



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101480343 B

(45) 授权公告日 2011. 11. 16

(21) 申请号 200810189573. 8

审查员 李尹岑

(22) 申请日 2008. 12. 12

(30) 优先权数据

2007-321192 2007. 12. 12 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 佐佐木琢也 掛江明弘

(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 吴丽丽

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

(56) 对比文件

CN 1907229 A, 2007. 02. 07, 全文.

US 7131947 B2, 2006. 11. 07, 全文.

CN 101065069 A, 2007. 10. 31, 全文.

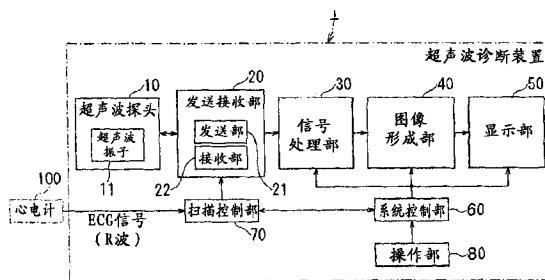
权利要求书 2 页 说明书 10 页 附图 13 页

(54) 发明名称

超声波诊断装置及其控制方法

(57) 摘要

本发明提供一种超声波诊断装置及其控制方法, 该超声波诊断装置的特征在于其包括: 超声波探头; 扫描控制部, 从外部输入与心跳周期对应的触发信号, 对于希望的诊断区域, 按照每个触发信号多次反复地扫描超声波束, 并且通过发送脉冲的脉冲反复周期的控制来控制反复扫描周期; 图像形成部, 形成与上述各反复扫描周期对应的图像, 扫描控制部按照反复扫描周期的整数倍为基于触发信号的周期的参照值的方式决定并控制脉冲反复周期。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于包括:

超声波探头,一边沿主扫描方向和副扫描方向扫描超声波束,一边输出发送脉冲,收集来自被检体内的反射信号;

扫描控制部,从外部输入按照心跳的每个周期而输出的触发信号,对于上述被检体的希望的诊断区域,在从上述触发信号到下一触发信号期间,多次反复扫描上述超声波束,并且通过上述发送脉冲的脉冲反复周期的控制来控制上述反复扫描的周期;以及

图像形成部,形成与各上述反复扫描的周期对应的图像,

上述扫描控制部以使上述反复扫描的周期的整数倍成为基于上述触发信号的周期的参照值的方式,决定并控制上述脉冲反复周期。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述扫描控制部对于按照规定数量分割上述诊断区域而得到的分割区域的各个,在从上述触发信号到下一触发信号期间,多次反复扫描上述超声波束,并且通过上述发送脉冲的脉冲反复周期的控制来控制上述反复扫描的周期;

上述图像形成部根据上述反复扫描的顺序,使通过每个上述分割区域的反复扫描获得的数据相对应起来地接合,形成上述诊断区域整体的图像。

3. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述扫描控制部按照上述脉冲反复周期在上述反复扫描的周期内被均匀地分配的方式,决定并控制上述脉冲反复周期。

4. 根据权利要求3所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述扫描控制部具有根据上述被检体的诊断对象的深度而预先设定的脉冲反复周期初始值,

上述脉冲反复周期被决定为等于或大于上述脉冲反复周期初始值。

5. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述扫描控制部具有根据上述被检体的诊断对象的深度而预先设定的脉冲反复周期初始值;

在通过上述脉冲反复周期初始值求出的反复扫描的周期的整数倍不为上述触发信号的周期时,在上述反复扫描的周期的一部分中设置调整用发送脉冲,按照使上述反复扫描的周期的整数倍成为上述触发信号的周期的方式,决定上述调整用发送脉冲的脉冲反复周期。

6. 根据权利要求5所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述调整用发送脉冲为在上述反复扫描的周期的最后的位置上设置1个的发送脉冲。

7. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:还包括

操作部,能够通过用户的操作,开始基于上述被决定的脉冲反复周期的控制;

显示部,能够显示根据上述被决定的脉冲反复周期而求出的诊断用参数。

8. 根据权利要求7所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述诊断用参数包括上述反复扫描的周期或反复扫描率、反复扫描数、上述诊断区域的宽度、上述诊断区域的深度、以及不能进行数据收集的时间中的至少1个。

9. 一种超声波诊断装置的控制方法,其特征在于包括下述步骤:

(a) 一边沿主扫描方向和副扫描方向扫描超声波束,一边输出发送脉冲,收集来自被检

体内的反射信号；

(b) 从外部输入按照心跳的每个周期输出的触发信号,对于上述被检体的希望的诊断区域,在从上述触发信号到下一触发信号期间,多次反复扫描上述超声波束,并且通过上述发送脉冲的脉冲反复周期的控制来控制上述反复扫描的周期；

(c) 形成与各上述反复扫描的周期对应的图像；

在步骤 (b) 中,按照使上述反复扫描的周期的整数倍成为基于上述触发信号的周期的参照值的方式,决定并控制上述脉冲反复周期。

10. 根据权利要求 9 所述的超声波诊断装置的控制方法,其特征在于：

在上述步骤 (b) 中,对于按照规定数量分割上述诊断区域而得到的分割区域的各个,在从上述触发信号到下一触发信号期间,多次反复扫描上述超声波束,并且通过上述发送脉冲的脉冲反复周期的控制来控制上述反复扫描的周期,

在上述步骤 (c) 中,根据上述反复扫描的顺序,将通过每个上述分割区域的反复扫描而得到的数据相对应起来地接合,形成上述诊断区域整体的图像。

11. 根据权利要求 9 所述的超声波诊断装置的控制方法,其特征在于：

在步骤 (b) 中,按照上述脉冲反复周期在上述反复扫描的周期内被均匀地分配的方式,决定并控制上述脉冲反复周期。

12. 根据权利要求 11 所述的超声波诊断装置的控制方法,其特征在于：

在步骤 (b) 中,具有根据上述被检体的诊断对象的深度而预先设定的脉冲反复周期初始值；

将上述脉冲反复周期决定为等于或大于上述脉冲反复周期初始值。

13. 根据权利要求 9 所述的超声波诊断装置的控制方法,其特征在于：

在步骤 (b) 中,具有根据上述被检体的诊断对象的深度而预先设定的脉冲反复周期初始值；

在通过上述脉冲反复周期初始值求出的反复扫描的周期的整数倍不为上述触发信号的周期时,在上述反复扫描的周期的一部分中设置调整用发送脉冲,按照使上述反复扫描的周期的整数倍成为上述触发信号的周期的方式,决定上述调整用发送脉冲的脉冲反复周期。

14. 根据权利要求 13 所述的超声波诊断装置的控制方法,其特征在于：

上述调整用发送脉冲为在上述反复扫描的周期的最后的位置上设置 1 个的发送脉冲。

15. 根据权利要求 9 所述的超声波诊断装置的控制方法,其特征在于还包括下述步骤：

通过来自用户的操作,开始基于上述决定的脉冲反复周期的控制；

显示根据上述决定的脉冲反复周期而求出的诊断用参数。

16. 要根据权利要求 15 所述的超声波诊断装置的控制方法,其特征在于：

上述诊断用参数包括上述反复扫描的周期或反复扫描率、反复扫描数、上述诊断区域的宽度、上述诊断区域的深度、不能收集数据的时间中的至少 1 个。

超声波诊断装置及其控制方法

技术领域

[0001] 本发明涉及超声波诊断装置及其控制方法,本发明特别是涉及采用根据心电信号等形成的触发信号,在被检体内,通过超声波,进行 3 维扫描的超声波诊断装置及其控制方法。

背景技术

[0002] 近年,可将 3 维图像作为运动图像而显示的超声波诊断装置的开发急速地进展,如果与过去的 2 维图像相比较,可显示高分辨率并且较宽范围的诊断图像。

[0003] 但是,由于超声波诊断装置采用在生物体内传播的超声波来形成诊断图像,故在超声波脉冲的发送之后,直到接收来自生物体内的反射波为止的时间即使在 3 维超声波诊断装置中,仍与 2 维超声波诊断装置基本相同。于是,如果要以较高的分辨率,对生物体内的 3 维空间范围进行扫描,则扫描波束的波位 (beam position) 数量增加,对于规定范围的扫描所需要的时间,3 维超声波诊断装置一般长于 2 维超声波诊断装置。即,如果假定相同的空间分辨率,则通过 3 维超声波诊断装置获得的 3 维图像的帧频 (3 维图像的更新频率) 从原理上低于通过 2 维超声波诊断装置获得的 2 维图像的帧频。

[0004] 为了解决该问题,人们自以往就探讨了各种方法 (专利文献 1,专利文献 2 等)。基本的想法是:将成为诊断对象的整个范围 (在下面称为“全容积 (fullvolume)”) 分割为多个小区域 (在下面称为“子容积”),将以较高的帧频对子容积的 3 维空间进行扫描的图像数据接合,获得全容积的 3 维图像。在该方法中,由于子容积的观测时刻针对每个子容积而不同,故对于子容积的接合来说,重要的是确保空间的连续性。

[0005] 另一方面,根据诊断部位,伴随呼吸,心脏的跳动,其诊断对象部位改变。由此,比如,在专利文献 1 等中,公开有与心脏的运动同步,获得子容积内的多个图像数据的技术。专利文献 1 等公开的技术涉及将心脏的 3 维图像作为运动图像,实时地形成的技术,其概述如下。

[0006] 作为与心脏的运动同步的信号采用心电图的信号,即、ECG (ElectroCardioGram) 信号。更具体地说,将在心脏的扩展末期产生的 R 波信号用作 ECG 触发信号。

[0007] 将打算观察的心脏的 3 维区域整体 (全容积) 分割为比如,4 个子容积,针对每个子容积,按照与上述 ECG 触发信号同步的定时,收集 1 次心跳量的图像数据。该 1 次心跳量的图像数据由多个帧图像形成。比如,每次心跳时 (每当 ECG 触发信号的 1 个周期),按照 20 次反复地对同一子容积进行扫描,由此,在同一子容积,收集 20 个帧图像。在此场合,如果将心跳的周期假定为 1 秒,则针对每个子容积获得的图像数据的帧频为 20fps (frames per second),对于将心脏的运动作为运动图像来捕获而言是基本充分的值。

[0008] 另一方面,在将通过各子容积获得的图像数据接合,合成全容积的图像数据时,从通过子容积获得的多个帧图像中,从各个子容积中抽出相同的“时间相位”的帧图像,将其接合,形成全容积的帧图像。在这里,“时间相位”指以 ECG 触发信号的发生时刻为基准的延迟量。通常,心脏的收缩、扩展的运动为与 ECG 触发信号同步,具有同步性的运动。于是,如

果从各自的子容积中抽出相同“时间相位”的帧图像,将它们接合,则基本确保子容积之间的空间的连续性。实际上,从接近 ECG 触发信号的一方起,按照反复扫描的顺序,分配“时间相位序号”,将从相同“时间相位序号”的扫描中获得的帧图像接合,合成全容积的图像。比如,将全容积分割为 4 个子容积 A,B,C,D,在进行 20 次各子容积的反复扫描的场合,针对每个子容积,获得从“时间相位序号 0”,到“时间相位序号 19”的 20 张帧图像。另外,从子容积 A,B,C,D 中抽出相同“时间相位序号”的帧图像,将其接合,由此,将与该“时间相位序号”相对应的全容积的图像合成。该接合针对每个“时间相位序号”而进行,将从“时间相位序号 0”到“时间相位序号 19”的全容积图像合成。其结果是,已接合的全容积的帧图像的数量针对每个 ECG 触发信号为比如 20 个,全容积图像的帧频成为与子容积的帧频相同的值。即,可形成比如,具有 20fps 的帧频的全容积的运动图像。

[0009] 专利文献 1 :US6544175 号专利说明书

[0010] 专利文献 2 :JP 特开 2007-20908 号文献

[0011] 象上述那样,在专利文献 1 等公开的已有技术中,按照每个 ECG 触发信号,多次反复地对 1 个子容积内部进行扫描。在该反复扫描的场合,通常针对每个发送脉冲,一边改变超声波束的发送方向,一边对子容积的内部进行扫描。由此,一般,各反复扫描所需要的时间(在下面称为“反复扫描周期”。其倒数相当于上述子容积的帧频)根据发送脉冲的脉冲反复周期和发送超声波束的波位数量的乘积而确定。

[0012] 其中,脉冲反复周期受诊断对象部位的最大诊断距离(诊断对象部位的深度)制约。如果脉冲反复周期过短,则可诊断的部位的深度变小。反之,如果脉冲反复周期过长,则每个子容积的反复扫描周期变长,这样,帧频降低,作为运动图像的时间分辨率变粗糙。

[0013] 由此,通常,将在满足最大诊断距离的范围中获得尽量高的帧频那样的脉冲反复周期预先设定为固定值,按照每个已设定的脉冲反复周期,对发送波束的位置进行更新。

[0014] 另一方面,子容积内的发送波位数量根据子容积的宽度、即子容积的扫描范围而确定。如果设分割数量一定,则子容积的宽度根据全容积的宽度而确定,因此,发送波位数量可根据全容积的宽度、即诊断对象部位的宽度而基本确定。

[0015] 象这样,根据诊断对象部位的深度和宽度,分别决定脉冲反复周期和发送波位数量,其结果上述反复扫描周期确定。如果诊断对象部位的深度和宽度相同,则反复扫描周期也可设为一定的固定值,这样,在过去,采用预先设定的固定的反复扫描周期。

[0016] 但是,象上述那样,子容积的反复扫描通过 ECG 触发信号而开始,在下一 ECG 触发信号到来之前,反复地扫描相同子容积。如果下一 ECG 触发信号到来,则移动到相邻的子容积,开始在该子容积上的反复扫描。

[0017] 由此,在 ECG 触发信号的间距、即心跳周期不是预定的固定的反复扫描周期的整数倍的场合,紧接 ECG 触发信号到来之前的最后的反复扫描在中途被中断。其结果是,在最后的反复扫描中的获得数据不能用作完整的图像,不得不作为无用的数据而废弃。在此场合,不仅获得数据的利用效率降低,而且无法获得紧接 ECG 触发信号之前的状态的心脏图像。无论是在将全容积分割为子容积而进行扫描的情况下,还是不将全容积分割为子容积的情况下直接进行扫描的情况下,只要采用 ECG 触发信号,开始扫描,便会产生该问题。于是,人们希望在进行图像诊断的方面,改善该问题。

[0018] 发明内容

[0019] 本发明是针对上述情况而提出的,本发明的目的在于提供防止对于紧接 ECG 触发信号之前的反复扫描在扫描的中途被中断的情况,可提高获得数据的利用效率,并且还可形成紧接 ECG 触发信号之前的图像的超声波诊断装置及其控制方法。

[0020] 为了解决上述课题,本发明的超声波诊断装置的特征在于其包括超声波探头,其一边沿主扫描方向和副扫描方向,使超声波波束扫描,一边输出发送脉冲,其收集来自被检体内的反射信号;扫描控制部,其从外部,输入针对每个心跳的周期而输出的触发信号,相对上述被检体的所需的诊断区域,在从上述触发信号,到下一触发信号的期间,按照多次反复使上述超声波束扫描,通过上述发送脉冲的脉冲反复周期的控制,控制上述反复扫描周期;图像形成部,其形成与上述各反复扫描周期相对应的图像,上述扫描控制部按照上述反复扫描周期的整数倍为基于上述触发信号的周期的参照值的方式,确定而控制上述脉冲反复周期。

[0021] 另外,本发明的超声波诊断装置的控制方法的特征在于该方法包括下述步骤:(a) 一边沿主扫描方向和副扫描方向使超声波束扫描,一边输出发送脉冲,收集来自被检体内的反射信号;(b) 从外部输入针对每个心跳的周期而输出的触发信号,相对上述被检体的所需的诊断区域,在从上述触发信号,到下一触发信号的期间,按照多次反复地使上述超声波束扫描,并且通过上述发送脉冲的脉冲反复周期的控制,控制上述反复扫描周期;(c) 形成与上述各反复扫描周期相对应的图像,在步骤 (b),按照上述反复扫描周期的整数倍为基于上述触发信号的周期的参照值的方式,确定而控制上述脉冲反复周期。

附图说明

[0022] 图 1 为以示意方式表示 3 维的超声波诊断装置的波束扫描的图。

[0023] 图 2 为表示本发明的超声波诊断装置的结构实例的方框图。

[0024] 图 3 为触发性 (triggered) 3 维诊断模式 (子容积扫描) 的普通动作概念说明图。

[0025] 图 4 为触发性 3 维诊断模式 (全容积扫描) 的普通动作概念说明图。

[0026] 图 5 为说明过去的触发性 3 维诊断模式的问题点的图。

[0027] 图 6 为说明本发明的超声波诊断装置中的触发性 3 维诊断模式的动作概念的图。

[0028] 图 7 为表示反复扫描周期的变更方法 (第 1 方法) 的处理实例的流程图。

[0029] 图 8 为预备扫描模式的扫描概念和向触发性 3 维诊断模式转移的模式转移的概念的图。

[0030] 图 9 为表示反复扫描周期的变更方法 (第 1 方法) 的动作说明图。

[0031] 图 10 为表示反复扫描周期的变更方法 (第 1 方法) 的脉冲反复周期的变更概念的图。

[0032] 图 11 为通过数值例来说明心跳数量和变更后的反复扫描周期之间的关系的图。

[0033] 图 12 为表示反复扫描周期的变更方法 (第 2 方法) 的处理实例的流程图。

[0034] 图 13 为表示反复扫描周期的变更方法 (第 2 方法) 的动作说明图。

[0035] 图 14 为表示反复扫描周期的变更方法 (第 3 方法) 的处理实例的流程图。

具体实施方式

[0036] 参照附图,对本发明的超声波诊断装置及其控制方法的实施方式进行说明。

[0037] (1) 整体情况和方案

[0038] 图 1 为以示意方式表示本实施方式的超声波诊断装置 1 的超声波束的扫描状态的图。超声波诊断装置 1 通过按照 2 维排列有多个超声波振子 11 的超声波探头 10, 形成细的超声波束。朝向被检体的希望的诊断区域放射该超声波束, 以电子方式沿主扫描方向和副扫描方向对诊断区域的范围进行扫描。从诊断区域的反射信号, 获得主扫描方向、副扫描方向和距离方向的 3 维信息。

[0039] 相对按照 1 维方式排列有超声波振子的以往的 1 维超声波探头的扫描范围为平面状的范围的情况, 本实施方式这样的 2 维超声波探头 10 的扫描范围为 3 维的立体范围。另外, 由于对波束宽度细的超声波束进行扫描, 故可从更宽范围的诊断区域, 获得较高的分辨率的 3 维信息。可根据已获得的 3 维信息, 形成从任意的方向观看的 3 维图像、或按照任意的断面而切取的断面图像。

[0040] 另一方面, 由于沿主扫描方向和副扫描方向扫描超声波束, 故对诊断区域整体 (全容积) 进行扫描的波位数量相对平面状的扫描范围, 显著增加。其结果是, 如果单纯地从端部到端部按顺序对全容积的范围进行扫描, 则对全容积扫描 1 次的时间增加。由此, 全容积图像的帧频降低。

[0041] 于是, 象前述那样, 在本实施方式的超声波诊断装置 1 中, 采用下述的方法, 在该方法中, 将全容积分割为多个 (比如 4 个) 子容积, 按照较高的帧频 (比如, 20fps) 对各个子容积进行扫描, 将从各个子容积获得的帧图像合起来接合, 合成全容积的帧图像。由于全容积图像的帧频也可实现与子容积的帧频相同高的帧频 (比如, 20fps), 故即使对于具有心脏这样的运动的诊断区域, 仍可实时地形成 3 维的运动图像。

[0042] 图 2 为表示超声波诊断装置 1 的结构实例的方框图。超声波诊断装置 1 包括比如超声波探头 10、发送接收部 20、信号处理部 30、图像形成部 40、显示部 50、系统控制部 60、扫描控制部 70、操作部 80 等。

[0043] 超声波探头 10 包括按照格子状排列的多个超声波振子 11, 根据从发送接收部 20 的发送部 21 输出的发送脉冲信号, 形成超声波脉冲, 并朝向被检体发送。另外, 将从被检体反射来的超声波反射信号变换为电信号, 将其输出给发送接收部 20 的接收部 22。进而, 根据从扫描控制部 70 输出的波束扫描控制信号, 沿主扫描方向和副扫描方向来扫描超声波束。

[0044] 在发送接收部 20 的发送部 21 中, 根据由扫描控制部 70 形成的定时信号等, 形成供给各超声波振子 11 的发送脉冲。另外, 为了同样地根据由扫描控制部 70 生成的波束扫描控制信号确定发送用的超声波束的扫描方向而设定各发送脉冲的延迟量等。

[0045] 在发送接收部 20 的接收部 22 中, 对来自各超声波振子 11 输出的被检体的反射信号进行放大, 从模拟信号变换为数字信号。另外, 根据通过扫描控制部 70 形成的波束扫描控制信号, 将用于决定接收用的超声波束的扫描方向的延迟量设定为各超声波振子 11 的反射信号, 然后进行加法运算, 将进行了加法运算的信号作为波束形成的反射信号, 输出给信号处理部 30。

[0046] 在信号处理部 30 中, 对从接收部 22 输出的反射信号, 进行滤波处理等的信号处理, 将其输出给图像形成部 40。

[0047] 在图像形成部 40 中, 对应于波束扫描位置, 根据反射信号形成 3 维图像数据。特

别是在本实施方式的超声波诊断装置 1 中,进行针对每个子容积形成图像数据并根据各子容积图像合成全容积的 3 维图像数据的处理。该合成处理为与扫描控制部 70 的动作联动的处理,关于其细部,将在后面描述。

[0048] 在图像形成部 40 中,对已合成的全容积的 3 维图像数据进行绘制处理等,形成从任意的角度观看的 3 维图像、或按照任意的面切断的断面图像等,将其输出给显示部 70。3 维图像数据可提供比如每个 20fps 的帧时间被更新的运动图像。可在诊断中,实时地将运动图像输出给显示部 70,但是,也可将图像数据临时地保存在适当的存储器中,在诊断后,离线地输出运动图像,或切出运动图像的一部分,输出静止画。

[0049] 显示部 70 为比如通过液晶显示装置等构成的显示器,显示从图像形成部 40 输出的图像、各种诊断用参数。

[0050] 操作部 80 为所谓的人机接口,可相对超声波诊断装置 1 设定各种诊断模式、随付诊断模式的各种参数。本实施方式的超声波诊断装置 1 的特征在于根据 ECG 触发信号可将跳动的心脏的运动作为 3 维的运动图像来显示的诊断模式(在下面称为触发性 3 维诊断模式),但是,也可按照其它的过去具有的 2 维诊断模式而动作。这些诊断模式的设定、切换经由操作部 80 来进行。

[0051] 在系统控制部 60 中,根据通过操作部 80 设定的诊断模式、各种参数,进行超声波诊断装置 1 的整体的控制。

[0052] 在扫描控制部 70 中,进行与诊断模式相对应的超声波束的波束管理和发送接收的时间管理。特别是在触发性 3 维诊断模式中,根据从心电计 100 输出的 ECG 信号(R 波)形成 ECG 触发信号(触发信号),与该触发信号同步地决定每个子容积的波束扫描位置(主扫描方向和副扫描方向)、与子容积内的反复扫描有关的诸元,将其输出给发送接收部 20、图像形成部 40。另外,决定超声波束的发送脉冲反复频率(prf:pluse repetition frequency)等的发送脉冲诸元,基于发送脉冲诸元的各种定时信号也通过扫描控制部 70 形成。

[0053] (2) 触发性 3 维诊断模式的动作

[0054] 对象上述那样构成的超声波诊断装置 1 的动作、特别是触发性 3 维诊断模式的动作进行说明。

[0055] 图 3 为说明触发性 3 维诊断模式的动作原理的图,为比如在专利文献 1 等中公开的技术。触发性 3 维诊断模式主要以心脏为诊断对象,为将通过跳动而变化的心脏的运动作为 3 维的运动图像进行显示的诊断模式。在触发性 3 维诊断模式中,从心电计 100 输入与患者的心脏的跳动相对应而改变的心电图信号(ECG 信号),形成称为 ECG 触发信号的脉冲信号。作为 ECG 信号多采用在心脏的扩张末期附近输出的脉冲状的 R 波的信号(参照图 3(a))。将该 ECG 信号输入到扫描控制部 70 中,采用适合的阈值形成 ECG 触发信号(参照图 3(b))。ECG 触发信号为与跳动同步的信号,在心跳为在 1 秒的期间 60 次的场合,ECG 触发信号的周期为 1 秒。

[0056] 在触发性 3 维诊断模式中,将诊断区域的整体(全容积)分割为多个子容积(分割区域),按照每个 ECG 触发信号扫描各子容积。比如,如图 3(f)中列举的那样,将全容积分割为 4 个子容积 A,B,C 和 D。另外,对应于 ECG 触发信号的触发 0,1,2,3 的输入,按照子容积 A,B,C 和 D 的顺序进行扫描。

[0057] 此时,对于各子容积不仅仅扫描 1 次,而是反复多次(N 次)地进行扫描。图 3 为表示进行 4 次(N = 4)的反复扫描的实例。由于针对各子容积的 1 次扫描时间 T 象后述的那样,与运动图像的帧时间(帧频的倒数)相对应,故为了获得平滑的运动的运动图像,最好是在比如,50ms(= 1/20fps)左右或在其以下。如果假定 ECG 触发信号的周期为 1 秒,另外 1 次的扫描时间为上述的 50ms,则每个子容积的反复扫描数量 N 为 20。图 3 表示为了便于说明,每个子容积的反复扫描数量 N 为 4 的场合的实例。

[0058] 即使在对相同子容积进行反复扫描的情况下,由于心脏周期性地跳动,所以如果来自 ECG 触发的延迟时间、即时间相位不同,则从各反复扫描产生的图像数据不同。

[0059] 图 3(c) 所示的时间相位序号按照 1 次的扫描时间的单位,来划分时间相位,从接近 ECG 触发信号的一方,将序号附加成“0”,“1”,“2”,“3”。在图 3(d) 中,按照“A0”~“A3”,“B0”~“B3”,“C0”~“C3”,“D0”~“D3”的方式使“该时间相位序号“0”,“1”,“2”和“3”,与子容积 A, B, C 和 D 相关联起来,按照时间序列而将超声波束的扫描顺序排列。

[0060] 从信号处理部 30 向图像形成部 40 根据该扫描顺序实时地输出被信号处理后的来自被检体的反射信号。

[0061] 图 3(e) 为表示通过图像形成部 40 进行的全容积的合成方法的图。在图像形成部 40 中,从通过时间相位序号识别出的各子容积的数据中,抽出相同时间相位序号的数据,通过子容积 A, B, C, D 接合来进行合成。即使是相同时间相位序号的子容积数据,实际上获得它们的时刻分别相异 ECG 触发信号的周期量。但是,由于认为心脏的形状的变化具有与 ECG 触发信号的周期相同的周期性,故将相同的时间相位序号的子容积接合而获得的全容积图像的空间的连续性基本上被确保。

[0062] 在获得与时间相位序号 0 相对应的子容积“D0”的数据的时刻,已获得子容积“A0”,“B0”,“C0”的数据,在该阶段,产生与时间相位序号 0 相对应的全容积的图像。

[0063] 接着,在获得与时间相位序号 1 相对应的子容积“D1”的数据的时刻,已获得子容积“A1”,“B1”,“C1”的数据,产生与时间相位序号 1 相对应的全容积的图像。在下面同样地,形成时间相位序号 2 和 3 的全容积的图像。

[0064] 如果子容积 D 的扫描“D3”结束,则返回到子容积 A,进行扫描。此时,最初获得的扫描数据“A0”置换为前一个形成的时间相位序号 0 的全容积数据的“A0”,更新新的时间相位序号 0 的全容积图像。

[0065] 象这样,全容积图像按照每个子容积的 1 次的扫描时间(在下面称为反复扫描周期 T_{sv})的单位被形成或更新。

[0066] 这意味即使全容积整体的扫描时间实际上较长,仍可看上去象按照子容积 1 次的扫描时间,对全容积整体进行扫描那样。即、意味着可使子容积图像的帧频和全容积图像的帧频拟相同(假装地相同)。

[0067] 比如,在通常的方法中,全容积图像的帧频因扫描时间的约束,仅仅能达到 5fps。即使在该情况下,将全容积分割为 4 个子容积,由此,各子容积的扫描时间为全容积的 1/4,作为各子容积图像的帧频,获得 4 倍、即 20fps。在触发性 3 维诊断模式中,子容积图像的帧频直接成为全容积图像的帧频,由此,如果与通常的方法相比较,则获得 4 倍高的帧频。

[0068] 象这样,对于触发性 3 维诊断模式即使对较宽的 3 维诊断区域,也能够按照较高的帧频获得较高的分辨率的图像,由此,即使在对于具有心脏这样的运动的诊断对象,仍可形

成实时的运动图像。

[0069] 但是,象前述的那样,在过去的触发性 3 维诊断模式中,采用预先设定的固定的反复扫描周期。由此,在 ECG 触发信号的间隔、即心跳周期 T_{ECG} 不是预先设定的固定的反复扫描周期的整数倍的场合,紧接 ECG 触发信号到来之前的最后的反复扫描在中途被中断。

[0070] 另外,如果通过使同时接收的波束数量增加等缩短全容积的扫描时间,则不将全容积分割为子容积,仍照原样扫描,即使在该情况下,仍可确保充分高的帧频。在图 4 中,采用 ECG 触发信号的同时,不将全容积 A 分割为子容积,进行扫描。即使在该情况下,在 ECG 触发信号的间隔、即心跳周期 T_{ECG} 不是预先设定的固定的反复扫描周期的整数倍的场合,同样地发生紧接 ECG 触发信号到达之前的最后的反复扫描在中途被中断的问题。在下面的说明中,以对已分割的子容积进行扫描的场合为实例而进行说明,但是,不排除不分割为子容积,对全容积进行扫描的场合。

[0071] 图 5 为具体说明该问题点的图。图 5(a) 表示 ECG 触发信号,ECG 触发信号的周期为心跳周期 T_{ECG} 。图 5(b) 为表示反复对子容积 A 进行扫描的状况的图。在该例子中,是想要对子容积 A 以固定的周期 T_{SV0} (在下面,将该周期称为反复扫描周期(初始值) T_{SV0}) 进行 20 次(从时间相位序号 0 到时间相位序号 19) 反复扫描的图。

[0072] 但是,心跳周期 T_{ECG} 并不限于反复扫描周期(初始值) T_{SV0} 的整数倍。由此,在最后的反复扫描(时间相位序号 19) 的扫描结束之前,残留多余时间 T_{R} ,下一 ECG 触发信号(触发 1) 到来。由于 ECG 触发信号(触发 1) 的到来,子容积 A 的扫描截止,转移到下一子容积 B 的扫描(参照图 5(c))。其结果是,时间相位序号 19 的数据并不完全,不能够用于全容积的图像合成。

[0073] 于是,在本实施方式的超声波诊断装置 1 中,将反复扫描的周期设为不是固定的而是可变更的反复扫描周期 T_{SV} 。而且,如下述这样构成,即通过按照反复扫描周期 T_{SV} 的整数倍为心跳周期 T_{ECG} 的方式求出反复扫描周期 T_{SV} ,通过替换为反复扫描周期(初始值) T_{SV0} 所求出的反复扫描周期 T_{SV} ,运行触发性 3 维诊断模式。

[0074] 图 6 为说明该基本观点的图,图 6(b) 为基于变更前的反复扫描周期(初始值) T_{SV0} 的扫描,图 6(c) 表示基于变更后的反复扫描周期 T_{SV} 的扫描。

[0075] 在变更后的扫描中,由于反复扫描周期 T_{SV} 的整数倍为心跳周期 T_{ECG} ,故在从时间相位序号 0,到最后的时间相位序号 18 的反复扫描不缺少的情况下进行。由此,与紧接触发 1 之前的期间的心脏的运动有关的数据也能够无损地获得。下面对反复扫描周期的变更方法进行具体说明。

[0076] (3) 反复扫描周期的变更方法(第 1 方法)

[0077] 图 7 为表示反复扫描周期的变更方法(第 1 方法)的处理例子的流程图,图 9 为其说明图。这些处理主要通过扫描控制部 70 来进行。在第 1 方法中,通过从总体上均匀地变更构成反复扫描周期 T_{SV} 的内部的发送脉冲的脉冲反复周期 T_{P} ,进行反复扫描周期 T_{SV} 的变更。在这里,脉冲反复周期 T_{P} 为脉冲反复频率 PRF(Pulse Repetition Frequency) 的倒数。

[0078] 在本实施方式的超声波诊断装置 1 中,在进入触发性 3 维诊断模式之前,进行称为预备扫描模式的面扫描(2 维扫描)(步骤 ST1)。

[0079] 图 8(a) 为说明预备扫描模式的一个实例的图。在预备扫描模式中,通过超声波

束,交替地对相互直行的2个面进行扫描,在显示部50中排列地显示从各个扫描面获得的2张图像数据。预备扫描模式的主要目的为超声波探头10的定位,根据通过预备扫描模式获得的2张图像,判断超声波探头10的位置对于从此想要进行的触发性3维诊断模式的诊断对象部位是否适当。预备扫描模式由于为2面的扫描,故如果与触发性3维诊断模式(立体扫描)相比较,则全范围的扫描时间非常短,能获得较高的帧频,所以适合于一边是使超声波探头10移动一边探测诊断对象部位。

[0080] 在预备扫描模式中,ECG触发信号也一起被输入(图7的步骤ST5),检测ECG触发信号的周期(心跳周期 $T_{\text{ECG}'}$)(步骤ST6)。将系数 $K(K \leq 1)$ 与所求出的心跳周期 $T_{\text{ECG}'}$ 相乘,求出反复扫描周期 T_{SV} 等的参数变更用的ECG触发周期(参照值) T_{ECG} (基于触发信号的周期的参照值)(步骤ST7)。系数 K 作为估计心跳数量的变化的容限系数,多取为比如0.9左右的值,但是,从本实施方式的说明方面来说,即使在 $K = 1$ 的情况下,也没有障碍,故在下面的说明中,设成 $K = 1$,即不区分心跳周期 $T_{\text{ECG}'}$ 和ECG触发周期(参照值) T_{ECG} ,单纯地表示为心跳周期 T_{ECG} 。

[0081] 另一方面,如果对预备扫描模式中,从操作部80输入向触发性3维诊断模式转移的模式转移指示(步骤ST2),从适当的存储器进行初始值的读入(步骤ST3)。所读入的初始值比如为脉冲反复周期(初始值) T_{P0} (或初始PRF $_0$)、发送波位数量 N_{B} 等。

[0082] 脉冲反复周期(初始值) T_0 为根据诊断对象部位的深度而预先设定的初始值,比如作为划分良好的数值,设定为 $T_{\text{P0}} = 200 \mu\text{s}$ ($\text{PRF}_0 = 5000\text{Hz}$)。

[0083] 另一方面,发送波位数量 N_{B} 为根据诊断对象部位的宽度而预先设定的值,预先设定为比如 $N_{\text{B}} = 261$ (主扫描方向(AZ方向)29根,副扫描方向(EL方向)9根)。

[0084] 接着,计算反复扫描周期初始值 T_{SV0} 和其倒数的反复扫描率(步骤ST4)。反复扫描率实质上为构成运动图像的帧频的值,在下面将反复扫描周期初始值 T_{SV} 的倒数称为帧频 FR_{SV} ,将该初始值称为帧频(初始值) FR_{SV0} 。

[0085] 反复扫描周期的初始值 T_{SV0} 可根据计算式 $T_{\text{SV0}} = T_{\text{P0}} \times N_{\text{B}}$ 求出(参照图9(b))。如果应用前述的数值例子,则反复扫描周期的初始值 T_{SV0} 为 $T_{\text{SV0}} = T_{\text{P0}} \times N_{\text{B}} = 200 \mu\text{s} \times 261 = 52.2\text{ms}$ 。另外,帧频(初始值) FR_{SV0} 为 $\text{FR}_{\text{SV0}} = 1/T_{\text{SV0}} = 1/52.2\text{ms} = 19.2\text{fps}$ (frames per second)。

[0086] 然后,对于预备扫描模式中的根据心跳计算出的心跳周期 T_{ECG} ,能够以不缺少数据地完全的形状获得的反复扫描数量 N (步骤ST8)。该计算式可表示为比如 $N = \text{int}(T_{\text{ECG}}/T_{\text{SV0}})$ 。在这里, $\text{int}()$ 表示进行零数舍去的整数化处理的运算符。

[0087] 另外,在图6(b),(c)或图9(a),(c)所示的实例中,通过上述整数化运算,反复扫描数量 N 为19(相当于从时间相位序号0到18)。

[0088] 此外,在下一步骤ST9,求出对于心跳周期 T_{ECG} 的整体不漏掉、不剩余地均匀地分配的反复扫描周期 T_{SV} 。反复扫描周期 T_{SV} 可通过比如 $T_{\text{SV}} = T_{\text{ECG}}/N$ 的计算式求出。在这里求出的反复扫描周期 T_{SV} 相当于图6(c)和图9(c)的变更后的反复扫描周期 T_{SV} 。

[0089] 在步骤ST10,将反复扫描周期 T_{SV} 除以发送波位数量 N_{B} ,计算在反复扫描周期 T_{SV} 的内部均匀地分配的发送脉冲反复周期 T_{P} 。发送脉冲反复周期 T_{P} 可通过 $T_{\text{P}} = T_{\text{SV}}/N_{\text{B}}$ 来求出(参照图9(d))。

[0090] 最后,使用在步骤ST8~步骤ST10计算并确定的新的参数、即反复扫描数量 N 、

反复扫描周期 T_{SV} , 发送脉冲反复周期 T_p 等, 开始基于触发性 3 维诊断模式的扫描 (步骤 ST11)。

[0091] 在这里, 如果设在预备扫描模式下测定的心跳数量为 74bpm (beats per minute), 则心跳周期 T_{ECG} 为其倒数, 约 810ms (步骤 ST6, 7)。另一方面, 反复扫描周期的初始值 T_{SV0} 象前述那样, 为 $T_{SV0} = T_{P0} \times N_B = 200 \mu s \times 261 = 52.2ms$ 。

[0092] 如果将这些数值应用于步骤 ST8 的整数化处理, 则反复扫描数量 N 为 $N = \text{int}(T_{ECG}/T_{SV0}) = \text{int}(810ms/52.2ms) = 15$ 。

[0093] 此时, 反复扫描周期 (变更值) T_{SV} 约为 53.8ms, 相对心跳周期 810ms 的剩余时间为约 3ms ($810ms - 15 \times 53.8ms = 3ms$)。另外, 此时的帧频 FR_{SV} 约为 18.5fps, PRF 为 4844Hz (脉冲反复周期 T_p 为约 206 μs)。

[0094] 另一方面, 在不进行反复扫描周期的变更, 照原样采用初始值的参数的场合, 反复扫描周期 (变更值) T_{SV0} 约为 52.2ms, 相对心跳周期 810ms 的剩余时间约为 27ms ($810ms - 15 \times 52.2ms = 27ms$)。另外, 此时的帧频 FR_{SV} 约为 19.2fps, PRF 为 5000Hz (脉冲反复周期 T_{P0} 为 200 μs)。

[0095] 象这样, 在本实施方式的超声波诊断装置 1 中, 通过变更反复扫描周期 T_{SV} , 可使紧接 ECG 触发信号之前的数据不能获得期间 (剩余时间) 象比如从约 27ms 到约 3ms 那样地大幅度地减少。

[0096] 但是, 在步骤 ST8 的整数化处理中, 如果仅仅考虑整数化处理, 则还可进行四舍五入的整数化处理。但是, 如果进行四舍五入处理, 则其结果是, 变更后的反复扫描周期小于初始值, 其结果是, 脉冲反复周期的变更值也小于初始值。缩短脉冲反复周期这一点意味诊断对象部位的深度将小于计划值 (初始值)。

[0097] 于是, 在步骤 ST8, 进行零数舍掉的整数化处理, 按照使反复扫描周期大于初始值的方式来变更, 与此相应, 脉冲反复周期也按照大于初始值的方式变更。其结果是, 在变更后的脉冲反复周期, 诊断对象部位的深度大于初始值, 可确实获得计划的深度的数据。

[0098] 图 10 为以示意方式表示该样子的图。图 10(a) 为变更前的状态, 反复扫描周期 T_{SV0} 约为 52.2ms。此时的脉冲反复周期 T_{P0} 象前述那样, 为 200 μs 。与此相对, 图 10(b) 为变更后的状态, 反复扫描周期 T_{SV} 约为 53.8ms, 此时的脉冲反复周期 T_p 约为 206 μs 。脉冲反复周期 T_p 从初始值的 200 μs 延长到约 206 μs , 由此, 可诊断的深度加深了图 10(b) 的阴影线区域。

[0099] 图 10(b) 为表示心跳数量为 74bpm 时的变更后的反复扫描周期 T_{SV} 约为 53.8ms 的实例的图, 同样地相对其它的心跳数量, 求出反复扫描周期 T_{SV} 的结果的一个实例为图 11。

[0100] 图 11(a) 表示针对心跳数 72bpm 的变更后的反复扫描周期 T_{SV} 约为 55.5ms 的情况。顺便说一下, 此时的 PRF 约为 4699Hz, 脉冲反复周期 T_p 约为 213 μs 。

[0101] 图 11(b) 表示针对心跳数 76bpm 的变更后的反复扫描周期 T_{SV} 约为 52.6ms 的情况。顺便说一下, 此时的 PRF 约为 4960Hz, 脉冲反复周期 T_p 约为 202 μs 。

[0102] 无论是哪个心跳数的情况下, 脉冲反复周期 T_p 都相对初始值的 200 μs 变长。

[0103] (4) 反复扫描周期的变更方法 (第 2 方法)

[0104] 图 12 为表示反复扫描周期的变更方法 (第 2 方法) 的处理实例的流程图, 图 13 为其说明图。与第 1 方法的流程图 (图 7) 的不同点为最后的处理的步骤 ST100 和步骤 ST111,

其以外的处理与第 1 方法相同。

[0105] 在第 1 方法中,通过从总体上均匀改变脉冲反复周期 T_p ,进行反复扫描周期 T_{SV} 的变更,但是,在第 2 方法中,改变仅仅一部分的发送脉冲的脉冲反复周期 T_p ,剩余的发送脉冲的脉冲反复周期作为初始值的状态,进行反复扫描周期 T_{SV} 的变更。

[0106] 在第 2 方法中最单纯的方法为对于反复扫描周期 T_{SV} 内的发送脉冲中仅将最后的发送脉冲的脉冲周期作为调整用发送脉冲周期 T_D ,其以外的发送脉冲的脉冲反复周期使用初始值 T_0 的方法。求出调整用发送脉冲周期 T_D 的处理在图 12 的步骤 100 进行。

[0107] 图 13(c), (d) 为该方法的说明图。根据在步骤 ST9 新计算出的反复扫描周期 T_{SV} ,求出调整用发送脉冲周期 $T_D (= T_{SV} - T_{SV0} = T_{SV} - T_{P0} \times N_B)$,将该调整用发送脉冲周期 T_D 作为最后的发送脉冲的脉冲周期。

[0108] 通过第 2 方法,维持反复扫描周期 T_{SV} 的整数倍基本为心跳周期 T_{ECG} 这样的关系,可减少紧接 ECG 触发周期之前的无用的期间。

[0109] (5) 反复扫描周期的变更方法(第 3 方法)

[0110] 图 14 为表示反复扫描周期的变更方法(第 3 方法)的处理实例的流程图。在上述第 1、第 2 方法中,如果指示模式转移,则根据已计算的诊断用参数(反复扫描周期 T_{SV} 、脉冲反复周期 T_p 等),自动地开始触发性 3 维诊断模式。

[0111] 与此相对,在第 3 方法中,设置如下处理,即一次地在显示部 50 中显示已计算的诊断用参数(步骤 ST201),用户确认新的诊断用参数的内容后,判断是否输入从操作部 80 输入的模式转移指示的处理(步骤 ST202)。

[0112] 另外,由于帧频 FR_{SV} 为诊断上重要的参数之一,故在流程图中,附加计算帧频 FR_{SV} 的处理(步骤 ST200)。

[0113] 在第 3 方法中,由于可在用户确认已计算的诊断用参数之后,转移到触发性 3 维诊断模式,故可进行更加确实的诊断。

[0114] 象以上说明的那样,根据本实施方式的超声波诊断装置 1 与其制造方法,防止对于紧接 ECG 触发信号之前的反复扫描在扫描的中途中断的情况,可提高取得数据的利用效率,并且还形成紧接 ECG 触发信号之前的图像。

[0115] 此外,本发明并不限于上述实施方式,在实施方式中,可在不脱离其实质的范围内,改变组成部件来具体化。另外,通过在上述实施方式中公开的多个组成部件的适当的组合,可形成各种发明。比如,也可从实施方式中公开的全部组成部件中,删除几个组成部件。进而,还可适当组合不同的实施方式的组成部件。

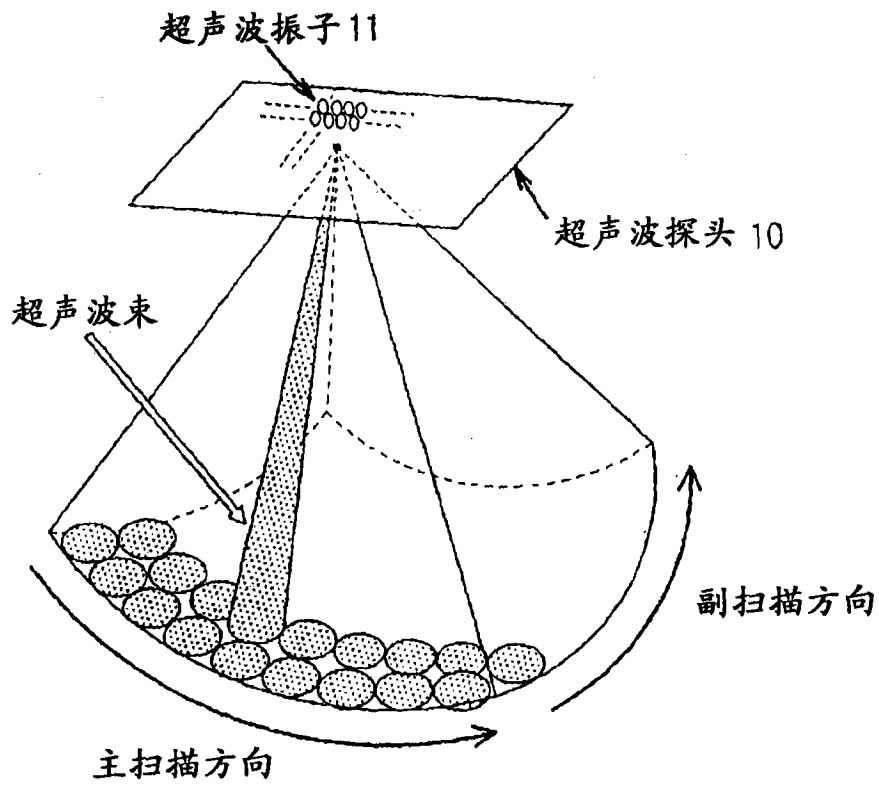


图 1

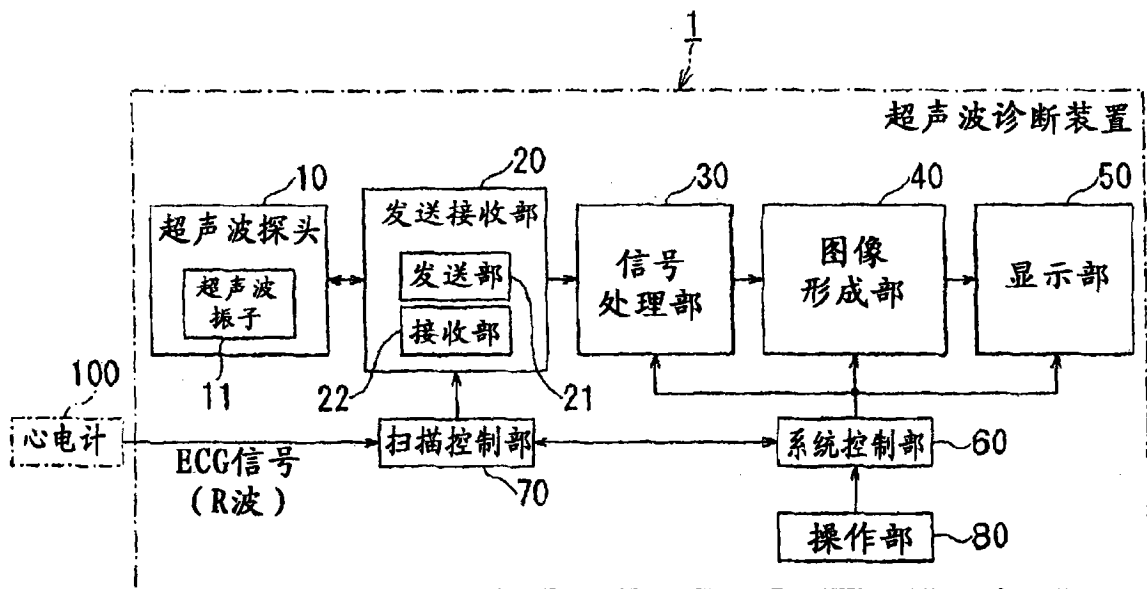


图 2

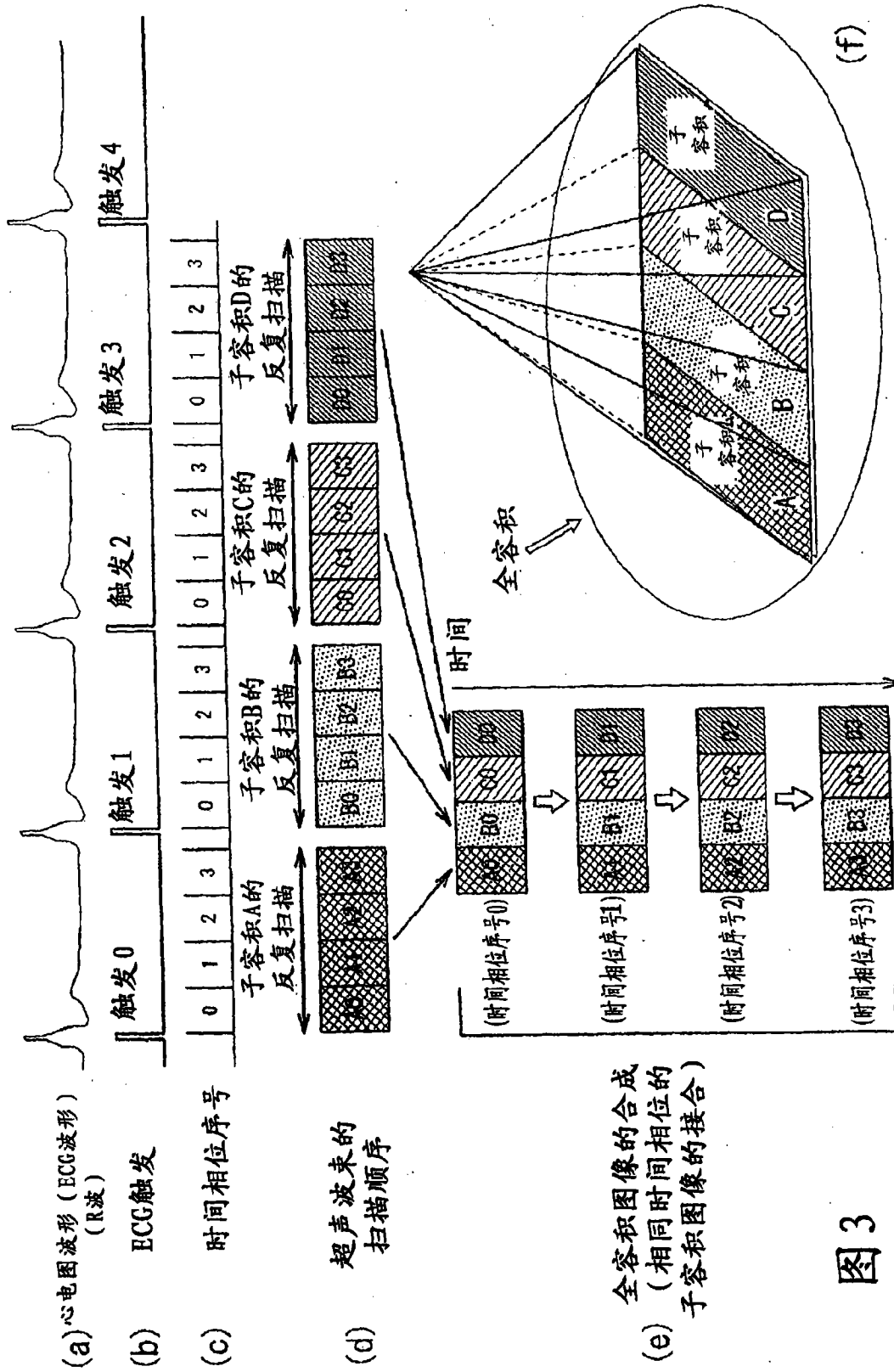


图3

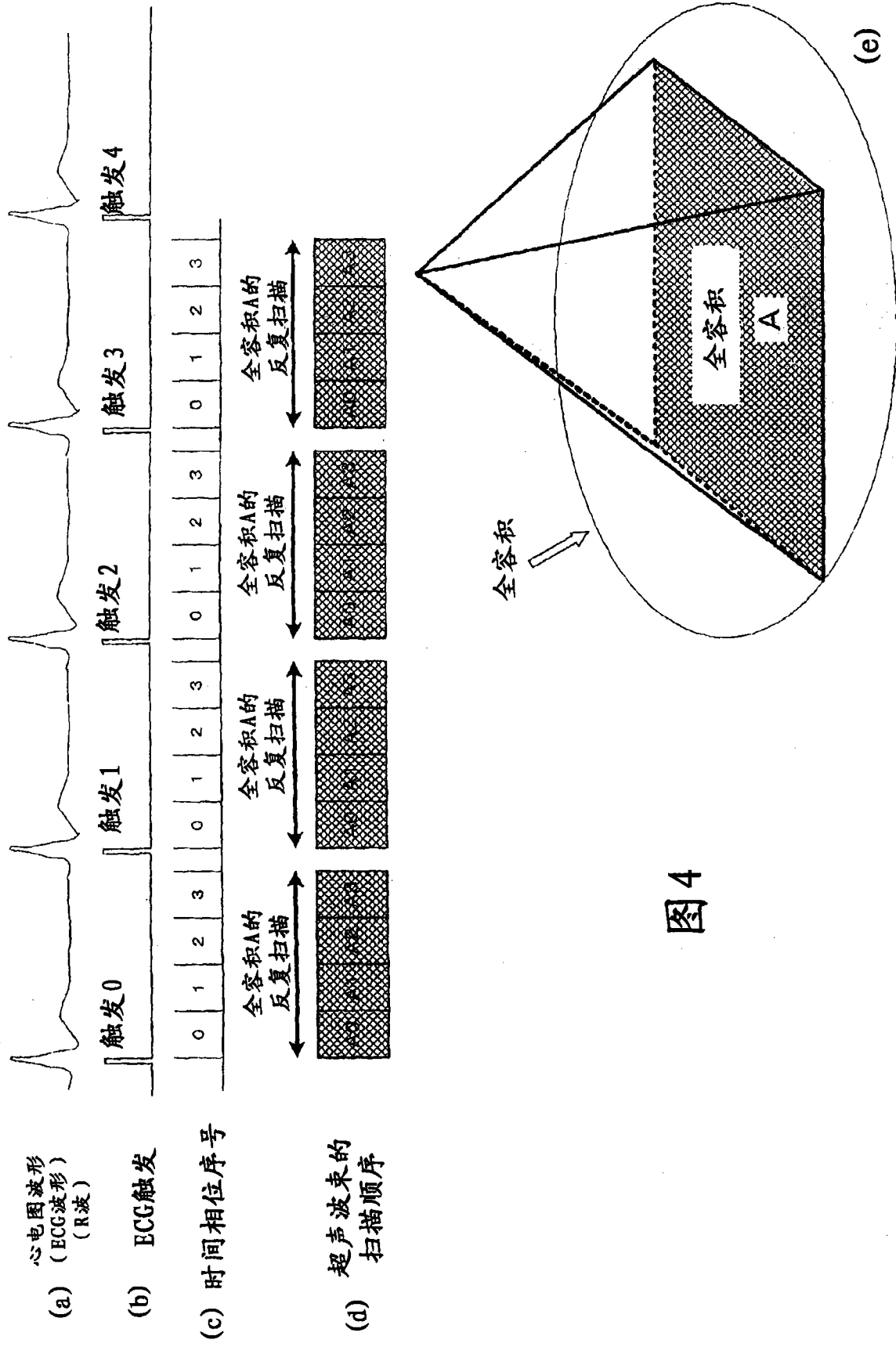


图4

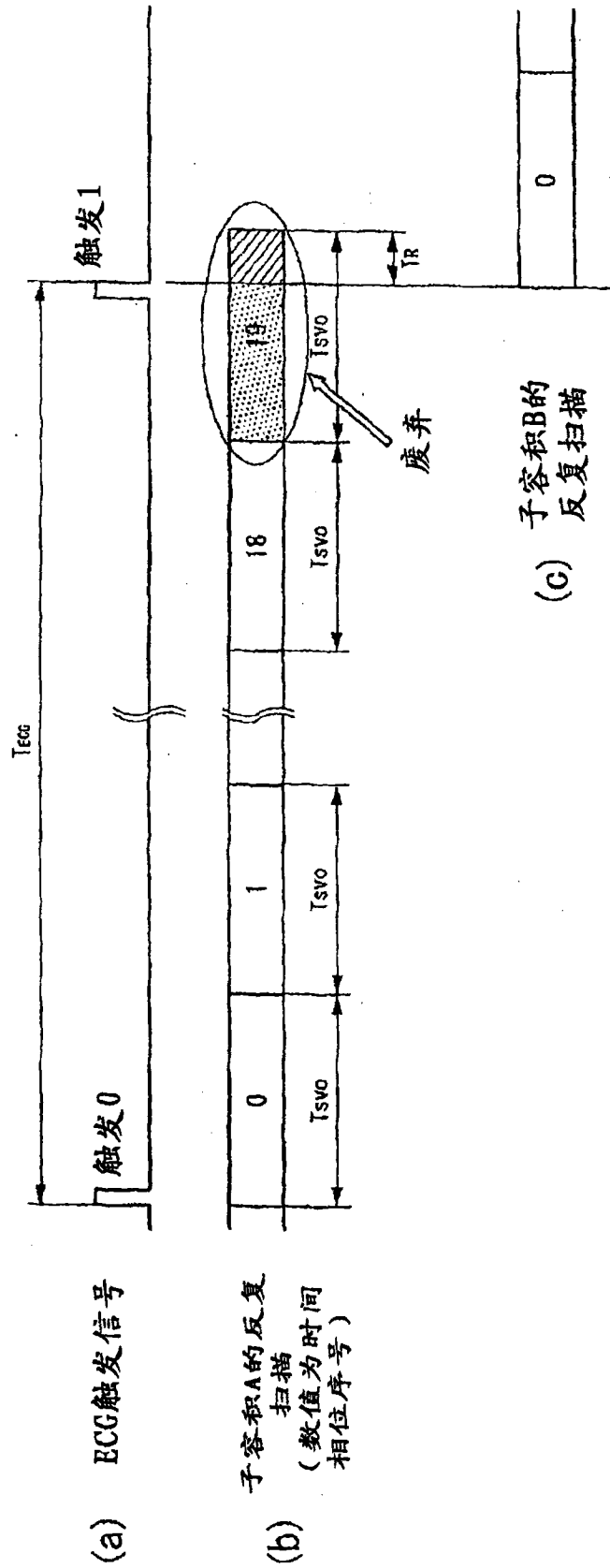
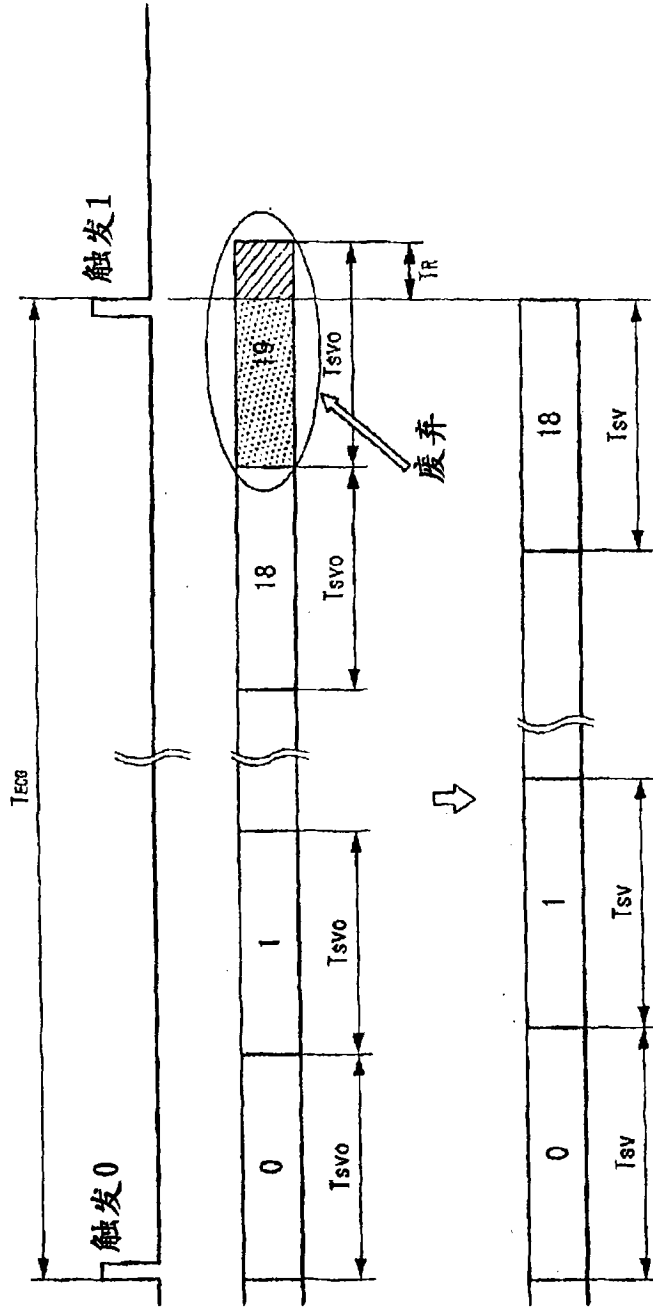


图5 ECG触发信号的周期 (心跳周期)
 T_{ECG} ECG触发信号的周期 (心跳周期)
 T_{svo} 反复扫描周期 (初始值)



(a) ECG触发信号

(b) 子容积分A的反复扫描
(数值为时间相位序号)

(c) 变更后子容积分A的反复扫描
(数值为时间相位序号)

T_{ECG} ECG触发信号的周期 (心跳周期)
 T_{svo} 反复扫描周期 (初始值)
 T_{sv} 反复扫描周期 (变更值)

图6

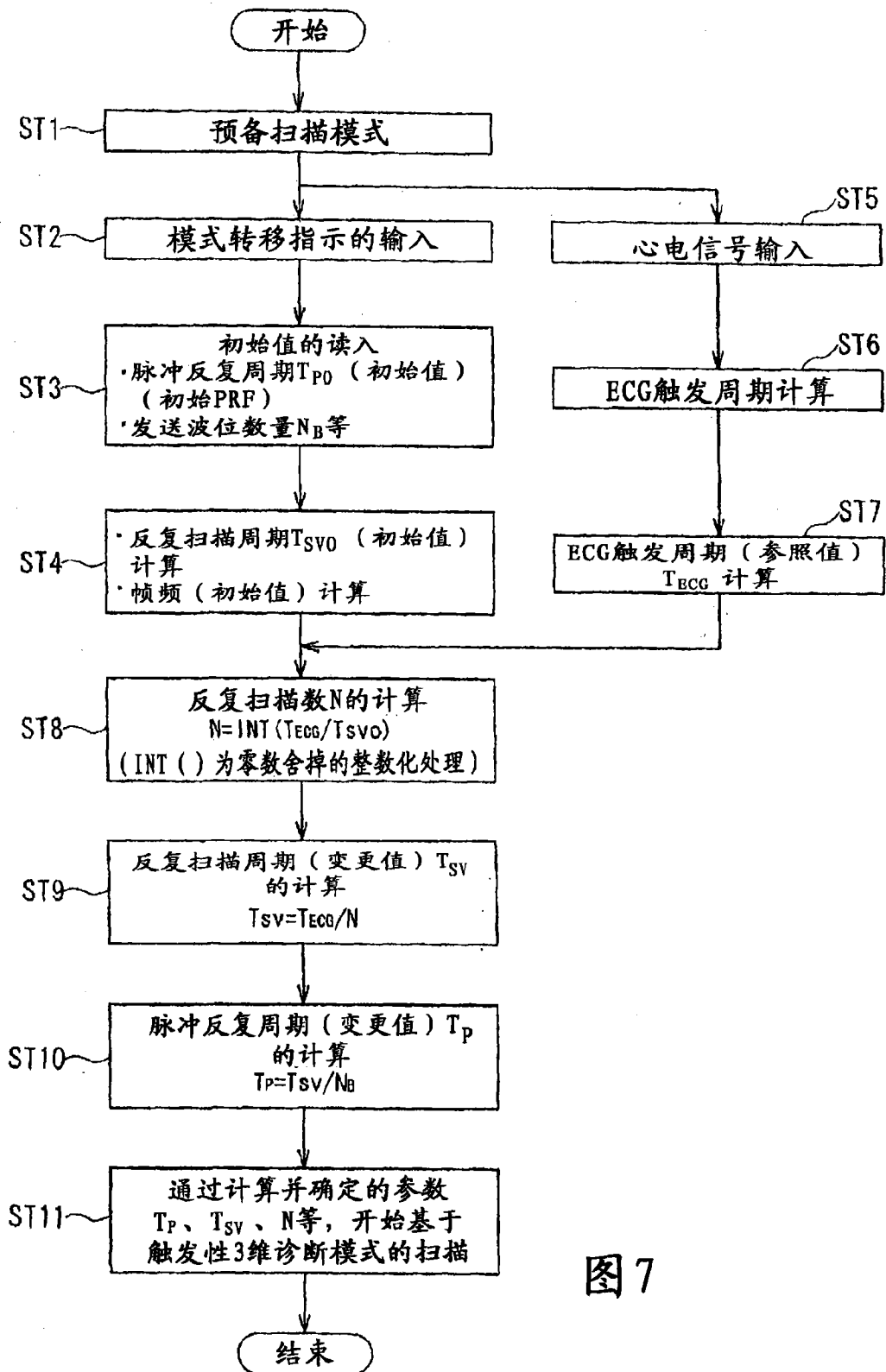
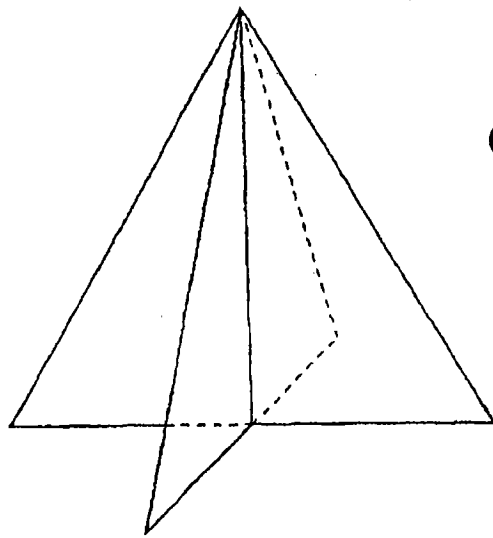


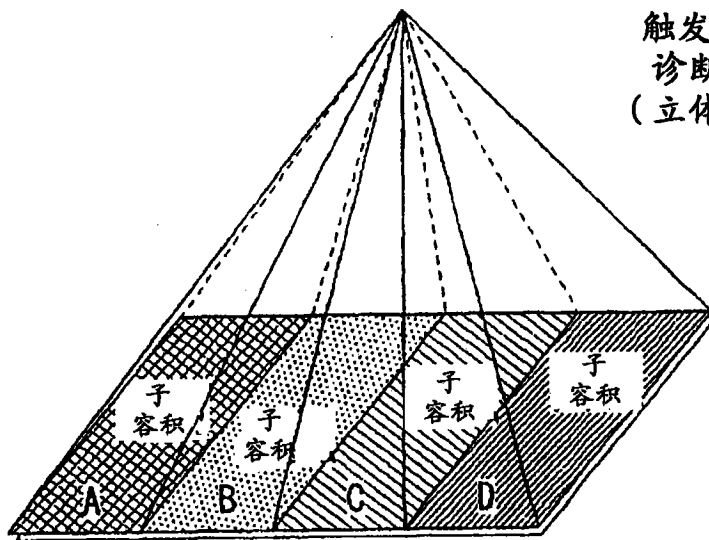
图7



预备扫描模式
(面(2面)扫描)

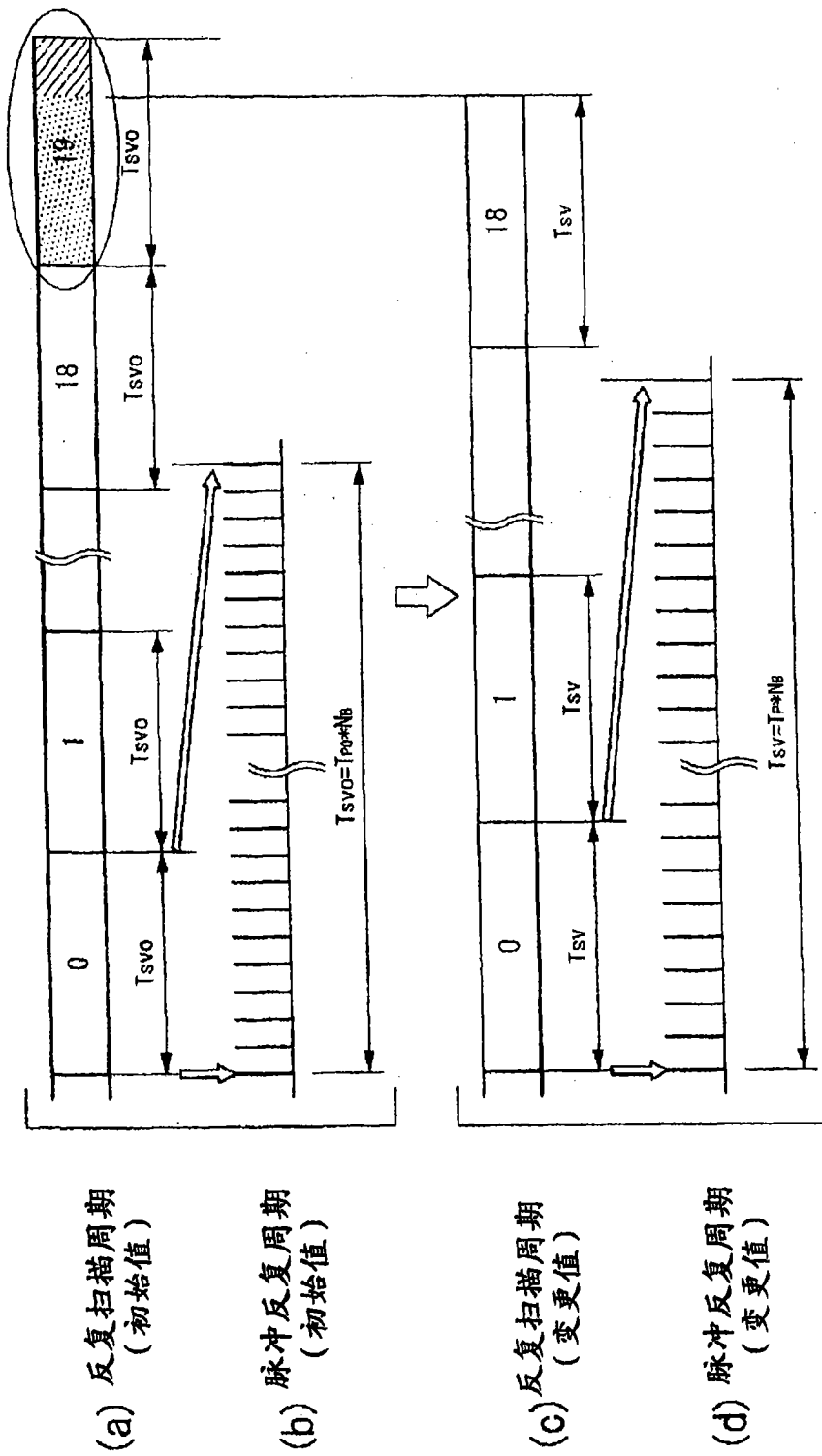
图 8A

模式转移 ↓



触发性3维
诊断模式
(立体扫描)

图 8B



T_{ECG} ECG触发信号的周期 (心跳周期)
 T_{SVO} 反反复扫描周期 (初始值)
 T_{PO} 脉冲反反复周期 (初始值)
 N_b 发送波位数量
 T_{SV} 反反复扫描周期 (变更值)
 T_P 脉冲反反复周期 (变更值)

图9

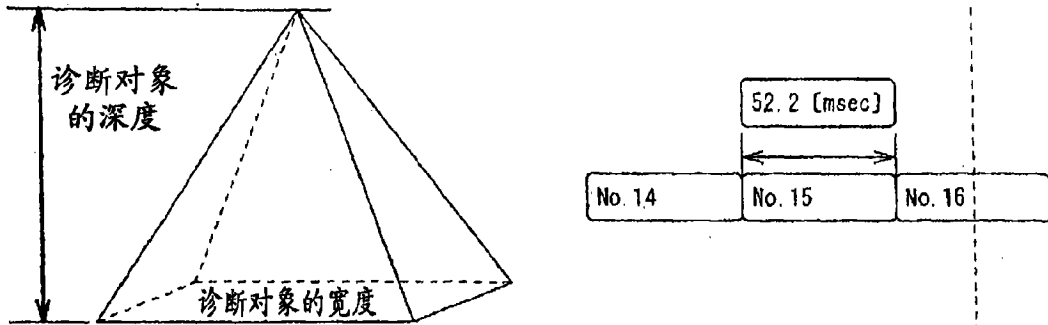


图10A

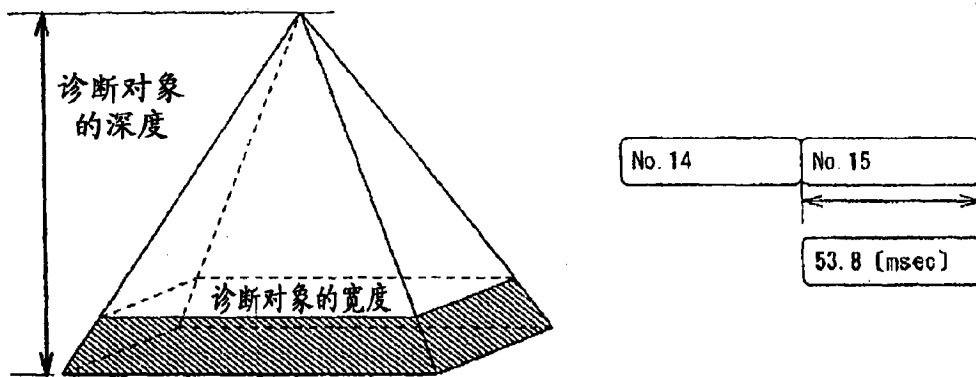


图10B

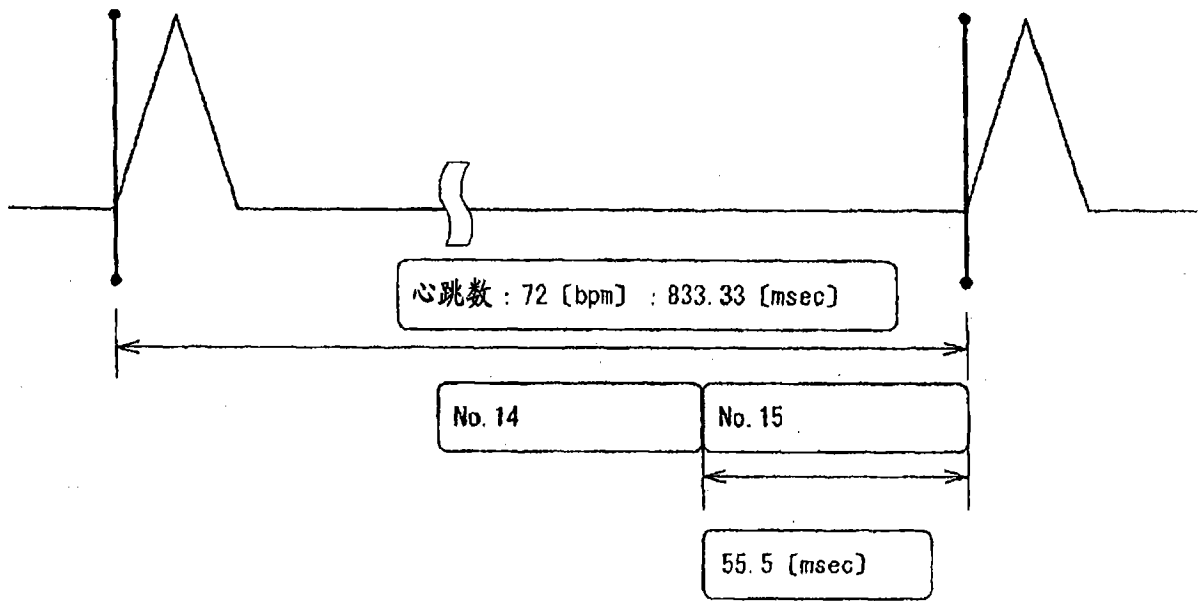


图 11A

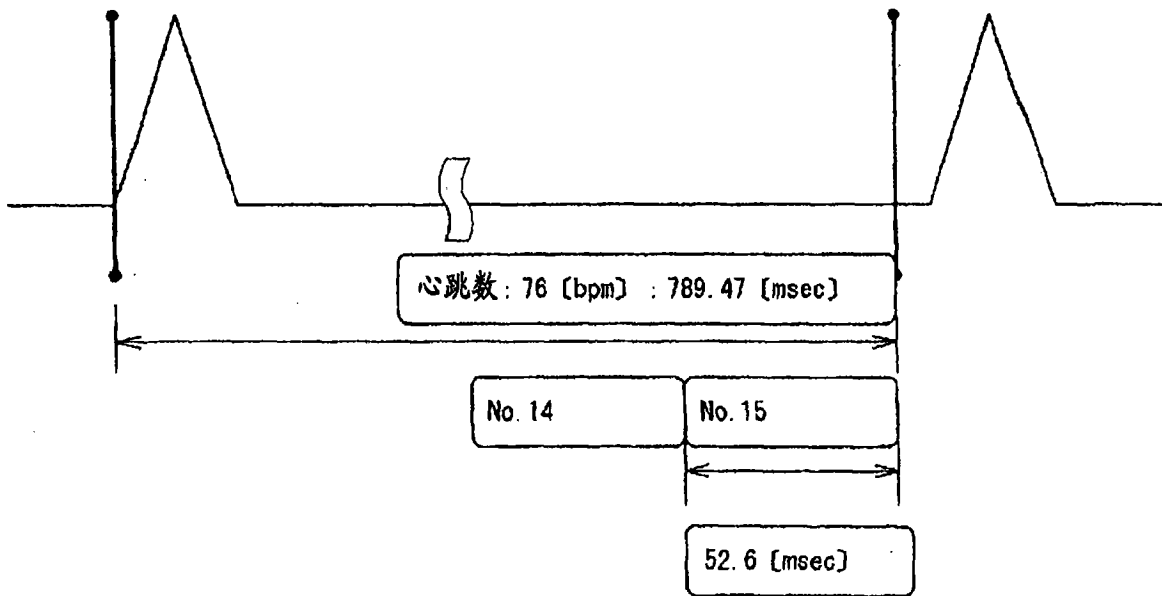


图 11B

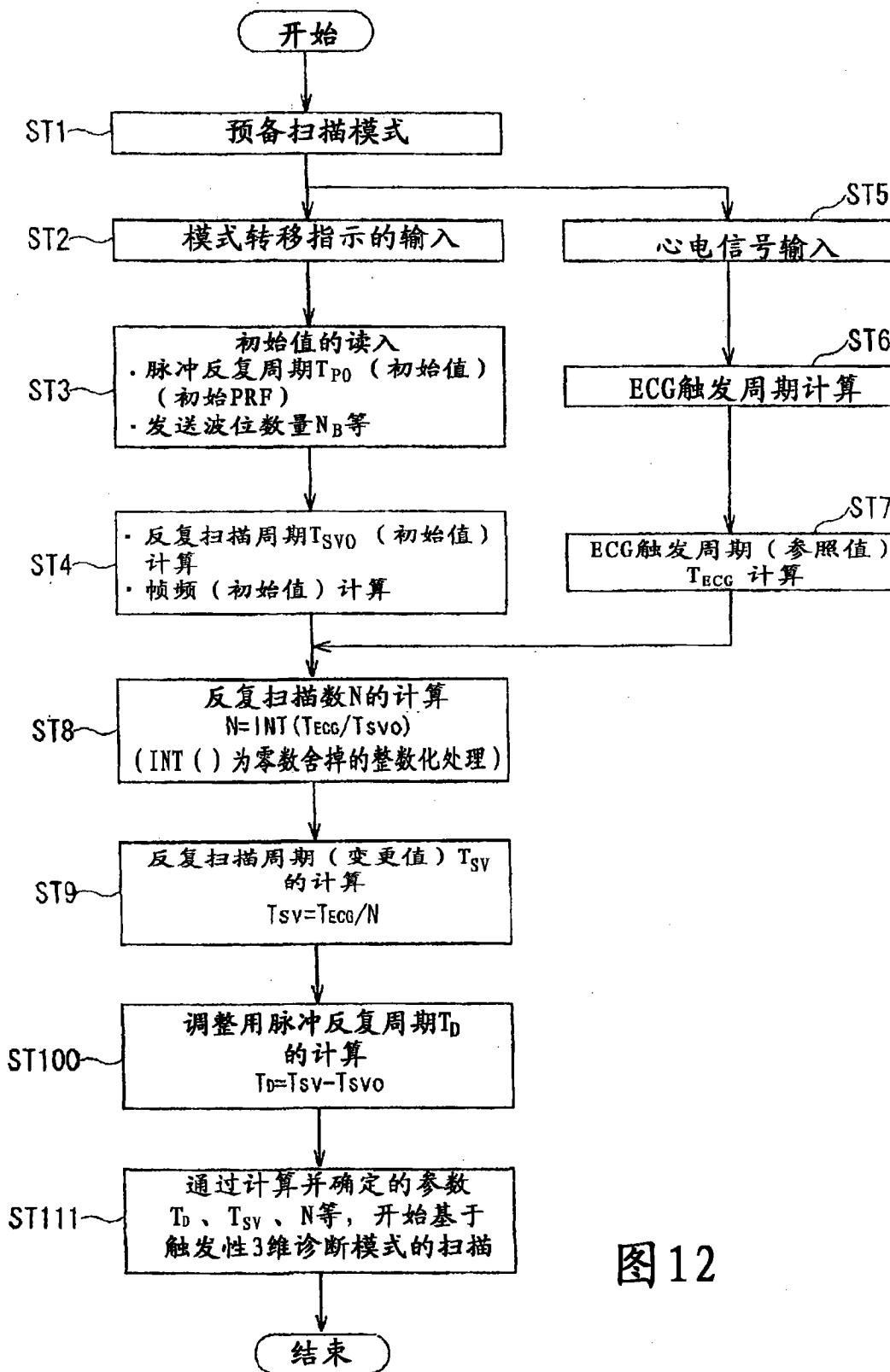
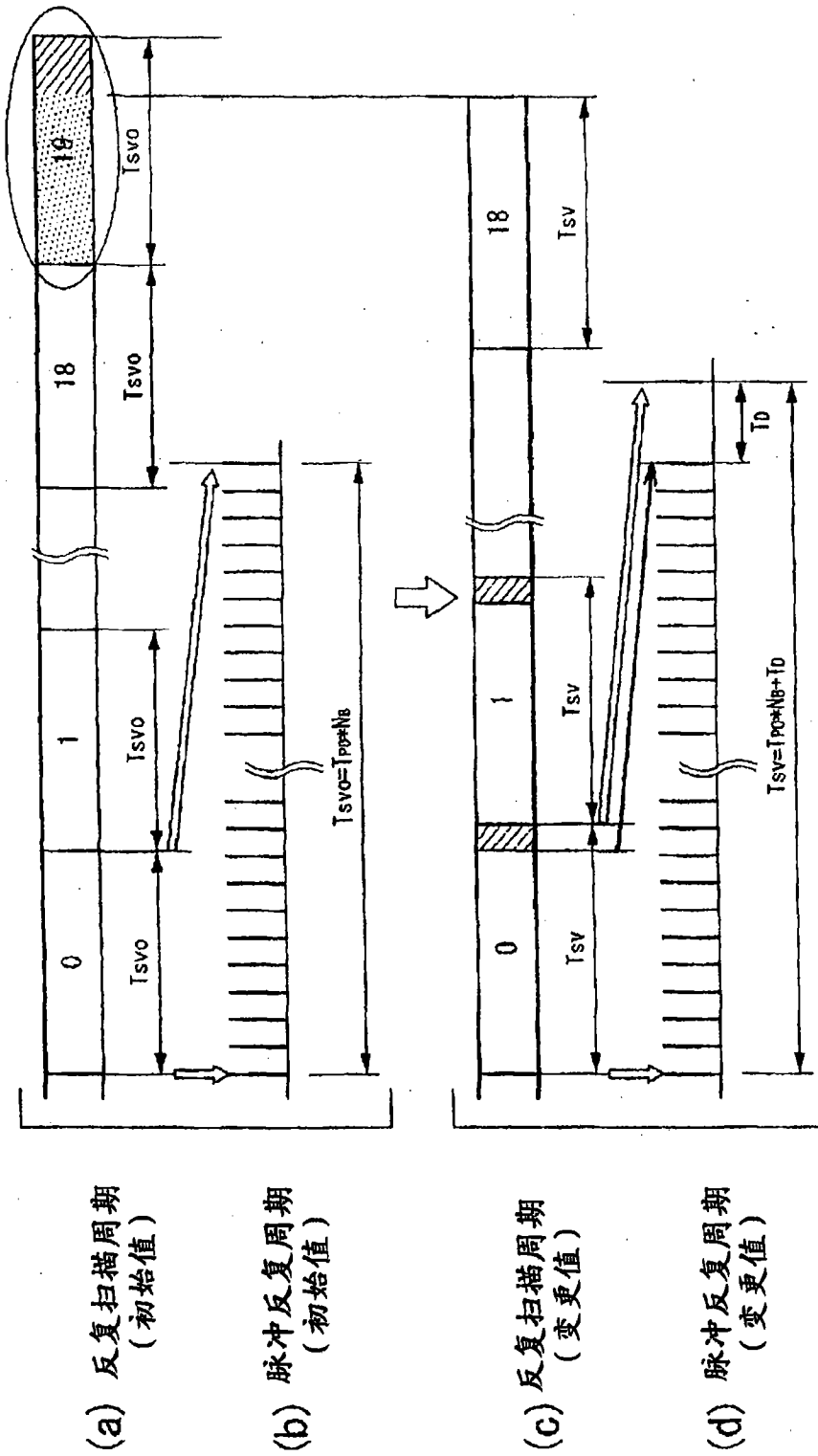


图 12



T_{ECG} ECG触发信号的周期 (心跳周期)
 T_{SVO} 反复扫描周期 (初始值)
 T_{PO} 脉冲反复周期 (初始值)
 N_b 发送波位数量
 T_{SV} 反复扫描周期 (变更值)
 T_D 调整用发送脉冲周期

图13

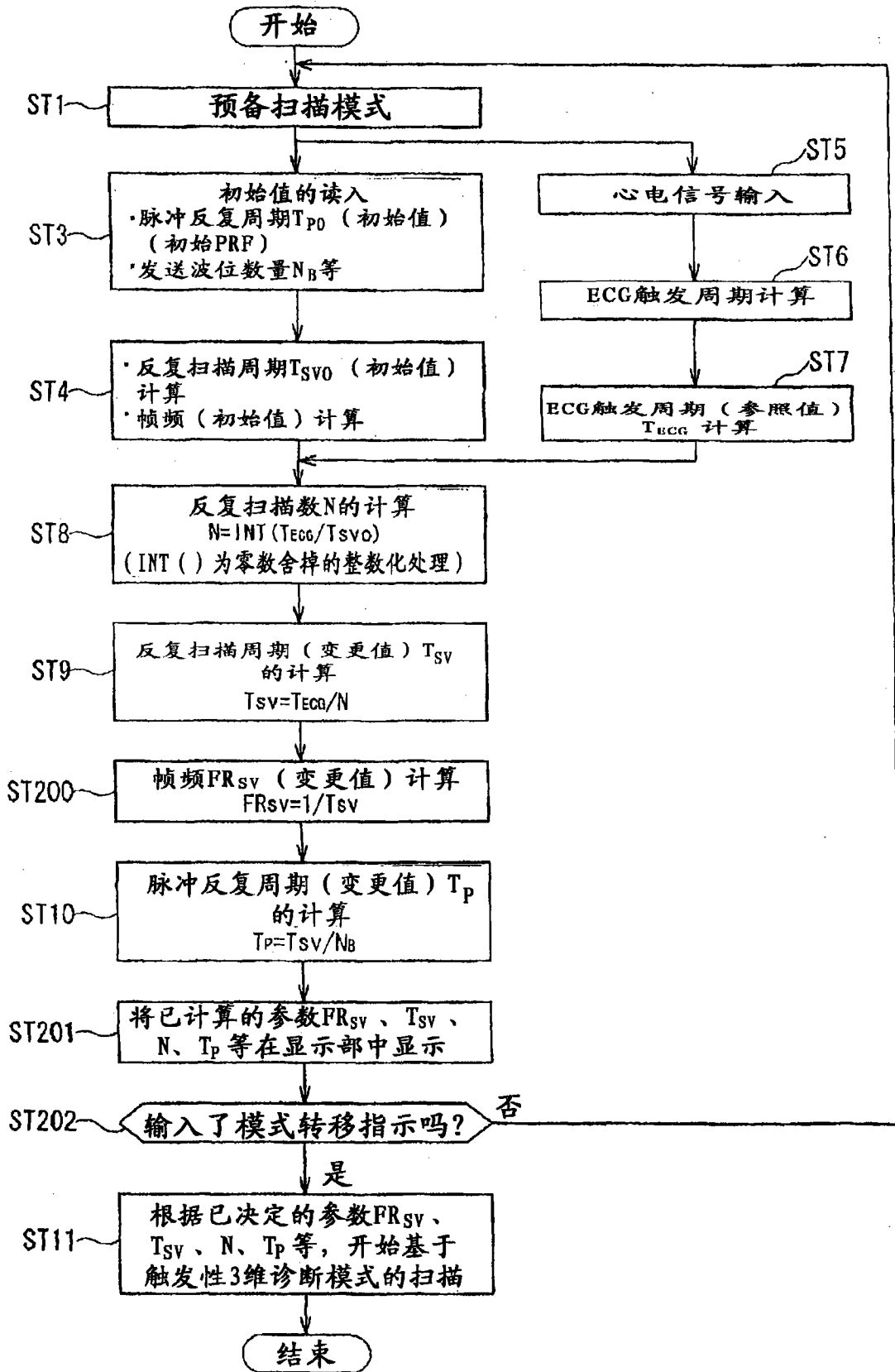


图 14

专利名称(译)	超声波诊断装置及其控制方法		
公开(公告)号	CN101480343B	公开(公告)日	2011-11-16
申请号	CN200810189573.8	申请日	2008-12-12
[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	佐佐木琢也 掛江明弘		
发明人	佐佐木琢也 掛江明弘		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B5/0456 A61B8/14 A61B8/483 A61B8/543		
代理人(译)	吴丽丽		
优先权	2007321192 2007-12-12 JP		
其他公开文献	CN101480343A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种超声波诊断装置及其控制方法，该超声波诊断装置的特征在于其包括：超声波探头；扫描控制部，从外部输入与心跳周期对应的触发信号，对于希望的诊断区域，按照每个触发信号多次反复地扫描超声波束，并且通过发送脉冲的脉冲反复周期的控制来控制反复扫描周期；图像形成部，形成与上述各反复扫描周期对应的图像，扫描控制部按照反复扫描周期的整数倍为基于触发信号的周期的参照值的方式决定并控制脉冲反复周期。

