图。图 11 是示出“第一修正模式”中的扫描处理和三维图像合成处理的流程图。

[0071] 另外,在本例进行的扫描处理中,针对构成全体积的 4 个子体积(子体积 A、子体积 B、子体积 C 和子体积 D)的每一个,在整个诊断希望时间 T 中执行扫描处理。另外,针对一个子体积执行扫描处理的诊断希望时间 T 设为至少与诊断部位的运动周期(本例的情况下,心搏的周期)大致相同的时间或比此更长的时间。

[0072] 因此,在诊断希望时间 T 中,关于诊断部位的运动周期设定 m 个时相时,通过该诊断希望时间 T 中的扫描处理,针对各子体积数据(子体积数据 A、B、C、D)分别收集至少 m 个时相(m 个)的子体积数据。

[0073] 从心电计 20 输出 ECG 信号,并向扫描控制部 14 输入(步骤 S1)。接着,扫描控制部 14 从该 ECG 信号检测 R 波(步骤 S2)。在此,扫描控制部 14 像图 11 所示的那样等待延迟时间 d 的经过(步骤 S3)。该延迟时间 d 的值取决于诊断希望时间 T 的值(换言之,子体积数据的取得个数)。

[0074] 在本“第一修正模式”中,在全体积数据的生成中使用以 R 波的检测时刻为边界在该检测时刻的前后执行同时间的扫描处理收集到的子体积数据。

[0075] 像图 11 所示的那样,把 R 波的检测时刻前的扫描时间称为第一扫描时间 t0,把 R 波的检测时刻后的扫描时间称为第二扫描时间 t1。这些时间 t0 和时间 t1 的值,也与延迟时间 d 的值同样地,取决于诊断希望时间 T 中求出的子体积数据的取得个数(换言之,诊断希望时间 T 的长度)。

[0076] 即,根据诊断希望时间 T 或子体积数据的取得希望个数确定延迟时间 d、第一扫描时间 t0 和第二扫描时间 t1 的值。实际上延迟时间 d 的值和第二扫描时间 t1 的值是相同的值。而且,当然也可以将第一扫描时间 t0 的值设为与延迟时间 d 的值和第二扫描时间 t1 的值相同的值。

[0077] 用户用操作部 16 设定这些诊断希望时间 T、第一扫描时间 t0、第二扫描时间 t1、延迟时间 d 的值。另外,也可以另行设置用来使它们的设定更容易的 GUI。它们的值可以设定成任意的值,所以用户可以指定 ECG 信号中的希望的时间带(希望的区间),在显示部 10 上显示与该指定有关的时间带(区间)的图像。

[0078] 在图 11 所示的例子中,作为诊断希望时间 T,在显示对象的时间带(区间)中设定从以 R 波的检测时刻为基准向前推第一扫描时间 t0 的时刻到以该检测时刻为基准向后推第二扫描时间 t1 的时刻。在图 11 所示的例子中,第一扫描时间 t0 和第二扫描时间 t1 设定为同一时间,但该第一扫描时间 t0 和第二扫描时间 t1 也可以设定成不同的值。

[0079] 结束上述的步骤 S1 和步骤 S2 的处理,在从检测 R 波经过了时间 d 的时刻,扫描控制部 14 生成用来执行扫描处理的触发信号(步骤 S4)。然后,扫描控制部 14 与触发信号同步地确定每个子体积的波束扫描位置和与子体积内的反复扫描有关的条件,基于它们控制收发部 4 并开始扫描处理(步骤 S5)。

[0080] 这样,在本“第一修正模式”中,像图 11 所示的那样,在从检测到 R 波的时刻经过(延迟)了延迟时间  $d$  的时刻作为扫描处理的开始时刻这一点上,与“延迟模式”相同。但是,扫描处理的结束时刻与“延迟模式”中的结束时刻不同。

[0081] 即,在“延迟模式”中,从扫描处理的开始时刻算起预先设定的希望的个数的子体积数据的收集结束了的时刻(换言之,从扫描处理的开始时刻算起执行了时间为诊断希望时间  $T$  的扫描处理的时刻)是该扫描处理的结束时刻。

[0082] 而在本“第一修正模式”中,以从检测到 R 波的时刻经过了  $d$  的时刻作为扫描处理的开始时刻,持续执行扫描处理,直到下一个扫描处理的开始时刻为止。

[0083] 即,在本“第一修正模式”中,不管收集从上述开始时刻算起希望的个数的子体积数据的扫描处理是否结束(换言之,是否执行了从上述开始时刻算起预定的诊断希望时间  $T$  的扫描处理),持续执行扫描处理,直到下一个扫描处理的开始时刻为止,把通过该扫描处理收集到的子体积数据存储到存储器 18 中。

[0084] 这样,通过收集子体积数据,即使在心搏期间发生了紊乱时,也可以检测到 R 波的时刻为边界在其前后分别确保有希望个数(在本例中,2 个)的子体积数据。换言之,可以检测到 R 波的时刻为边界确保相同的扫描处理的时间。

[0085] 以下,参照图 10 和图 11 说明“第一修正模式”中的三维图像合成处理。

[0086] 首先,系统控制部 12 控制各部,以使得每当通过与第  $n$  个触发信号  $I_n$  对应的诊断希望时间  $T$  中的扫描收集子体积数据时,把这些子体积数据与通过与第  $(n-1)$  个触发信号  $I(n-1)$  对应的诊断希望时间  $T$  中的扫描收集到的子体积数据,按时相依次合成处理并实时显示(步骤 S11)。

[0087] 该步骤 S11 进行的显示,在图 11 所示的例子——对应于时刻  $(R_2+d) \sim$  时刻  $(R_3+d)$  的显示(子体积数据  $A_0 \sim A_3$  与子体积数据  $B_0 \sim B_3$  的合成显示)和时刻  $(R_4+d) \sim$  时刻  $(R_5+d)$  的显示(子体积数据  $A_0 \sim A_3$ 、子体积数据  $B_0 \sim B_3$ 、子体积数据  $C_0 \sim C_3$  与子体积数据  $D_0 \sim D_3$  的合成显示)。

[0088] 在此,子体积数据  $B_0 \sim B_2$  是在心搏紊乱时间  $r_1$  中收集到的数据,子体积数据  $D_0$  是在心搏紊乱时间  $r_2$  中收集到的数据。这样,针对在心搏紊乱时间  $r_1$ 、 $r_2$  中收集到的子体积数据(在图 11 所示的例子中,子体积数据  $B_0$ 、 $B_1$ 、 $B_2$ 、 $D_0$ ),也暂时与在它以前的诊断希望时间  $T$  中收集到的子体积数据按时相合成并实时显示。

[0089] 这样生成并实时显示的图像是基于由心时相没有严格对应的子体积数据的组合构成的合成子体积数据的图像。因此,实际上显示的图像对于观察者来说是相当不自然的图像。因此,观察者通过观察基于该心搏紊乱时间  $r_1$ 、 $r_2$  中收集到的子体积数据的图像,可以实时地从视觉上认识到被检体的心搏周期、心搏期间中发生了紊乱。

[0090] 接着,系统控制部 12 判断与第  $n$  个 ECG 触发信号  $I_n$  对应的诊断希望时间  $T$  中的“总扫描次数(针对 1 个子体积的扫描次数)”是否已是诊断希望时间  $T$  中的预定的扫描次数  $N$ (预定的时相个数,在本例中, $N=4$  次)以上的次数(步骤 S12)。

[0091] 该步骤 S12 的结果为“是”时,系统控制部 12 控制各部,以使得把通过与第  $n$  个触发信号  $I_n$  对应的诊断希望时间  $T$  中的扫描中的、从最后数  $N$  次以内的扫描收集到的  $N$  个子体积数据、与通过与第  $n-1$  个触发信号  $I(n-1)$  对应的诊断希望时间  $T$  中的  $N$  次的扫描取得的子体积数据,按时相合成并显示(步骤 S13)。

[0092] 该步骤 S13 进行的显示在图 11 所示的例子中对应于时刻  $(R_3+d) \sim$  时刻  $(R_4+d)$  的显示(子体积数据 A0 ~ A3、子体积数据 B3 ~ B6 与子体积数据 C0 ~ C3 的合成显示)和时刻  $(R_5+d) \sim$  时刻  $(R_6+d)$  的显示(子体积数据 A0 ~ A3、子体积数据 B3 ~ B6、子体积数据 C0 ~ C3 与子体积数据 D1 ~ D4 的合成显示)。

[0093] 这样,在合成处理和显示中不使用在心搏紊乱时间  $r1$ 、 $r2$  中收集到的子体积数据(在图 11 所示的例子中,子体积数据 B0、B1、B2、D0),合成中只使用在各诊断希望时间 T 中正常地收集到的子体积数据(针对各 R 波在第一扫描时间  $t0$  和第二扫描时间  $t1$  中收集到的子体积数据)。

[0094] 在上述步骤 S13 的处理结束后和上述的步骤 S12 的结果为“否”时,针对下一个触发信号开始同样的处理。

[0095] 这样,即使在心搏周期 / 心搏期间发生了紊乱时,通过上述的步骤 S11 到步骤 S13 中的处理,也使用心搏紊乱时间收集到的子体积数据依次合成处理并进行实时显示,同时用在该心搏紊乱时间刚刚结束后的第一扫描时间  $t0$  和第二扫描时间  $t1$  中收集到的子体积数据针对相同的子体积进行再次的合成处理和显示(称为“修正显示”)。

[0096] 在图 11 所示的例子中,针对子体积 B,虽然是在时刻  $(R_2+d)$  的时刻与相邻的子体积运动偏离了的数据,但在时刻  $(R_3+d)$  的时刻成为消除了“偏离”的显示。同样地,在图 11 所示的例子中,针对子体积 D,虽然是在时刻  $(R_4+d)$  的时刻与相邻的子体积运动偏离了的数据,但在时刻  $(R_5+d)$  的时刻成为消除了“偏离”的显示。

[0097] 这样,在本第一修正模式中,以从 R 波的检测时刻经过了时间  $d$  的时刻作为“扫描处理的开始时刻”,从该“扫描处理的开始时刻”直到下一个“扫描处理的开始时刻”之间,持续执行扫描处理。

[0098] 即,不规定(限制)在上述诊断希望时间 T 中收集的子体积的个数,在上述的期间中持续执行收集,关于“实时显示”依次使用从收集开始时刻开始的子体积数据,关于“修正显示”使用从收集结束时刻倒回时相对应的子体积数据。

[0099] 像以上说明的那样,根据第一修正模式,在例如被检体为心律不整患者等情况下,即使心搏周期、心搏期间发生了紊乱时,也可以实时地提示针对每个子体积把同一时相的数据合成得到的三维区域动画图像。

[0100] 具体地,根据第一修正模式,可以得到即使被检体的心搏周期、心搏期间发生了紊乱时,用户也可以实时地认识到被检体的心搏周期、心搏期间发生了紊乱,并且可以随后马上辨认适合诊断的全体积图像的优异效果。

[0101] < 第二修正模式 >

[0102] 以下,说明“第二修正模式”中的扫描处理和三维图像合成处理。为了避免说明的重复,只说明与“第一修正模式”的不同点。

[0103] 图 12 是示出根据“第二修正模式”中的三维图像合成处理的流程图的图。图 13 和图 14 是示出“第二修正模式”中的扫描处理和三维图像合成处理的流程图。另外,本“第二修正模式”中的扫描处理与参照图 9 说明过的“第一修正模式”中的扫描处理相同。

[0104] 另外,在“第一修正模式”中,与第  $n$  个 R 波对应的诊断希望时间 T 中的显示(即,在与第  $(n-1)$  个触发信号 I  $(n-1)$  对应的诊断希望时间 T 中收集到的数据的显示)从时刻  $R_n-t0$  的时刻(从数据收集的时刻)开始进行实时显示,并且在时刻  $R_n+d$  的时刻重新进行修

正显示;但在本“第二修正模式”中,与第  $n$  个 R 波对应的数据的显示从时刻  $R_n$  (R 波的检测时刻) 开始。因此,在本“第二修正模式”中,关于在第一扫描时间  $t_0$  中收集到的子体积数据,严格地说比实时显示稍稍延迟一些显示。

[0105] 首先,系统控制部 12 在将一次的诊断希望时间  $T$  中的扫描次数设为  $N$  次(在本例中,  $N=4$ ) 时,在第  $n$  个 R 波即  $R_n$  的检测时刻,判断从该检测时刻到倒回时间  $t_0$  的时刻之间的扫描次数(换言之,  $(R_n-t_0)$  的期间的扫描次数)是否为  $N \times t_0 / (t_0+t_1)$  次(在本例中,  $4 \times 1/2=2$  次)以上(步骤 S21)。另外,在本例中,设定  $t_0=t_1$ ,设定  $N=4$ 。

[0106] 另外,在该步骤 S21 的判断中,也可以取代对扫描次数进行判断,而对与作为基准的扫描次数对应的扫描时间的经过进行判断。此时,在步骤 S21 中,判断 R 波与 R 波的间隔(R-R 间隔)是否为时间  $t_0+$  时间  $t_1$  以上(是否为称为早触发(Early Trigger)的状态)即可。此时,如果 R-R 间隔为时间  $t_0+t_1$  以上则该步骤 S21 的结果为“是”,如果不到  $t_0+t_1$  则该步骤 S21 的结果为“否”即可。

[0107] 上述步骤 S21 的结果为“是”时,系统控制部 12 把通过与第  $n$  个触发信号  $I_n$  对应的诊断希望时间  $T$  中的扫描收集到的子体积数据中的、除从最后的扫描算起  $N \times t_0 / (t_0+t_1)$  次(在本例中,  $4 \times 1/2=2$  次)以内的扫描得到的数据以外的数据,从存储器 18 删除(步骤 S22)。

[0108] 而且,系统控制部 12 控制成,只把通过与第  $n$  个触发信号  $I_n$  对应的诊断希望时间  $T$  中的扫描收集到的子体积数据中的、从最后的扫描算起  $N \times t_0 / (t_0+t_1)$  次(在本例中,  $4 \times 1/2=2$  次)以内的扫描得到的数据,与通过在与第  $(n-1)$  个触发信号  $I_{(n-1)}$  对应的诊断希望时间  $T$  中的  $N$  次的扫描收集到的子体积数据按时相合成处理并实时显示(步骤 S23)。

[0109] 这样,步骤 S21 的结果为“是”的状况,在图 13 所示的例子中,对应于时刻  $R_3$ 、 $R_5$  的情况。即,由于时刻  $R_3$  的该诊断希望时间  $T$  中的扫描次数为 5 次( $>N \times t_0 / (t_0+t_1)$  次(在本例中,  $4 \times 1/2=2$  次)),所以从步骤 S21 转到步骤 S22,从存储器 18 删除子体积数据  $B_0$ 、 $B_1$ 、 $B_2$ ,把子体积数据  $A_0 \sim A_3$  与子体积数据  $B_3 \sim B_6$  合成处理并显示。

[0110] 同样地,由于时刻  $R_5$  的该诊断希望时间  $T$  中的扫描次数为 3 次( $>N \times t_0 / (t_0+t_1)$  次(在本例中,  $4 \times 1/2=2$  次)),所以从步骤 S21 转到步骤 S22,从存储器 18 删除子体积数据  $D_0$ ,把子体积数据  $A_0 \sim A_3$ 、子体积数据  $B_3 \sim B_6$ 、子体积数据  $C_0 \sim C_3$  和子体积数据  $D_1 \sim D_4$  合成处理并显示。

[0111] 另外,在一次的诊断希望时间  $T$  中不能进行  $N$  次的扫描时,上述步骤 S21 的结果为“否”,系统控制部 12 删除在该诊断希望时间  $T$  中收集并存储在存储器 18 中的子体积数据(步骤 S24)。这样,上述步骤 S21 的结果为“否”的状况在例如图 14 所示的例子中对应于与时刻  $R_3$  对应的诊断希望时间  $T$  中的情况。另外,也可以设定为在步骤 S24 中不删除存储器 18 中存储的子体积数据,在随后的处理中不利用该子体积数据。

[0112] 如果结束上述步骤 S24 中的处理,则系统控制部 12 只显示通过与第  $(n-1)$  个触发信号  $I_{(n-1)}$  对应的诊断希望时间  $T$  中的  $N$  次的扫描收集到的子体积数据(步骤 S25)。

[0113] 步骤 S21 的结果为“否”的状况在图 14 所示的例子中对应于时刻  $R_3$  的情况。此时,由于时刻  $R_3$  的该诊断希望时间  $T$  中的扫描次数为 1 次( $<N \times t_0 / (t_0+t_1)$  次(在本例中,  $4 \times 1/2=2$  次)),所以系统控制部 12 控制成,从步骤 S21 转到步骤 S24,从存储器 18 删除子体积数据  $B_0$ ,只显示子体积数据  $A_0 \sim A_3$ 。

[0114] 在结束上述步骤 S23 的处理后和结束上述步骤 S25 的处理后,针对下一个触发信号开始同样的处理。另外,进行步骤 S25 中的处理(从存储器 18 删除通过与第  $n$  个触发信号  $I_n$  对应的诊断希望时间  $T$  中的扫描收集到的子体积数据)时,在与其紧后的触发信号对应的诊断希望时间  $T$  中,再次对同一子体积(在图 14 所示的例子中,子体积 B)进行扫描。

[0115] 通过上述的步骤 S21 到步骤 S25 中的处理,即使在心搏周期、心搏期间发生了紊乱时,也从存储器 18 删除该心搏紊乱时间中收集到的子体积数据,根据在该心搏紊乱时间刚刚结束后收集到的子体积数据执行合成处理和显示。

[0116] 另外,像图 14 所示的子体积 B 的例子那样,在诊断希望时间  $T$  为比时间  $t_0+t_1$  短的时间时,可以适用上述的“第一修正模式”。适用“第一修正模式”时,在时刻  $R_n+d$  的时刻对与该  $R_n$  对应的诊断希望时间  $T$  的扫描次数进行判断,在不到预定的扫描次数时把在该诊断希望时间  $T$  收集到的子体积数据从存储器 18 删除,针对同一子体积再次执行扫描处理。由此,与图 11 所示的例子同样地,可以得到用户可以实时地认识到在被检体中心搏周期、心搏期间发生了紊乱,并且可以随后马上辨认适合诊断的全体积图像的优异效果。

[0117] 进而,在这样的情况下也是,也可以取代对扫描次数进行判断,而对与作为基准的扫描次数对应的扫描时间的经过进行判断。此时,判断 R 波与 R 波的间隔(R-R 间隔)是否为时间  $t_0+$  时间  $t_1$  以上(是否为称为早触发(Early Trigger)的状态)即可。

[0118] < 第三修正模式 >

[0119] 图 15 是示出根据“第三修正模式”中的三维图像合成处理的流程图的图。图 16 是示出“第三修正模式”中的扫描处理和三维图像合成处理的流程图。另外,本第三修正模式中的扫描处理与图 9 所示的第一修正模式实质上相同。另外,关于构成全体积的子体积的数目、执行扫描处理的诊断希望时间  $T$ ,也与第一修正模式基本上相同。

[0120] 像图 15 所示的那样,如果使用第三修正模式的合成显示处理开始,则首先,系统控制部 12 判断在该心搏的诊断希望时间中取得的体积数是否为预定的数目以下(即,是否是不到构成全体积的子体积数  $N$ (在本例中, $N=4$ )的数目)(步骤 S31)。其结果,在判断为体积数为  $N-1$  以下时,不执行使用在该心搏中取得的子体积的合成处理,转移到下一个心搏中的合成处理。另一方面,在判断为体积数为  $N$  以上时,执行使用在该心搏中取得的子体积的合成处理,所以转移到步骤 S32。

[0121] 系统控制部 12 判断在该心搏的诊断希望时间中最后取得的子体积数据(步骤 S32),以最后取得的子体积数据为基准,抽出合成处理中使用的子体积数据(步骤 S33)。例如,在图 16 的第二心搏中,如果诊断希望时间中的子体积数据的取得结束,则系统控制部 12 判断在该第二心搏的诊断希望时间中最后取得的子体积数据 B6。然后,从该子体积数据 B6 倒回,抽出与诊断希望时间内的各时相对应的多个子体积 B3、B4、B5、B6。

[0122] 然后,系统控制部 12 用被抽出的子体积生成由子体积  $A_0 \sim A_3$ 、 $B_3 \sim B_6$  构成的合成子体积数据,生成并显示基于该合成子体积数据的超声波图像(步骤 34)。

[0123] 以下,在后续的各心搏中反复执行步骤 S31 ~ S34 的处理。其结果,在图 16 的例子中,在第一~第三心搏中实时显示由同一时相的合成子体积数据形成的图像,并且在第 4 心搏中初次生成与同一时相有关的全体积数据,生成并显示基于该全体积数据的超声波图像。

[0124] 另外,也可以通过把根据上述的本一实施方式的超声波诊断装置进行的一连串处

理程序化,或通过在程序化之后把该程序读入存储媒体,容易地销售、分发与该超声波诊断装置独立的单独软件产品,且在其它硬件(例如,超声波图像处理装置等)上利用根据本一实施方式的技术。

[0125] 另外,上述实施方式不局限于适用到超声波诊断装置中。即,也可以适用于对像心脏那样周期性运动的脏器取得、生成随时间经过的体积数据的医用图像诊断装置(例如,X射线计算机断层拍摄装置、磁共振成像装置、X射线诊断装置、核医学诊断装置等)。另外,不局限于体积数据,也可以适用于使二维数据、多普勒数据等与心电同步而后再重排数据的一般的图像诊断。

[0126] 像以上说明的那样,根据本一实施方式,可以提供即使在例如被检体为心律不整患者等情况下,在心搏周期、心搏期间发生了紊乱时,也可以实时地提示针对每个子体积把同一时相的数据合成得到的三维区域动画图像的超声波诊断装置、超声波图像处理装置和超声波图像取得程序、医用图像诊断装置。

[0127] 具体地,根据第一修正模式,可以得到即使在被检体的心搏周期、心搏期间发生了紊乱时,用户也可以实时地认识到被检体中心搏周期、心搏期间发生了紊乱(被检体的心脏发生了异常),并且可以随后马上辨认适合于诊断的(相邻的子体积数据的相位吻合的)全体积图像的优异效果。

[0128] 另外,根据第二修正模式,即使在心搏周期、心搏期间发生了紊乱时,也自动地从存储器 18 删除该心搏紊乱时间中收集的子体积数据,根据该心搏紊乱时间刚刚结束后收集到的子体积数据执行合成处理和显示,所以用户可以只辨认像没有心搏周期、心搏期间的紊乱那样的无不适感的(适合诊断的)全体积图像。

[0129] 另外,根据第三修正模式,即使在被检体的心搏周期、心搏期间发生了紊乱时,只要可以在诊断希望时间中取得一定数目以上的子体积数据,也可以以该诊断希望时间中最后取得的子体积数据为基准,抽出与希望的各心时相对应的子体积数据。因此,可以高稳定性地实时地提供精度高的三维图像。

[0130] 即,根据本一实施方式,即使在成为不稳定的心搏周期时,在用户想要时也进行“把不稳定的心搏原样反映的实时显示”,并且进行“比实时显示稍稍延迟的适合诊断的全体积图像(由相位吻合的子体积图像构成的全体积图像)的显示(修正显示)”。

[0131] 另外,用户可以自由地选择要诊断的时间带,而且,以各子体积间没有相位的偏离的方式显示,还可以不降低帧频。这样,可以适当地显示用户要诊断的时间带的全体积数据,所以可以在心律不整患者那样的心搏不稳定的患者的诊断中活用,有望提高诊断能力。

[0132] 另外,也可以取代像上述的一实施方式那样使用以 R 波为基准的触发信号,而使用以 P 波或 T 波为基准的触发信号。使用以 P 波为基准的触发信号时,在例如从 P 波的检测时刻经过了预定时间的时刻生成触发信号即可。使用以 T 波为基准的触发信号时,在例如该 T 波的检测时刻生成触发信号即可。

[0133] 虽然说明了本发明的几个实施方式,但这些实施方式都是作为例子提出的,并非用来限定本发明的范围。这些新的实施方式可以以其它的各种方式实施,在不脱离发明的主要构思的范围内,可以进行各种省略、置换、变更。这些实施方式及其变形都包含在发明的范围和主要构思内,且包含在权利要求书记载的发明及其等价的范围内。

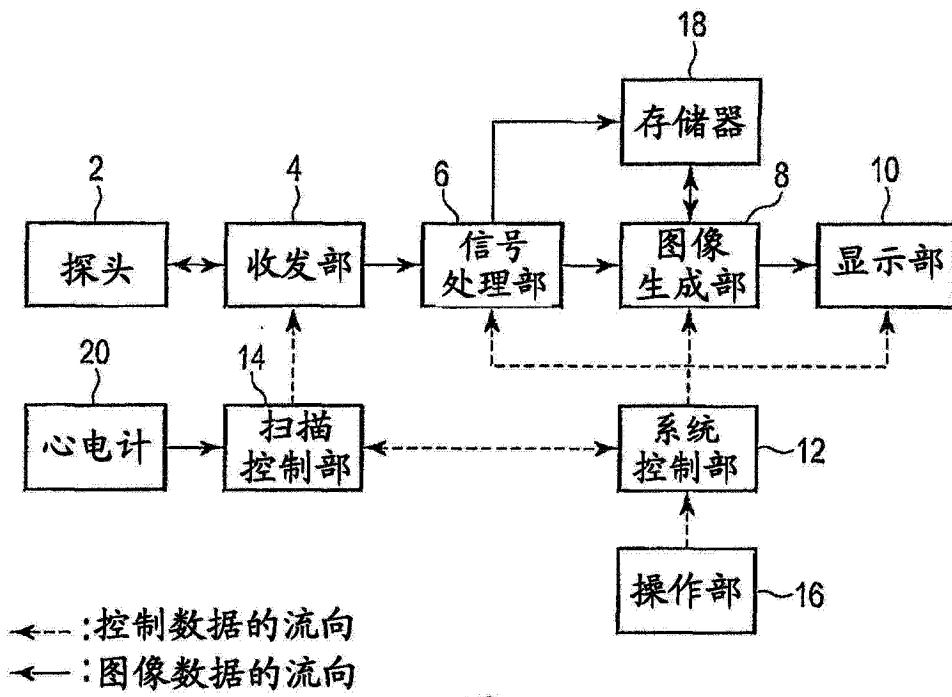


图 1

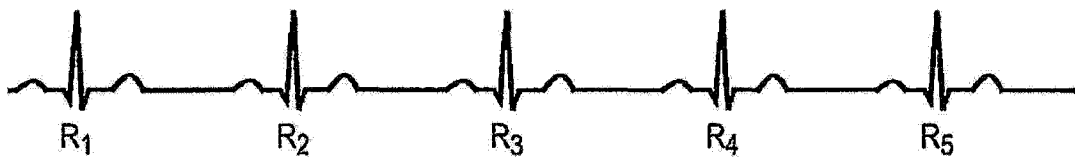


图 2

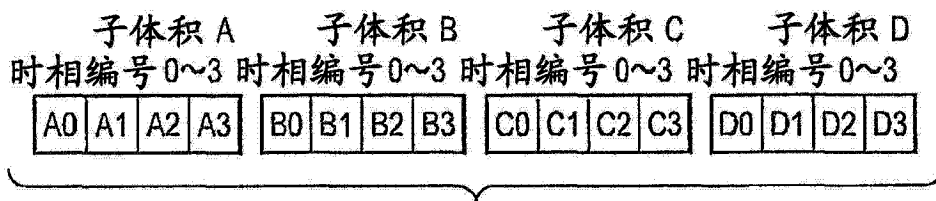


图 3

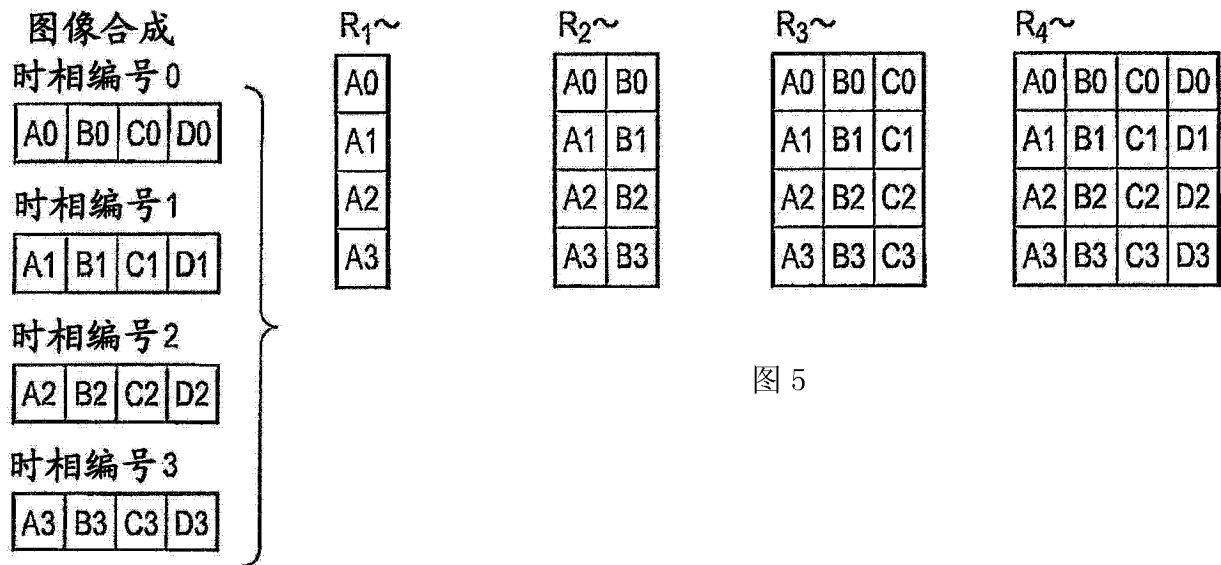


图 5

图 4

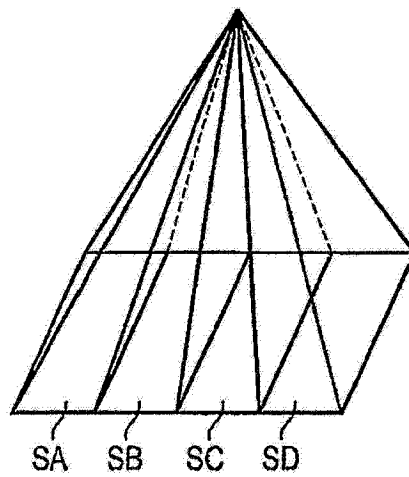


图 6

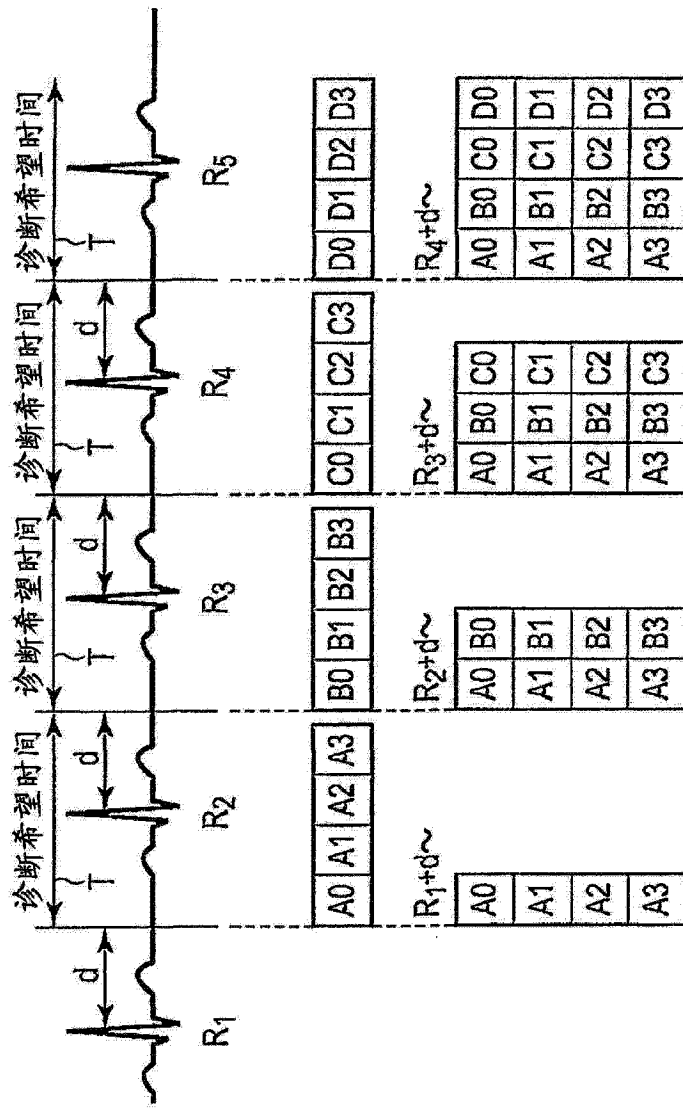


图 7

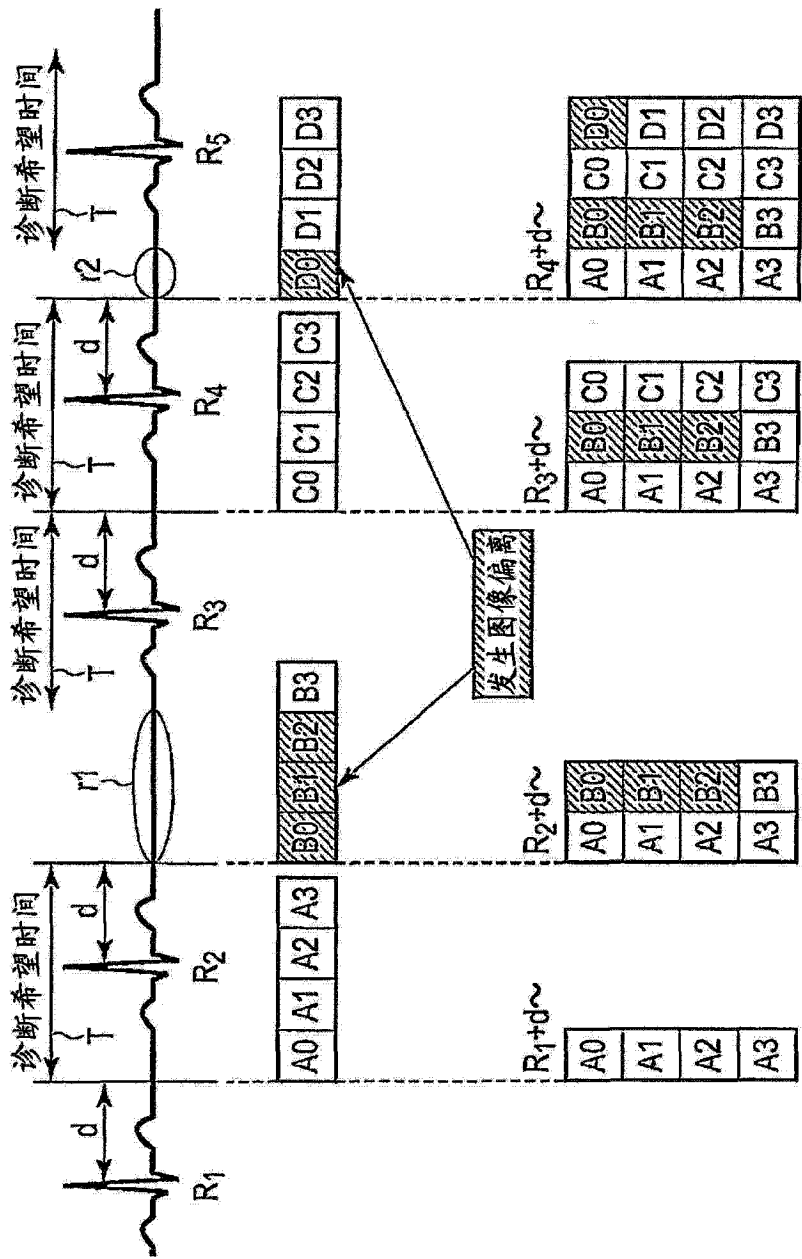


图 8

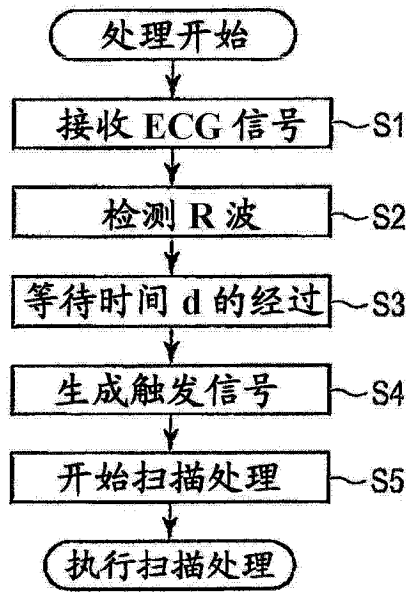


图 9

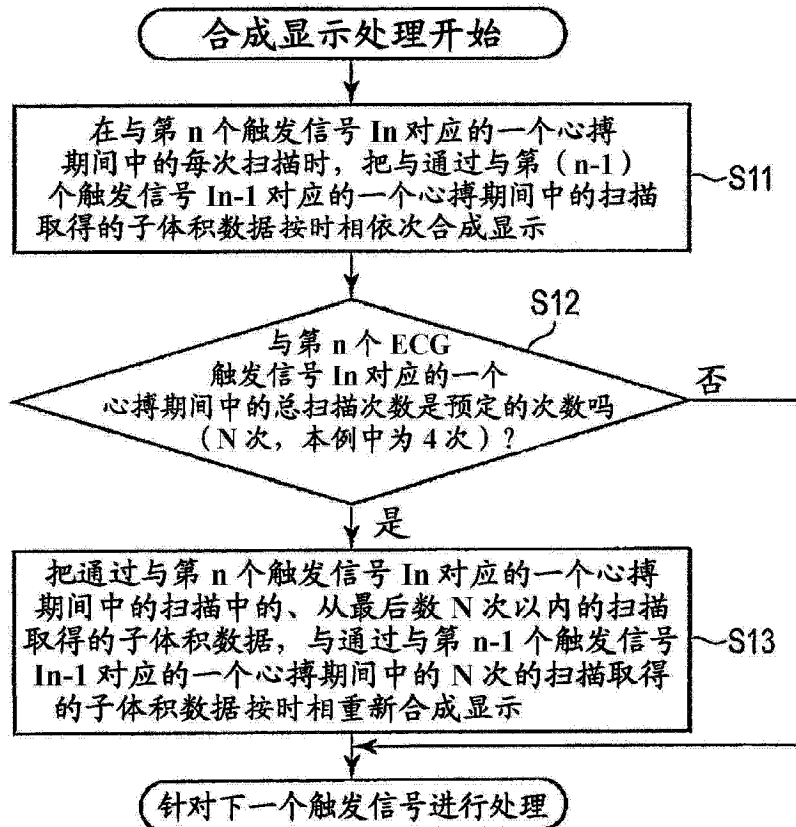


图 10

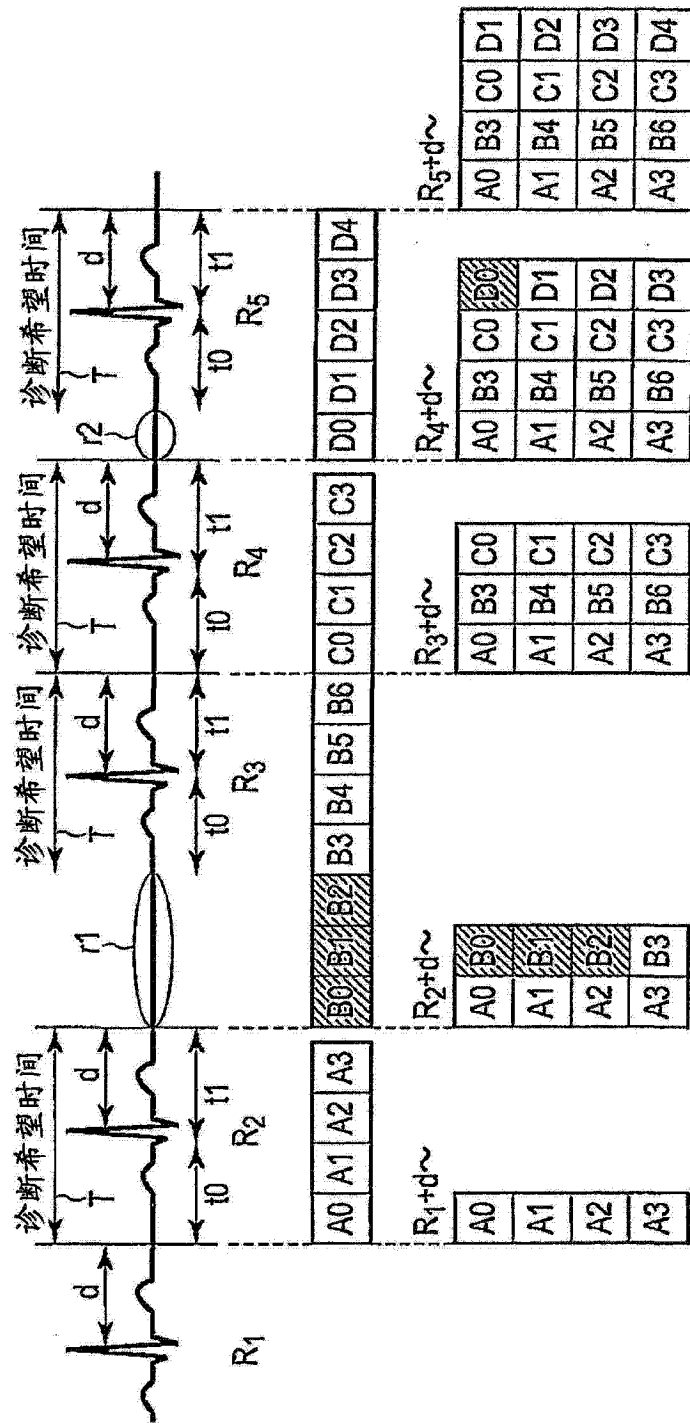


图 11

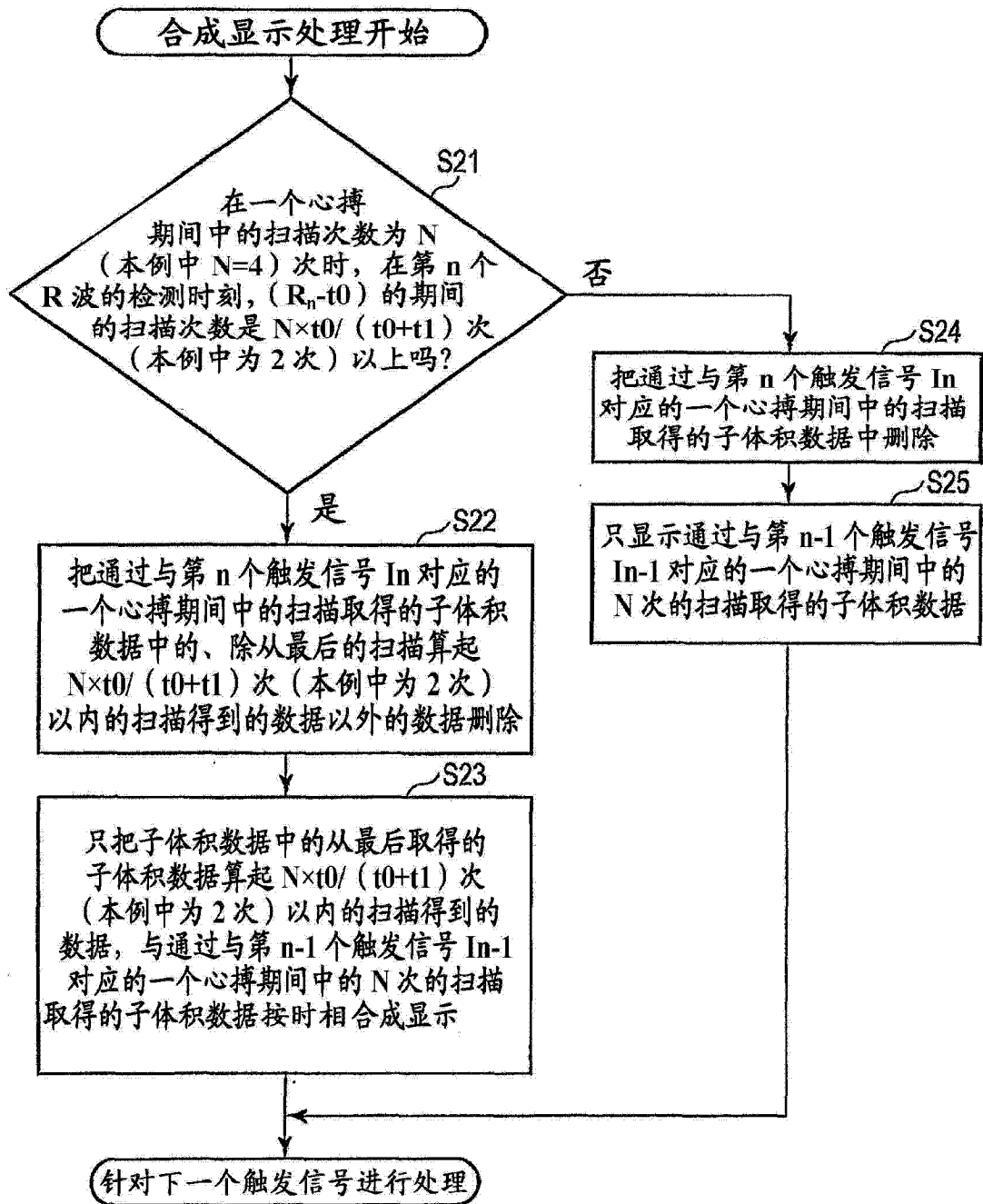


图 12

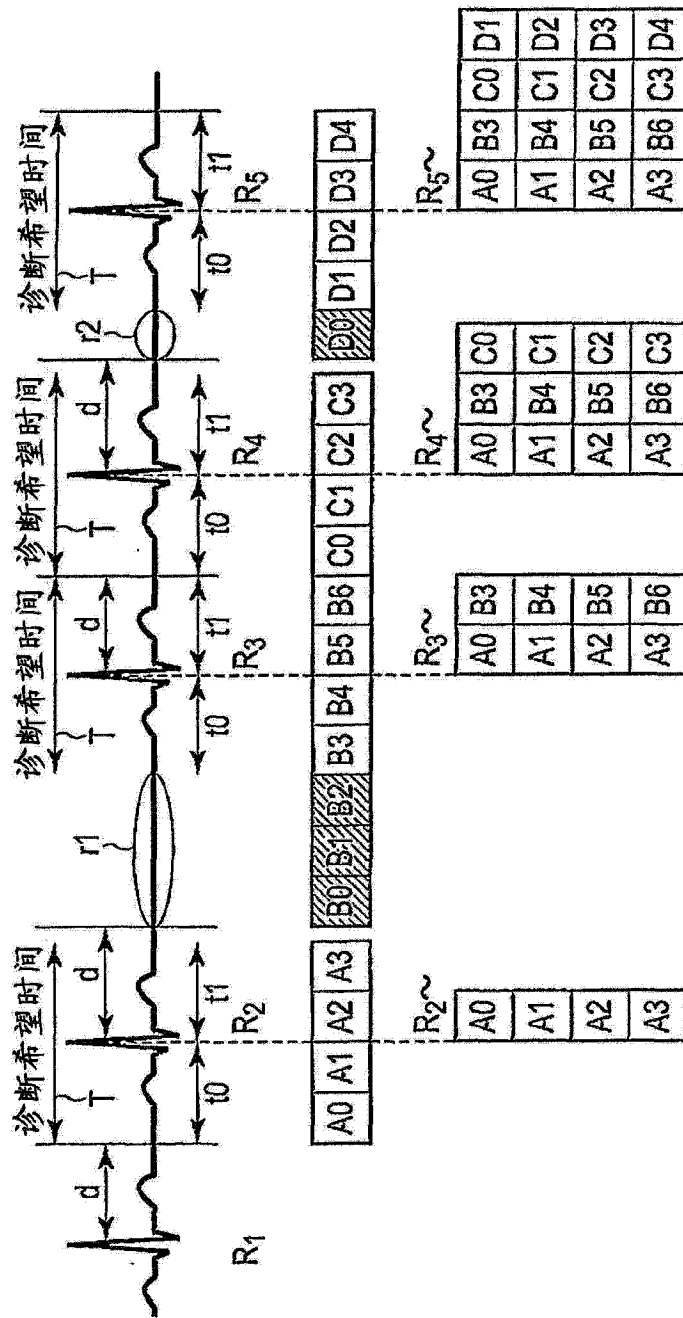


图 13

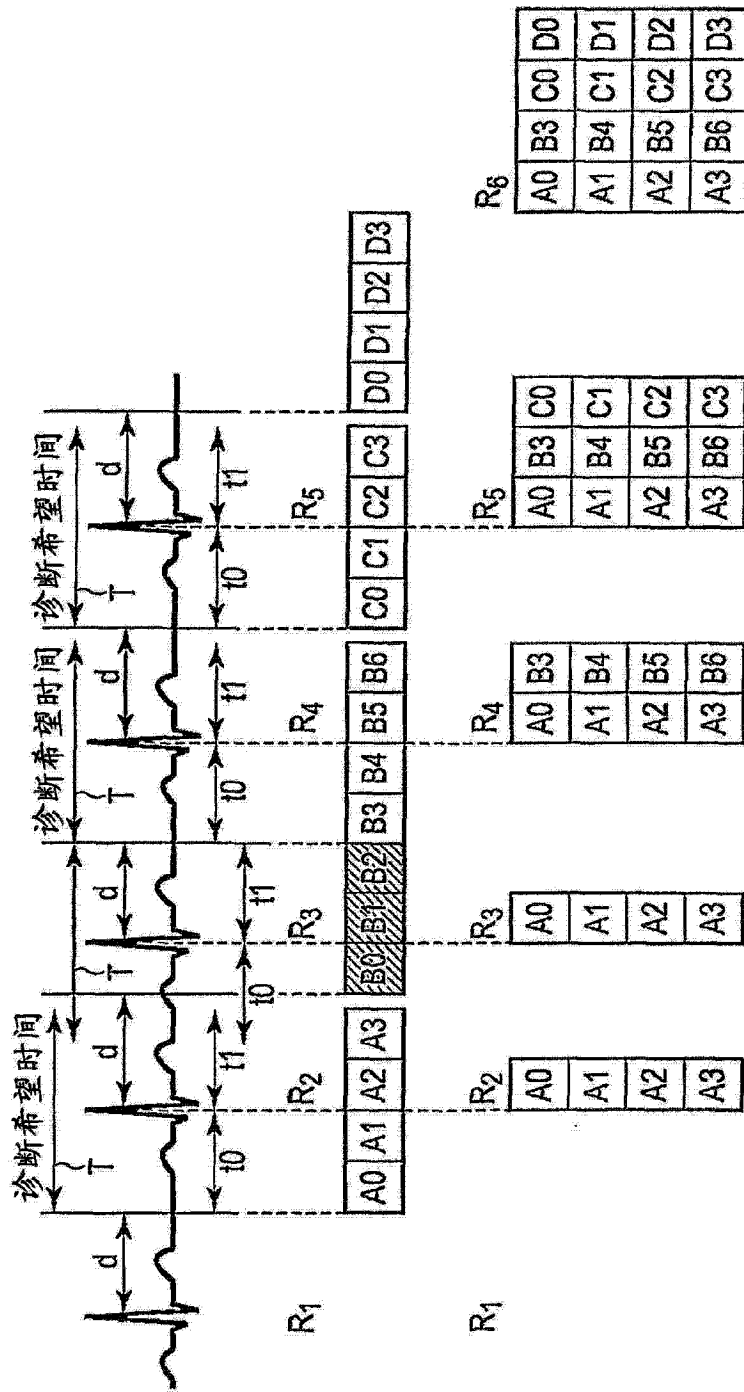


图 14

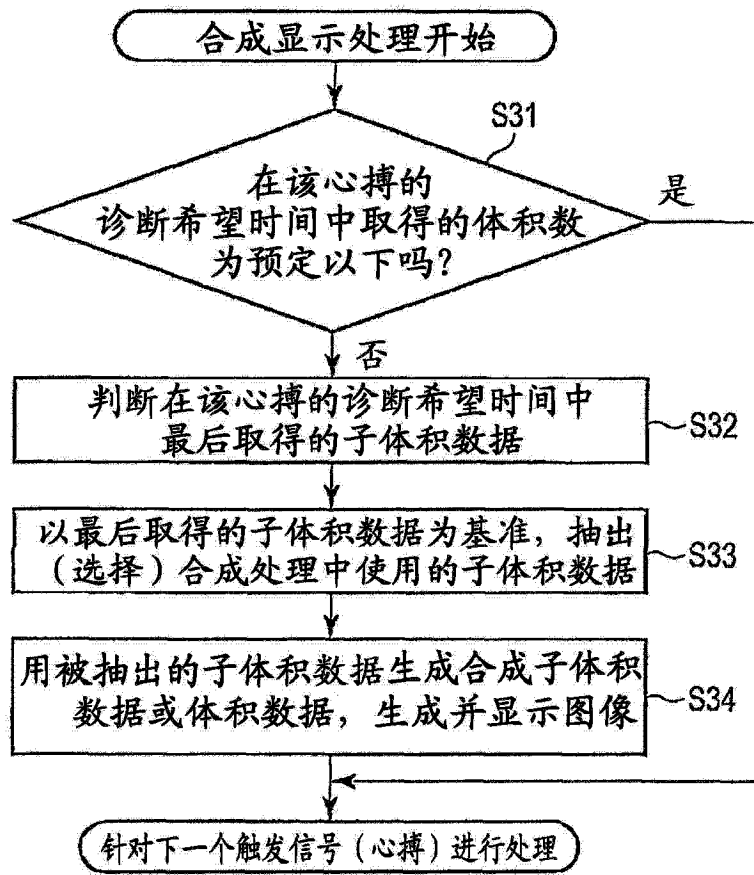


图 15

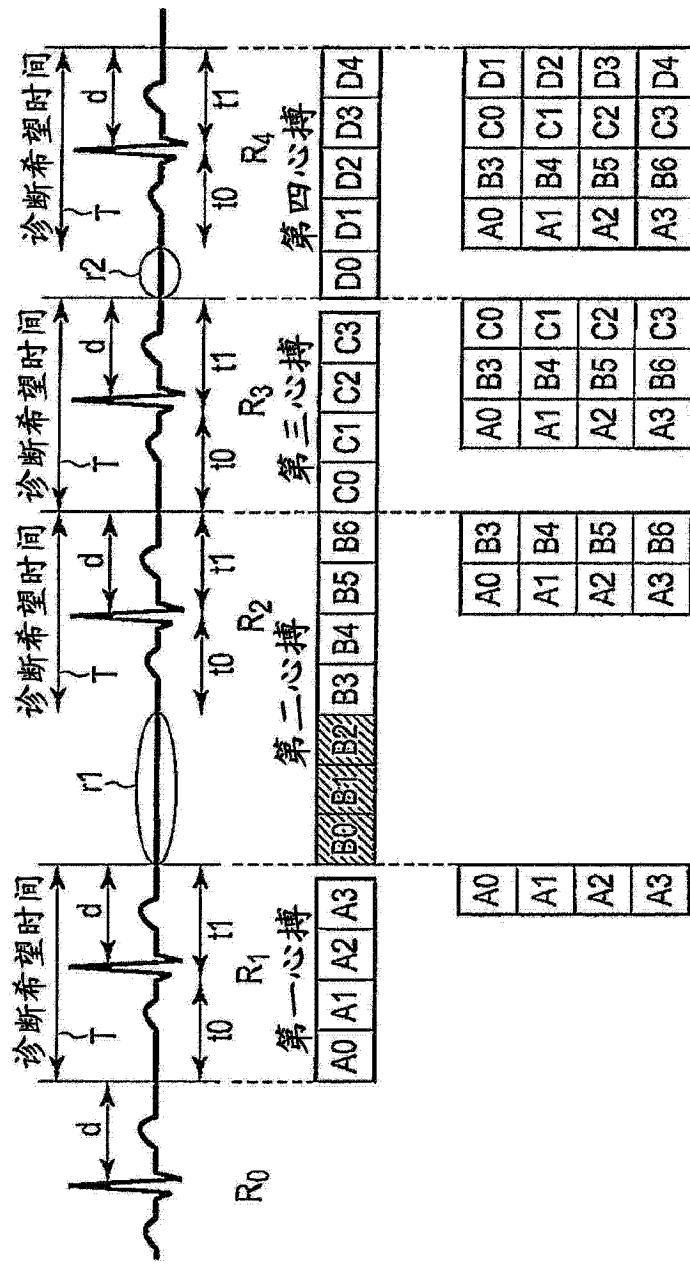


图 16

专利名称(译)	超声波诊断装置、超声波图像处理装置和医用图像诊断装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN103635145A</a>	公开(公告)日	2014-03-12
申请号	CN201380001881.2	申请日	2013-04-10
[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	崔载镐 佐藤吉幸		
发明人	崔载镐 佐藤吉幸		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/00 A61B8/08 A61B8/543 A61B8/0883 A61B8/5207		
代理人(译)	高科		
优先权	2013081536 2013-04-09 JP 2012089520 2012-04-10 JP		
其他公开文献	CN103635145B		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

一种超声波诊断装置，针对每一个心搏切换作为超声波扫描对象的子体积，并从自预定时间经过了预定时间的时刻开始子体积数据的收集，对在相互不同的诊断期间中收集到的子体积数据进行合成处理，生成由多个子体积数据构成的合成子体积数据或全体积数据，检测被检体的心搏信号的周期变化和在一次诊断期间中收集到的上述子体积数据的数目的变化中的至少某一个，基于其检测结果对子体积数据进行合成处理。

