



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101491448 B

(45) 授权公告日 2011. 11. 16

(21) 申请号 200910005096. X

(22) 申请日 2009. 01. 23

(30) 优先权数据

2008-015151 2008. 01. 25 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 桥本新一

(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 8/13(2006. 01)

(56) 对比文件

US 6544175 B1, 2003. 04. 08, 全文.

US 2006/0173309 A1, 2006. 08. 03, 全文.

CN 101065069 A, 2007. 10. 31, 全文.

JP 平 1-146527 A, 1989. 06. 08, 全文.

审查员 黄长斌

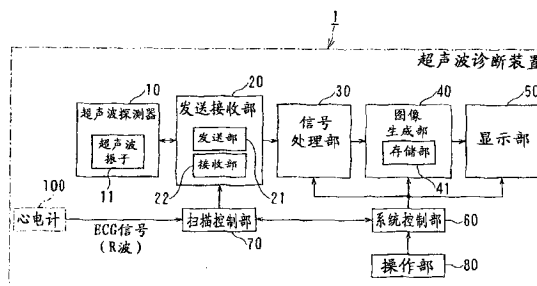
权利要求书 2 页 说明书 10 页 附图 9 页

(54) 发明名称

超声波诊断装置及其控制方法

(57) 摘要

本发明提供超声波诊断装置及控制方法, 具备: 超声波探测器, 沿主扫描方向及副扫描方向扫描超声波束收集反射信号; 扫描控制部, 从外部输入按每个心拍周期输出的触发信号, 对将被检体期望的诊断区域分割成规定数量分割区域, 在从触发信号到下一个触发信号为止间, 反复多次扫描超声波束; 存储部, 将按反复扫描顺序及分割区域排列顺序收集的反射信号转换成图像显示用数据, 存储对诊断区域全体多次扫描的期间量的图像显示用数据; 图像生成部, 从上述图像显示用数据中, 不拘于取得的时间顺序按分割区域的空间排列顺序选择分割区域, 从各分割区域的图像显示用数据中, 取出并接合反复扫描的顺序相同的图像显示用数据, 生成并更新诊断区域全体的图像。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具备:

超声波探测器,沿着主扫描方向以及副扫描方向扫描超声波束并收集来自被检体内的反射信号;

扫描控制部,从外部输入按照每个心拍的周期所输出的触发信号,对于将上述被检体的希望的诊断区域分割成规定数量而得到的分割区域的各个,在从上述触发信号到下一个触发信号为止的期间,多次反复扫描上述超声波束;

存储部,将按照上述反复扫描的顺序以及上述分割区域的排列顺序所收集到的上述反射信号转换成图像显示用数据,存储对上述诊断区域全体进行多次扫描的期间量的上述图像显示用数据;以及

图像生成部,从存储在上述存储部中的上述图像显示用数据中,不拘束于所取得的时间顺序而按照上述分割区域的空间排列顺序选择分割区域,从所选择出的各分割区域的上述图像显示用数据中,取出并接合反复扫描的顺序相同的图像显示用数据,生成并更新上述诊断区域全体的图像。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述图像生成部在按照上述排列顺序选择上述分割区域时,选择上述触发信号的周期大致相同的分割区域。

3. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述图像生成部在按照上述排列顺序选择上述分割区域时,选择按照每个上述触发信号进行的反复扫描的数量大致相同的分割区域。

4. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述图像生成部在按照上述排列顺序选择上述分割区域时,选择所邻接的分割区域的空间相关性高的分割区域。

5. 根据权利要求4所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述图像生成部在按照上述排列顺序选择上述分割区域时,在接缝两侧的像素的像素等级之差的绝对值为规定值以下的情况下判断为上述空间相关性高。

6. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述图像生成部在所排列的各个分割区域中的反复扫描数不同的情况下,将这些反复扫描数中最少的反复扫描数作为上述各个分割区域中的最大反复扫描数而生成并更新上述诊断区域全体的图像。

7. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述图像生成部在所排列的各个分割区域中的反复扫描数不同的情况下,将这些反复扫描数中最多的反复扫描数作为上述各个分割区域中的最大反复扫描数,并且在比上述最大反复扫描数少的反复扫描数的分割区域中使用通过最后的反复扫描得到的图像显示用数据来补充相对上述最大反复扫描数的不足部分,生成并更新上述诊断区域全体的图像。

8. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述图像生成部根据存储在上述存储部中的上述图像显示用数据计算出平均反复扫描数,

在上述平均反复扫描数以下的反复扫描数的分割区域中使用通过最后的反复扫描得到的图像显示用数据来补充相对上述平均反复扫描数的不足部分,另一方面在超过上述平

均反复扫描数的反复扫描数的分割区域中利用在与该分割区域相同的分割区域中已取得的图像显示用数据,生成并更新上述诊断区域全体的图像。

9. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述图像生成部生成并更新排列了即使空间排列顺序相同但所取得的时间带不同的分割区域的多个上述诊断区域全体的图像。

10. 根据权利要求9所述的超声波诊断装置,其特征在于:

还具备显示上述诊断区域全体的图像的显示部,

在上述显示部上,排列显示上述多个上述诊断区域全体的图像。

11. 根据权利要求9所述的超声波诊断装置,其特征在于:

还具备显示上述诊断区域全体的图像的显示部,

在上述显示部上,以规定的显示周期切换而显示上述多个上述诊断区域全体的图像。

12. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述图像生成部能够从空间排列位置相同的多个分割区域中选择希望的分割区域。

13. 一种超声波诊断装置的控制方法,其特征在于,具备如下步骤:

(a) 沿着主扫描方向以及副扫描方向扫描超声波束并收集来自被检体内的反射信号;

(b) 从外部输入按照每个心拍的周期输出的触发信号;

(c) 对于将上述被检体的希望的诊断区域分割成规定数量而得到的分割区域的各个,在从上述触发信号到下一个触发信号为止的期间,多次反复扫描上述超声波束;

(d) 将按照上述反复扫描的顺序以及上述分割区域的排列顺序收集到的上述反射信号变换成图像显示用数据,存储对上述诊断区域全体进行多次扫描的期间量的上述图像显示用数据;以及

(e) 从所存储的上述图像显示用数据中,不拘束于所取得的时间顺序而按照上述分割区域的空间排列顺序选择分割区域,从所选择出的各分割区域的上述图像显示用数据中,取出并接合反复扫描的顺序相同的图像显示用数据,生成并更新上述诊断区域全体的图像。

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:

在上述步骤(e)中,按照上述排列顺序选择上述分割区域时,选择上述触发信号的周期大致相同的分割区域。

15. 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:

在上述步骤(e)中,按照上述排列顺序选择上述分割区域时,选择按照每个上述触发信号进行的反复扫描的数量大致相同的分割区域。

16. 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:

在上述步骤(e)中,按照上述排列顺序选择上述分割区域时,选择所邻接的分割区域的空间相关性高的分割区域。

17. 根据权利要求16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(e)中,按照上述排列顺序选择上述分割区域时,在接缝两侧的像素的像素等级之差的绝对值为规定值以下的情况下判断为上述空间相关性高。

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,特别涉及使用根据心电信号等生成的触发信号,通过超声波对被检体内进行三维扫描的超声波诊断装置及其控制方法。

背景技术

[0002] 近年来,可以将三维图像显示成运动图像的超声波诊断装置的开发得到了急速发展,与以往的二维图像相比能够以高分辨率来显示宽范围的诊断图像。

[0003] 但是,由于超声波诊断装置利用在生物体内传播的超声波来生成诊断图像,所以即使是三维超声波诊断装置,在发送超声波脉冲之后至接收到来自生物体内的反射波为止的时间也与二维超声波诊断装置基本上相同。因此,如果想要以高分辨率对生物体内的三维空间范围进行扫描,则扫描束的波位 (beam position) 数量变多,与二维超声波诊断装置相比,在三维超声波诊断装置中,扫描规定范围所需的时间一般更长。即、如果假设相同的空间分辨率,则原理上由三维超声波诊断装置得到的三维图像的帧频 (三维图像的更新频率) 低于由二维超声波诊断装置得到的二维图像的帧频。

[0004] 为了解决该问题以往以来研究了各种手法 (参照美国专利第 6,544,175 号、特开 2007-20908 号等)。基本的想法是将成为诊断对象的全部范围 (以下称为全容积 (full volume)) 分割成多个小区域 (以下称为子容积 (sub volume)),将以高的帧频对子容积的三维空间进行扫描而得的图像数据接合,得到全容积的三维图像。在该方法中,子容积的观测时刻针对每个子容积而不同,所以关于子容积的接合确保空间连续性变得重要。

[0005] 另一方面,对于诊断部位,因呼吸、心脏的跳动,其诊断对象部位发生变动。因此,例如在美国专利第 6,544,175 号等中,公开出与心脏的运动同步地取得子容积内的多个图像数据的技术。美国专利第 6,544,175 号等所公开的技术涉及实时地生成心脏的三维图像作为运动图像的技术,其概略如下所述。

[0006] 将心电图的信号、即 ECG (Electro Cardio Gram) 信号用作与心脏的运动同步的信号。更具体而言,将在心脏的扩张末期发生的 R 波信号用作 ECG 触发信号。

[0007] 将希望观测的心脏的三维区域全体 (全容积) 分割成四个子容积,针对每个子容积,在与上述 ECG 触发信号同步的定时收集一个心拍的图像数据。该一个心拍的图像数据由多个帧图像构成。例如,通过在每个心拍 (在 ECG 触发信号的每个周期) 反复扫描 20 次同一子容积,在同一子容积中收集 20 张帧图像。在该情况下,如果将心拍的周期假设成一秒,则针对每个子容积得到的图像数据的帧频成为 20fps (frames per second, 帧数 / 秒),成为对将心脏的运动捕捉成运动图像基本充分的值。

[0008] 另一方面,当对在各子容积中得到的图像数据进行接合而合成全容积的图像数据时,从在子容积中得到的多个帧图像中,从各个子容积抽出并接合相同“时相”的帧图像,生成全容积的帧图像。此处,“时相”是指以 ECG 触发信号的发生时刻为基准的延迟量。通常,心脏的收缩、扩张的运动成为与 ECG 触发信号同步而具有周期性的运动。因此,如果从各个子容积抽出相同“时相”的帧图像并将这些接合,则子容积间的空间连续性基本被确保。实

实际上,从与 ECG 触发信号接近的一方按照反复扫描的顺序分配“时相序号”,接合从相同“时相序号”的扫描得到的帧图像而合成全容积的图像。例如,在将全容积分割成四个子容积 A、B、C、以及 D,并对各子容积反复扫描 20 次的情况下,针对每个子容积得到从“时相序号 0”到“时相序号 19”的 20 张帧图像。然后,通过从子容积 A、B、C、以及 D 抽出并接合相同“时相序号”的帧图像,合成与该“时相序号”对应的全容积的图像。该接合是针对每个“时相序号”进行的,合成从“时相序号 0”到“时相序号 19”的全容积图像。其结果,针对每个 ECG 触发信号,所接合的全容积的帧图像的数量也成为 20 张,全容积图像的帧频成为与子容积的帧频相同的值。即,例如可以生成具有 20fps 的帧频的全容积的运动图像。

[0009] 如上所述,在美国专利第 6,544,175 号等所公开的以往技术中,按照每个 ECG 触发信号多次反复扫描一个子容积内,通过一次扫描得到一个帧图像(子容积的帧图像)。此处,在开始进行利用三维图像的诊断之前,根据 ECG 触发信号的周期,预先决定子容积内的反复扫描数。

[0010] 但是,人的心拍周期未必恒定,即使是健康的人,也存在 10%左右的变动。在具有脉率不齐等疾病的患者的情况下其变动量进一步变大。因此 ECG 触发信号的周期也伴随心拍周期的变动而并非恒定。

[0011] 其结果,在开始诊断前决定的子容积内的反复扫描数未必是恒定的。例如,即使在诊断开始之前决定的子容积内的反复扫描数 N 是 20,但实际上当开始诊断,由于心拍周期的变动,反复扫描数 N 减少至 18、或增加至 22 那样地变动。因此,有可能存在即使想要接合同时相序号的帧图像但也无法取得与该时相序号相应的扫描数据的子容积。

[0012] 例如,在子容积 A 的扫描期间中,心拍周期短而仅能够直到时相序号 18 为止取得扫描数据,之后心拍周期延长而在剩余的子容积 B、C、D 中能够取得直到时相序号 20 为止的扫描数据。在该情况下,即使已接合了时相序号 19、20 的帧图像而合成了全容积图像,但由于关于子容积 A 不存在时相序号 19、20 的帧图像,所以无法确保作为全容积整体的空间连续性。另外,在着眼于子容积 A 的情况下,有可能发生如下现象:由于心拍周期变动,所以能够取得的最大的时相序号变动,有时仅能够取得直到时相序号 18 为止的扫描数据,有时能够取得直到时相序号 20 为止的扫描数据。其结果,在看作运动图像时,无法确保关于子容积 A 的时间连续性。

[0013] 这样,在美国专利第 6,544,175 号等公开的以往技术中,起因于心拍周期的变动,无法确保空间或时间连续性而成为不连续且模糊不清的图像,甚至在进行图像诊断时有时造成障碍。

发明内容

[0014] 本发明是鉴于上述情况而完成的,其目的在于提供一种超声波诊断装置及其控制方法,即使存在心拍周期的变动也可以防止或降低合成图像的空间、时间不连续性。

[0015] 为了解决上述课题,本发明的一个方式的超声波诊断装置的特征在于,具备:超声波探测器,沿着主扫描方向以及副扫描方向扫描超声波束并收集来自被检体内的反射信号;扫描控制部,从外部输入按照每个心拍的周期所输出的触发信号,对于将上述被检体的希望的诊断区域分割成规定数量而得到的分割区域的各个,在从上述触发信号到下一个触发信号为止的期间,多次反复扫描上述超声波束;存储部,将按照上述反复扫描的顺序以及

上述分割区域的排列顺序所收集到的上述反射信号变换成图像显示用数据,存储对上述诊断区域全体进行多次扫描的期间量的上述图像显示用数据;以及图像生成部,从存储在上述存储部中的上述图像显示用数据中,不拘束于所取得的时间顺序而按照上述分割区域的空间排列顺序选择分割区域,从所选择出的各分割区域的上述图像显示用数据中,取出并接合反复扫描的顺序相同的图像显示用数据,生成并更新上述诊断区域全体的图像。

[0016] 另外,本发明的另一方面的超声波诊断装置的控制方法的特征在于,具备如下步骤:(a) 沿着主扫描方向以及副扫描方向扫描超声波束并收集来自被检体内的反射信号;(b) 从外部输入按照每个心拍的周期输出的触发信号;(c) 对于将上述被检体的希望的诊断区域分割成规定数量而得到的分割区域的各个,在从上述触发信号到下一个触发信号为止的期间,多次反复扫描上述超声波束;(d) 将按照上述反复扫描的顺序以及上述分割区域的排列顺序收集到的上述反射信号变换成图像显示用数据,存储对上述诊断区域全体进行多次扫描的期间量的上述图像显示用数据;以及(e) 从所存储的上述图像显示用数据中,不拘束于所取得的时间顺序而按照上述分割区域的空间排列顺序选择分割区域,从所选择出的各分割区域的上述图像显示用数据中,取出并接合反复扫描的顺序相同的图像显示用数据,生成并更新上述诊断区域全体的图像。

附图说明

- [0017] 图 1 是示意地示出三维超声波诊断装置的束扫描的图。
[0018] 图 2 是示出本发明的超声波诊断装置的结构例子的框图。
[0019] 图 3 是触发性(triggered) 三维诊断模式的一般动作概念说明图。
[0020] 图 4 是全容积图像的合成方法(第一方法)的说明图。
[0021] 图 5 是第一方法的第一变形例子的说明图。
[0022] 图 6 是第一方法的第二变形例子的说明图。
[0023] 图 7 是第一方法的第三变形例子的说明图。
[0024] 图 8 是全容积图像的合成方法(第二方法)的第一说明图。
[0025] 图 9 是全容积图像的合成方法(第二方法)的第二说明图。
[0026] 图 10 是示出全容积图像的组合候补的显示、选择单元的一个例子的图。

具体实施方式

[0027] 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。

[0028] (1) 整体以及结构

[0029] 图 1 是示意地示出本实施方式的超声波诊断装置 1 的超声波束的扫描状况的图。超声波诊断装置 1 利用二维地排列有多个超声波振子 11 的超声波探测器 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,沿着主扫描方向以及副扫描方向电子地扫描诊断区域的范围。从诊断区域的反射信号,得到主扫描方向、副扫描方向、以及距离方向的三维信息。

[0030] 一维地排列有超声波振子的以往的一维超声波探测器的扫描范围为平面状的范围,与此相对,本实施方式那样的二维超声波探测器 10 的扫描范围成为三维的立体范围。另外,由于扫描细的束宽度的超声波束,所以可以从更宽范围的诊断区域取得高分辨率的

三维信息。可以根据所取得的三维信息,生成从任意方向观察的三维图像或在任意的断面切取的断面图像。

[0031] 另一方面,由于沿着主扫描方向和副扫描方向扫描超声波束,所以对诊断区域全体(全容积)进行扫描的波位数相对平面状的扫描范围大幅增加。其结果,如果单纯地对全容积的范围从端到端依次扫描,则对全容积进行一次扫描的时间增加。因此,全容积图像的帧频变低。

[0032] 因此,如上所述,在本实施方式的超声波诊断装置 1 中,采用如下方法:将全容积分割成多个(例如四个)子容积,以高的帧频(例如 20fps)对各个子容积进行扫描,将从各个子容积得到的帧图像合起来接合,合成全容积的帧图像。全容积图像的帧频也可以实现与子容积的帧频相同的高的帧频(例如 20fps),所以针对心脏那样的存在运动的诊断区域也可以实时地生成三维运动图像。

[0033] 图 2 是示出超声波诊断装置 1 的结构例子的图。超声波诊断装置 1 例如构成为具备超声波探测器 10、发送接收部 20、信号处理部 30、图像生成部 40、显示部 50、系统控制部 60、扫描控制部 70、操作部 80、心电计 100 等。

[0034] 超声波探测器 10 具备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生成超声波脉冲,发送到被检体。另外,将从被检体反射来的超声波反射信号变换成电信号,输出到发送接收部 20 的接收部 22。进而,根据从扫描控制部 70 输出的束扫描控制信号,沿着主扫描方向以及副扫描方向扫描超声波束。

[0035] 在发送接收部 20 的发送部 21 中,根据由扫描控制部 70 生成的定时信号生成向各超声波振子 11 供给的发送脉冲。另外,为了同样地根据由扫描控制部 70 生成的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。

[0036] 在发送接收部 20 的接收部 22 中,对从各超声波振子 11 输出的来自被检体的反射信号进行放大并从模拟信号变换成数字信号。另外,根据由扫描控制部 70 生成的束扫描控制信号,对各超声波振子 11 的反射信号设定了用于决定接收用的超声波束的扫描方向的延迟量之后进行加法运算,向信号处理部 30 输出加法运算后的信号作为进行了束形成的反射信号。

[0037] 在信号处理部 30 中,对从接收部 22 输出的反射信号实施滤波处理等信号处理,输出到图像生成部 40。

[0038] 图像生成部 40 作为其内部结构具有存储部 41。在图像生成部 40 中,对信号处理后的反射信号进行变换而生成子容积图像(图像显示用数据),所生成的子容积图像被依次临时存储到存储部 41。存储部 41 具有存储对全容积全体进行多次以上(例如四次以上)扫描的期间量的图像显示用数据的存储容量。

[0039] 在本实施方式的超声波诊断装置 1 中,进行从存储在存储部 41 中的子容积图像合成全容积的三维图像数据的处理。此时,不拘束于存储在存储部 41 中的顺序、即扫描的时间顺序,而从与同一子容积对应的多个子容积图像中,选择在合成全容积图像时使空间连续性变高那样的子容积图像。对于细节,在后面叙述。

[0040] 进而,在图像生成部 40 中,对所合成的全容积的三维图像数据进行绘制(rendering)处理等,生成从任意的角度观察的三维图像或在任意的面切断的断面图像等并输出到显示部 50。三维图像数据可以提供例如每 20fps 的帧时间被更新的运动图像。在

诊断中可以实时地向显示部 50 输出运动图像,但还可以将图像数据暂时保存到恰当的存储器并在诊断之后离线地输出运动图像、或者切出运动图像的一部分而输出静止图像。

[0041] 显示部 50 是例如由液晶显示器装置等构成的显示设备,显示从图像生成部 40 输出的图像。

[0042] 操作部 80 是所谓人机接口,可以对超声波诊断装置 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 的特征在于能够根据 ECG 触发信号将跳动的心脏的运动显示成三维运动图像的診断模式(以下称为触发性三维诊断模式),但在自以往就存在的二维诊断模式下也能够动作。经由操作部 80 进行这些诊断模式的设定、切换。

[0043] 在系统控制部 60 中,根据使用操作部 80 设定的诊断模式、各种参数,进行超声波诊断装置 1 整体的控制。

[0044] 在扫描控制部 70 中,进行与诊断模式对应的超声波束的束管理和发送接收的定时管理。特别,在触发性三维诊断模式中,根据从心电计 100 输出的 ECG 信号(R 波)生成触发信号,与该触发信号同步地决定每个子容积的束扫描位置(主扫描方向以及副扫描方向)、与子容积内的反复扫描相关的诸元,输出到发送接收部 20、图像生成部 40。另外,决定超声波束的发送脉冲反复周期(prf:pulse repetition frequency)等的发送脉冲诸元,由扫描控制部 70 还生成基于发送脉冲诸元的各种定时信号。

[0045] (2) 触发性三维诊断模式的动作

[0046] 对如上所述构成的超声波诊断装置 1 的动作、特别是触发性三维扫描诊断模式的动作进行说明。

[0047] 图 3 是说明触发性三维诊断模式的动作原理的图,例如是专利文献 1 等公开的技术。触发性三维诊断模式是主要以心脏为诊断对象,将根据跳动而变化的心脏的运动显示成三维运动图像的診断模式。在触发性三维诊断模式中,从心电计 100 输入根据患者的心脏的跳动而变化的心电图信号(ECG 信号),生成被称为 ECG 触发信号的脉冲信号。作为 ECG 信号,多使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))。向扫描控制部 70 输入该 ECG 信号,应用恰当的阈值生成 ECG 触发信号(参照图 3(b))。ECG 触发信号是与跳动同步的信号,在心拍为每秒 60 次的情况下,ECG 触发信号的周期成为一秒。

[0048] 在触发性三维诊断模式中,将诊断区域全体(全容积)分割成多个子容积(分割区域),按照每个 ECG 触发信号扫描各子容积。例如,如图 3(f) 例示,将全容积分割成四个子容积 A、B、C 以及 D。然后,根据 ECG 触发信号的触发 0、1、2、3 的输入,按照子容积 A、B、C、以及 D 的顺序进行扫描。

[0049] 此时,对各子容积不只进行一次扫描,而是反复多次(N 次)进行扫描。图 3 示出进行四次($N=4$)的反复扫描的例子。针对各子容积的一次扫描时间 T 如后所述那样对应于运动图像的帧时间(帧频的倒数),所以为了得到平滑的运动的运动图像,例如优选为 $50\text{ms}(=1/20\text{fps})$ 左右或其以下。如果将 ECG 触发信号的周期假设成一秒,另外将一次扫描时间假设成上述 50ms ,则每个子容积的反复扫描数 N 成为 20。在图 3 中,为便于说明,示出将每个子容积的反复扫描数 N 设为 4 时的例子。

[0050] 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、即时相不同,则根据各反复扫描生成的图像数据也不同。

[0051] 图 3(c) 所示的时相序号是以一次扫描时间的单位来划分时相,并从靠近 ECG 触发信号的一侧开始将序号附加成“0”、“1”、“2”、“3”。在图 3(d) 中,将该时相序号“0”、“1”、“2”、以及“3”与子容积 A、B、C 以及 D 关联成“A0”~“A3”、“B0”~“B3”、“C0”~“C3”、“D0”~“D3”,按照时序排列了超声波束的扫描顺序。

[0052] 从信号处理部 30 向图像生成部 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。

[0053] 图 3(e) 是示出由图像生成部 40 进行的全容积的合成方法的图。图 3(e) 是示出在以往的触发性三维诊断模式中通常进行的合成方法的图。在本实施方式的超声波诊断装置 1 中,如后所述,改善该合成方法,但此处,首先对从以往进行的通常的合成方法的概念进行说明。

[0054] 在图像生成部 40 中,从用时相序号识别的各子容积的数据中抽出相同时相序号的数据,用子容积 A、B、C 以及 D 接合并合成。即使是相同时相序号的子容积数据,实际上取得它们的时刻分别相异 ECG 触发信号的周期量。但是,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,所以接合相同时相序号的子容积而得到的全容积图像的空间连续性基本上得以确保。

[0055] 在取得了与时相序号 0 对应的子容积“D0”数据的时刻,已经取得了子容积“A0”、“B0”、“C0”的数据,在该阶段生成与时相序号 0 对应的全容积的图像。

[0056] 接下来,在取得了与时相序号 1 对应的子容积“D1”数据的时刻,已经取得了子容积“A1”、“B1”、“C1”的数据,生成与时相序号 1 对应的全容积的图像。以下同样地,生成时相序号 2 以及 3 的全容积的图像。

[0057] 如果子容积 D 的扫描“D3”结束,则返回到子容积 A 而进行扫描。此时,最初得到的扫描数据“A0”被置换成前一个生成的时相序号 0 的全容积的“A0”,新的时相序号 0 的全容积图像被更新。

[0058] 这样,以每个子容积的一次扫描时间 T 的单位生成或者更新全容积图像。

[0059] 其意味着,即使全容积全体的扫描时间实际上长,也可以看作恰如以子容积的一次扫描时间对全容积全体进行了扫描。即,其意味着,可以使子容积图像的帧频与全容积图像的帧频拟相同(准相同)。

[0060] 例如,在通常的方法中,全容积图像的帧频由于扫描时间的制约而仅达到 5fps。即使在该情况下,通过将全容积分割成四个子容积,从而使各子容积的扫描时间成为全容积的 1/4,作为子容积图像的帧频,得到四倍的量、即 20fps。在触发性三维诊断模式中,由于子容积图像的帧频直接成为全容积图像的帧频,所以如果与通常的方法相比,则得到四倍高的帧频。

[0061] 这样,在触发性三维诊断模式中,由于对于宽的三维诊断区域,也以高的帧频得到高分辨率的图像,所以对于心脏那样的存在运动的诊断对象,也可以生成实时的运动图像。

[0062] 然而,一般人的心拍的周期未必恒定。即使是健康的人,也存在 10% 左右的心拍周期的变动。在具有心脏疾病的患者的情况下,心拍周期的变动进一步变大。

[0063] 如上所述,如果心拍周期的变动变大,则关于时相序号大的子容积图像(与紧接 ECG 触发信号之前接近的时相的子容积图像),即使想要接合相同时相序号的子容积图像来合成全容积图像,也存在相同时相序号不兼备的可能性。

[0064] 另外,为了即使取得时刻不同也可以通过接合相同时相序号的子容积图像而确保全容积图像的空间连续性,需要各子容积图像取得时的心拍周期大致恒定这样的前提。因此,假设即使相同时相序号的子容积图像齐备,如果各子容积图像取得时的心拍周期分别较大地不同,则在合成时也无法确保全容积图像的空间连续性。其原因为,如果心拍周期分别较大地不同,则即使是相同时相序号,心脏的收缩和扩张的状态在各个子容积中也不同。

[0065] (3) 全容积图像的合成方法(第一方法)

[0066] 为了解决上述问题,在本实施方式的超声波诊断装置 1 中,采用将对全容积进行多次扫描的期间量的子容积图像存储到存储部 41 的方法。

[0067] 图 4 是全容积图像的合成方法(第一方法)的说明图。图 4(a) 例示出 ECG 触发信号的周期伴随心拍周期的变动而变动的情况。由于每个子容积的反复扫描是以 ECG 触发信号为基准而开始的,所以如果 ECG 触发信号的周期变动,则在该周期内可以扫描的反复扫描数(最大时相序号)也按照每个心拍周期而发生变化。图 4(b) 示出该情况,最大时相序号例如在 14 ~ 23 的范围内变化。

[0068] 图 4(c) 示出通过子容积 A ~ D 的扫描得到的子容积图像被输入到图像合成部 40 的顺序。在图 4(c) 所示的例子中,被输入连续四次扫描全容积的期间量的数据。该期间的数据被保存到存储部 41。在全容积的一次扫描中,由于子容积 A、B、C 以及 D 这四个子容积被扫描,所以在存储部 41 中临时存储 16 个子容积图像。在该情况下,针对相同子容积分别保存四个子容积图像。

[0069] 如果将心拍周期假设成一秒,则 16 秒的子容积图像数据被存储到存储部 41。在存储部 41 的容量充满的情况下,从时刻旧的数据开始被删除,利用新输入的子容积图像数据更新。

[0070] 以往,在合成全容积图像时,仅使用对图像合成部 40 输入的时刻的紧接最近的过去四个子容积 A、B、C、以及 D 来合成。例如,仅使用图 4(c) 的最左侧的四个子容积 A、B、C、以及 D 来合成。因此,最大时相序号如 22、20、19、21 那样不一致,在最大时相序号附近,发生无法接合四个子容积图像 A、B、C、以及 D 的状况。另外,即使接合相同时相序号、例如时相序号 10 的子容积图像,由于心拍周期分别不同,所以心脏的收缩、扩张的状态在各个子容积中不同,无法确保所合成的全容积图像的空间连续性。

[0071] 因此,在本实施方式的全容积图像的合成方法(第一方法)中,不拘束于紧接最近的过去四个这样的时间制约,而从存储在存储部 41 中的 16 个子容积图像中,抽出心拍周期大致相同、或者最大时相序号大致相同的四个子容积图像 A、B、C、以及 D 来接合。此处大致相同是指,完全相同、或者以规定的基准值为中心而进入规定的阈值范围内。

[0072] 在图 4(d) 的左端示出的例子中,选择最大时相序号为 20 的四个子容积图像 A、B、C 以及 D,以 A、B、C 以及 D 的排列接合而合成全容积图像。

[0073] 另外,在图 4(d) 的中央和右端示出的例子中,以最大时相序号 20 为基准值,选择时相序号 ± 1 的范围的四个子容积图像 A、B、C、以及 D 来合成全容积图像,分别设为次候补(1)、次候补(2)。在具有完全相同的最大时相序号的子容积图像 A、B、C、以及 D 不一致的情况下,这些次候补中的任意一个被选择成最佳的组合。

[0074] 根据本实施方式的全容积图像的合成方法(第一方法),选择最大时相序号大致一致的子容积图像 A、B、C 以及 D,所以可以降低在最大时相序号附近无法接合四个子容积

图像 A、B、C、以及 D 这样的状况的发生。另外,由于所合成的各个子容积的最大时相序号大致一致(即心拍周期大致相同),所以所合成的全容积图像的空间连续性提高。

[0075] 图 5 是说明全容积图像的合成方法(第一方法)的第一变形例子的图。在第一变形例子中,从存储在存储部 41 中的 16 个子容积图像中,选择最小的最大时相序号(在图 5 的例子中,最大时相序号 17),组合与该最小的最大时相序号接近的子容积图像来合成全容积图像。然后,在全容积图像的合成中,不使用时相序号大于最小的最大时相序号的子容积图像。

[0076] 根据第一变形例子,可以至少防止在最大时相序号附近无法接合四个子容积图像 A、B、C、以及 D 这样的状况的发生。

[0077] 图 6 是说明全容积图像的合成方法(第一方法)的第二变形例子的图。在第二变形例子中,与第一变形例子相反地,从存储在存储部 41 中的 16 个子容积图像中,选择最大的最大时相序号(在图 6 的例子中,最大时相序号 23),组合与该最大的最大时相序号接近的子容积图像而合成全容积图像。然后,针对小于最大的最大时相序号的子容积,复制该子容积内的最大时相序号的子容积图像而进行补充。

[0078] 根据第二变形例子,即使一部分是拟数据,也可以利用比第一变形例子多的时相的数据来合成全容积图像,也可以防止在最大时相序号附近无法接合四个子容积图像 A、B、C 以及 D 这样的状况的发生。

[0079] 图 7 是说明全容积图像的合成方法(第一方法)的第三变形例子的图。在第三变形例子中,针对存储在存储部 41 中的 16 个子容积图像求出最大时相序号的平均值(在图 7 的例子中,最大时相序号的平均值为 20),组合与该平均最大时相序号相同或近似的最大时相序号的子容积图像而合成全容积图像。然后,针对小于平均最大时相序号的子容积,复制该子容积内的最大时相序号的子容积图像而进行补充,针对超过平均最大时相序号的子容积,在全容积图像的合成中,不使用时相序号大于平均最大时相序号的子容积图像。

[0080] 即使发生了心拍周期的变动,一般情况下,心拍周期平均值的附近的发生频度高、且从平均值较大地偏离的心拍周期的发生频度少。因此,在第三变形例子中,从存储在存储部 41 中的子容积图像中,可以选择相同或近似的心拍周期的子容积图像的概率变高。

[0081] 在第一实施方式(包括各变形例子)中,关于子容积的选择时期大致有两种手法。

[0082] 在第一手法中,在取得了多个子容积数据并保存之后(即,使所取得的数据暂时冻结),进行子容积的选择。在该情况下,预先设定用于选择的条件,在动作过程中通过以往方法实时地进行全容积的收集和显示,按照与冻结的同时设定的条件自动地进行子容积的选择、重排而进行显示。另外,也可以设置恰当的用户接口,在用户期望的定时实施子容积的选择、重排。

[0083] 在第二手法中,在动作过程中实时地依次进行上述的子容积的选择和重排。在该情况下,直到最初的全容积齐备为止通过以往的方法进行全容积的收集和显示,一旦全容积齐备之后,每当完成一个子容积的数据收集,重新选择最佳的子容积的组合而进行显示。另外,在该情况下,为了不损失实时性,直到所收集的之前的子容积为止实施子容积的选择,进而在一个之后的子容积收集开始时变更组合,从而可以提高实现性。

[0084] (4) 全容积图像的合成方法(第二方法)

[0085] 图 8 以及图 9 是说明全容积图像的合成方法(第二方法)的图。在第一方法中,

选择心拍周期（或者最大时相序号）大致相同的子容积图像来合成全容积图像，从而提高了空间连续性。与此相对，在第二方法中，通过直接运算计算出表示所邻接的子容积图像彼此中的空间相关性的高低的指标，选择并接合空间相关性最高的子容积图像，合成全容积图像。

[0086] 在第二方法中，将多个周期（例如四个周期）量的全容积扫描数据存储到存储部 41。目前为止的处理与第一方法相同。

[0087] 接下来，抽出特定时相序号（例如时相序号 10）的子容积图像数据。在图 8(c) 的例示中，16 个特定时相序号的子容积图像被存储到存储部 41。从这些子容积图像中，选择并组合所邻接的子容积的空间相关性高的子容积图像。

[0088] 图 9 是说明其选择方法的图。图 9 例示出已经决定了子容积 A 与子容积 B 的组合，接下来选择与子容积 B 邻接的子容积 C 时的方法。四个（子容积图像 C_0 、 C_1 、 C_2 、 C_3 ）与子容积 C 相当的子容积图像被存储到存储部 41。针对这些子容积 C_0 、 C_1 、 C_2 、 C_3 ，分别通过运算求出表示与子容积 B 的接缝的空间相关性的高低的指标，选择空间相关性最高的子容积图像 C，接合到子容积图像 B。

[0089] 作为表示空间相关性的高低的指标，例如可以定义在接缝的线（在图 9 的例子中，子容积图像 B 的线 n 和子容积图像 C 的线 l）中相互邻接的像素的等级值之差（绝对值）的合计值。认为该合计值越接近零，空间相关性越高。

[0090] 在第二方法中，通过直接运算求出表示所邻接的子容积图像的空间相关性的高低的指标，接合空间相关性最高的子容积图像而合成全容积图像，所以可以确保高的空间连续性。

[0091] (5) 全容积图像的合成支持方法

[0092] 在利用第一、第二方法来进行的子容积图像的组合，由于由设备（超声波诊断装置 1 的图像合成部 40）自动地进行，所以在用户将全容积图像视认成运动图像的情况下，该组合对于其用户来说有时未必是最佳的。

[0093] 因此，在本实施方式的超声波诊断装置 1 中，提供用户可以变更子容积图像的组合、或者用户可以从通过不同的组合合成的多个全容积图像中选择判断为最佳的全容积图像的选择显示单元。

[0094] 图 10 是示出该选择显示单元的一个例子的图。超声波诊断装置 1 具有：候补图像显示单元 200a 以及 200b，排列显示全容积图像的候补；选择对象显示单元 201，对成为组合的选择对象的子容积附加“A0”、“B0”等识别信息来进行显示；子容积选择单元 203a 以及 203b，指定要选择的子容积；选择子容积显示单元 204a 以及 204b，显示所选择的子容积；候补变更单元 205a 以及 205b，变更要组合的子容积候补；和组合显示单元 206a 以及 206b，显示当前的组合状况。上述各显示单元例如是在显示部 50 的显示器画面上进行显示的单元。另外，各选择单元、变更单元例如是设置在操作部 80 上的单元。

[0095] 在候补图像显示单元 200a 以及 200b 中，作为运动图像显示出通过超声波诊断装置 1 所选择的组合而合成的全容积图像。例如，在候补图像显示单元 200a 以及 200b 上将通过图 4(d) 的左端的组合和中央的组合而合成的全容积显示成组合候补 1 以及组合候补 2。

[0096] 此处，示出了排列显示两个候补全容积图像的例子，但也可以排列显示三个以上

的候补全容积图像。另外,也可以将要显示的全容积图像本身设为一个,一边以恰当的切换周期在时间上切换多个候补全容积图像,一边进行显示。

[0097] 用户可以通过目视来确认所显示的候补全容积图像,从候补中选择更恰当的全容积图像。

[0098] 另外,用户还可以变更超声波诊断装置 1 所选择的组合。通过操作子容积选择单元 203a 以及 203b、候补变更单元 205a 以及 205b 等来变更组合。所变更的组合被立即反映到在候补图像显示单元 200a 以及 200b 上显示的候补全容积图像中,用户可以实时地确认变更的妥当性。

[0099] 如上述说明,根据本实施方式的超声波诊断装置 1 及其控制方法,即使存在心拍周期的变动,也可以防止或降低合成图像的空间、时间不连续性。

[0100] 另外,本发明不限于上述实施方式,可以在实施阶段在不脱离其要旨的范围内对结构要素进行变形而具体化。另外,通过上述实施方式中公开的多个结构要素的恰当组合,可以形成各种实施方式的发明。例如,也可以从实施方式示出的全部结构要素中删除几个结构要素。进而,也可以恰当组合不同的实施方式涉及的结构要素。

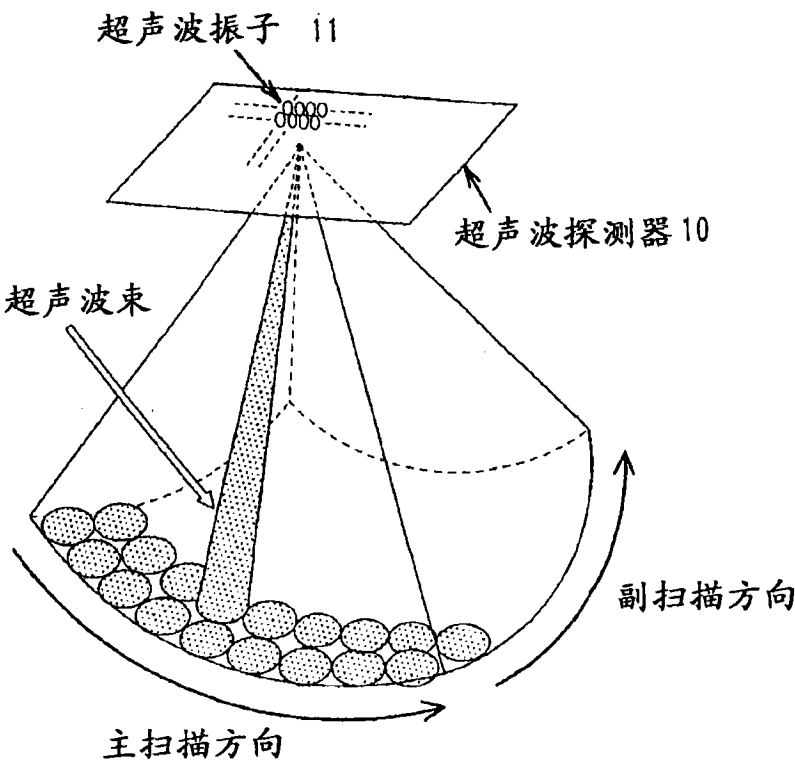


图 1

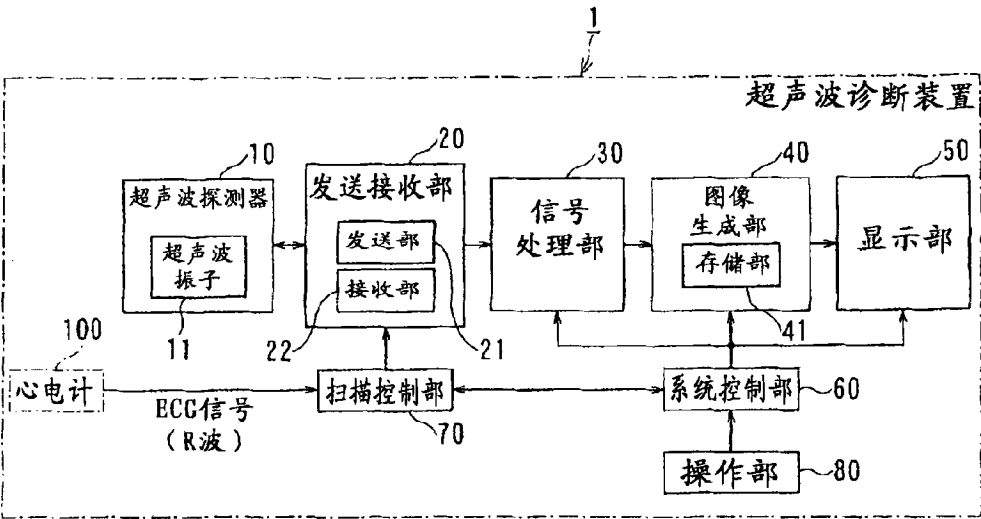


图 2

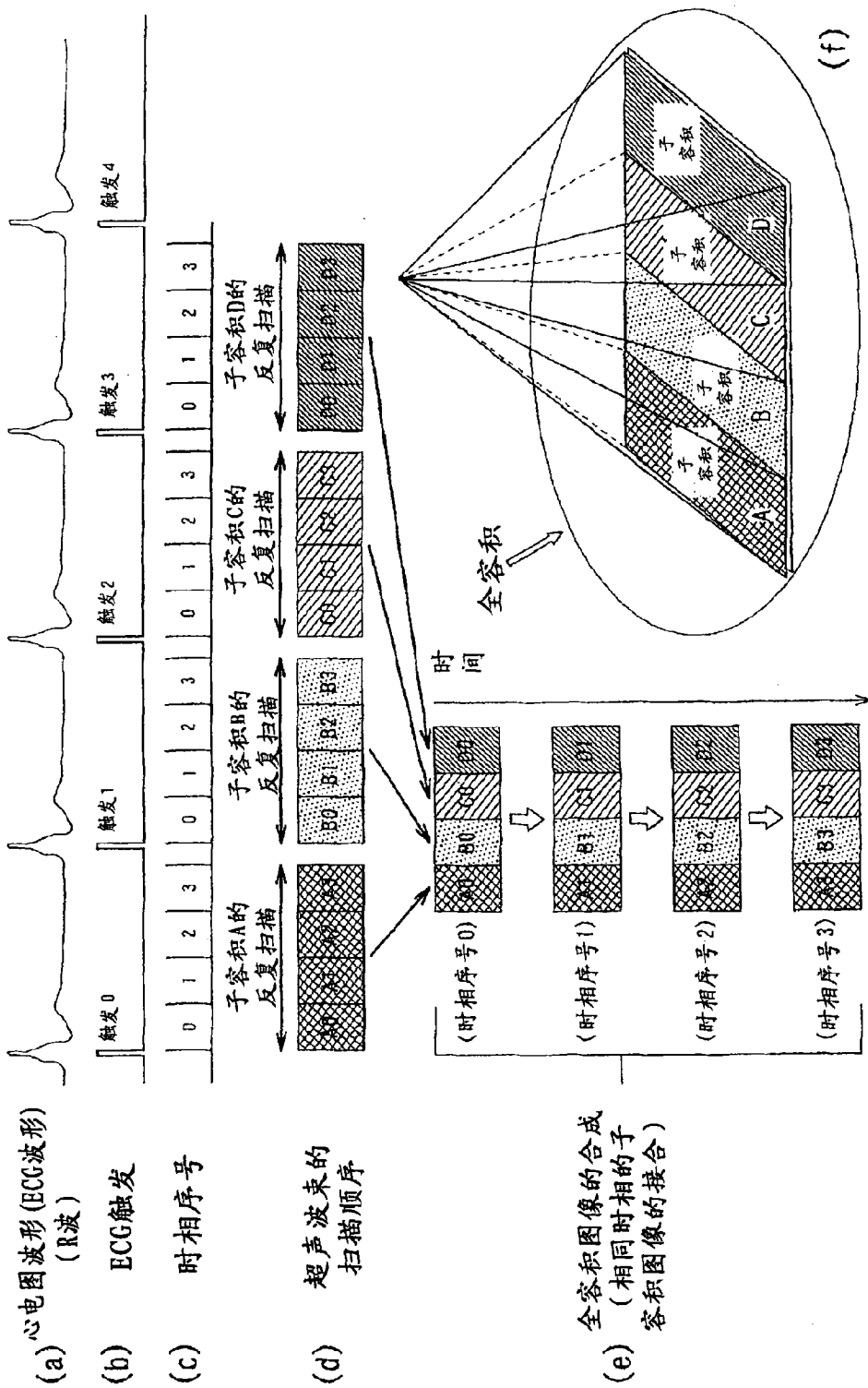


图3

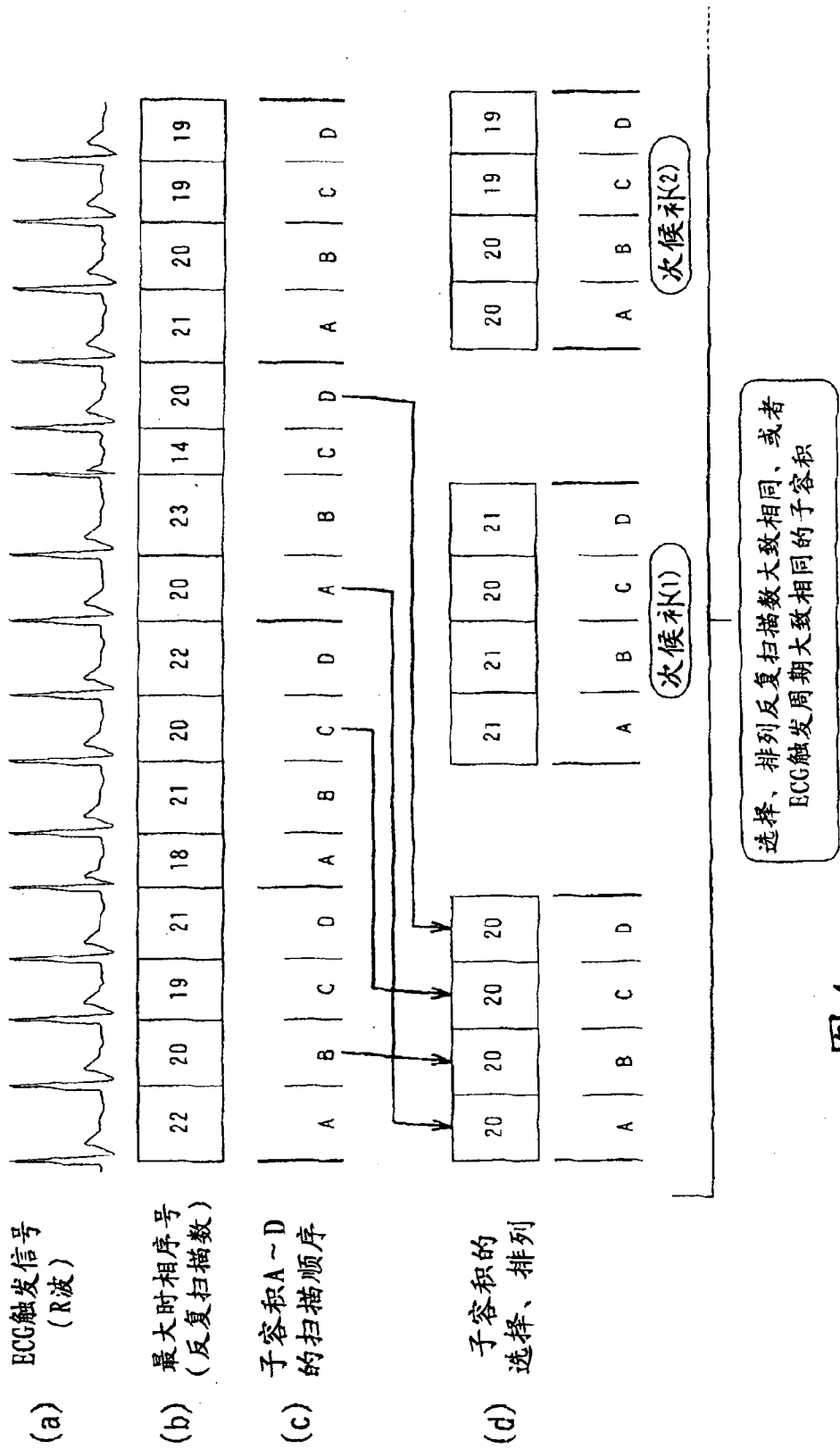
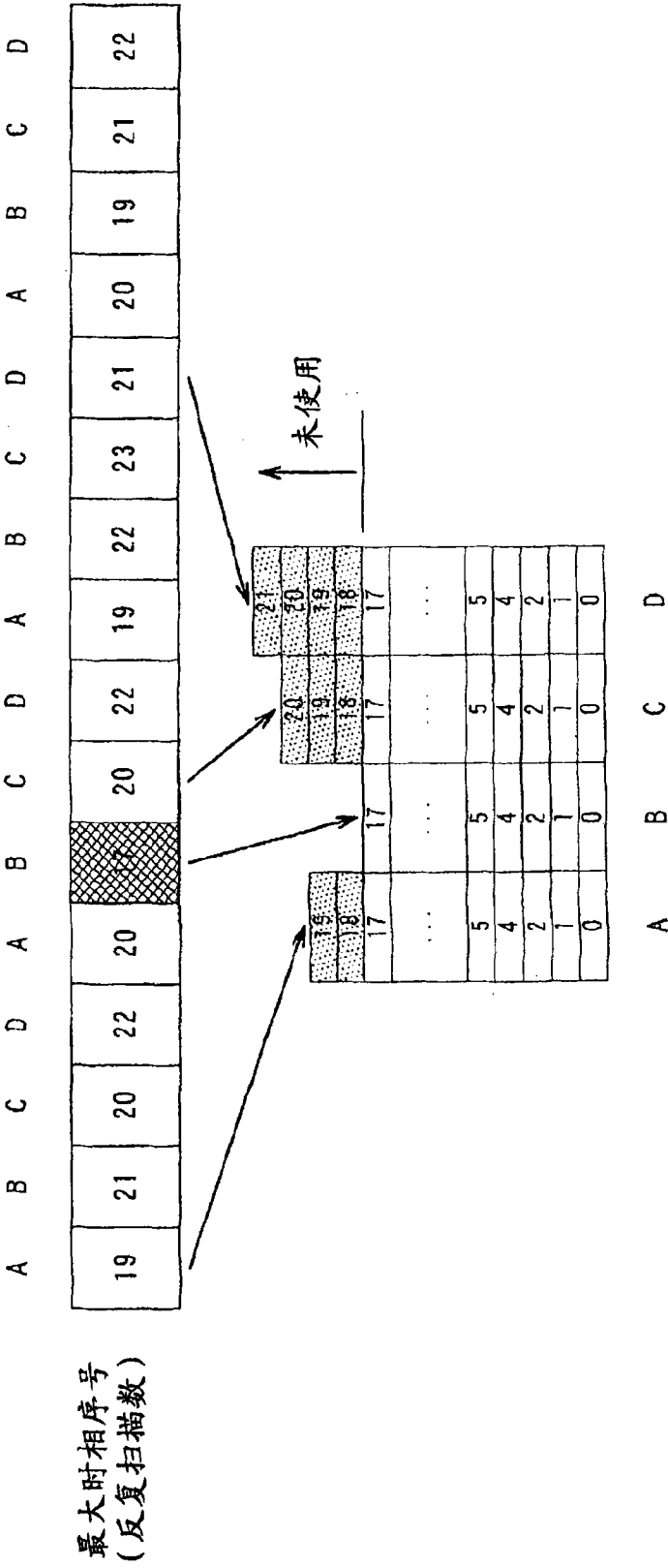
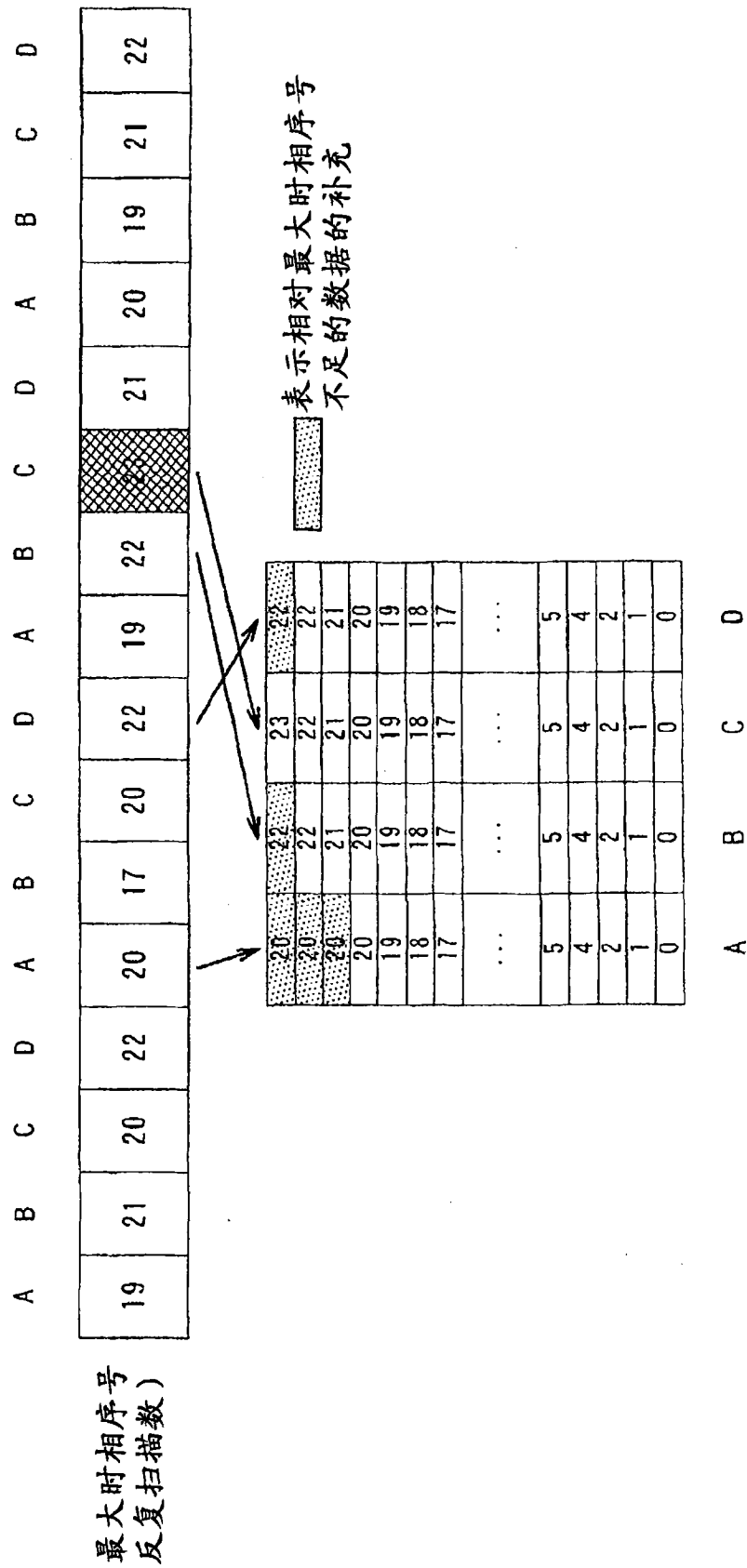


图4



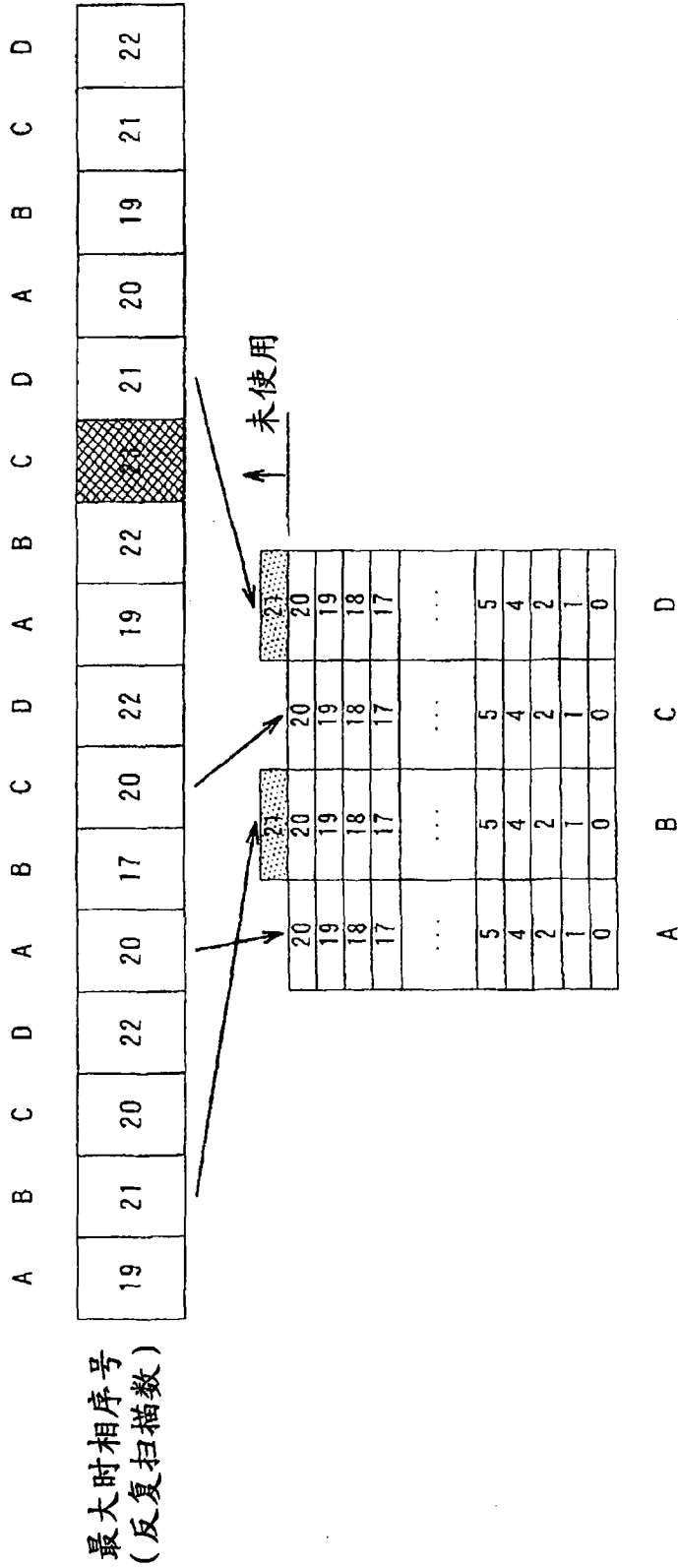
使最大时相序号与最大时相序号
(反复扫描数) 最小的子容积一致

图5



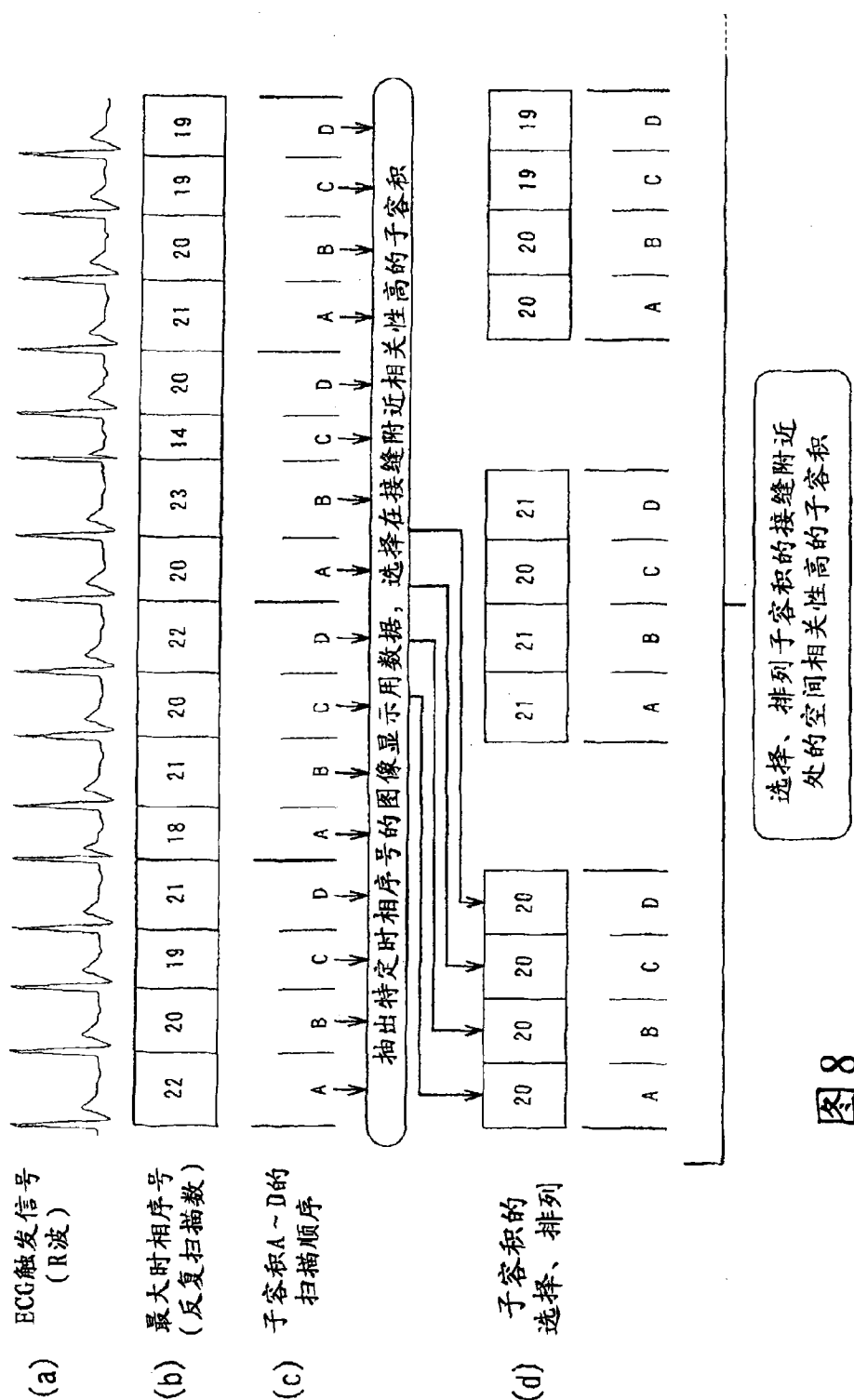
使最大时序号与最大时序号
(反反复复扫描数)最大的子容一致

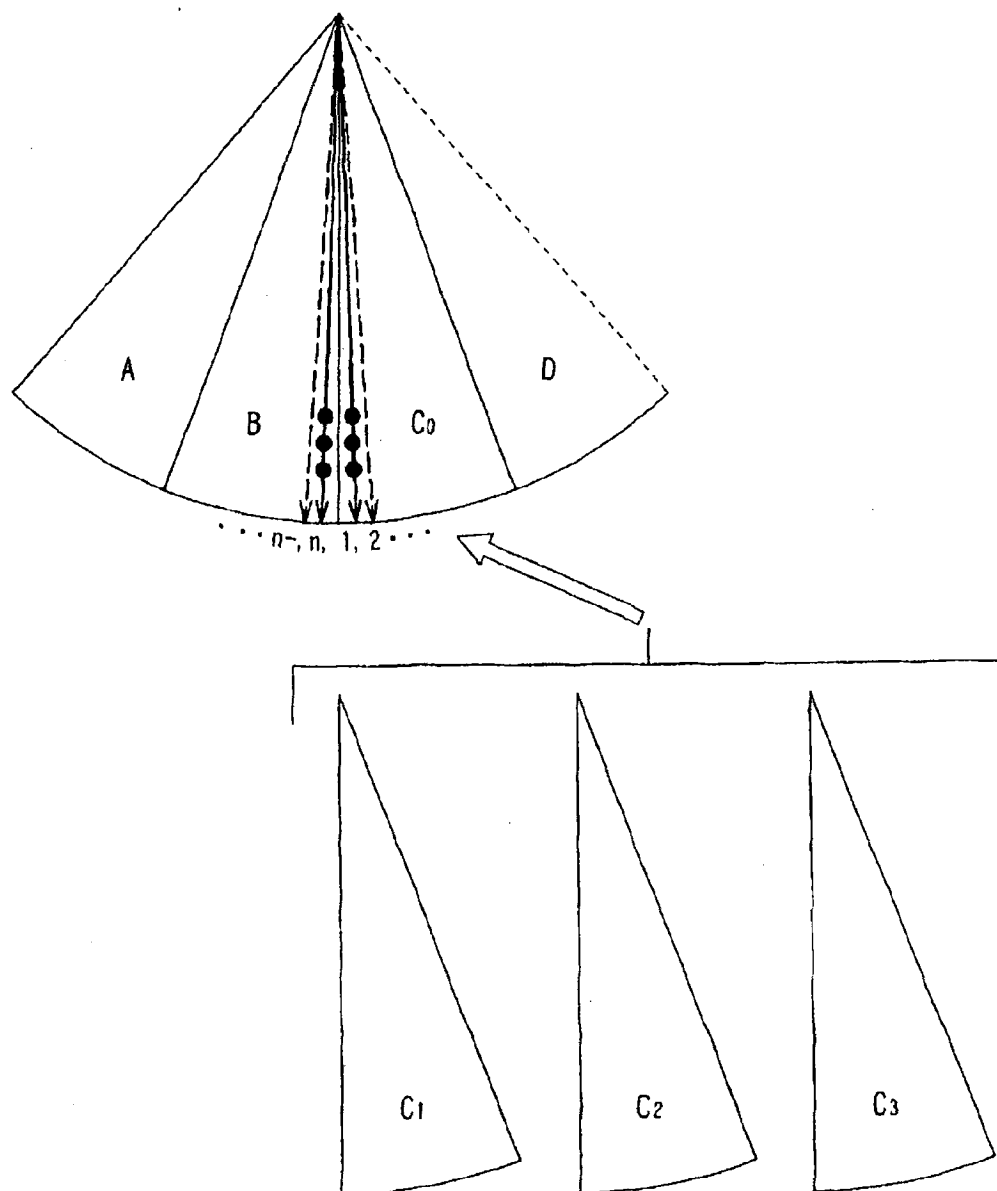
图6



计算出最大时相序号的平均值 (在本例子中为20)。
选择最接近平均值的子容积, 舍去超过平均值的
数据而补充不足平均值的数据。

图7





抽出例如时相序号10的图像显示用数据，
从多个子容积C₀~C₃中选择与子容积B接
合的子容积。此时，选择在接缝附近相关
性高的子容积

图 9

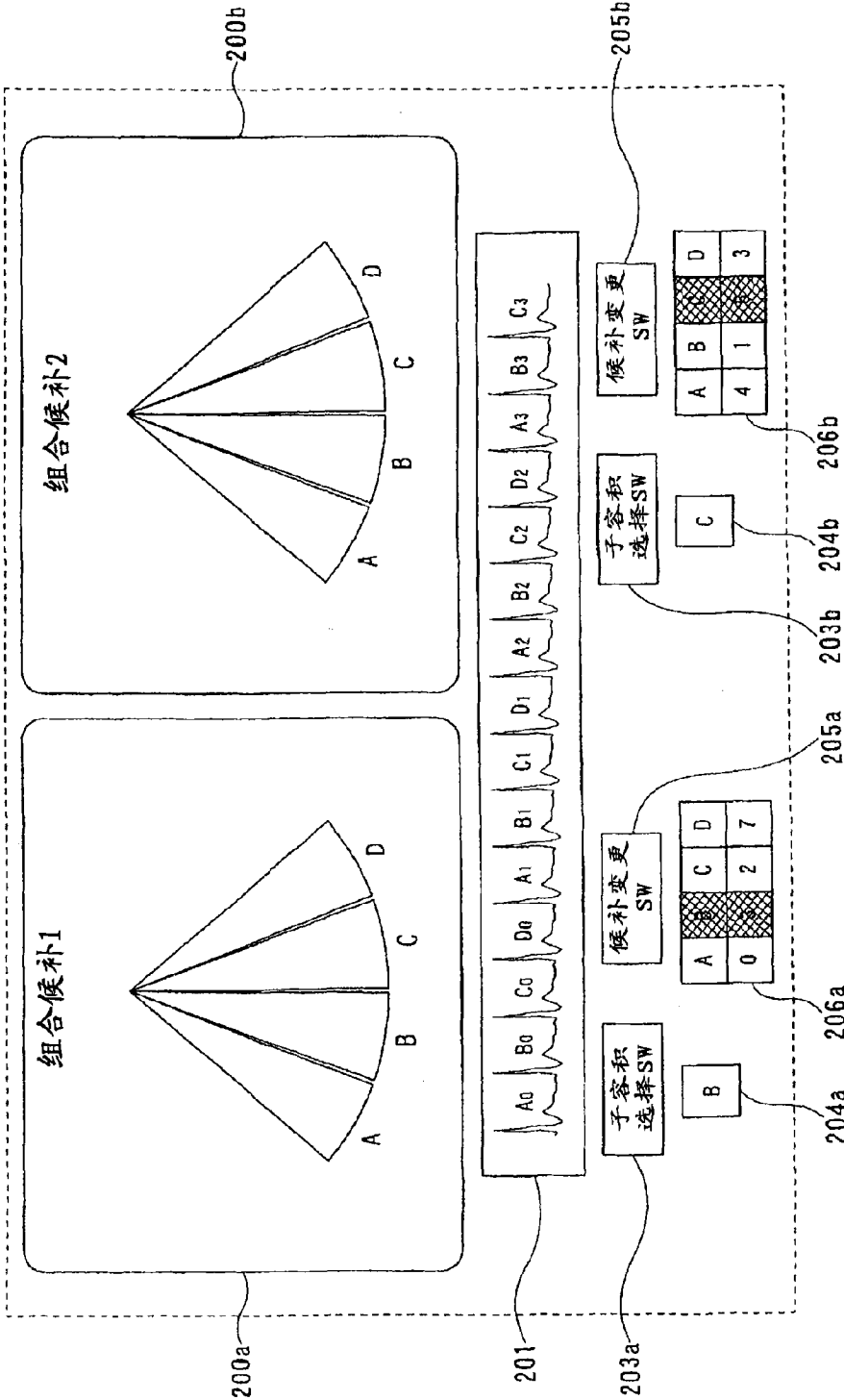


图10

专利名称(译)	超声波诊断装置及其控制方法		
公开(公告)号	CN101491448B	公开(公告)日	2011-11-16
申请号	CN200910005096.X	申请日	2009-01-23
[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	桥本新一		
发明人	桥本新一		
IPC分类号	A61B8/13		
CPC分类号	A61B8/00 A61B8/0883 A61B8/5276 A61B8/483 A61B8/543		
代理人(译)	吴丽丽		
审查员(译)	黄长斌		
优先权	2008015151 2008-01-25 JP		
其他公开文献	CN101491448A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供超声波诊断装置及控制方法，具备：超声波探测器，沿主扫描方向及副扫描方向扫描超声波束收集反射信号；扫描控制部，从外部输入按每个心拍周期输出的触发信号，对将被检体期望的诊断区域分割成规定数量分割区域，在从触发信号到下一个触发信号为止间，反复多次扫描超声波束；存储部，将按反复扫描顺序及分割区域排列顺序收集的反射信号变换成图像显示用数据，存储对诊断区域全体多次扫描的期间量的图像显示用数据；图像生成部，从上述图像显示用数据中，不拘于取得的时间顺序按分割区域的空间排列顺序选择分割区域，从各分割区域的图像显示用数据中，取出并接合反复扫描的顺序相同的图像显示用数据，生成并更新诊断区域全体的图像。

