



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 03154695.1

[43] 公开日 2004 年 4 月 7 日

[11] 公开号 CN 1486675A

[22] 申请日 2003.6.18 [21] 申请号 03154695.1

[30] 优先权

[32] 2002. 6.18 [33] JP [31] 176893/2002

[71] 申请人 株式会社东芝

地址 日本东京都

[72] 发明人 米山直樹

[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

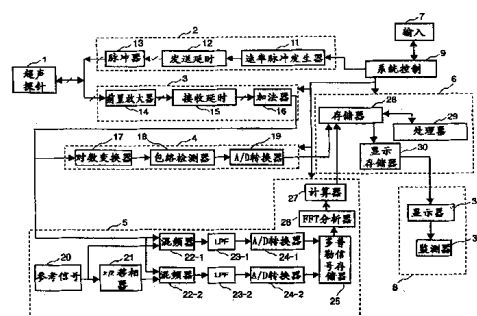
代理人 付建军

权利要求书 5 页 说明书 41 页 附图 16 页

[54] 发明名称 在多个图像系列之间调整时间相位的
超声诊断装置

[57] 摘要

一种超声诊断装置包括一个声穿透器、一个接收器和一个处理器。配置声穿透器以便声穿透超声到待测者。配置接收器以便从待测者接收由超声产生的回波信号。处理器与接收器相通信。此外，配置处理器以便处理回波信号，从而获得第一条件下的第一图像系列和第二条件下的第二图像系列。也可以配置处理器以便测量第一图像系列上的第一物理量和第二图像系列上的第二物理量。进一步配置处理器基于第一物理量和第二物理量相对于第一图像系列的时间相位调整第二图像系列的时间相位。



1. 一种超声诊断装置, 包括:
配置来声穿透超声到待测者的声穿透器;
- 5 配置来从待测者接收超声产生的回波信号的接收器; 和
处理器, 与该接收器相通信, 配置该处理器处理回波信号, 以便获得在第一条件下的第一图像系列和在第二条件下的第二图像系列;
该处理器进一步配置来测量第一图像系列上的第一物理量和第二图像系列上的第二物理量, 和
- 10 进一步配置该处理器基于第一物理量和第二物理量相对于第一图像系列的时间相位以便调整第二图像系列的时间相位。
2. 如权利要求1所述的装置, 进一步包括配置用于以图的形式显示第一物理量和第二物理量的显示器。
3. 如权利要求2所述的装置, 其中根据时间相位调整在时间相位上显示第一物理量和第二物理量。
- 15 4. 如权利要求1所述的装置, 其中处理器进一步配置来基于根据时间相位调整的第一物理量和第二物理量计算第三物理量。
5. 如权利要求4所述的装置, 进一步包括耦合到处理器和配置来以图的形式显示第三物理量的显示器。
- 20 6. 如权利要求1所述的装置, 进一步包括耦合到处理器和配置来显示根据时间相位调整的第一图像系列和第二图像系列的显示器。
7. 如权利要求6所述的装置, 其中第一图像系列和第二图像系列以移动图像的方式在时间相位上显示。
8. 如权利要求6所述的装置, 其中第一图像系列和第二图像系列以静止图
25 像的方式在时间相位上显示。
9. 如权利要求1所述的装置, 进一步包括配置来显示根据时间相位调整的第一图像系列的第一缩略图和第二图像系列的第二缩略图的显示器。
10. 如权利要求9所述的装置, 进一步包括耦合到处理器并配置来选择一个或多个第一缩略图的输入装置; 其中显示器进一步配置来显示对应于选择的一个或多个第一缩略图的一个或多个第一图像系列, 和其中显示器进一步配置
- 30

来以时间相位调整的方式显示对应于所述一个或多个第一图像系列的一个或多个第二图像系列。

11. 如权利要求1所述的装置, 其中第一物理量和第二物理量的每一个表示待测者的预定部分的容积。

5 12. 如权利要求1所述的装置, 其中第一物理量和第二物理量的每一个表示待测者的预定部分的面积。

13. 如权利要求1所述的装置, 其中第一物理量和第二物理量的每一个表示待测者的预定部分的长度。

14. 如权利要求1所述的装置, 其中第一条件是为了获得待测者的心脏的四腔图的第一图像系列的超声波心动描记法, 和其中第二条件是为了获得待测者的心脏的二腔图的第二图像系列的超声波心动描记法。

15. 如权利要求1所述的装置, 其中第一条件是为了获得沿心脏的长轴的待测者的心脏的第一图像系列的超声波心动描记法, 和其中第二条件是为了获得沿心脏的短轴的待测者的心脏的第二图像系列的超声波心动描记法。

16. 如权利要求1所述的装置, 其中第一条件是为了在药理负荷到待测者前获得第一图像系列的超声波心动描记法, 和其中第二条件是为了在药理负荷到待测者后获得第二图像系列的超声波心动描记法。

17. 如权利要求1所述的装置, 其中第一条件是为了在运动负荷到待测者前获得第一图像系列的超声波心动描记法, 和其中第二条件是为了在运动负荷到待测者后获得第二图像系列的超声波心动描记法。

18. 如权利要求1所述的装置, 其中当在超声波心动描记法下获得第一图像系列和第二图像系列时, 处理器调整相对于第一图像系列的心脏收缩周期的时间相位的第二图像系列的心脏收缩周期的时间相位。

19. 如权利要求1所述的装置, 其中当在超声波心动描记法下获得第一图像系列和第二图像系列时, 处理器调整相对于第一图像系列的心脏舒张周期的时间相位的第二图像系列的心脏舒张周期的时间相位。

20. 如权利要求1所述的装置, 其中当在超声波心动描记法下获得第一图像系列和第二图像系列时, 处理器调整相对于第一图像系列的结束心脏收缩时间的第二图像系列的结束心脏收缩时间。

21. 如权利要求1所述的装置, 其中当在超声波心动描记法下获得第一图

像系列和第二图像系列时, 处理器调整相对于第一图像系列的结束心脏舒张时间的第二图像系列的结束心脏舒张时间。

22. 如权利要求 1 所述的装置, 其中处理器进一步配置来确定在包括在第一预定周期中的第一图像系列中的图像数目 ($N1$), 确定在包括在第二预定周期中的第二图像系列中的图像数目 ($N2$), 其中第一图像间隔时间 ($T1$) 是每个第一图像系列之间的时间, 和第二图像间隔时间 ($T2$) 是每个第二图像系列之间的时间, 和

其中处理器进一步配置来计算以公式 $C = (N2 \times T2) / (N1 \times T1)$ 表示的系数 (C), 并根据系数 C 调整相对于第一图像系列的第二图像系列的时间相位。

23. 如权利要求 22 所述的装置, 其中, 当在超声波心动描记法下获得第一图像系列和第二图像系列时, 第一预定周期表示第一图像系列的心脏收缩周期和第二预定周期表示第二图像系列的心脏收缩周期。

24. 如权利要求 22 所述的装置, 其中, 当在超声波心动描记法下获得第一图像系列和第二图像系列时, 第一预定周期表示第一图像系列的心脏舒张周期和第二预定周期表示第二图像系列的心脏舒张周期。

25. 一种超声诊断装置, 包括:

配置来声穿透超声到待测者的声穿透器;

配置来从待测者接收超声产生的回波信号的接收器; 和

与接收器通信的处理器, 配置处理器以便处理回波信号从而当声穿透时获得在第一条件下的第一图像系和第二条件下的第二图像系列,

处理器进一步配置来当已经获得第一图像系列时在第一预定周期中检测第一、第二和第三特征曲线时间, 和当已经获得第二图像系列时在第二预定周期中检测第四、第五、第六特征曲线时间, 和

处理器进一步配置来根据第一至第六特征曲线时间调整第一图像系列的时间相位和第二图像系列的时间相位。

26. 如权利要求 25 所述的装置, 进一步包括配置来接收心电图数据的第一接口; 和配置来接收心音图数据的第二接口; 和其中处理器根据心电图数据检测第一、第三、第四和第六特征曲线时间和根据心音图数据检测第二和第五特征曲线时间。

27. 如权利要求 26 所述的装置, 其中第一、第三、第四和第六特征曲线时

间的每一个与包括在心电图数据中的 R 波相关, 和其中第二和第五特征曲线时间的每一个与 R 波出现后的包括在心音图数据中的第二心音相关。

28. 一种医疗图像装置, 包括:

配置来在第一条件下产生第一系列医疗图像和在第二条件下产生第二系列
5 医疗图像的发生器; 和

与发生器通信的处理器, 该处理器配置来测量第一系列医疗图像上的第一物理量和第二系列医疗图像上的第二物理量, 并根据第一物理量和第二物理量调整相对于第一系列医疗图像的时间相位的第二系列医疗图像的时间相位。

29. 一种接收在医疗设备中获得的一系列医疗数据的数据处理器, 该数据
10 处理器包括:

配置来从医疗设备中接收在第一条件下获得的第一系列医疗数据和从医疗设备中接收在第二条件下获得的第二系列医疗数据的接口; 和

配置来测量在第一系列医疗数据上的第一物理量和在第二系列的医疗数据上的第二物理量, 并根据第一物理量和第二物理量调整相对于第一系列医疗数
15 据的时间相位的第二系列医疗数据的时间相位的处理器。

30. 一种相对于在医疗设备中在第一条件下获得的第一医疗数据系列的时间相位调整在医疗设备中在第二条件下获得的第二系列医疗数据的时间相位的方法, 该方法包括步骤:

测量在第一系列医疗数据上的第一物理量;

20 测量在第二系列医疗数据上的第二物理量; 和

根据第一物理量和第二物理量调整相对于第一系列医疗数据的时间相位的第二系列医疗数据的时间相位。

31. 一种存储了用于相对于在医疗设备中在第一条件下获得的第一系列医疗数据的时间相位调整在医疗设备中在第二条件下获得的第二系列医疗数据的时间相位的计算机程序的计算机程序产品, 该计算机程序具有指令, 其中当执行时, 完成的步骤包括:

测量在第一系列医疗数据上的第一物理量;

测量在第二系列医疗数据上的第二物理量; 和

根据第一物理量和第二物理量调整相对于第一系列医疗数据的时间相位的
30 第二系列医疗数据的时间相位。

32. 一种医疗图像装置, 包括:

配置来在第一周期过程中产生第一系列医疗图像和在不同于第一周期的第二周期过程中产生第二医疗图像的发生器;

与发生器相通信的处理器, 该处理器配置来测量在第一系列医疗图像上的
5 第一物理量和在第二系列医疗图像上的第二物理量, 并根据第一物理量和第二物理量调整相对于第一系列医疗图像的时间相位的第二系列医疗图像的相位。

33. 一种调整多个图像系列之间的时间相位的医疗诊断装置, 包括:

配置来提供第一信号到待测者的发射器;

配置来从待测者接收与第一信号有关的第二信号的接收器;

10 与接收器通信的处理器, 从接收器接收第二信号; 和
耦合到处理器的记忆存储装置, 该记忆存储装置存储图像系列;
其中处理器还操作来:

从第二信号产生多个数据组并在记忆存储装置中存储每个数据组为图像系
列;

15 从每个图像系列中确定一个轮廓; 和

根据从第一图像系列和第二图像系列的每一个确定的物理量的比较, 调整
相对于第二图像系列的轮廓的第一图像系列的轮廓。

34. 如权利要求 33 所述的医疗诊断装置, 进一步包括耦合到处理器用于显
示相对于第二图像系列的轮廓的第一图像系列的调整的轮廓的显示器。

20 35. 如权利要求 33 所述的医疗诊断装置, 其中处理器进一步操作来根据从
第二图像系列和第三图像系列的每一个中确定的物理量的比较, 调整相对于第
二图像系列的轮廓的第三图像系列的轮廓。

在多个图像系列之间调整 时间相位的超声诊断装置

5

相关申请

本申请根据和要求受益于在先日本专利申请 No. P2002-176893, 于 2002 年 6 月 18 日提出, 在此结合其所有内容做为参考。

技术领域

10 本发明涉及一种在各个不同的条件下获取多个图像系列的超声诊断装置。该超声诊断装置用于调整多个图像系列之间的相位。本发明进一步涉及一种调整在医疗设备中获取的多个图像系列之间的时间相位的方法。

背景技术

一种超声诊断装置声穿透超声脉冲到一个病人或一个物体(这里称为待测者)。从内置在超声探针的传感器中产生超声脉冲。然后超声诊断装置使用超声传感器从待测者接收回波信号。由于待测者的组织中的声阻抗的差异出现了回波信号。

上述这样的诊断技术需要简单的操作, 例如将超声探针接触待测者的身体表面。通常操作由医生等(以下称为操作者)来完成。因此, 操作者能够简单的实时观察二维超声图像。超声技术广泛的应用于器官例如心脏的功能性和/或形态学的诊断。特别的, 在用于心脏周围的区域上的超声诊断中, 客观地和数量上评估心脏功能是非常重要的。因此, 用于心脏诊断中的测量项目通常包括心脏组织的运动率、血流的速度、和心腔的面积和/或容积。

当诊断心脏的运动功能时, 图像显示为移动图像, 并且最好是要求以三维信息为基础做出诊断。为了达到这样的临床要求或需要, 期待将来将实时三维扫描技术运用于实际应用中。然而目前使用从相对于心脏各个不同方向获取的多个二维移动图像来进行。包括以上述方式获得的各个移动图像的图像设法以相位调整的方式显示在信号显示器上。时间相位能够被定义为在心跳的重复周期中图像获取的时间。需要时间相位调整的一个例子可以是同时显示沿心脏长轴的 X 线断层照片和沿心脏短轴的 X 线断层照片。另一个例子可以是同时显示

常规条件下的心脏的预定部分的移动图像和在运动负荷(stress)施加到待测者后立即获得的预定部分的移动图像。上述的其它例子可以被称为运动负荷超声心动描记法。

此外, 存在一种根据相互正交的两个X断层照片测量心腔容积的技术。例如, 分别以移动图像的形式获取四腔图图像数据和二腔图图像数据。这样, 根据测量技术基于图像数据来测量心腔容积, 四腔图图像可以表示为X线断层照片, 该X线断层照片示出了心脏的两房和两室。二腔图图像可以表示为X线断层照片, 该X线断层照片示出了心脏的一房和一室。

在具有检查这种心脏功能的目的的超声诊断技术中, 调整两个移动图像之间的心脏搏动(心跳)的时间相位是重要的。在显示每个在不同的成像条件下的移动图像的情况下, 或是在基于这样两个移动图像计算容积的情况下, 尤其重要。在下文中, 获取作为移动图像或图片的连续图像数据(时间序列图像数据)称为连续图像或连续图像数据。

上述超声诊断技术中, 其中一般利用心跳同步技术, 例如在超声图像获取过程中获取心电图描记复合波信息。换句话说, 例如, 与心电图描记复合波的R波相同步连续获取超声图像。根据以前的情况, 在每个不同的条件下(例如四腔图图像获取和二腔图图像获取)使用心电图描记复合波获取超声图像数据。当复制和显示这些图像数据时, 连续地显示了在四腔图图像获取条件下获得的图像数据和在二腔图图像获取条件下获得的图像数据, 例如, 并列在单个显示器上。那些图像数据的每一个用于在R波出现后的每个预定周期中获取的图像。此外, 基于这些图像数据做出包括心腔的容积计算的各种测量。在这一点上, 当选择预定时间相位中的图像时, 同样非常普遍的是, 设置超声图像的图像号(或帧号)以便确定选择的图像, 以代替设置从R波出现经过的时间周期。根据R波出现的时间瞬间确定帧号。

如上所述, 用于两种不同的连续图像的心跳同步技术的应用允许以时间相位显示两个心脏图像, 每个心脏图像处于不同的条件下。这导致了通过超声脉冲在心脏功能的测量中的巨大改进。

然而, 当根据心电图描记复合波以常规方式确定(或设置)超声图像的时间相位时, 心电图描记复合波的R波之间的间隔不可能总是恒定的。特别的, 承受心脏检查的待测者, 像是患了心律不齐。进一步的, 即使它是一个正常的

健康人,在运动负荷施加到人身上后,心脏描记复合波 R 波之间的间隔,突出的短是很明显的。更更进一步,众所周知,在心脏疾病的一般情况下,心脏描记复合波的 R 波之间的间隔不是有规则的短和长,而宁可说是例如心脏收缩周期跟心脏舒张周期之间的比例不同。

5 常规技术的缺点将在图 1 中描述,作为示例关于预定的待测者心脏心电图描记复合波的心脏舒张周期临时改变。图 1 示出了根据本发明的现有技术的心电图描记复合波的两个预定的 R 波间隔之间连续图像关系示意图。图 1 中,图 1 (a) 示出了心电图描记复合波,图 1 (b) 示出了两个不同预定时间周期的连续图像的图像号(或两个预定 R 波间隔中的超声图像的帧号)。图 1 (c) 示出了连续图像中的心腔容积。例如,在心脏图描记复合波的 R 波 R1 和 R 波 R2(以下称为间隔 R1 - R2)之间的间隔的过程中连续获取四腔图的 N0 + 1 图像(第一图像系列)。同样,在心脏图描记复合波的 R 波 R3 和 R 波 R4(以下称为间隔 R3 - R4)之间的间隔的过程中连续获取二腔图 N0 图像(第二图像系列)。在间隔 R1 - R2 中,第一图像(图像 1)可以在 R 波 R1 出现后的时间 t1 获取。第二图像(图像 15 2)可以在 R 波 R1 出现后的时间 t2 获取。类似的, N0 图像(图像 N0)可以在 R 波 R1 出现后的时间 tN0 获取。在图 1 (c) 中,在间隔 R1 - R2 和 R3 - R4 的每一个中的波峰到波谷的周期可以称为心脏收缩周期。进一步的,在间隔 R1 - R2 和 R3 - R4 的每一个中波谷到波峰的周期可以称为心脏舒张周期。波峰的时间可以称为结束心脏舒张的时间。波谷的时间可以称为结束心脏收缩的时间。

20 当进行运动负荷超声心动描记法时,运动前待测者的图像可以获取,例如,在间隔 R1 - R2 过程中。类似的,运动后待测者的图像可以获取,例如,在 R3 - R4 过程中。

通常,图像获取时间对于任何一个超声图像总是稳定的。因此,当在间隔 R3 - R4 中心脏舒张周期短于间隔 R1 - R2 中心脏舒张周期时,间隔 R1 - R2 中结束心脏舒张的时间 Q1 可以对应于第一图像系列的 (N0 + 1) 图像(或帧),这时间 25 间隔 R3 - R4 中的结束心脏舒张时间 Q2 对应于第二图像系列的 N0 图像(或帧)。如上所述的例子,当心脏舒张周期和/或心脏收缩周期暂时改变时,如果根据在心电图描记复合波中各个 R 波出现之后的预定时间获得的图像解释时间相位,则正确的解释时间相位或第一图像系列和第二图像系列之间的关系是很困难的。如果根据包括在各个预定 R 波间隔中的图像的图像号(或帧号)解释这样 30

的时间相位也是困难的。因此，引起了根据第一图像系列和第二图像系列进行调整显示时间相位和/或进行时间相位中各种测量的困难。

发明概要

根据本发明的第一方面，提供一种包括一个声穿透器，一个接收器和一个处理器的超声诊断装置。配置声穿透器以便声穿透超声到一个待测者。配置接收器以便从待测者接收超声产生的回波信号。处理器与接收器通信。进一步的，配置处理器以便处理回波信号，从而获得在第一条件下的第一图像系列和在第二条件下的第二图像系列。也可以配置处理器以便测量第一图像系列上的第一物理量和第二图像系列上的第二物理量。进一步配置处理器，基于第一物理量和第二物理量相对于第一图像系列的时间相位以便调整第二图像系列的时间相位。

根据本发明的第二方面，提供一种包括一个声穿透器，一个接收器和一个处理器的超声诊断装置。配置声穿透器以便声穿透超声到一个待测者。配置接收器以便从待测者接收超声产生的回波信号。处理器与接收器通信。进一步的，配置处理器来处理回波信号以便声穿透时在第一条件下获得第一图像系列，和声穿透时在第二条件下获得第二图像系列。也可以配置处理器以便当已经获得第一图像系列时在第一预定周期中检测第一、第二和第三特征曲线时间和当已经获得第二图像系列时，在第二预定周期中检测第四、第五、第六特征曲线时间。进一步配置处理器以便根据第一至第六特征曲线时间，调整第一图像系列的时间相位和第二图像系列的时间相位。

根据本发明第三方面，提供一种包括一个发生器和一个处理器的医疗图像装置。配置发生器以便产生在第一条件下的第一系列医疗图像和在第二条件下的第二系列医疗图像。处理器与发生器通信。进一步的，配置处理器以便测量第一系列医疗图像上的第一物理量和第二系列医疗图像上的第二物理量，并根据第一物理量和第二物理量，相对于第一系列医疗图像的时间相位调整第二系列医疗图像的时间相位。

根据本发明的第四方面，提供一种接收在医疗设备中获得的一系列医疗数据的数据处理器。处理器包括一个接口和一个处理器。配置接口以便在医疗设备中接收在第一条件下获得的第一系列医疗数据和在医疗设备中在第二条件下获得的第二系列医疗数据。配置处理器以便测量在第一系列医疗数据上的第一

物理量和在第二系列的医疗数据上的第二物理量，并根据第一物理量和第二物理量，相对于第一系列医疗数据的时间相位调整第二系列医疗数据的时间相位。

根据本发明第五方面，提供一种相对于在医疗设备中在第一条件下获得的第一医疗数据系列的时间相位，调整在医疗设备中在第二条件下获得的第二系列医疗数据的时间相位的方法。此方法包括步骤：测量在第一系列医疗数据上的第一物理量；测量在第二系列医疗数据上的第二物理量；并根据第一物理量和第二物理量调整相对于第一系列医疗数据的时间相位的第二系列医疗数据的时间相位。

根据本发明的第六方面，提供一种计算机程序产品，在其上面存储用于相对于在医疗设备中在第一条件下获得的第一系列医疗数据的时间相位，调整在医疗设备中在第二条件下获得的第二系列医疗数据的时间相位的计算机程序。计算机程序具有指令，当执行时，完成步骤：测量在第一系列医疗数据上的第一物理量；测量在第二系列医疗数据上第二物理量；并根据第一物理量和第二物理量调整相对于第一系列医疗数据的时间相位的第二系列医疗数据的时间相位。

根据本发明的第七方面，提供一种包括一个发生器和一个处理器的医疗图像装置。配置发生器以便在第一周期过程中产生第一系列医疗图像和在不同于第一周期的第二周期过程中产生第二医疗图像。处理器与发生器相通信。进一步的，配置处理器以便测量在第一系列医疗图像上的第一物理量和在第二系列医疗图像上的第二物理量，并根据第一物理量和第二物理量调整相对于第一系列医疗图像的时间相位的第二系列医疗图像的相位。

根据发明的第八方面，提供一种调整多个图像系列之间的时间相位的医疗诊断装置。该装置包括一个发射器，一个接收器，一个处理器和一个记忆存储装置。配置发射器以便提供第一信号到一个待测者。配置接收器以便从待测者接收与第一信号有关的第二信号。处理器与接收器通信，从接收器接收第二信号。记忆存储装置耦合到处理器。进一步的，记忆存储装置存储图像系列。也可以操作处理器以便从第二信号产生多个数据组并在记忆存储装置中存储每个数据组为图像系列。操作处理器以便从每个图像系列中确定一个轮廓(profile)。也可以操作处理器以便更进一步根据从第一图像系列和第二图像系列的每一个确定的物理量的比较，调整相对于第二图像系列的轮廓的第一图像

系列的轮廓。

附图说明

参考以下详细的描述，连同附图一起考虑，可以简单的得出本发明的实施例的更完整的评价和它很多附带的优点，其中：

5 图 1 是示出了根据本发明的现有技术的心电图描记复合波的两个预定的 R 波间隔之间的连续图像的关系的示意图；

图 2 是示出了根据本发明的第一实施例的超声诊断装置典型构造的结构图；

10 图 3 是示出了根据本发明的第一实施例的用于获取连续图像数据的过程的例子流程图；

图 4 是示出了根据本发明的第一实施例的用于时间相位调整的过程的例子流程图；

图 5A 是示出了根据本发明的第一实施例的用于说明心腔容积测量的连续 B 模式图像数据的例子示意图；

15 图 5B 是示出了根据本发明第一实施例的说明关于心腔容积测量的柱体 (column) 模型的例子示意图；

图 6 是示出了根据本发明的第一实施例的用于更详细说明心腔容积测量的连续 B 模式图像数据的例子示意图；

20 图 7 是示出了根据本发明的第一实施例的用于说明心腔容积测量的两种连续 B 模式图像数据的每一种的例子示意图；

图 8 是示出了根据本发明的第一实施例连续图像数据和时间序列容积变化图之间的关系例子示意图；

图 9 是示出了根据本发明的第一实施例的两种连续 B 模式图像数据之间的时间相位调整的例子示意图；

25 图 10 是示出了根据本发明第一实施例的在时间相位调整之前和之后的时间序列容积变化的示意图；

图 11 是示出了根据本发明第二实施例的根据时间相位调整同时显示的过程的例子流程图；

30 图 12 是根据本发明第二实施例的时间相位调整第一和第二连续图像的并列显示的例子示意图；

图 13 是根据本发明的第二实施例的时间相位调整第一和第二连续图像的并列显示缩略图(thumbail)的例子的示意图;

图 14 是根据本发明第二实施例的在缩略图显示后并列显示的例子的示意图;

5 图 15 是根据本发明第二实施例的时间相位调整三种连续图像的的并列显示缩略图的另一个例子的示意图;

图 16 是根据本发明的实施例心腔容积数据、心电图数据和心音图数据之间的关系的关系的例子的图;

图 17 是根据本发明实施例的数据处理器的典型构造的结构图。

10 具体实施方式

参考附图描述本发明的实施例。

(第一实施例)

参考附图 2 至 10 描述根据本发明的第一实施例的超声诊断装置。在本发明的第一实施例中,对于包括在两(个)连续图像数据(或两个不同图像系列)的每个图像测量心腔内部空间的容积。对于同一个待测者分别在两个不同条件下获得两个连续图像数据。两个连续图像数据可以包括第一连续图像数据和第二连续图像数据。第一连续图像数据可以表示为心脏的四腔图的各种时间序列方式。第二连续图像数据可以表示为心脏的二腔图的各种时间序列方式。四腔图是与二腔图正交的心脏的图。该图由超声扫描产生。在容积测量后,根据包
15 括在第一连续图像数据中的图像的四腔图上测量的容积暂时的响应,分别确定心脏的第一心脏收缩周期和第一心脏舒张周期。类似的,根据包括在第二连续图像数据中的图像的二腔图上测量的容积暂时的响应,分别确定心脏的第二心脏收缩周期和第二心脏舒张周期。因此,根据对应于第一心腔收缩周期,第一心脏舒张周期,第二心脏收缩周期和第二心脏舒张周期的每一个的周期中获得的
20 图像的数目,第二连续图像数据的时间相位可以调整为第一连续图像的时间相位。进一步的,在时间相位调整后,使用根据第一连续图像数据和第二连续图像数据的调整的时间相位所计算的第三连续图像数据,可以测量心腔内部的空间的容积。

图 2 是示出了根据本发明的第一实施例的超声诊断装置的典型构造的结
30 构图。超声诊断装置可以包括一个超声探针 1,一个超声传输单元 2,一个超声

接收单元 3, 一个 B 模式处理单元 4, 一个多普勒模式处理单元 5, 一个图像测量单元 6, 一个输入单元 7, 一个显示单元 8, 和一个系统控制单元 9。

5 超声探针 1 可以发送 (或声穿透) 超声脉冲, 并从待测者接收当超声探针接触到待测者的身体表面时由发送的超声脉冲产生的回波信号。超声探针 1 包括一个包含多个一维排列的超声微传感器的尖端。微传感器是电声的传感器元件。在发送中微传感器转换电子脉冲为超声脉冲。进一步的, 在接收中微传感器转换超声脉冲为电子脉冲。超声探针 1 常常配置为小型的和轻型的, 并通过电缆连接到超声传输单元 2 和超声接收单元 3。操作者能够根据一个要诊断的部分从例如扇区扫描, 线性扇区扫描和凸形扫描中选择超声探针的一种类型。在
10 以下的描述中, 将描述有关使用扇区扫描的一个例子的超声探针 1。

超声传输单元 2 可以产生用于生成超声脉冲的驱动信号。超声传输单元 2 可以包括一个速率脉冲发生器 11, 一个发送延迟电路 12 和一个脉冲器 13。速率脉冲发生器 11 产生确定声穿透到待测者的身体的超声脉冲的重复周期的速率脉冲 (rate pulse)。产生的速率脉冲提供到发送延迟电路 12。发送延迟电路 12
15 是一个确定传输中超声波束的收敛距离和偏移角度的延迟电路。进一步的, 发送延迟电路 12 可以包括多个独立的延迟电路。使用的独立的延迟电路数目可以确定为与传输中使用的超声传感器的数目相同。发送延迟电路 12 向产生的速率脉冲提供延迟时间用于使超声脉冲收敛为预定深度。这是为了在传输中获得超声波束的狭窄的宽度。发送延迟电路 12 进一步向产生的脉冲提供另一个延迟时间用于在预定的方向上传送超声脉冲。延迟的速率脉冲提供到脉冲器 13。脉冲器 13 是一个产生用于驱动超声传感器的高压脉冲的驱动电路。脉冲器 13 可以包括多个独立的驱动电路。使用的独立的驱动电路的数目可以确定为与传输中使用的超声传感器的数目相同, 类似于发送延迟电路 12。

25 传感器接收电路 3 可以从待测者接收超声回波信号。超声回波信号得自声穿透到待测者中的超声脉冲。超声接收电路 3 可以包括一个前置放大器 14, 接收延迟电路 15, 和一个加法器 16。前置放大器 14 放大通过超声传感器转换为电子脉冲的小信号并获得具有很好的“信号噪声比” (S/N) 的电子脉冲。接收延迟电路 15 给前置放大器 14 的输出信号一个延迟时间, 用于从预定深度 (输出信号) 收敛超声回波信号, 以便在接收中获得一个超声波束的狭窄的宽度。
30 接收延迟电路 15 进一步给输出信号另一个延迟时间用于在预定方向上连续偏移

超声波束和在待测者上扫描。接收延迟电路 15 向加法器 16 提供给出上述延迟时间和上述另一延迟时间的输出信号。加法器 16 相加多个输出信号，并因此输出所述多个输出信号作为一个超声数据信号。

B 模式处理单元 4 可以处理该一个超声数据信号以便准备一个 B 模式图像数据。B 模式处理单元 4 可以包括一个对数变换器 17，一个包络检波器 18，和一个模拟到数字转换器（以下称为 A/D 转换器）19。对数变换器 17 完成一个超声数据信号的振幅上的对数变换，以便在比较中加重超声数据信号的薄弱万分。一般的，从声穿透的待测者接收的信号具有一个大于 80dB 的很宽动态范围的振幅。因此，为了在具有狭窄的动态范围的正规 TV 监测器上显示从声穿透待测者接收的信号，完成信号上一个振幅压缩以便加重信号的薄弱成分是非常重要的。包络检波器 18 检测一个已经完成了对数变换的超声数据信号。包络检波器 18 进一步除去包络检测的信号的超声频率分量并只检测已经除去超声频率分量的信号的一个振幅。A/D 转换器 19 转换包络检波器 18 的一个输出信号为一个数字信号。数字信号表示 B 模式信号。

多普勒模式处理单元 5 可以处理该一个超声数据信号，以便准备一个彩色多普勒图像数据或一个组织多普勒图像数据。多普勒模式处理单元 5 可以包括一个参考信号发生器 20，一个 $\pi/2$ 移相器 21，混频器 22-1 和 22-2，低通滤波器 23-1 和 23-2，和 A/D 转换器 24-1 和 24-2，一个多普勒信号存储器 25，一个快速付立叶变换（以下称为 FFT）分析器 26，和计算器 27。多普勒模式处理单元 5 主要完成正交解调和 FFT 分析。

所述一个超声数据信号输入到混频器 22-1 的第一输入终端并且也输入到混频器 22-2 的第一输入终端。参考信号发生器 20 具有一个几乎与超声数据信号相同的频率。参考信号发生器 20 输出一个直接提供到混频器 22-1 的第二终端的参考信号。参考信号还提供到 $\pi/2$ 移相器 21。 $\pi/2$ 移相器 21 将参考信号的相位移相并提供给混频器 22-2 的第二终端一个 $\pi/2$ 相移参考信号。混频器 22-1 和 22-2 的输出信号提供到低通滤波器 23-1 和 23-2。低通滤波器 23-1 除去参考信号的频率和一个超声数据信号的频率之间的和数分量。因此，参考信号的频率和一个超声数据信号的频率之间的差分分量由低通滤波器 23-1 抽取。类似的，低通滤波器 23-2 除去 $\pi/2$ 相移参考信号的频率和一个超声数据信号的频率之间的和数分量。因此， $\pi/2$ 相移参考信号的频率和一个超声

数据信号的频率之间的差分分量由低通滤波器 23-2 抽取。

A/D 转换器 24-1 转换低通滤波器 23-1 的输出为数字信号。类似的, A/D 转换器 24-2 转换低通滤波器 23-2 的输出为数字信号。换句话说, 正交解调产生的输出由 A/D 转换器 24-1 和 24-2 转换为数字信号。在提供到 FFT 分析器 26 之前, 正交解调产生的数字化的输出临时保存在多普勒信号存储器 25。FFT 分析器 26 完成对数字化输出的 FFT 分析。计算器 27 计算从 FFT 分析器 26 获得的频谱的中心, 一个展开式(expansion)等等。

图像测量单元 6 可以调整分别在不同条件下获取的两种或多种连续图像的相位。在下面的描述中, 将描述两种连续图像用于解释本发明的第一实施例。然而, 连续图像的数目(种类)不可以被限定为只有两个。

图像测量单元 6 可以包括一个存储器 28, 一个处理器 29, 和一个显示存储器 30。存储器 28 可以包括一个图像存储器和一个辅助存储器。图像存储器存储图像数据。辅助存储器存储测量数据, 例如心腔的容积, 直径等。更详细的, 图像存储器可以存储在它们的时间相位调整前已经获取的连续图像数据。图像存储器可以进一步存储在它们的时间相位调整后获取的连续图像数据。辅助存储器可以存储从在它们的时间相位调整前已经获取的连续图像数据获得的容积数据。辅助存储器更进一步存储从在它们的时间相位调整后获得的连续图像数据获取的容积数据。顺带的, 图像存储器可以存储 B 模式图像数据, 多普勒模式图像数据, 和同步 B 模式图像数据和 D 模式图像数据的图像数据, 作为心脏的连续图像数据。然而, 一般的将 B 模式图像数据用于心腔的容积测量。

处理器 29 连续的读出存储在存储器 28 中的两种连续图像数据的每个图像并测量包括在每一个图像中的心腔的容积。进一步的, 处理器 29 计算两种连续图像数据的每一个的时间序列的容积转变。在每一个时间序列容积转变中, 处理器 29 确定一个或多个转变的波峰(最大值)和一个或多个转变的波谷(最小值)。因此, 处理器 29 根据确定的波峰和波谷确定心脏的心腔收缩周期和心脏舒张周期。在周期确定后, 处理器 29 比较包括在一个连续图像数据的心脏收缩周期中的图像数目和包括在另一个连续图像数据的心脏收缩周期中的图像数目。类似的, 处理器 29 比较包括在一个连续图像数据的心脏舒张周期中的图像数目和包括在另一个连续图像数据的心脏舒张周期中的图像数目。根据上面的比较, 处理器 29 调整一个连续图像数据和另一个连续图像数据的时间相位。为

了测量(或计算)心腔的容积,心腔可以通过自动轮廓跟踪(以下称为ACT)方法抽取。另外,改进的辛普森(Modified-Simpson)技术可以用于该测量计算。

存储器28中的辅助存储器存储处理器29计算的容积数据和在用于获得容积数据的处理中计算的各种测量数据,例如心腔的直径。处理器29还可以使用
5 两种连续图像数据调整的时间相位测量心腔的容积,作为用于诊断的最终测量结果。

显示存储器30临时存储将显示在显示单元8的图像和数据,例如将显示在显示单元8上的示出时间序列容积转变等的图。图像,例如实时获得的B模式图像和/或多普勒模式图像临时存储在显示存储器30,然后显示在显示单元
10 8。

输入单元7可以在操作控制板上有一个键盘,一个跟踪球,一个鼠标等。操作者可以操作输入单元7以便输出或选择待测者信息和超声诊断装置的成像(或扫描)条件。条件可以包括,例如在单位时间获取的图片数目,一个周期或一个用于获取一个连续图像数据的间隔,和/或任何其它可能涉及图像获取
15 和测量的条件。

显示单元8可以包括一个显示电路31和一个监测器32。系统控制单元9控制显示存储器30来读出在它们的时间相位调整前已经获取的连续图像数据,在它们的时间相位调整后获取的连续图像数据,心腔的时间序列容积转变的数据,等等。显示单元31转换读出的数据为数字信号并转换为TV格式。转换的
20 数据显示在监测器32上。

系统控制单元9可以包括一个中央处理单元(以下称为CPU)和一个存储器。系统控制单元9可以控制超声传输单元2,超声接收单元3,B模式处理单元4,多普勒模式处理单元5,图像测量单元6,等等。系统控制单元9还可以控制整个超声诊断装置。特别的,当操作者操作输出单元7时,根据操作的各种命令信号提供到CPU。进一步的,在出厂时暂时确定的各种控制数据存储
25 在存储器28作为初始信号。由操作者从输入单元7提供的条件还可以存储在存储器28。

接着,参考附图2和3,描述根据本发明的第一实施例的获取连续图像数据的过程。应该指出的是图3示出了只在一个条件下(即,用于只获取一种连续图像数据的过程)获取连续图像数据的过程。在另一个条件下的连续图像数
30 据的获取过程。

据能够以类似图 3 示出的过程的方式获取。图 3 示出了根据本发明的第一实施例的用于获取连续图像数据的过程的例子的流程图。

图像获取前, 操作者可以操作输入单元 7 并选择一个超声探针作为超声探针 1 来使用。操作者还可以操作输入单元 7 并确定各种成像条件, 例如超声诊断装置的条件, 用于获取一个连续图像数据的周期或间隔, 和在一个单位时间内获取的图像(或帧)的数目。确定的条件发送并存储在系统控制单元 9 的存储器中(步骤 S1)。根据本发明第一实施例, 用于心脏的扇区(sector)探针选择为超声探针 1 并获取四腔图的连续图像数据和二腔图的连续图像数据。每个连续图像数据的获取间隔可以, 例如确定为等价于几个心跳。在这样的确定后, 根据确定的条件, 成像模式在超声诊断装置中自动设置。

操作者可以固定超声探针 1 到适于成像心脏的四腔图的待测者身体的一部分。因此, 启动扫描来获取四腔图的第一($m=1$)图像数据。第一图像数据可以在预定时间($t=t_1$)获得(步骤 S2)。实践中, 操作者可能观察显示在监测器 32 中的二维图像数据并确定固定超声探针 1 的合适的位置。允许以类似于图 3 示出的过程的下面的过程的方式观察。

在超声传输中, 速率脉冲发生器 11 同步从系统控制单元 9 提供控制信号。速率脉冲发生器 11 产生确定声穿透到待测者身体的超声脉冲的重复周期的速率脉冲。产生的速率脉冲提供到发送延迟电路 12。发送延迟电路 12 是一个确定传输中超声波束的收敛距离和偏移角度的延迟电路。进一步的, 发送延迟电路 12 可以包括多个独立的延迟电路。使用的独立的延迟电路数目可以确定为与传输中使用的超声传感器的数目相同。发送延迟电路 12 向产生的速率脉冲提供延迟时间用于使超声脉冲收敛为预定深度。这是为了在传输中获得超声波束的狭窄的宽度。发送延迟电路 12 进一步向产生的脉冲提供另一个延迟时间用于在预定的方向($\theta: \theta = \theta_1$)上传送超声脉冲。可以在 N 方向上传输用于获取第一图像数据(I_{x1})。上述方向 θ_1 只是一个第一($n=1$)方向。延迟速率脉冲提供到脉冲器 13。

脉冲器 13 可以包括多个独立的驱动电路。使用的独立的驱动电路的数目可以确定为与传输中使用的超声传感器的数目相同, 类似于发送延迟电路 12。脉冲器 13 通过响应驱动速率脉冲产生的用于驱动超声传感器的脉冲来驱动超声探针 1 中配置的超声传感器。因此, 超声脉冲声穿透到待测者身体的内部。声

穿透到待测者身体的部分超声波通常从待测者身体内的组织或器官之间的边缘反射，其中它们的声阻抗是不同的。进一步的，当部分超声波从移动反射体反射，例如血细胞和心壁，它的超声频率服从多普勒相移。

从待测者身体内的组织反射的超声波可以作为超声回波信号由超声传感器接收。详细的，每个超声回波信号可以由每个超声传感器接收，该传感器声穿透一个引起每个超声回波信号的超声波。接收的超声回波信号转换为电子信号。转换的电子信号由前置放大器 14 放大。前置放大器可以包括多个放大元件。使用的放大元件的数目确定为与接收中使用的超声传感器的相同。接收延迟电路 15 接收前置放大的信号。在接收延迟电路 15 中，与使用的超声传感器的相同数目的延迟电路可以用于接收中。

接收延迟电路 15 给接收的信号一个延迟时间用于从预定深度(接收信号)收敛超声回波信号，以便接收中获得一个超声波束的狭窄的宽度。接收延迟电路 15 进一步给接收信号另一个延迟时间用于接收具有预定方向($\theta = \theta_1$)的强大方向性的特性的超声波束。接收延迟电路 15 向加法器 16 提供给出上述延迟时间和上述另一延迟时间的输出信号。加法器 16 相加(或统一)多个通过前置放大器 14 和接收延迟电路 15 提供的接收信号。因此多个输出信号输出到 B 模式处理单元 4 和多普勒模式处理单元 5 作为一个超声数据信号(步骤 3)。

在 B 模式处理单元 4 中，对数变换器 17 在所述一个超声数据信号上完成对数变换。包络检测器 18 检测一个变换的超声数据信号的包络。所述一个超声数据信号通过 A/D 转换器 19 转换为数字信号。数字信号通过存储器 28 发送到显示存储器 30，并存储在显示存储器 30 中作为第一方向 B 模式图像信号(步骤 S4-1)。

在多普勒模式处理单元 5 中，在一个超声数据信号上完成正交解调。解调信号通过混频器 22-1 和 22-2 和低通滤波器 23-1 和 23-2 转换为复(complex)信号。复信号由 A/D 转换器 24-1 和 24-2 转换为数字信号并存储在多普勒信号存储器 25 中。对于多普勒模式处理，通过声穿透超声波扫描可以在相同的方向(θ_1)完成多次。结果，获得多个接收的信号。对于每个接收信号，完成上述的处理，因此，多个数字复信号存储在多普勒信号存储器 25 中。FFT 分析器 26 基于存储在多普勒信号存储器 25 中的多个数字复信号分别获得频谱。计算器 27 计算并确定频谱的中心(即，器官移动和/或血流的平均速度)。计算的结果

通过存储器 28 发送到显示存储器 30 并存储在显示存储器 30 作为第一方向多普勒模式图像数据 (步骤 S4-2)。

在步骤 S4-1 和 S4-2 的存储后, 预定方向 θ 以遵循公式 ($\theta = \theta + \Delta \theta$) 的方式改变为第二预定方向。由于预定方向是 θ_1 , 第二预定方向 (θ) 变为 $\theta_1 + \Delta \theta$ 。表示扫描方向的数目的“n”也一个一个增加 ($n = n + 1$)。因此, 第二预定方向 ($\theta_1 + \Delta \theta$) 变为第二 ($n = 2$) 方向 (步骤 S5)。重复在步骤 S4-1, S4-2 和 S5 中描述的处理直到“n”变为 N (步骤 S6) 以便在 N 预定方向上完成扫描 (从预定方向 (θ_1) 到第 N 预定方向 ($\theta_1 + (N-1) \Delta \theta$))。通过声穿透超声波和接收超声回波信号对待测者身体完成实时的 N 方向的扫描。在扫描期间, 系统控制单元 9 控制发送延迟电路 12 和接收延迟电路 15 以便根据 N 预定方向改变它们的延迟时间。对于 N 方向, 在步骤 S4-1 和 S4-2 中获取 N 方向 B 模式图像数据和 N 方向多普勒模式图像数据。

在显示存储器 30 中系统控制单元 9 控制来连续的存储步骤 S4-1 和 S4-2 中获取的 N 方向 B 模式图像数据和 N 方向多普勒模式图像数据。当已经完成了 N 方向扫描, 根据 N 方向 B 模式图像数据产生第一 B 模式图像 (或帧) 数据 ($I_{xm} = I_{x1}$)。进一步的, 根据 N 方向多普勒模式图像数据产生第一多普勒模式图像 (或帧) 数据。更进一步的, 根据第一 B 模式图像数据 I_{x1} 和第一多普勒模式图像数据产生第一同步图像数据。第一同步图像数据通过显示电路 31 在监测器 32 中显示为第一同步图像。第一 B 模式图像数据 I_{x1} , 第一多普勒模式图像数据和第一同步图像数据存储在存储器 28 中 (步骤 S7)。第一 B 模式图像数据 I_{x1} 和/或第一多普勒模式图像数据还可以显示在监测器 32 中。

在第一同步图像数据显示和存储后, 通过更新图像号“m” ($m = m + 1$) 准备用于第二同步图像数据的过程, 以便四腔图的第二同步图像数据以及第二 B 模式图像数据 ($I_{xm} = I_{x2}$) 和第二多普勒模式图像数据在预定的时间上 ($t = t_m = t_2$) 获取 (步骤 S8)。

重复在步骤 S3 至 S8 描述的过程直到同步图像数及第二 B 模式图像数据和第二多普勒模式图像数据的进一步获取。在获取第 M 同步图像数据后, 在步骤 S8 图像号“m”再一次增加 1, 变为“M+1” ($m = M + 1$)。这是在步骤 S9 中确定的。因此, 在预定时间 t_1 和预定时间 t_M 之间的周期中获取 M 同步图像数据 (以下称为第一连续图像数据) 及 M B 模式图像数据 (以下称为第一连续 B 模

式图像数据) (I_{x1} 至 I_{xM}) 和 M 多普勒模式图像数据 (以下称为第一连续多普勒模式图像数据)。该周期可以包括几个心跳 (对应于两个 R 波的至少两个心跳) 的周期。两个 R 波之间获取的图像的数目通常大约 30 到 100。第一连续图像数据通过显示存储器 30 和显示电路 31 发送到监测器 32。在监测器 32 中, 第一连续图像数据实时的连续显示为第一连续图像。第一连续 B 模式图像数据 (I_{x1} 至 I_{xM}), 第一连续多普勒模式图像数据, 和第一连续图像数据存储在存储器 28 中。第一连续 B 模式图像数据 (I_{x1} 至 I_{xM}) 和/或第一连续多普勒模式图像数据还可以显示在监测器 32 中。响应于存储, 心脏的四腔图的超声成像结束 (步骤 S10)。

对于心脏的二腔图, 根据图 3 解释的那些相同的过程获取图像数据。对于心脏的二腔图, 操作者需要在超声探针 1 的轴的周围从用于四腔图的固定的位置转动超声探针 1 大约 90 度。如果必要的话, 还稍微调整相对于待测者的身体表面的位置, 角度, 和/或超声探针的方向。系统控制单元 9 控制超声诊断装置的每个单元以获得有关二腔图的多个 B 模式图像数据, 多个多普勒模式图像数据, 和多个同步图像数据。例如当 B 模式图像数据的数目与第一连续 B 模式图像数据的数目 (M) 相同, M B 模式图像数据可以以类似第一连续 B 模式图像数据 (I_{x1} 至 I_{xM}) 的方式定义为第二连续 B 模式图像数据 (I_{y1} 至 I_{yM})。在一些情况下, B 模式图像数据的数目可以选择不同于第一连续 B 模式图像数据的。多普勒模式图像数据的数目与第二连续 B 模式图像数据的数目 (M) 相同, M 多普勒模式图像数据以下可称为第二连续多普勒模式图像数据。进一步的, 同步图像数据的数目与第二连续 B 模式图像数据的数目 (M) 相同。 M 同步图像数据以下可称为第二连续图像数据。第二连续图像数据通过显示存储器 30 和显示电路 31 发送到监测器 32。在监测器 32, 第二连续图像数据实时的连续显示为第二连续图像。第二连续 B 模式图像数据 (I_{y1} 至 I_{yM}), 第二连续多普勒模式图像数据, 和第二连续图像数据存储在存储器 28 中。第二连续 B 模式图像数据 (I_{y1} 至 I_{yM}) 和第二连续多普勒模式图像数据还可以显示在监测器 32 中。响应于存储, 心脏的二腔图的超声成像结束。

当已经获得两种连续图像数据 (第一连续图像数据和第二连续图像数据) 时, 处理器 29 将开始根据心腔的容积测量调整第一连续图像数据的时间相位 (以下称为第一时间相位) 和第二连续图像数据的时间相位 (以下称为第二时间相

位)。参考图 2 和 4 至 7 描述这样的时间相位调整。图 4 是示出了根据本发明的第一实施例的用于时间相位调整的过程的例子的流程图。图 5A 是示出了根据本发明的第一实施例的用于解释心腔的容积测量的第一连续 B 模式图像数据的例子的示意图。图 5B 是示出了根据本发明的第一实施例的有关心腔的容积测量的柱体(column)模型的例子的示意图。更详细的, 图 5A 示出了根据本发明的第一实施例的一个第一连续图像中的心脏的四腔图中示出的左心室的容积测量技术的例子。

处理器 29 从存储在存储器 28 中的第一连续 B 模式图像数据(Ix1 至 IxM) 读出四腔图的第一 B 模式图像数据 Ix1 (步骤 S11)。处理器 29 使用轮廓抽取技术来抽取第一 B 模式图像数据 Ix1 中的心腔(例如, 左心室)内层(lining)。例如, 心腔内层可以通过处理器 29 使用 ACT 方法抽取。ACT 方法已经众所周知, 例如, 在包括在 1988 年出版的名为“Medical Review No. 71”的文献的文章中。该(文献的 50-54 页)由 Nishiura et al. 写出, 题为“Automatic Extraction of Ultrasound Heart Wall Contour, Using an ACT Technique”(非正式翻译)。

如图 5A 所示, 处理器 29 根据 ACT 方法抽取心腔内层的轮廓并因此从抽取的轮廓检测二尖瓣环。进一步的, 处理器 29 根据二尖瓣环确定在心腔的纵向上的长轴 52。例如, 当沿长轴 52 的心腔内层的高度是 h 时, 长轴 52 的长度也是 h。可以在预定的点 h_j ($j=1$ 至 J) 分割长轴 52 为具有相同长度 Δh ($\Delta h=h/J$) 的预定数目 J (例如 $J=20$) 的线段。这样, 就可能处理心腔的内部空间为预定数目 J 的每个具有一个沿长轴 52 的相同的高度 Δh 的块的集合。当在预定的点 h_j 垂直于长轴 52 的线画到心腔内层时, 垂直线在点 C1 和 C2 上与心腔内层交叉。处理器 29 还计算点 C1 和 C2 之间的垂直线的长度 A_j 。长度 h, 长度 A_j 和任何其他上述有关的数据, 如果必要的话, 存储在存储器 28 的辅助存储器。在上述的条件下 J 块的一个块 j 可以假设为包括高度 Δh 和具有直径 A_j 的圆表面的柱体。

因此, 块 j 的容积 V_{Aj} 能够通过公式估计:

$$V_{Aj} = \Delta h \times \pi (A_j/2)^2$$

在这种假设中, 根据本领域熟知的改进的辛普森技术, 内部空间的容量 V_{x1} 能够近似为在所有的 J 块上总计容积 V_{Aj} 的结果 ($V_{x1} = V_{A1} + V_{A2} + \dots + V_{Aj}$), 如图 5B 所示。这用下面的公式表示:

$$V_{x1} = \sum V_{Aj} \quad (j=1 \text{ 至 } J)$$

$$= \Sigma \Delta h \times \pi (A_j/2)^2 \quad (j=1 \text{ 至 } J) \quad (1)$$

使用改进的辛普森技术的容积测量(计算)的细节在包括在2001年出版的名为“Echocardiography Vol. 2, No. 3”的文献的文章中描述。该文章(文献的192-197页)由Takeuchi et al. 写出, 题为“Accurate Measurement Technique of Heart chamber Size, 2) Atriums”(注意, 这是不正式的翻译)。因此, 这里省略了进一步详细解释的计算。

图6是示出了根据本发明的第一实施例的用于更详细的解释心腔容积测量的一个第二连续B模式图像数据的例子的示意图。如图6所示, 为了获得内部空间的更准确的容积, 上述直径 A_j 可以如下的计算。

J块的一个块j通常不是一个正规的柱体。换句话说, 一个块J具有假设为具有直径 a_j ($j=1$ 至J)的圆的下表面和假设为具有直径 a_{j-1} 的圆的上表面。当“j”表示为一个奇数时, 直径 a_j 是以奇数顺序出现的表面的直径, 而这时直径 a_{j-1} 是以偶数顺序出现的表面的直径。同样的, 当“j”表示为一个偶数时, 直径 a_j 是以偶数顺序出现的表面的直径, 而这时直径 a_{j-1} 是以奇数顺序出现的表面的直径。如上所述, 一个块j的高度可以定义为 Δh ($\Delta h=h/J$)。因此, 如果一个把在一个块j的高度 $\Delta h/2$ 上的直径(A_j)作为每个下表面的近似的直径和上表面近似的直径, 直径 A_j 可以表示为 $(a_{j-1} + a_j)/2$ 。这意味着一个块j可以假设为包括高度 Δh 和具有直径 A_j ($A_j = (a_{j-1} + a_j)/2$)圆表面的柱体。因此公式(1)能够由下面的公式(2)替代:

$$V_{x1} = \Sigma \Delta h \times \pi ((a_{j-1} + a_j)/2)^2 \quad (j=1 \text{ 至 } J) \quad (2).$$

由于高度 Δh 已经定义为 $\Delta h=h/J$, 公式(2)中的容积 V_{x1} 可以进一步的重写为如下的公式(3):

$$V_{x1} = (\pi h/16) \Sigma (a_{j-1} + a_j)^2 \quad (j=1 \text{ 至 } J) \quad (3).$$

处理器29发送在上述计算中计算的容积 V_{x1} 到存储器28。在存储器28中, 容积 V_{x1} 存储在辅助存储器中(步骤S12)。

在包括在第一连续B模式图像数据(Ix1至IxM)中的四腔图的第一B模式图像数据Ix1的容积计算(或测量)后, 第二连续B模式图像数据Ix2由处理器29从存储器28读出。再一次, 处理器29使用轮廓抽取技术来抽取第二B模式图像数据Ix2中的心腔内层。对于第二B模式图像数据Ix2中内层抽取的心腔与第一B模式图像数据Ix1中的相同。心腔的内部空间的容积 V_{x2} 以类似于

第一 B 模式图像数据 I_{x1} 中的容积 V_{x1} 的方式获得。反复类似的过程，处理器 29 获得对于第三至第 M B 模式图像数据的容积 V_{x3} 至 V_{xM} 。当每个容积 V_{x2} 至 V_{xM} 获得时，容积 V_{x2} 至 V_{xM} 分别存储在存储器 28 的辅助存储器中（步骤 S11 至 S12）。

5 然后，处理器 29 从存储在存储器 28 中的第二连续 B 模式图像数据（ I_{y1} 至 I_{yM} ）读出二腔图的第一 B 模式图像数据 I_{y1} （步骤 S13）。处理器 29 使用轮廓抽取技术来抽取第一 B 模式图像数据 I_{y1} 中的心腔内层。对于第二连续 B 模式图像数据（ I_{y1} 至 I_{yM} ）中内层抽取的心腔与第一连续 B 模式图像数据（ I_{x1} 至 I_{xM} ）中的相同。

10 例如，心腔内层可以通过处理器 29 使用 ACT 方法抽取。如对第一连续 B 模式图像数据（ I_{x1} 至 I_{xM} ）描述的，处理器 29 根据 ACT 方法抽取心腔内层的轮廓并因此从抽取的轮廓检测二尖瓣环。进一步的，处理器 29 根据二尖瓣环确定在心腔的纵向上的长轴。例如，当沿长轴的心腔内层的高度是 h 时，长轴的长度也是 h 。可以在预定的点 h_j （ $j=1$ 至 J ）分割长轴为具有相同长度 Δh （ $\Delta h = h/J$ ）的预定数目 J 的线段。这样，就可能处理心腔的内部空间为预定数目 J 的每个具有一个沿长轴的相同高度 Δh 的块的集合。当在预定的点 h_j 垂直于长轴的线画到心腔内层时，垂直线在两个点上与心腔内层交叉。处理器 29 还计算两个点之间的垂直线的长度 B_j 。长度 h ，长度 B_j 和任何其他上述有关的数据，如果必要的话，存储在存储器 28 的辅助存储器。在上述的条件下 J 块的一个块
15 j 可以假设为包括高度 Δh 和具有直径 B_j 的圆表面的柱体。因此，块 j 的容积 V_{Bj} 能够通过公式估计：

$$V_{Bj} = \Delta h \times \pi (B_j/2)^2$$

在这种假设中，根据本领域熟知的改进的辛普森技术，内部空间的容量 V_{y1} 能够近似为在所有的 J 块上总计容积 V_{Bj} 的结果（ $V_{y1} = V_{B1} + V_{B2} + \dots + V_{Bj}$ ）。这用

25 下面的公式表示：

$$\begin{aligned} V_{y1} &= \sum V_{Bj} \quad (j=1 \text{ 至 } J) \\ &= \sum \Delta h \times \pi ((B_j/2)^2) \quad (j=1 \text{ 至 } J) \end{aligned} \quad (4).$$

图 7 是示出了根据本发明的第一实施例的用于解释心腔的容积测量的两种连续 B 模式图像数据的每种的例子的示意图。图 7(a) 示出了一个第一连续 B 模式图像数据。图 7(b) 示出了一个第二连续 B 模式图像数据。
30

类似于第一连续B模式图像数据,为了获得内部空间的更准确的容积,上述直径 B_j 可以如下计算。

J块的一个块j通常不是一个正规的柱体。换句话说,一个块J具有假设为具有直径 b_j ($j=1$ 至J)的圆的下表面和假设为具有直径 b_{j-1} 的圆的上表面,如图7(b)所示。当“j”表示为一个奇数时,直径 b_j 是以奇数顺序出现的表面的直径,而这时直径 b_{j-1} 是以偶数顺序出现的表面的直径。同样的,当“j”表示为一个偶数时,直径 b_j 是以偶数顺序出现的表面的直径,而这时直径 b_{j-1} 是以奇数顺序出现的表面的直径。如上所述,一个块的高度可以定义为 Δh ($\Delta h = h/J$)。因此,如果把在块j的高度 $\Delta h/2$ 上的直径(B_j)作为每个下表面的近似的直径和上表面近似的直径,直径 B_j 可以表示为 $(b_{j-1} + b_j)/2$ 。这意味着一个块j可以假设为包括高度 Δh 和具有直径 B_j ($B_j = (b_{j-1} + b_j)/2$)的圆表面的柱体。因此公式(4)能够由下面的公式(5)替代:

$$Vy1 = \sum \Delta h \times \pi \left(((b_{j-1} + b_j)/2/2)^2 \right) (j=1 \text{ 至 } J) \quad (5).$$

由于高度 Δh 已经定义为 $\Delta h = h/J$,公式(5)中的容积Vy1可以进一步的重写为如下的公式(6):

$$Vy1 = (\pi h/16) \sum (b_{j-1} + b_j)^2 \quad (j=1 \text{ 至 } J) \quad (6).$$

处理器29发送在上述计算中计算的容积Vy1到存储器28。在存储器28中,容积Vy1存储在辅助存储器中(步骤S14)。

在包括在第二连续B模式图像数据(Iy1至IyM)中的二腔图的第一B模式图像数据Iy1的容积计算(或测量)后,第二连续B模式图像数据Iy2由处理器29从存储器28读出。再一次,处理器29使用轮廓抽取技术来抽取第二B模式图像数据Iy2中的心腔内层。对于第二B模式图像数据Iy2中内层抽取的心腔与第一B模式图像数据Iy1中的相同。心腔的内部空间的容积Vy2以类似于第一B模式图像数据Iy1中的容积Vy1的方式获得。反复类似的过程,处理器29获得对于第三至第M B模式图像数据的容积Vy3至VyM。当每个容积Vy2至VyM获得时,容积Vy2至VyM分别存储在存储器28的辅助存储器中(步骤S13至S14)。

在获得四腔图中的容积(或容积数据)Vx1至VxM和二腔图中的Vy1至VyM后,系统控制单元9控制在显示存储器30中暂时存储容积Vx1至VxM和Vy1至VyM。然后,存储的容积Vx1至VxM和Vy1至VyM通过显示电路31以时间序列

容积转变的形式显示在监测器 32 (步骤 S15)。

图 8 示出了根据本发明的第一实施例的连续图像数据和时间序列容积转变图之间的关系的事例的示意图。图 8 (a) 示出了四腔图的第一连续 B 模式图像数据。图 8 (a) 进一步示出了第一连续 B 模式图像数据的时间序列容积转变图。类似地, 图 8 (b) 示出了二腔图的第二连续 B 模式图像数据。图 8 (b) 进一步示出了第二连续 B 模式图像数据的时间序列容积转变图。在图 8 (a) 中的时间序列容积转变图中, 应用公式 (3) 到第一连续 B 模式图像数据的每个 B 模式图像数据而计算的容积根据第一连续 B 模式图像数据的获取在时间序列上划分。类似的, 在图 8 (b) 中的时间序列容积转变图中, 应用公式 (6) 到第二连续 B 模式图像数据的每个 B 模式图像数据而计算的容积根据第二连续 B 模式图像数据的获取在时间序列上划分。第一连续 B 模式图像数据的每个 B 模式图像数据可以在间隔 T_x 上获取。第二连续 B 模式图像数据的每个 B 模式图像数据可以在间隔 T_y 上获取。

在图 8 (a) 示出的时间序列容积转变图中, 在时间相位的第一波峰 $tx11$ 可以确定为第一四腔结束心脏舒张时间。第一波峰是当对于第一连续 B 模式图像数据中第一次计算的容积 V_x 变为最大时的时间。在时间相位的第二波峰 $tx12$ 可以确定为第二四腔结束心脏舒张时间。第二波峰是当对于第一连续 B 模式图像数据中第二次计算的容积 V_x 变为最大时的时间。另一方面, 在时间相位的第一波谷 $tx21$ 可以确定为第一四腔结束心脏收缩时间。第一波谷是当对于第一连续 B 模式图像数据中第一次计算的容积 V_x 变为最小时的时间。在时间相位的第二波谷 $tx22$ 可以确定为第二四腔结束心脏收缩时间。第二波谷是当对于第一连续 B 模式图像数据中第二次计算的容积 V_x 变为最小时的时间。第一四腔结束心脏舒张时间 $tx11$ 和第一四腔结束心脏收缩时间 $tx21$ 之间的周期确定为第一四腔心脏收缩时间 $[tx11 - tx21]$ 。第二四腔结束心脏舒张时间 $tx12$ 和第二四腔结束心脏收缩时间 $tx22$ 之间的周期确定为第二四腔心脏收缩时间 $[tx12 - tx22]$ 。另外, 第一四腔结束心脏收缩时间 $tx21$ 和第二四腔结束心脏舒张时间 $tx12$ 之间的周期确定为四腔心脏舒张时间 $[tx21 - tx12]$ 。

类似于图 8 (a), 在图 8 (b) 示出的时间序列容积转变图中, 在时间相位的第一波峰 $tx11'$ 可以确定为第一二腔结束心脏舒张时间。第一波峰是当对于第一连续 B 模式图像数据中第一次计算的容积 V_y 变为最大时的时间。在时间相

位的第二波峰 tx_{12}' 可以确定为第二二腔结束心脏舒张时间。第二波峰是当对于第一连续B模式图像数据中第二次计算的容积 V_y 变为最大时的时间。另一方面, 在时间相位的第一波谷 tx_{21}' 可以确定为第一二腔结束心脏收缩时间。第一波谷是当对于第一连续B模式图像数据中第一次计算的容积 V_y 变为最小时的时间。在时间相位的第二波谷 tx_{22}' 可以确定为第二二腔结束心脏收缩时间。第二波谷是当对于第一连续B模式图像数据中第二次计算的容积 V_y 变为最小时的时间。第一二腔结束心脏舒张时间 tx_{11}' 和第一二腔结束心脏收缩时间 tx_{21}' 之间的周期确定为第一二腔心脏收缩时间 $[tx_{11}' - tx_{21}']$ 。第二二腔结束心脏舒张时间 tx_{12}' 和第二二腔结束心脏收缩时间 tx_{22}' 之间的周期确定为第二二腔心脏收缩时间 $[tx_{12}' - tx_{22}']$ 。另外, 第一二腔结束心脏收缩时间 tx_{21}' 和第二二腔结束心脏舒张时间 tx_{12}' 之间的周期确定为二腔心脏舒张时间 $[tx_{21}' - tx_{12}']$ 。

为了确定上述第一连续B模式图像数据的时间和周期, 处理器 29 读出第一连续B模式图像数据 V_{x1} 至 V_{xM} 。处理器 29 检测容积 V_{x1} 至 V_{xM} 的一个或多个波峰(或最大)值 V_{max} 和容积 V_{x1} 至 V_{xM} 的一个或多个波谷(或最小)值 V_{min} 。当检测到一个或多个波峰(或最大)值 V_{max} 时, 处理器 29 能够识别一个或多个具有波峰值 V_{max} 的B模式图像数据。因此, 处理器 29 能够确定结束心脏舒张时间, 例如第一四腔结束心脏舒张时间 tx_{11} 和第二四腔结束心脏舒张时间 tx_{12} 。类似的, 当检测到一个或多个波谷(或最小)值 V_{min} 时, 处理器 29 能够识别一个或多个具有波谷值 V_{min} 的B模式图像数据。因此, 处理器能够确定结束心脏收缩时间, 例如第一四腔结束心脏收缩时间 tx_{21} 和第二四腔结束心脏收缩时间 tx_{22} 。第一和第二四腔结束心脏舒张时间 tx_{11} , tx_{12} 和第一和第二四腔结束心脏收缩时间 tx_{21} , tx_{22} 的确定导致了第一和第二四腔心脏收缩时间 $[tx_{11} - tx_{21}]$, $[tx_{12} - tx_{22}]$ 和四腔心脏舒张时间 $[tx_{21} - tx_{12}]$ 的确定。响应于周期的确定, 处理器 29 确定包括在每个周期中的容积数据的数目(即, B模式图像数据的数目)。这个图像数目的确定可以响应于周期确定完全自动的完成。

类似的, 为了确定上述第二连续B模式图像数据的时间和周期, 处理器 29 读出第二连续B模式图像数据 V_{y1} 至 V_{yM} 。处理器 29 检测容积 V_{y1} 至 V_{yM} 的一个或多个波峰(或最大)值 V_{max} 和容积 V_{y1} 至 V_{yM} 的一个或多个波谷(或最小)

值 V_{min} 。当检测到一个或多个波峰（或最大）值 V_{max} 时，处理器 29 能够识别一个或多个具有波峰值 V_{max} 的 B 模式图像数据。因此，处理器 29 能够确定结束心脏舒张时间，例如第一二腔结束心脏舒张时间 tx_{11}' 和第二二腔结束心脏舒张时间 tx_{12}' 。类似的，当检测到一个或多个波谷（或最小）值 V_{min} 时，处理器 29 能够识别一个或多个具有波谷值 V_{min} 的 B 模式图像数据。因此，处理器能够确定结束心脏收缩时间，例如第一二腔结束心脏收缩时间 tx_{21}' 和第二二腔结束心脏收缩时间 tx_{22}' 。第一和第二二腔结束心脏舒张时间 tx_{11}' ， tx_{12}' 和第一和第二二腔结束心脏收缩时间 tx_{21}' ， tx_{22}' 的确定导致了第一和第二二腔心脏收缩时间 $[tx_{11}' - tx_{21}']$ ， $[tx_{12}' - tx_{22}']$ 和二腔心脏舒张时间 $[tx_{21}' - tx_{12}']$ 的确定。响应于周期的确定，处理器 29 确定包括在每个周期中的容积数据的数目（即，B 模式图像数据的数目）。这个图像数目的确定可以响应于周期确定完全自动的完成。（步骤 S16）

基于 B 模式图像数据的数目的确定，处理器 29 进行到时间相位的调整。可以在第一连续 B 模式图像数据和第二连续 B 模式图像数据之间，在心脏收缩周期中作出时间相位调整。进一步地，还可以在第二连续 B 模式图像数据和第一连续 B 模式图像数据之间在心脏舒张周期中作出时间相位调整。在本发明的第一实施例中，第二连续 B 模式图像数据的时间相位调整为第一连续 B 模式图像数据的时间相位。换句话说，根据第一连续 B 模式图像数据的时间相位调整第二连续 B 模式图像数据的时间相位。

图 9 是示出了根据本发明的第一实施例的两种连续 B 模式图像数据之间的时间相位调整的例子示意图。图 9 (a) 示出了属于四腔心脏舒张周期的第一连续 B 模式图像数据的数目和第一连续 B 模式图像数据的时间序列容积转变图之间的关系。图 9 (b) 示出了属于二腔心脏舒张周期的第二连续 B 模式图像数据的数目和第二连续 B 模式图像数据的时间序列容积转变图之间的关系。进一步的，图 9 (c) 示出了属于四腔心脏舒张周期的第一连续 B 模式图像数据的时间相位和示出了属于二腔心脏舒张周期的第二连续 B 模式图像数据的时间相位之间的调整。

通常，取决于在一个 R 波间隔过程中获取的图像的数目，属于心脏舒张周期的（B 模式）图像数据的数目可以是大约 20 至 65。属于心脏舒张周期的（B 模式）图像数据的数目可以变为在一个 R 波间隔过程中获取的图像的数目的三

分之二，并且可以比属于心脏收缩周期的更可能服从心率。

属于四腔心脏舒张周期的 B 模式图像数据的数目（以下称为四腔心脏舒张图像数据的数目）可以定义为 M_{xd} 。进一步地，属于第一四腔心脏收缩周期的 B 模式图像数据的数目（以下称为四腔心脏收缩图像数据的数目）可以定义为 M_{xs} 。
 5 更更进一步地，第一连续 B 模式图像数据的每个 B 模式图像数据之间的获取间隔（以下称为第一获取间隔）这里可以定义为 T_x 。类似的，关于第二连续 B 模式图像数据，属于二腔心脏舒张周期的 B 模式图像数据的数目（以下称为二腔心脏舒张图像数据的数目）可以定义为 M_{yd} 。进一步的，属于第一二腔心脏收缩周期的 B 模式图像数据的数目（以下称为二腔心脏收缩图像数据的数目）可以
 10 定义为 M_{ys} 。更更进一步地，第二连续 B 模式图像数据的每个 B 模式图像数据之间的获取间隔（以下称为第二获取间隔）这里可以定义为 T_y 。在上述条件下，四腔和二腔心脏舒张周期之间的调整系数 K_d 以下面的公式表示：

$$K_d = (M_{yd} \times T_y) / (M_{xd} \times T_x) \quad (7)$$

类似的，第一四腔和第一二腔心脏收缩周期之间的调整系数 K_s 以下面的公式表示：
 15

$$K_s = (M_{ys} \times T_y) / (M_{xs} \times T_x) \quad (8)$$

然而第一获取间隔 T_x 通常与第二获取间隔是相同的。因此，公式（7）可以重写为下面的公式（9）：

$$K_d = M_{yd} / M_{xd} \quad (9)$$

20 类似的，公式（8）可以重写为公式（10）：

$$K_s = M_{ys} / M_{xs} \quad (10)$$

如前面所解释的，四腔心脏舒张图像数据的数目 M_{xd} 和四腔心脏收缩图像数据的数目 M_{xs} 可以根据第一连续 B 模式图像数据的时间序列容积转变图简单的（自动的）获得。二腔心脏舒张图像数据的数目 M_{yd} 和二腔心脏收缩图像数据的数目 M_{ys} 也可以根据第二连续 B 模式图像数据的时间序列容积转变图简单的（自动的）获得。另一方面，第一获取间隔 T_x 和第二获取间隔 T_y 与超声诊断装置的速率频率和/或扫描线的数目密切联系。因此，第一获取间隔 T_x 和第二获取
 25 间隔 T_y 通常根据超声诊断装置的初始状态确定。

根据本发明的一个实施例，在调整两个系列连续图像数据的时间相位中，
 30 两个系列之间的图像数据之间的对应取决于两个系列之间的不一致的测量的物

理量。例如这些物理量可以用来确定调整系数，然后用来确定第一系列的图像对应于第二系列的哪个图像。

例如，当二腔心脏舒张周期 $[tx21' - tx12']$ 中的第 βd B 模式图像数据（即，二腔心脏舒张周期中的 B 模式图像数据的特定的帧或数目）在时间相位上可以对应于四腔心脏舒张周期 $[tx21 - tx12]$ 中的第 αd B 模式图像数据（即，四腔心脏舒张周期中的 B 模式图像数据的特定的帧或数目）时，第 βd B 模式图像数据使用下面的公式（11）计算：

$$\beta d = Kd \times \alpha d \quad (11).$$

α 和 β 仅用于四腔图像数据和二腔图像数据之间的区别。d 仅用于指示在心脏舒张周期中的图像数据。

因此，公式（11）可以用于确定在心脏舒张周期中的更多（更少）的四腔图像数据的哪个帧或数目，应当合适的对应于在心脏舒张周期中的更少（更多）的二腔图像数据的给定的帧或数目。

类似的，当二腔心脏收缩周期 $[tx11' - tx21']$ 中的第 βs B 模式图像数据（即，二腔心脏收缩周期中的 B 模式图像数据的特定的帧或数目）在时间相位上可以对应于四腔心脏收缩周期 $[tx11 - tx21]$ 中的第 αs B 模式图像数据（即，四腔心脏收缩周期中的 B 模式图像数据的特定的帧或数目）时，第 βs B 模式图像数据使用下面的公式（12）计算：

$$\beta s = Ks \times \alpha s \quad (12).$$

s 仅用于指示心脏收缩周期中的图像数据。

因此，公式（12）可以用于确定在心脏收缩周期中的更多（更少）的四腔图像数据的哪个帧或数目，应当合适的对应于在心脏收缩周期中的更少（更多）的二腔图像数据的给定的帧或数目。

这样使用公式（11）和（12）的时间相位调整计算还应用到属于四腔心脏舒张周期 $[tx21 - tx12]$ 和第一四腔心脏收缩周期 $[tx11 - tx21]$ 的每一个的第一连续 B 模式图像数据的所有 B 模式图像数据（步骤 S17）。根据时间相位调整计算，非常难得的是根据公式（11）获得的 βd 和/或根据公式（12）获得的 βs 变为一个整数。实际上，有关心脏舒张周期 $[tx21 - tx12]$ 和 $[tx21' - tx12']$ ，数目最接近基于公式（11）获得的 βd 的二腔 B 模式图像数据可以使用作为对应于第 αd 四腔 B 模式图像数据的第 βd 二腔 B 模式图像数据。然而，如果由于最

接近计算的图像号的图像数据的使用, 多个二腔 B 模式图像数据碰巧对应于一个四腔 B 模式图像数据(或者, 多个四腔 B 模式图像数据碰巧对应于一个二腔 B 模式图像数据), 有关第一连续 B 模式图像数据和第二连续 B 模式图像数据之间的因果关系的原理的预定的规则可以预先确定, 并且图像的对应可以根据预定的规则确定。例如, 预定的规则是 (1) 尾数 0.5 和超过的作为 1 计算, 其余的忽略不计, (2) 当多个图像数据对于一个对应的图像数据具有小数时, 选择多个图像数据中具有其小数最接近(最临近)对应于一个对应的图像数据的图像号的整数的一个图像数据, (3) 选择一个接近一个对应的图像数据的获取时间而暂时获取的图像数据, 和 (4) 任何其他规则, 如果必要的话。类似的, 有关心脏收缩周期 $[tx11 - tx21]$ 和 $[tx11' - tx21']$, 数目最接近根据公式 (12) 获得的 βs 的二腔 B 模式图像数据可以使用作为对应于第 αs 四腔 B 模式图像数据的第 βd 二腔 B 模式图像数据。如上所述, 然而, 如果由于最接近计算的图像号的图像数据的使用, 多个二腔 B 模式图像数据碰巧对应于一个四腔 B 模式图像数据(或者, 多个四腔 B 模式图像数据碰巧对应于一个二腔 B 模式图像数据), 有关第一连续 B 模式图像数据和第二连续 B 模式图像数据之间的因果关系的原理的预定的规则可以预先确定, 并且图像的对应可以根据预定的规则确定。例如, 预定的规则是 (1) 尾数 0.5 和超过的作为 1 计算, 其余的忽略不计, (2) 当多个图像数据对于一个对应的图像数据具有小数时, 选择多个图像数据中具有其小数最接近(最临近)一个对应于一个对应的图像数据的图像号的整数的一个图像数据, (3) 选择一个接近一个对应的图像数据的获取时间暂时获取的图像数据, 和 (4) 任何其他规则, 如果必要的话。

如图 9(c) 所示, 这是四腔心脏舒张周期大于二腔心脏舒张周期大约两个 T_x (获取两个图像的时间) 的一个典型的例子。换句话说, 四腔心脏舒张周期 $[tx21 - tx12]$ 包括两个 B 模式图像数据多于二腔心脏舒张周期 $[tx21' - tx12']$ 。因此, 四腔心脏舒张周期图像数据 M_{xd} 的数目和二腔心脏舒张周期图像数据 M_{yd} 的数目之间的关系由公式 $M_{xd} = M_{yd} + 2$ 表示。因此, 由于时间相位调整, 第 M_{yd} 二腔心脏舒张周期图像数据能够对应于第 $M_{yd} + 2$ 四腔心脏舒张周期图像数据。在二腔心脏舒张周期 $[tx21' - tx12']$ 的边缘上的 B 模式图像数据的时间相位(或在第二二腔结束心脏舒张时间 $tx12'$)能够以上述的方式调整与在四腔心脏舒张周期 $[tx21 - tx12]$ 的边界上的 B 模式图像数据的时间相位(或在第二四腔

结束心脏舒张时间 t_{x12}) 一致。然而, 不同于在周期边缘上的 B 模式图像数据的 B 模式图像数据在上面方式中不能准确的调整。为了准确的时间相位调整, 上面解释的公式 (11) 和/或 (12) 的使用是有利的, 它使得可能当心脏舒张周期和/或心脏收缩周期在第一和第二连续 B 模式图像数据之间不同时, 调整第二连续 B 模式图像数据的时间相位为第一连续 B 模式图像数据的时间相位。

在步骤 S17 中时间相位调整后, 处理器 29 使用时间相位调整的连续 B 模式图像数据 (即, 理想的连续 B 模式图像数据) 计算心腔的内部空间的容积。计算是根据有关第一连续 B 模式图像数据和第二连续 B 模式图像数据的已经测量的数据。在四腔心脏舒张周期中的第 αd B 模式图像中的心腔容积的直径 A_j 定义为 $A(\alpha d) j$ 。关于第一四腔心脏收缩周期, 第一四腔心脏收缩周期中的第 αs B 模式图像中的心腔容积的直径 A_j 定义为 $A(\alpha s) j$ 。类似的, 在二腔心脏舒张周期中的第 βd B 模式图像中的心腔容积的直径 B_j 定义为 $B(\beta d) j$ 。关于第一二腔心脏收缩周期, 第一二腔心脏收缩周期中的第 βs B 模式图像中的心腔容积的直径 B_j 定义为 $B(\beta s) j$ 。尽管四腔 (或二腔) B 模式图像数据中的心腔的内部空间容积已经使用公式 (1) (或 (4)) 计算, 当这样的计算应用到时间相位调整的 B 模式图像数据中的心腔的内部空间容积计算时, 公式 (1) (或 (4)) 可以用下面示出的公式 (13) (或 (15)) 改变和替代。

对应于四腔心脏舒张周期中的第 αd 四腔 B 模式图像数据的时间相位调整的 B 模式图像数据的容积 $V(\alpha d)$ 可以用下面的公式 (13) 计算:

$$V(\alpha d) = \Sigma \Delta h \times \pi (A(\alpha d) j / 2) (B(\beta d) j / 2) \quad (j=1 \text{ 至 } J) \quad (13).$$

根据公式 (11), $\beta d = Kd \times \alpha d$ 。因此, 公式 (13) 重写如下:

$$V(\alpha d) = (\pi h / 4) \Sigma (A(\alpha d) j) (B(Kd \cdot \alpha d) j) \quad (j=1 \text{ 至 } J) \quad (14)$$

如前所述, 系数 Kd 根据公式 (7) 或 (9) 可以得到。这样, 直径 $A(\alpha d) j$ 和 $B(Kd \cdot \alpha d) j$ 表示如下:

$$\begin{aligned} A(\alpha d) j &= (a(\alpha d)_{j-1} + a(\alpha d)_j) / 2 \\ B(Kd \cdot \alpha d) j &= (b(Kd \cdot \alpha d)_{j-1} + b(Kd \cdot \alpha d)_j) / 2 \end{aligned}$$

当进行到第一心脏收缩周期时, 对应于第一四腔心脏收缩周期中的第 αs 四腔 B 模式图像数据的时间相位调整的 B 模式图像数据的容积 $V(\alpha s)$ 可以用下面的公式 (15) 计算:

$$V(\alpha s) = \Sigma \Delta h \times \pi (A(\alpha s) j / 2) (B(\beta s) j / 2) \quad (j=1 \text{ 至 } J) \quad (15)$$

根据公式 (12), $\beta_s = K_s \times \alpha_s$. 因此, 公式 (15) 重写如下:

$$V(\alpha_s) = (\pi h/4) \sum (A(\alpha_s)_j / 2) B(K_s \cdot \alpha_s)_j \quad (j=1 \text{ 至 } J) \quad (16)$$

如前所述, 系数 K_d 根据公式 (7) 或 (9) 可以得到. 这样, 直径 $A(\alpha_s)_j$ 和 $B(K_s \cdot \alpha_s)_j$ 表示如下:

$$A(\alpha_s)_j = (a(\alpha_s)_{j-1} + a(\alpha_s)_j) / 2$$

$$B(K_s \cdot \alpha_s)_j = (b(K_s \cdot \alpha_s)_{j-1} + b(K_s \cdot \alpha_s)_j) / 2$$

根据上面的公式 (14) 和 (16), 有关每个周期的一个可以获得时间相位调整的 B 模式图像数据的容积 (步骤 S18).

对于用于解释根据本发明的第一实施例的时间相位调整产生的优点的参考数据, 参考图 10 描述在时间相位调整前或后第一和第二连续 B 模式图像数据的各个时间序列容积转变图. 图 10 是示出了根据本发明的第一实施例的时间相位调整前或后时间序列容积转变的示意图. 更详细地说, 图 10(a-1) 示出了在时间相位调整前第一连续 B 模式图像数据的时间序列容积转变的例子. 图 10(a-2) 示出了在时间相位调整后第一连续 B 模式图像数据的时间序列容积转变的例子. 类似的, 图 10(b-1) 示出了在时间相位调整前第二连续 B 模式图像数据的时间序列容积转变的例子. 图 10(b-2) 示出了在时间相位调整后第二连续 B 模式图像数据的时间序列容积转变的例子. 更进一步的, 图 10(c) 示出了根据公式 (14) 和 (16) 获得的连续 B 模式图像数据的时间序列容积转变的例子.

与四腔心脏舒张周期中的第一连续 B 模式图像数据相比, 由于时间相位相移, 二腔心脏舒张周期中的第二连续 B 模式图像数据具有更少的图像. 如图 10 所示, 图 10(a-1) 中的第二四腔结束心脏舒张的时间 tx_{12} 与图 10(b-1) 中的第二二腔结束心脏舒张时间 tx_{12}' 不在同一时间相位上. 由于上述的时间相位调整, 校正第一和第二连续 B 模式图像数据之间的时间相位差, 以便调整第二二腔结束心脏舒张时间 tx_{12}' 来与第二四腔结束心脏舒张时间 tx_{12} 相匹配, 如图 10(a-2), (b-2) 示出的. 因此, 使用公式 (14) 和 (16) 描述的容积计算在理想的连续 B 模式图像数据上完成. 理想的连续 B 模式图像数据的时间序列容积转变可以表示为图 10(c) 示出的图.

根据本发明的第一实施例, 当处理器 29 应用改进的辛普森技术到第一和第二连续 B 模式图像数据计算心腔的内部空间容积时, 处理器 29 从根据第一和第二连续 B 模式图像数据获得的时间序列容积转变中检测各个时间相位. 进一步

的, 处理器 29 根据检测的结果调整第一和第二连续 B 模式图像数据之间的时间相位。因此, 调整第一和第二连续 B 模式图像数据, 以便它们的时间相位在改进的辛普森技术应用之前实质上是相同的。与现有技术相比, 可以更为准确地进行容积测量。

5 (第二实施例)

下面, 参考图 2, 10 至 14 描述本发明的第二实施例。在本发明的第一实施例中, 已经描述了当在两种不同的条件下分别获得的两种连续 B 模式图像数据上完成各种测量时, 调整两种连续 B 模式图像数据之间的时间相位以便改进测量的准确性。然而, 根据本发明的第二实施例, 将描述调整两种不同的条件下
10 获得的两种连续 B 模式图像数据之间的时间相位和并排 (或并列) 显示时间相位上的两种连续图像。要显示的两种连续图像可以是两种连续 B 模式图像数据和与两种连续 B 模式图像数据对应的两种连续多普勒模式图像数据之间的综合产生的两种连续图像。或者, 要显示的两种连续图像可以是基于两种连续 B 模式图像数据的两种连续 B 模式图像。另外, 要显示的两种连续图像也可以是对应
15 应于两种连续 B 模式图像数据的两种连续多普勒模式图像。

在下面的描述中, 举一个示出了四腔图的第一连续图像和示出了二腔图的第二连续图像同时显示的例子来描述本发明的第二实施例。根据本发明的第二实施例用于图像数据获取的过程与根据本发明的第一实施例在图 3 中描述的那些相同。因此, 下面忽略用于图像数据获取的过程。

20 图 11 是示出了根据本发明的第二实施例的用于同时显示的过程的例子的流程图。处理器 29 从存储在存储器 28 中的第一连续 B 模式图像数据 (I_{x1} 至 I_{xM}) 读出四腔图的第一 B 模式图像数据 I_{x1} (步骤 S21)。处理器 29 使用轮廓抽取技术来抽取第一 B 模式图像数据 I_{x1} 中的心腔 (例如, 左心室) 内层。例如, 心腔内层可以通过处理器 29 使用 ACT 方法抽取。处理器 29 根据 ACT 方法
25 抽取心腔内层的轮廓并因此从抽取的轮廓检测二尖瓣环。进一步的, 处理器 29 根据二尖瓣环确定在心腔的纵向上的长轴。例如, 当沿长轴的心腔内层的高度是 h 时, 长轴的长度也是 h 。可以在预定的点 h_j ($j=1$ 至 J) 分割长轴为具有相同长度 Δh ($\Delta h=h/J$) 的预定数目 J (例如 $J=20$) 的线段。这样, 就可能处理心腔的内部空间为预定数目 J 每个具有一个沿长轴的相同的高度 Δh 的块
30 的集合。当在预定的点 h_j 垂直于长轴的线画到心腔内层时, 垂直线在给定的两

点上与心腔内层交叉。处理器 29 还计算两点之间的垂直线的长度 A_j 。长度 h ，长度 A_j 和任何其他上述有关的数据，如果必要的话，存储在存储器 28 的辅助存储器。在上述的条件下 J 块的一个块 j 可以假设为包括高度 Δh 和具有直径 A_j 的圆表面的柱体。因此，块 j 的容积 V_{Aj} 能够通过公式估计：

- 5 $V_{Aj} = \Delta h \times \pi (A_j/2)^2$ 。在这种假设中，根据改进的辛普森技术，内部空间的容量 V_{x1} 能够近似为在所有的 J 块上总计容积 V_{Aj} 的结果 ($V_{x1} = V_{A1} + V_{A2} + \dots + V_{Aj}$)。这用下面的公式表示： $V_{x1} = \Sigma \Delta h \times \pi (A_j/2)^2$ ($j=1$ 至 J)。为了获得内部空间的更准确的容积，直径 A_j 可以如下的计算。

- J 块的一个块 j 通常不是一个正规的柱体。换句话说，一个块 J 具有假设为具有直径 a_j ($j=1$ 至 J) 的圆的下表面和假设为具有直径 a_{j-1} 的圆的上表面。当“j”表示为一个奇数时，直径 a_j 是以奇数顺序出现的表面的直径，而这时直径 a_{j-1} 是以偶数顺序出现的表面的直径。同样的，当“j”表示为一个偶数时，直径 a_j 是以偶数顺序出现的表面的直径，而这时直径 a_{j-1} 是以奇数顺序出现的表面的直径。如上所述，一个块的高度可以定义为 Δh ($\Delta h = h/J$)。因此，如果
- 15 把在一个块 j 的高度 $\Delta h/2$ 上的直径 (A_j) 作为每个下表面的近似的直径和上表面近似的直径，直径 A_j 可以表示为 $(a_{j-1} + a_j)/2$ 。这意味着一个块 j 可以假设为包括高度 Δh 和具有直径 A_j ($A_j = (a_{j-1} + a_j)/2$) 圆表面的柱体。因此容积 V_{x1} 的公式能够由下面的公式替代：

- $V_{x1} = \Sigma \Delta h \times \pi (((a_{j-1} + a_j)/2)/2)^2$ ($j=1$ 至 J)。由于高度 Δh 已经定义为 $\Delta h = h/J$ ，容积 V_{x1} 可以进一步的重写为如下的公式：
- 20

$$V_{x1} = (\pi h/16) \Sigma (a_{j-1} + a_j)^2 \quad (j=1 \text{ 至 } J) \quad (17).$$

处理器 29 发送在上述计算中计算的容积 V_{x1} 到存储器 28。在存储器 28 中，容积 V_{x1} 存储在辅助存储器中 (步骤 S22)。

- 在包括在第一连续 B 模式图像数据 (I_{x1} 至 I_{xM}) 中的四腔图的第一 B 模式图像数据 I_{x1} 的容积计算 (或测量) 后，第二连续 B 模式图像数据 I_{x2} 由处理器 29 从存储器 28 读出。再一次，处理器 29 使用轮廓抽取技术来抽取第二 B 模式图像数据 I_{x2} 中的心腔内层。对于第二 B 模式图像数据 I_{x2} 中心腔的内层抽取与第一 B 模式图像数据 I_{x1} 中的相同。心腔的内部空间的容积 V_{x2} 以类似于第一 B 模式图像数据 I_{x1} 中的容积 V_{x1} 计算的方式获得。重复类似的过程，处
- 25
- 30 理器 29 获得对于第三至第 MB 模式图像数据的容积 V_{x3} 至 V_{xM} 。当每个容积 V_{x2}

至 V_{xM} 获得时, 容积 V_{x2} 至 V_{xM} 分别存储在存储器 28 的辅助存储器中(步骤 S21 至 S22)。

然后, 处理器 29 从存储在存储器 28 中的第二连续 B 模式图像数据 (I_{y1} 至 I_{yM}) 读出二腔图的第一 B 模式图像数据 I_{y1} (步骤 S23)。处理器 29 使用轮廓抽取技术来抽取第一 B 模式图像数据 I_{y1} 中的心腔内层。对于第二连续 B 模式图像数据 (I_{y1} 至 I_{yM}) 中内层抽取的心腔与第一连续 B 模式图像数据 (I_{x1} 至 I_{xM}) 中的相同。

例如, 心腔内层可以通过处理器 29 使用 ACT 方法抽取。如对第一连续 B 模式图像数据 (I_{x1} 至 I_{xM}) 描述的, 处理器 29 根据 ACT 方法抽取心腔内层的轮廓并因此从抽取的轮廓检测二尖瓣环。进一步的, 处理器 29 根据二尖瓣环确定在心腔的纵向上的长轴。例如, 当沿长轴的心腔内层的高度是 h 时, 长轴的长度也是 h 。可以在预定的点 h_j ($j=1$ 至 J) 分割长轴为具有相同长度 Δh ($\Delta h = h/J$) 的预定数目 J 的线段。这样, 就可能处理心腔的内部空间为预定数目 J 的每个具有一个沿长轴的相同高度 Δh 的块的集合。当在预定的点 h_j 垂直于长轴的线画到心腔内层时, 垂直线在两个点上与心腔内层交叉。处理器 29 还计算两个点之间的垂直线的长度 B_j 。长度 h , 长度 B_j 和任何其他上述有关的数据, 如果必要的话, 存储在存储器 28 的辅助存储器。在上述的条件下 J 块的一个块 j 可以假设为包括高度 Δh 和具有直径 B_j 的圆表面的柱体。因此, 块 j 的容积 V_{Bj} 能够通过公式 $V_{Bj} = \Delta h \times \pi (B_j/2)^2$ 估计。在这种假设中, 根据改进的辛普森技术, 内部空间的容量 V_{y1} 能够近似为在所有的 J 块上总计容积 V_{Bj} 的结果 ($V_{y1} = V_{B1} + V_{B2} + \dots + V_{Bj}$)。这用下面的公式表示: $V_{y1} = \sum \Delta h \times \pi (B_j/2)^2$ ($j=1$ 至 J)。类似于第一连续 B 模式图像数据, 为了获得内部空间的更准确的容积, 上述直径 B_j 可以如下的计算。

J 块的一个块 j 通常不是一个正规的柱体。换句话说, 一个块 J 具有假设为具有直径 b_j ($j=1$ 至 J) 的圆的下表面和假设为具有直径 b_{j-1} 的圆的上表面。当“ j ”表示为一个奇数时, 直径 b_j 是以奇数顺序出现的表面的直径, 而这时直径 b_{j-1} 是以偶数顺序出现的表面的直径。同样的, 当“ j ”表示为一个偶数时, 直径 b_j 是以偶数顺序出现的表面的直径, 而这时直径 b_{j-1} 是以奇数顺序出现的表面的直径。如上所述, 一个块的高度可以定义为 Δh ($\Delta h = h/J$)。因此, 如果把在一个块 j 的高度 $\Delta h/2$ 上的直径 (B_j) 作为每个下表面的近似的直径和上

表面近似的直径, 直径 B_j 可以表示为 $(b_{j-1} + b_j)/2$. 这意味着一个块 j 可以假设为包括高度 Δh 和具有直径 B_j ($B_j = (b_{j-1} + b_j)/2$)的圆表面的柱体. 因此容积 $Vy1$ 能够由下面的公式替代: $Vy1 = \Sigma \Delta h \times \pi ((b_{j-1} + b_j)/2/2)^2$ ($j = 1$ 至 J). 由于高度 Δh 已经定义为 $\Delta h = h/J$, 容积 $Vy1$ 可以进一步的重写为如下
5 的公式:

$$Vy1 = (\pi h/16) \Sigma (b_{j-1} + b_j)^2 (j=1 \text{ 至 } J) \quad (18).$$

处理器 29 发送在上述计算中计算的容积 $Vy1$ 到存储器 28. 在存储器 28 中, 容积 $Vy1$ 存储在辅助存储器中 (步骤 S24).

在包括在第二连续 B 模式图像数据 ($Iy1$ 至 IyM) 中的二腔图的第一 B 模式
10 图像数据 $Iy1$ 的容积计算 (或测量) 后, 第二连续 B 模式图像数据 $Iy2$ 由处理器 29 从存储器 28 读出. 再一次, 处理器 29 使用轮廓抽取技术来抽取第二 B 模式图像数据 $Iy2$ 中的心腔内层. 对于第二 B 模式图像数据 $Iy2$ 中内层抽取的心腔与第一 B 模式图像数据 $Iy1$ 中的相同. 心腔的内部空间的容积 $Vy2$ 以类似于第一 B 模式图像数据 $Iy1$ 中的容积 $Vy1$ 计算的方式获得. 重复类似的过程, 处
15 理器 29 获得对于第三至第 M B 模式图像数据的容积 $Vy3$ 至 VyM . 当每个容积 $Vy2$ 至 VyM 获得时, 容积 $Vy2$ 至 VyM 分别存储在存储器 28 的辅助存储器中 (步骤 S23 至 S24).

在获得四腔图中的容积 (或容积数据) $Vx1$ 至 VxM 和二腔图中的 $Vy1$ 至 VyM 后, 系统控制单元 9 控制在显示存储器 30 中暂时存储容积 $Vx1$ 至 VxM 和 $Vy1$ 至
20 VyM . 然后, 存储的容积 $Vx1$ 至 VxM 和 $Vy1$ 至 VyM 通过显示电路 31 以时间序列容积转变的形式显示在监测器 32 (步骤 S25).

在时间序列容积转变图中, 应用公式 (17) 到第一连续 B 模式图像数据的每个 B 模式图像数据而计算的容积根据第一连续 B 模式图像数据的获取在时间序列上划分. 类似的, 在时间序列容积转变图中, 应用公式 (18) 到第二连续 B
25 模式图像数据的每个 B 模式图像数据而计算的容积根据第二连续 B 模式图像数据的获取在时间序列上划分. 第一连续 B 模式图像数据的每个 B 模式图像数据可以在间隔 Tx 上获取. 第二连续 B 模式图像数据的每个 B 模式图像数据可以在间隔 Ty 上获取.

在四腔图图像数据的时间序列容积转变图中, 在时间相位的第一波峰 $tx11$
30 可以确定为第一四腔结束心脏舒张时间. 第一波峰是当对于第一连续 B 模式图

像数据中第一次计算的容积 V_x 变为最大时的时间。在时间相位的第二波峰 tx_{12} 可以确定为第二四腔结束心脏舒张时间。第二波峰是当对于第一连续 B 模式图像数据中第二次计算的容积 V_x 变为最大时的时间。另一方面，在时间相位的第一波谷 tx_{21} 可以确定为第一四腔结束心脏收缩时间。第一波谷是当对于第一连续 B 模式图像数据中第一次计算的容积 V_x 变为最小时的时间。在时间相位的第二波谷 tx_{22} 可以确定为第二四腔结束心脏收缩时间。第二波谷是当对于第一连续 B 模式图像数据中第二次计算的容积 V_x 变为最小时的时间。第一四腔结束心脏舒张时间 tx_{11} 和第一四腔结束心脏收缩时间 tx_{21} 之间的周期确定为第一四腔心脏收缩时间 $[tx_{11} - tx_{21}]$ 。第二四腔结束心脏舒张时间 tx_{12} 和第二四腔结束心脏收缩时间 tx_{22} 之间的周期确定为第二四腔心脏收缩时间 $[tx_{12} - tx_{22}]$ 。另外，第一四腔结束心脏收缩时间 tx_{21} 和第二四腔结束心脏舒张时间 tx_{12} 之间的周期确定为四腔心脏舒张时间 $[tx_{21} - tx_{12}]$ 。

二腔图图像数据的时间序列容积转变图中，在时间相位的第一波峰 tx_{11}' 可以确定为第一二腔结束心脏舒张时间。第一波峰是当对于第一连续 B 模式图像数据中第一次计算的容积 V_y 变为最大时的时间。在时间相位的第二波峰 tx_{12}' 可以确定为第二二腔结束心脏舒张时间。第二波峰是当对于第一连续 B 模式图像数据中第二次计算的容积 V_y 变为最大时的时间。另一方面，在时间相位的第一波谷 tx_{21}' 可以确定为第一二腔结束心脏收缩时间。第一波谷是当对于第一连续 B 模式图像数据中第一次计算的容积 V_y 变为最小时的时间。在时间相位的第二波谷 tx_{22}' 可以确定为第二二腔结束心脏收缩时间。第二波谷是当对于第一连续 B 模式图像数据中第二次计算的容积 V_y 变为最小时的时间。第一二腔结束心脏舒张时间 tx_{11}' 和第一二腔结束心脏收缩时间 tx_{21}' 之间的周期确定为第一二腔心脏收缩时间 $[tx_{11}' - tx_{21}']$ 。第二二腔结束心脏舒张时间 tx_{12}' 和第二二腔结束心脏收缩时间 tx_{22}' 之间的周期确定为第二二腔心脏收缩时间 $[tx_{12}' - tx_{22}']$ 。此外，第一二腔结束心脏收缩时间 tx_{21}' 和第二二腔结束心脏舒张时间 tx_{12}' 之间的周期确定为二腔心脏舒张时间 $[tx_{21}' - tx_{12}']$ 。

为了确定上述第一连续 B 模式图像数据的时间和周期，处理器 29 读出第一连续 B 模式图像数据 V_{x1} 至 V_{xM} 。处理器 29 检测容积 V_{x1} 至 V_{xM} 的一个或多个波峰(或最大)值 V_{max} 和容积 V_{x1} 至 V_{xM} 的一个或多个波谷(或最小)值 V_{min} 。

当检测到一个或多个波峰（或最大）值 $V_{\max}$ 时，处理器 29 能够识别一个或多个具有波峰值 $V_{\max}$ 的 B 模式图像数据。因此，处理器 29 能够确定结束心脏舒张时间，例如第一四腔结束心脏舒张时间 $tx11$ 和第二四腔结束心脏舒张时间 $tx12$ 。类似的，当检测到一个或多个波谷（或最小）值 $V_{\min}$ 时，处理器 29 能够识别一个或多个具有波谷值 $V_{\min}$ 的 B 模式图像数据。因此，处理器能够确定结束心脏收缩时间，例如第一四腔结束心脏收缩时间 $tx21$ 和第二四腔结束心脏收缩时间 $tx22$ 。第一和第二四腔结束心脏舒张时间 $tx11$, $tx12$ 和第一和第二四腔结束心脏收缩时间 $tx21$, $tx22$ 的确定导致了第一和第二四腔心脏收缩时间 $[tx11 - tx21]$, $[tx12 - tx22]$ 和四腔心脏舒张时间 $[tx21 - tx12]$ 的确定。响应于周期的确定，处理器 29 确定包括在每个周期中的容积数据的数目（即，B 模式图像数据的数目）。这个图像数目的确定可以响应于周期确定完全自动的完成。

类似的，为了确定上述第二连续 B 模式图像数据的时间和周期，处理器 29 读出第二连续 B 模式图像数据 $Vy1$ 至 VyM 。处理器 29 检测容积 $Vy1$ 至 VyM 的一个或多个波峰（或最大）值 $V_{\max}$ 和容积 $Vy1$ 至 VyM 的一个或多个波谷（或最小）值 $V_{\min}$ 。当检测到一个或多个波峰（或最大）值 $V_{\max}$ 时，处理器 29 能够识别一个或多个具有波峰值 $V_{\max}$ 的 B 模式图像数据。因此，处理器 29 能够确定结束心脏舒张时间，例如第一二腔结束心脏舒张时间 $tx11'$ 和第二二腔结束心脏舒张时间 $tx12'$ 。类似的，当检测到一个或多个波谷（或最小）值 $V_{\min}$ 时，处理器 29 能够识别一个或多个具有波谷值 $V_{\min}$ 的 B 模式图像数据。因此，处理器能够确定结束心脏收缩时间，例如第一二腔结束心脏收缩时间 $tx21'$ 和第二二腔结束心脏收缩时间 $tx22'$ 。第一和第二二腔结束心脏舒张时间 $tx11'$, $tx12'$ 和第一和第二二腔结束心脏收缩时间 $tx21'$, $tx22'$ 的确定导致了第一和第二二腔心脏收缩时间 $[tx11' - tx21']$, $[tx12' - tx22']$ 和二腔心脏舒张时间 $[tx21' - tx12']$ 的确定。响应于周期的确定，处理器 29 确定包括在每个周期中的容积数据的数目（即，B 模式图像数据的数目）。这个图像数目的确定可以响应于周期确定完全自动的完成。（步骤 S26）

基于 B 模式图像数据的数目的确定，处理器 29 进行到时间相位的调整。可以在第一连续 B 模式图像数据和第二连续 B 模式图像数据之间的心脏收缩周期中作出时间相位调整。进一步的，还可以在第二连续 B 模式图像数据和第二连续

续 B 模式图像数据之间的心脏舒张周期中作出时间相位调整。在本发明的第一实施例中，第二连续 B 模式图像数据的时间相位调整为第一连续 B 模式图像数据的时间相位。换句话说，根据第一连续 B 模式图像数据的时间相位调整第二连续 B 模式图像数据的时间相位。

5 四腔心脏舒张图像数据的数目可以定义为 M_{xd} 。进一步的，四腔心脏收缩图像数据的数目可以定义为 M_{xs} 。更进一步的，第一获取间隔这里可以定义为 T_x 。类似的，关于第二连续 B 模式图像数据，二腔心脏舒张图像数据的数目可以定义为 M_{yd} 。进一步的，二腔心脏收缩图像数据的数目可以定义为 M_{ys} 。更进一步的，第二获取间隔这里可以定义为 T_y 。在上述条件下，四腔和二腔心脏舒张周期之间的调整系数 K_d 以下面的公式表示： $K_d = (M_{yd} \times T_y) / (M_{xd} \times T_x)$ 。类似的，第一四腔和第一二腔心脏收缩周期之间的调整系数 K_s 以下面的公式表示： $K_s = (M_{ys} \times T_y) / (M_{xs} \times T_x)$ 。然而第一获取间隔 T_x 通常与第二获取间隔是相同的。因此，系数 K_d 的公式可以重写为下面的公式： $K_d = M_{yd} / M_{xd}$ 。类似的，系数 K_s 的公式可以重写为下面的公式： $K_s = M_{ys} / M_{xs}$ 。

15 如前面所解释的，四腔心脏舒张图像数据的数目 M_{xd} 和四腔心脏收缩图像数据的数目 M_{xs} 可以根据第一连续 B 模式图像数据的时间序列容积转变图简单的（自动的）获得。二腔心脏舒张图像数据的数目 M_{yd} 和二腔心脏收缩图像数据的数目 M_{ys} 也可以根据第二连续 B 模式图像数据的时间序列容积转变图简单的（自动的）获得。另一方面，第一获取间隔 T_x 和第二获取间隔 T_y 与超声诊断装置的速率频率和/或扫描线的数目密切联系。因此，第一获取间隔 T_x 和第二获取间隔 T_y 通常根据超声诊断装置的初始状态确定。

25 例如，当二腔心脏舒张周期 $[tx_{21}' - tx_{12}']$ 中的第 βd B 模式图像数据（即，来自第一二腔结束心脏收缩时间 tx_{21}' 的第 βd B 模式图像数据）在时间相位上可以对应于四腔心脏舒张周期 $[tx_{21} - tx_{12}]$ 中的第 αd B 模式图像数据（即，来自第一四腔结束心脏收缩时间 tx_{21} 的第 αd B 模式图像数据）时，第 βd B 模式图像数据使用下面的公式计算： $\beta d = k_d \times \alpha d$ 。类似的，当二腔心脏收缩周期 $[tx_{11}' - tx_{21}']$ 中的第 βs B 模式图像数据（即，来自第一二腔结束心脏舒张时间 tx_{11}' 的第 βs B 模式图像数据）在时间相位上可以对应于四腔心脏收缩周期 $[tx_{11} - tx_{21}]$ 中的第 αs B 模式图像数据（即，来自第一四腔结束心脏舒张时间 tx_{11} 的第 αs B 模式图像数据）时，第 βs B 模式图像数据使用

下面的公式计算: $\beta s = k_s \times \alpha s$.

这样的时间相位调整计算还应用到属于四腔心脏舒张周期 $[tx21 - tx12]$ 和第一四腔心脏收缩周期 $[tx11 - tx21]$ 的每一个的第一连续 B 模式图像数据的所有 B 模式图像数据 (步骤 S27). 根据时间相位调整计算, 非常难得的是 βd 和/或 βs 变为一个整数. 实际上, 有关心脏舒张周期 $[tx21 - tx12]$ 和 $[tx21' - tx12']$, 数目最接近 βd 的二腔 B 模式图像数据可以使用作为对应于第 αd 四腔 B 模式图像数据的第 βd 二腔 B 模式图像数据. 然而, 如果由于最接近计算的图像号的图像数据的使用, 多个二腔 B 模式图像数据碰巧对应于一个四腔 B 模式图像数据 (或者, 多个四腔 B 模式图像数据碰巧对应于一个二腔 B 模式图像数据), 有关第一连续 B 模式图像数据和第二连续 B 模式图像数据之间的因果关系的原理的预定的规则可以预先确定, 并且图像的对应可以根据预定的规则确定. 例如, 预定的规则是 (1) 尾数 0.5 和超过的作为 1 计算, 其余的忽略不计, (2) 当多个图像数据对于一个对应的图像数据具有小数时, 选择多个图像数据中具有其小数最接近 (最临近) 对应于一个对应的图像数据的图像号的整数的一个图像数据, (3) 选择一个接近一个对应的图像数据的获取时间而暂时获取的图像数据, 和 (4) 任何其他规则, 如果必要的话. 类似的, 有关心脏收缩周期 $[tx11 - tx21]$ 和 $[tx11' - tx21']$, 数目最接近 βs 的二腔 B 模式图像数据可以使用作为对应于第 αs 四腔 B 模式图像数据的第 βs 二腔 B 模式图像数据. 如上所述, 然而, 如果由于最接近计算的图像号的图像数据的使用, 多个二腔 B 模式图像数据碰巧对应于一个四腔 B 模式图像数据 (或者, 多个四腔 B 模式图像数据碰巧对应于一个二腔 B 模式图像数据), 有关第一连续 B 模式图像数据和第二连续 B 模式图像数据之间的因果关系的原理的预定的规则可以预先确定, 并且图像的对应可以根据预定的规则确定. 例如, 预定的规则是 (1) 尾数 0.5 和超过的作为 1 计算, 其余的忽略不计, (2) 当多个图像数据对于一个对应的图像数据具有小数时, 选择多个图像数据中具有其小数最接近 (最临近) 对应于一个对应的图像数据的图像号的小数的小数的一个图像数据, (3) 选择一个接近一个对应的图像数据的获取时间暂时获取的图像数据, 和 (4) 任何其他规则, 如果必要的话.

根据上述过程, 甚至当在第一和第二连续图像数据之间各个心脏舒张周期和/或各个心脏收缩周期在它们的长度上不同时, 处理器 29 使用了用于校正时

间相位差的系数 K_d 和 K_s , 在第一和第二连续图像数据上进行计算, 以便调整第一和第二连续图像数据之间的时间相位。因此, 就可能获得一个包括在第一(或第二)连续图像数据中的预定图像数据, 其对应于另一个包括在第二(或第一)连续图像数据中的预定图像数据。一个包括在第一(或第二)连续图像数据中的预定图像数据的时间相位可以与另一个包括在第二(或第一)连续图像数据中的预定图像数据的时间相位实质上相同。

在时间相位调整后, 处理器 29 从存储器 28 中读出第一连续图像数据和第二连续图像数据。读出的第一和第二连续图像数据在显示存储器 30 中从它们的格式转换为用于并列显示的格式。显示存储器 30 存储格式转换的第一和第二连续图像数据。存储的第一和第二连续图像数据通过显示电路 31 发送到监测器 32。在监测器 32 中, 第一和第二连续图像以时间相位调整的方式并列显示, 如图 12 所示(步骤 S28)。并列显示可以是, 但不限于并排显示第一和第二连续图像。并列显示还可以解释为第一和第二连续图像的同时显示。在图 12 中, 表示心脏的四腔图的第一连续图像可以显示在监测器 32 的左边。在监测器 32 的右边, 可以显示表示心脏的二腔图的第二连续图像。反之亦然。进一步的, 作为一种并列或同时显示, 第一和第二连续图像可以是一个在另一个上面的显示。更进一步的, 当提供在单个 CPU(中央处理器)控制下操作的两个监测器作为监测器 32 时, 第一连续图像可以显示在两个监测器的第一个中。在第一连续图像显示在第一个监测器的同时在时间相位上第二连续图像可以显示在两个监测器的第二个中。第一和第二连续图像可以以时间相位调整的方式在单个 CPU 控制下相互结合显示。这样双监测器显示也可以包括在并列显示中。

图 13 是示出了根据本发明的第二实施例的时间相位调整的第一和第二连续图像并列显示的缩略图的例子的示意图。在图 13 中, 代替了第一连续图像, 四腔图图像显示在缩略图 410 至 490。另外, 二腔图图像显示在缩略图 210 至 270 代替第二连续图像。根据第一和第二连续图像之间的时间相位的调整, 在监测器 32 中, 缩略图 410 至 490 可以在在缩略图 210 至 270 的上面显示。根据时间相位的调整, 缩略图 210 至 270 显示时放置在各个对应的缩略图 410 至 490 的下面。因此, 例如, 缩略图 260 可以放置和显示在缩略图 470 下面, 而这时缩略图 210 至 250 可以对应于缩略图 410 至 450。类似的, 缩略图 270 可以放置和显示在缩略图 490 下面。根据时间相位的调整, 没有二腔图图像的缩略图对

应于缩略图 460 和 480。

如图 13 所示, 当操作者通过指针指向和选择, 例如, 四腔图图像的缩略图 470 时, 可以显示对应于选择的缩略图 470 的放大图像 (图 14 中的 OG 470)。放大图像可以是包括在第一连续图像中的对应于缩略图 470 的原始图像。图 140 是示出了根据本发明的第二实施例的缩略图显示后并列显示的例子的示意图。当对应于选择的缩略图 470 的放大图像 OG 470 显示时, 另一个对应于缩略图 260 的放大图像也可以显示在监测器 32 中。另一个放大图像 OG 260 可以是包括在第二连续图像中的对应于缩略图 260 的原始图像。响应于缩略图 470 的选择, 放大图像 OG 470 和另一个放大图像 OG 260 可以并列显示, 如图 14 所示。当操作者选择缩略图 260 时, 响应于选择, 放大图像 OG 470 和 OG 260 可以类似的显示。然而, 如果操作者选择缩略图 460, 由于没有对应于缩略图 460 的二腔图图像的缩略图, 只有一个对应于缩略图 460 的放大图像显示。换句话说, 在时间相位中没有对应于作为缩略图 460 的基础的四腔图图像的二腔图图像。

本发明的第一和第二实施例不仅限于两种连续图像数据之间的时间相位的调整, 并且可以应用到多于两种的连续图像数据之间的时间相位的调整。在多于两种的连续图像数据的例子中, 多于两种的连续图像数据的一种可以选择为基础连续图像数据, 类似于两种的连续图像数据的例子。一旦选择和确定一种基础连续图像数据, 使得所有其他连续图像数据的每一种调整它的时间相位和确定的一种基础连续图像数据的时间相位一致, 如本发明的第一实施例所解释的。多于两种的连续图像数据中的这样的时间相位调整后, 包括在多于两种的连续图像数据中的图像每种并列显示, 或者, 操作者可以在显示之前或之时选择一种或多种特定连续图像数据。如果选择者只选择一种连续图像数据, 则只有选择的一种连续图像数据显示在监测器 32 中, 就不考虑时间相位的调整。另一方面, 如果操作者选择任何两种或更多种特定的连续图像数据, 这样选择的两种或更多种的连续图像数据根据时间相位调整并列的显示在监测器 32 上。如果操作者比较起来更喜欢集中在特定几种的连续图像数据, 而不是所有几种的连续图像数据, 这样的选择是有利的。

图 15 是示出了根据本发明的第二实施例的时间相位调整的三种连续图像并列显示的缩略图的例子的示意图。在图 15 中, 缩略图 410 至 490 对应于第一截面图的连续图像数据 (以下称为第一截面图图像数据) 并是用于对应于第二

截面图的连续图像数据（以下称为第二截面图图像数据）的缩略图 210 至 270 和对应于第三截面图的连续图像数据（以下称为第三截面图图像数据）的缩略图 310 至 370 的时间相位调整的基础。根据第一，第二和第三截面图图像数据中的基于第一截面图图像数据的时间相位的调整，缩略图 410 至 490 在监测器 5 32 中显示在缩略图 210 至 270 的上面。进一步的，缩略图 310 至 370 在监测器 32 中显示在缩略图 210 至 270 的下面。缩略图 210 至 270 根据时间相位调整在显示时放置在各个对应的缩略图 410 至 490 的下面。进一步的，缩略图 310 至 370 根据时间相位调整在显示时以对应于缩略图 410 至 490 的方式放置。因此，例如，缩略图 260 可以放置和显示在缩略图 470 的下面，而这时缩略图 210 至 10 250 可以对应于缩略图 410 至 450。进一步的，缩略图 270 可以放置和显示在缩略图 490 下面。根据时间相位的调整，没有对应于缩略图 460 和 480 的第二截面图图像数据的缩略图。类似的，例如，缩略图 350 可以放置和显示在缩略图 460 的下面，而这时缩略图 310 至 340 可以对应于缩略图 410 至 440。进一步的，缩略图 360 和 370 可以放置和显示在缩略图 480 和 490 的下面。根据时间相位 15 的调整，没有对应于缩略图 450 和 470 的第三截面图图像数据的缩略图。当获得三种或更多种连续图像数据，例如，第一，第二和第三截面图图像数据时，操作者可以选择三种或更多种连续图像数据中的两种或更多种。换句话说，在图 15 示出的例子中，例如，缩略图 410 至 490 和 310 至 370 可以一起显示而这时缩略图 210 至 270 不显示。或者，例如，缩略图 210 至 270 和 310 至 370 可 20 以一起显示而这时缩略图 410 至 490 不显示。这样的选择可以不仅应用到缩略图的显示，还可以应用于以连续显示方式的原始图像数据（两种或更多种连续图像数据）的显示。

如上所述，根据本发明的第二实施例，在各个不同的条件下获取的多个连续图像数据在它们相对的时间相位中调整。进一步的，多个连续图像数据可以 25 同时显示。因此，就可能以三维的方式准确的观察心脏的运动功能。另外，还有可能简单的看到例如运动负荷的影响。

已经在表示四腔图和二腔图的连续图像数据的例子中描述了根据本发明的实施例。根据本发明的实施例不仅限于上述实例，而且可以应用于表示长轴图和短轴图的连续图像数据，以及应用于表示运动负荷前的图和运动负荷后的 30 图的连续图像数据，等等。负荷可以选择的由药理学上引起。当对应于那些图

像数据的图像显示在监测器 32 上时, 图像可以不限为 B 模式图像, 还可以是反映组织运动或血流的状态的多普勒模式图像。图像可以选择的是 B 模式图像和多普勒图像的综合的图像。根据本发明的实施例, 更好的是显示连续图像为移动图像, 但有可能显示连续图像为静态图像, 只要当至少两种连续图像并列显示时, 各个连续图像的这样的静态图像以时间相位调整的方式相继的显示。

在本发明的上述实施例中, 根据心腔计算的容积确定结束心脏舒张时间和结束心脏收缩时间。然而, 结束心脏舒张时间和结束心脏收缩时间可以用其他方法确定。图 16 是示出了根据本发明的实施例的心腔容积数据, 心电图数据和心音图数据中的关系的例子的图。

在图 16 中, 根据心腔容积数据的第一结束心脏舒张时间 V1 可以对应于如前所述的心电图数据的第一 R 波 ECG1。另一方面, 心音图数据的第一心音 (或心音图中的第一波形) PCG1 不够清楚来确定第一结束心脏舒张时间 V1。因此, 第一 R 波 ECG1 的时间可以假设为对应于第一结束心脏舒张时间 V1 的第一结束心脏舒张时间。当进行到结束心脏收缩时间时, 根据心腔容积数据的结束心脏收缩时间 V2 可以对应于心音图数据的第二心音 PCG2 (或心音图中的第二波形)。这次, 心电图数据的波 ECG2 不够清楚来表示结束心脏收缩时间 V2。因此第二心音 PCG2 的时间可以假设为对应于第一结束心脏收缩时间 V2 的结束心脏收缩时间。类似于第一结束心脏舒张时间, 根据心腔容积数据的第二结束心脏舒张时间 V3 可以对应于如前所述的心电图数据的第二 R 波 ECG3。另一方面, 心音图数据的另一个第一心音 PCG3 不够清楚来确定第二结束心脏舒张时间 V3。因此, 第二 R 波 ECG3 的时间可以假设为对应于第二结束心脏舒张时间 V3 的第二结束心脏舒张时间。因此, 就可能确定有关各种连续图像数据的第一和第二结束心脏舒张时间和结束心脏收缩时间, 而不计算各个连续图像数据的容积等。

已经描述了根据本发明的实施例的超声诊断装置。时间相位调整的特性可能实质上并不包含在该超声诊断装置中。根据本发明的可选择的实施例, 在独立于超声诊断装置的数据处理器中提供该特性。数据处理器可以放置在不同于 (远离) 超声诊断装置的位置, 并连接到超声诊断装置以及从超声诊断装置为其提供超声图像。进一步的, 那些本领域技术人员可以理解根据这个实施例的数据处理器可以作为一个或多个处理装置来实现。因此, 即使超声诊断装置是一个常规的装置, 根据本发明这样可选择的实施例有可能满足时间相位调整的

特性。

图 17 是示出了根据本发明的实施例的数据处理器的典型的构造的结构图。数据处理器 1700 可以包括一个图像测量单元 176, 一个输入单元 177, 和一个显示单元 178。

5 图像测量单元 176 包括一个存储器 1728, 一个处理器 1729, 和一个显示存储器 1730。显示单元 178 包括一个显示电路 1731 和一个监测器 1732。通过存储从超声诊断装置获取的图像数据的可分开的存储介质或通过连接到超声诊断装置的通信电缆可以获得数据处理器 1700 中要处理的图像数据。包括在数据处理器 1700 中的每个元件的细节和其中的过程类似于在本发明的第一实施例中的那些描述。因此, 这里就省略了元件和有关的过程的进一步描述。只要连续
10 图像数据提供到数据处理器 1700, 根据本发明的实施例, 任何类型的常规超声诊断装置能够受益于时间相位调整的特性。

上面已经描述了本发明的几个实施例。然而, 本发明的实施例不仅限于那些实施例, 可以在本发明的范围内改变。例如, 本发明的实施例可以应用于 X
15 光诊断装置、X 光计算的断层分析装置、磁共振成像装置等装置以及超声诊断装置获取的图像。进一步的, 上述本发明的实施例已经示出了根据心腔的内部空间的时间序列容积转变的两种连续图像数据之间的时间相位调整。根据本发明的实施例的时间相位调整可以根据通过预定的自动轮廓抽取技术抽取的心腔的内部空间的时间序列面积转变获得。进一步的, 根据本发明的实施例的时间相位调整可以基于沿长轴的心腔的内部空间的时间序列长度转变获得。更进一步的, 上述本发明的实施例描述的是有关心室的测量(例如, 左心室)。本发明的
20 实施例可以选择的应用于心房的测量。

更进一步的, 按照上述本发明的实施例, 超声诊断装置已经根据指示四腔图和二腔图图像数据获取中的图像数据获取的启动命令信号, 获取和连续存储
25 一个预定数目的连续图像数据在存储器 28 中。命令信号从输入单元 7 输入。然而, 可选的图像数据获取技术可以应用到本发明的实施例中。例如, 在四腔图和二腔图图像数据获取中, 当图像通过存储器 28 实时显示在监测器 32 中时, 操作者可以操作输入单元 7 来输入指示图像数据获取的命令信号。响应于命令信号, 存储器 28 可以被操作来在命令信号的输入定时前存储预定数目的连续图
30 像数据。换句话说, 预定数目的连续图像数据可以存储在存储器 28 中追溯到在

命令信号的输入定时前在预定数目的图像中获取的过去图像。

在本发明的实施例中，表示四腔图的连续图像数据可以在表示二腔图的连续图像数据之前获取。然而，只要不受限制，获取两种连续图像数据的顺序可以不受限制到本发明的上面实施例所描述的。

- 5 更进一步的，在本发明的实施例中，超声诊断装置或数据处理器可以具有一个能够以临时和/或非易失性状态接收和存储计算机程序和应用程序如计算机的可读指令的随机存取存储器（RAM）。超声诊断装置或数据处理器可以进一步具有一个硬盘驱动器，一个用于读出和写入磁盘的磁盘驱动器，和/或一个光盘驱动器用于输出和写入一个光盘（例如 CD，CDR，CD-RW，DVD，或其他光器件）。
- 10 那些本领域技术人员可以理解一个或多个这样的存储器，驱动器，和它们各自的介质是用于存储当执行时可以完成本发明的一个实施例的计算机可读指令的计算机程序产品的例子。

因此，不能加入本发明的实施例的特征的装置能够受益于该特征，只要该装置配备了读出和完成计算机可读程序的特性。

- 15 上述本发明的实施例是仅用于更容易地理解本发明而描述的例子，而不是描述来限制本发明。因此，本发明的实施例公开的每个元件和单元可以在本发明的范围内再设计和改变为它的等同物。此外，这些元件和单元的任何可能的组合可以包括在本发明的范围内，只要优点类似于根据在本发明的实施例中的上述公开获得的那些。

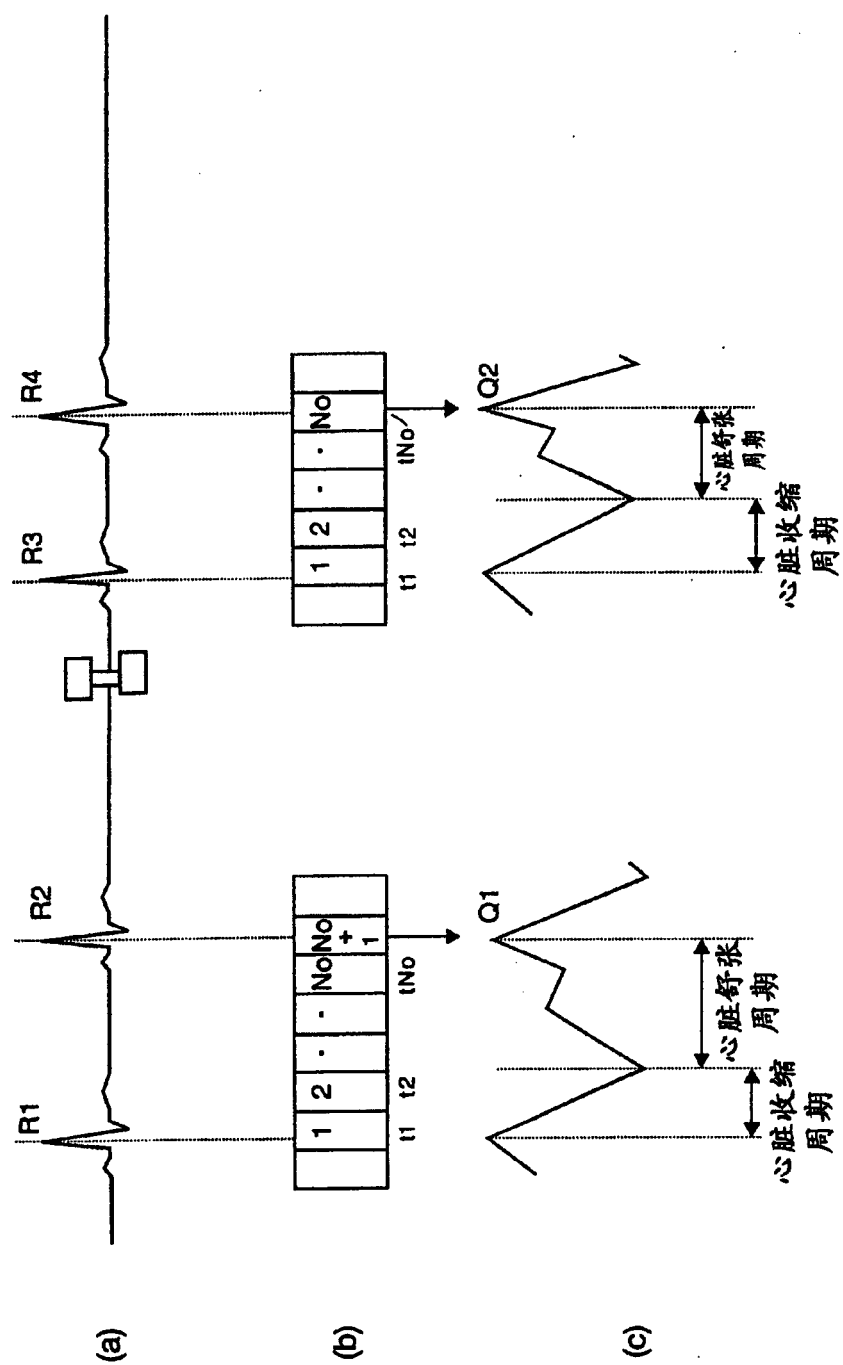
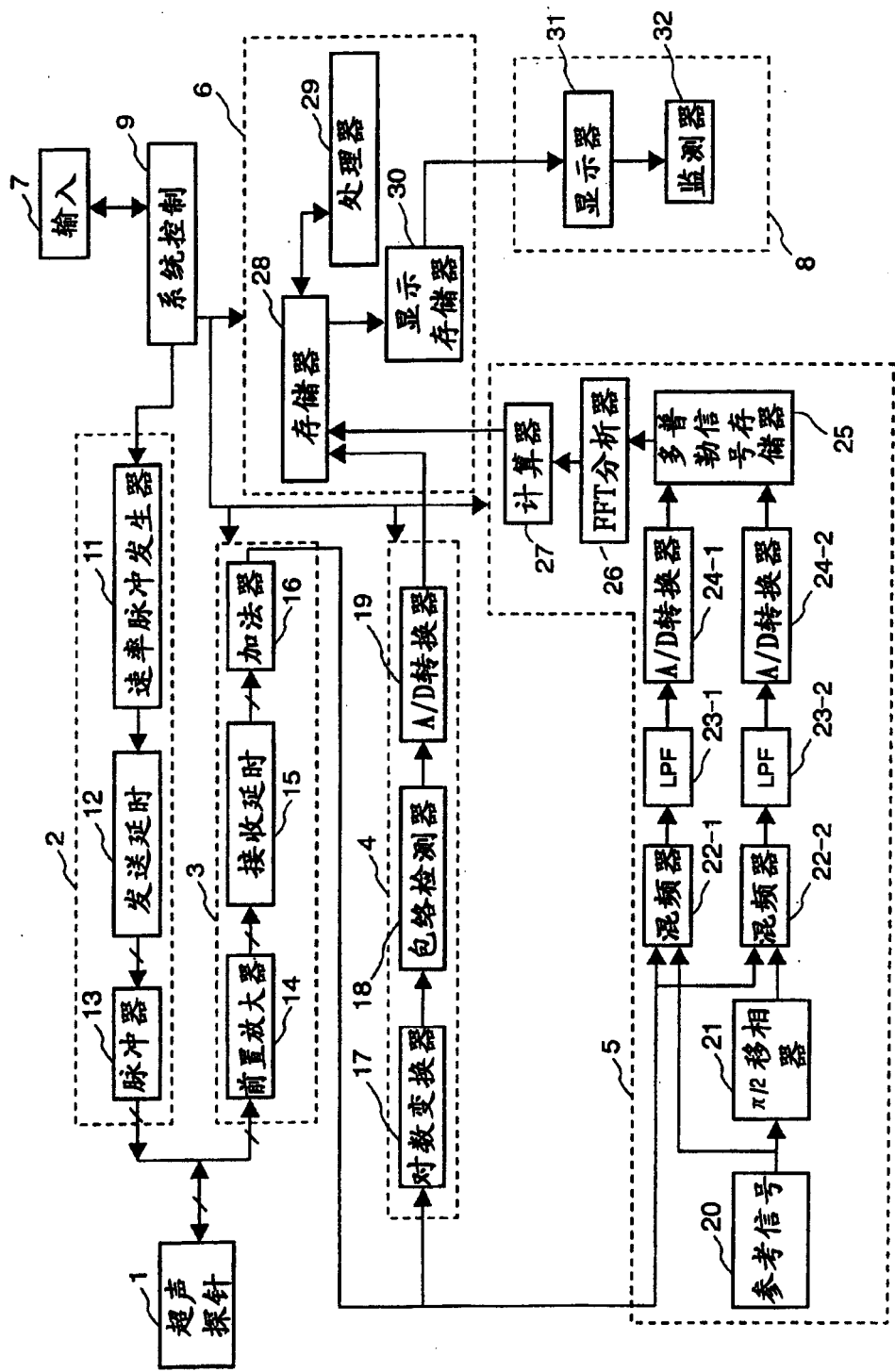


图1 现有技术



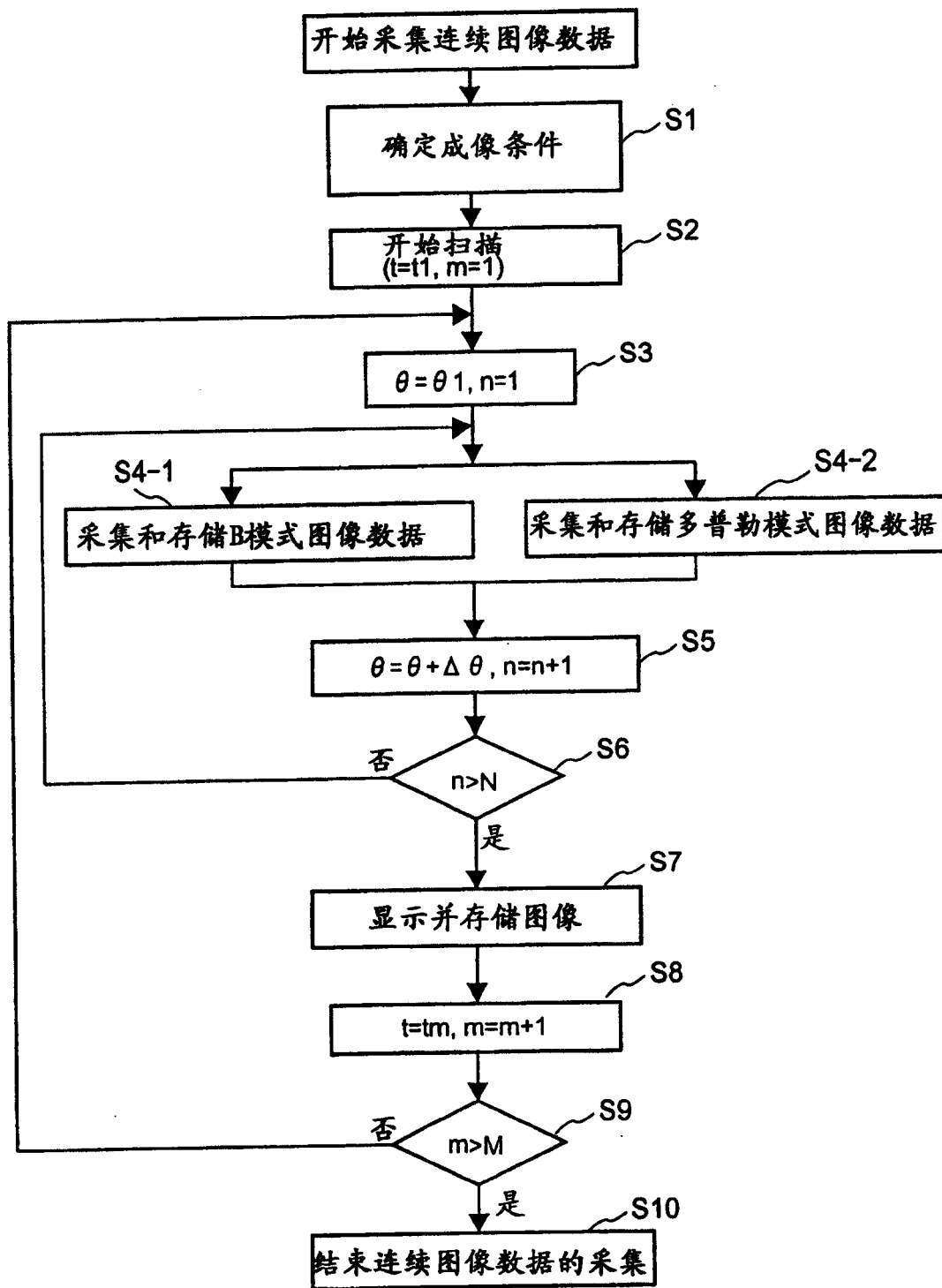


图 3

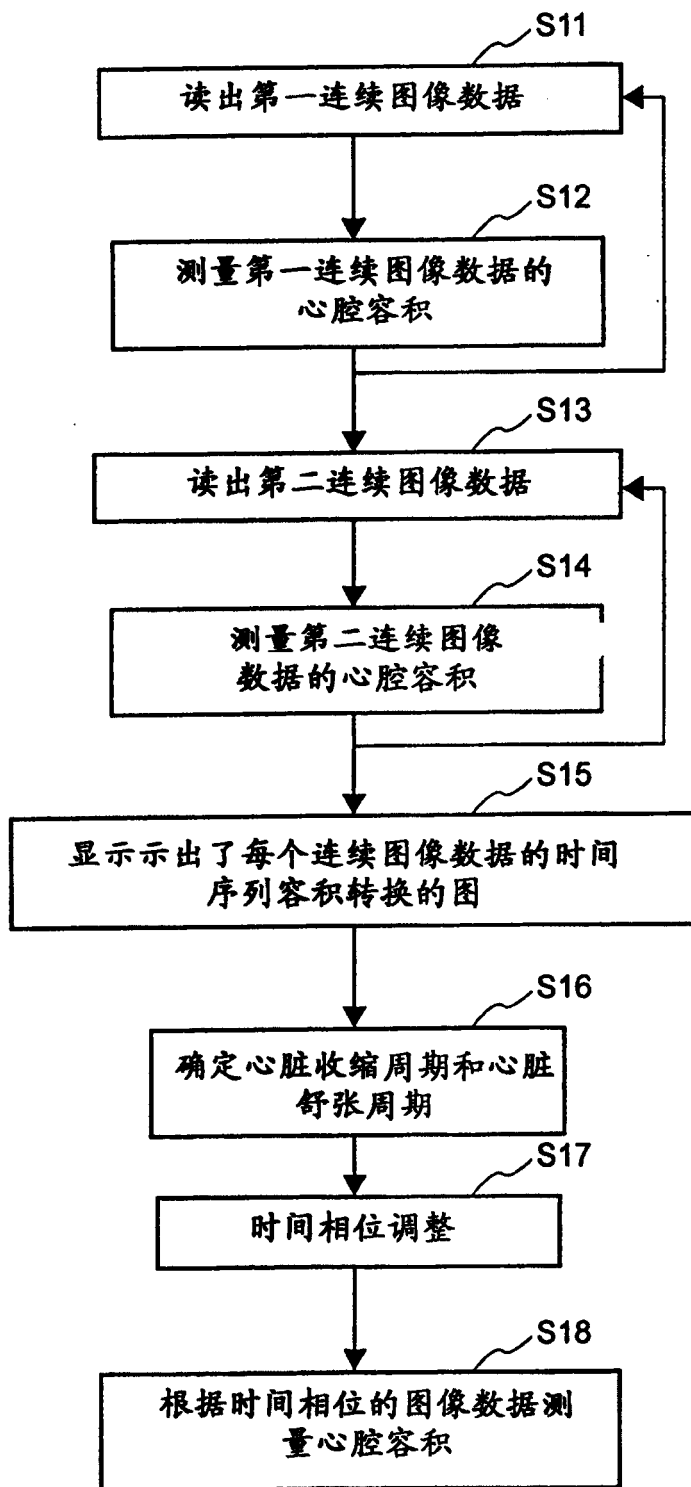


图 4

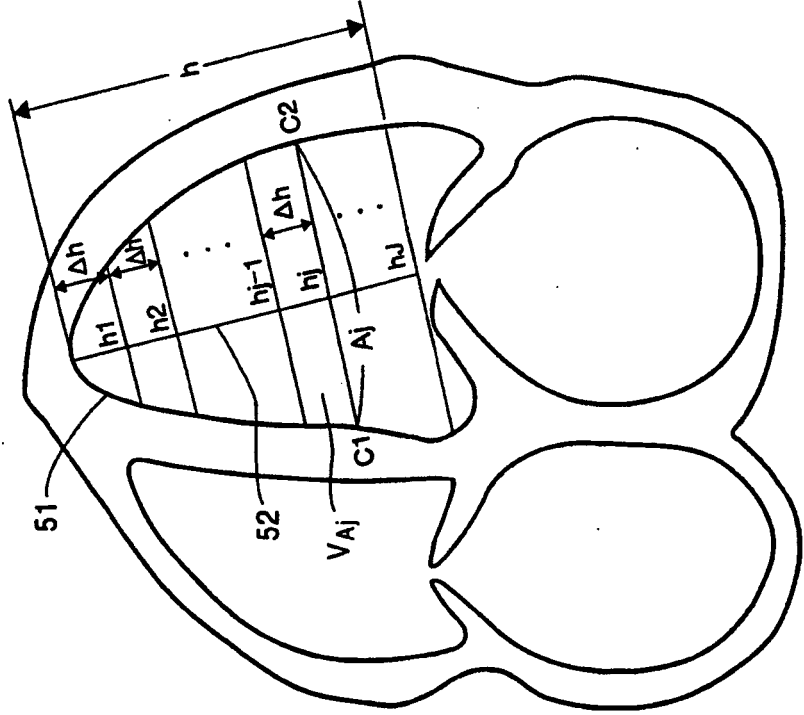


图 5A

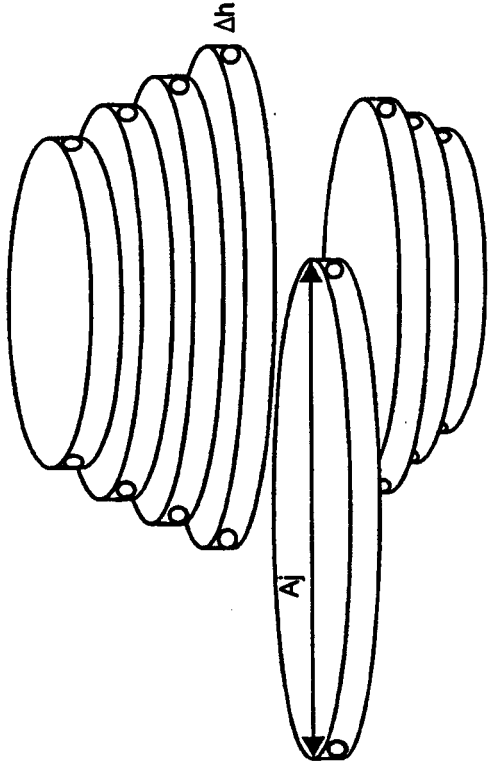


图 5B

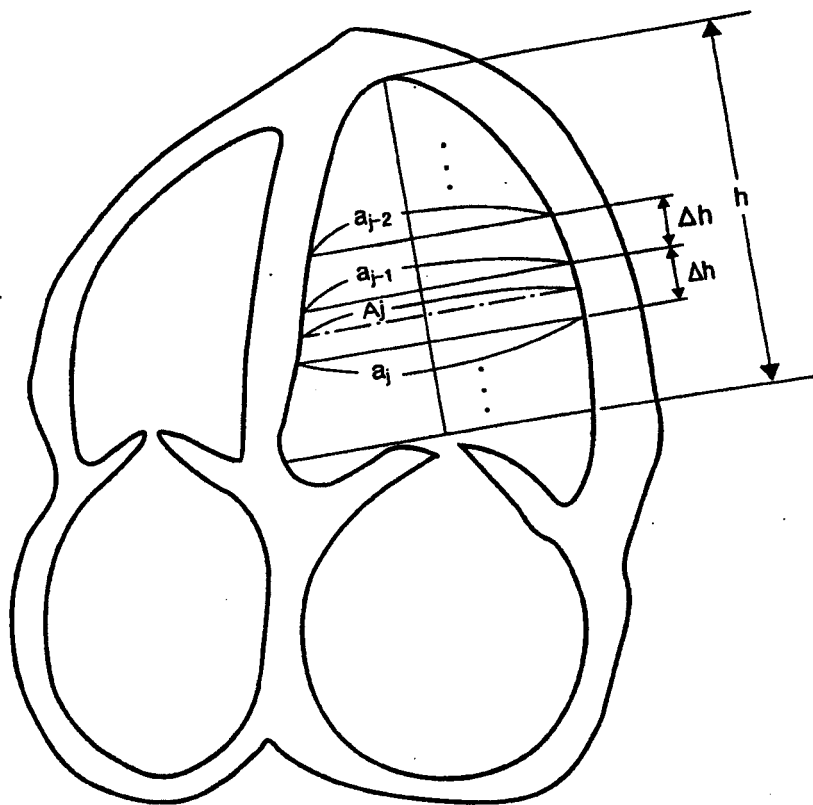


图6

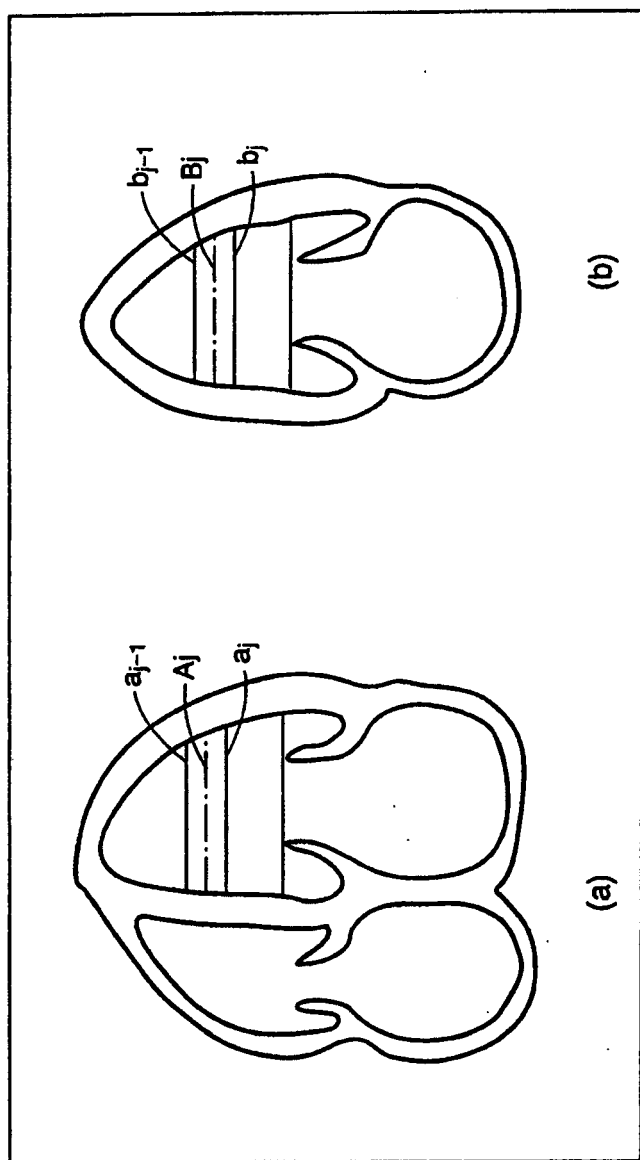


图7

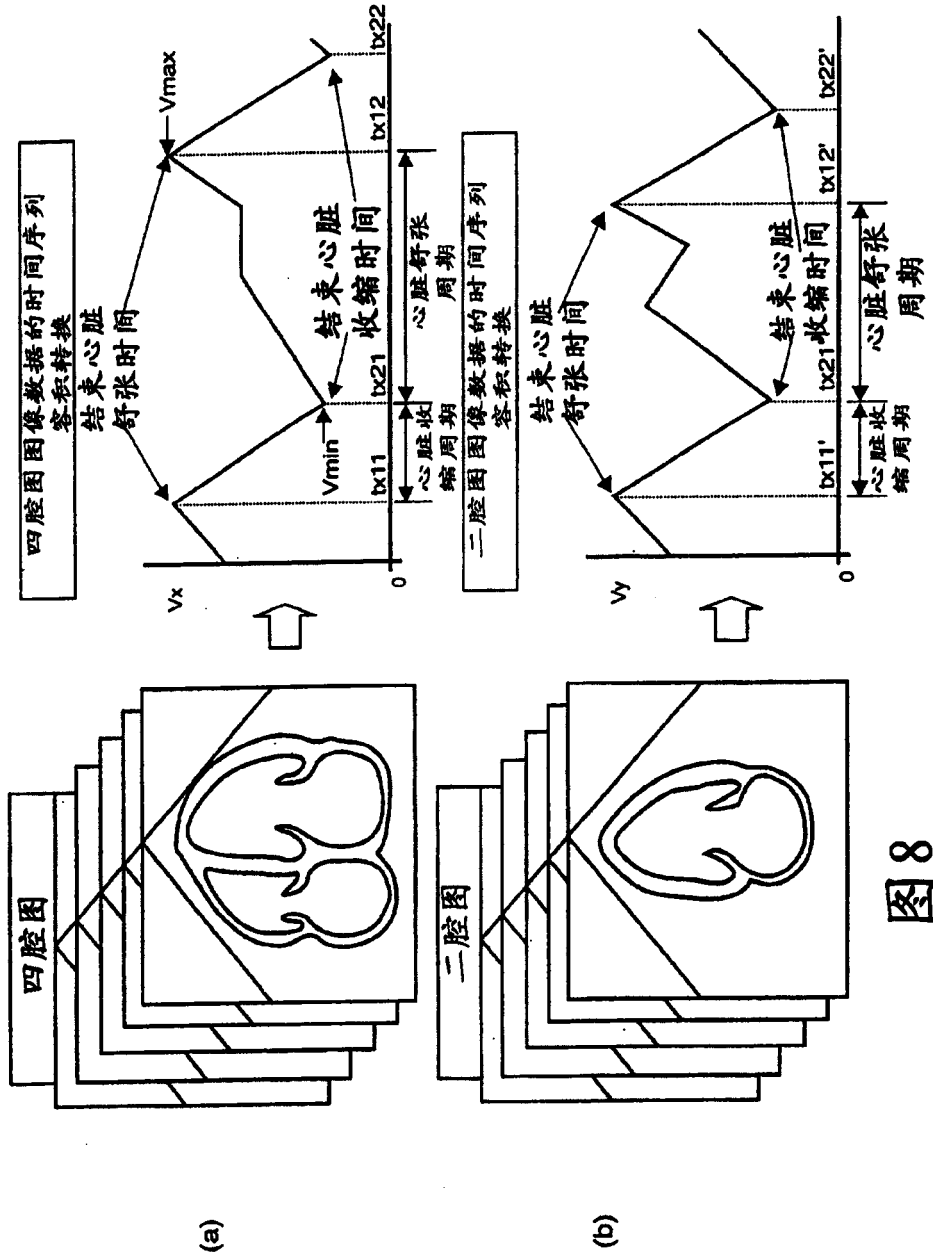


图8

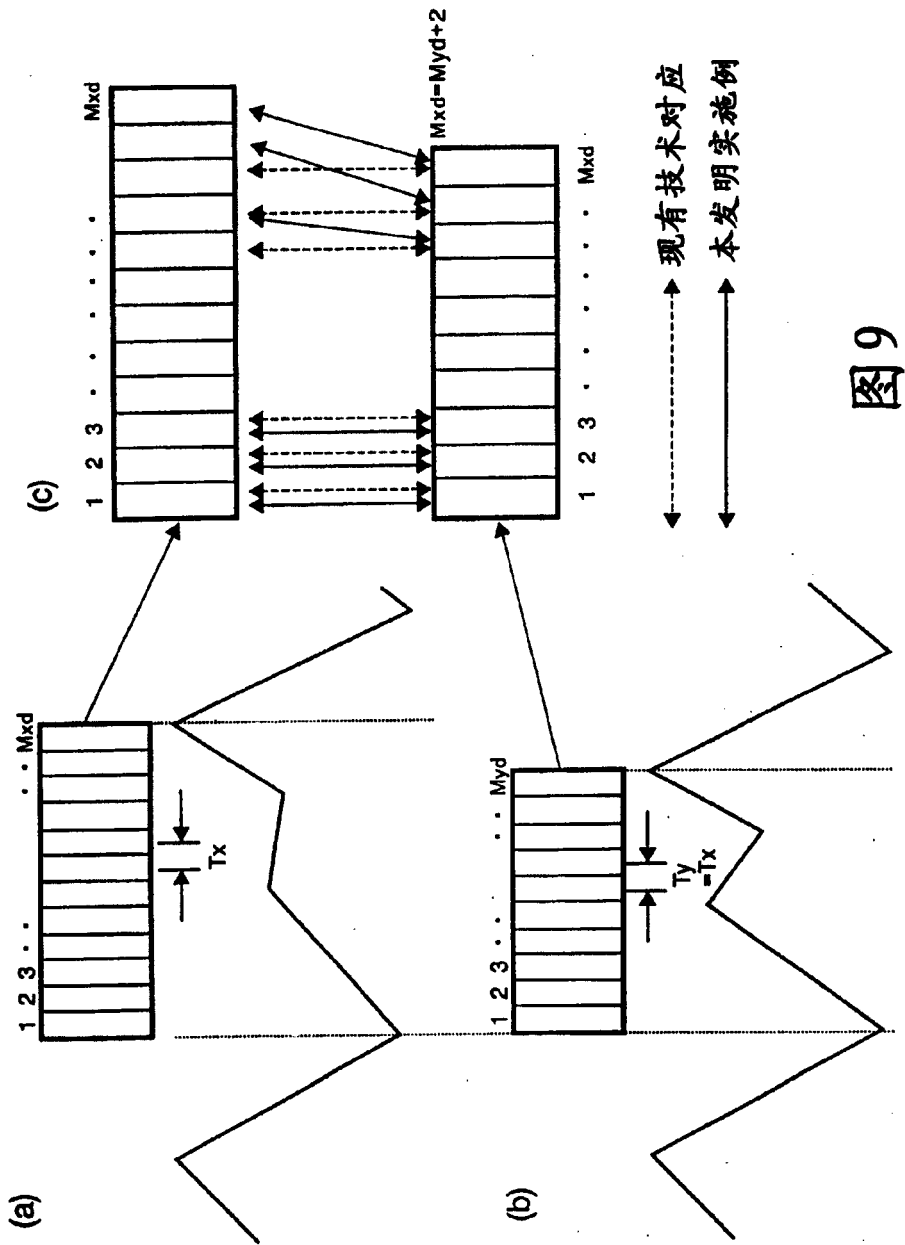


图9

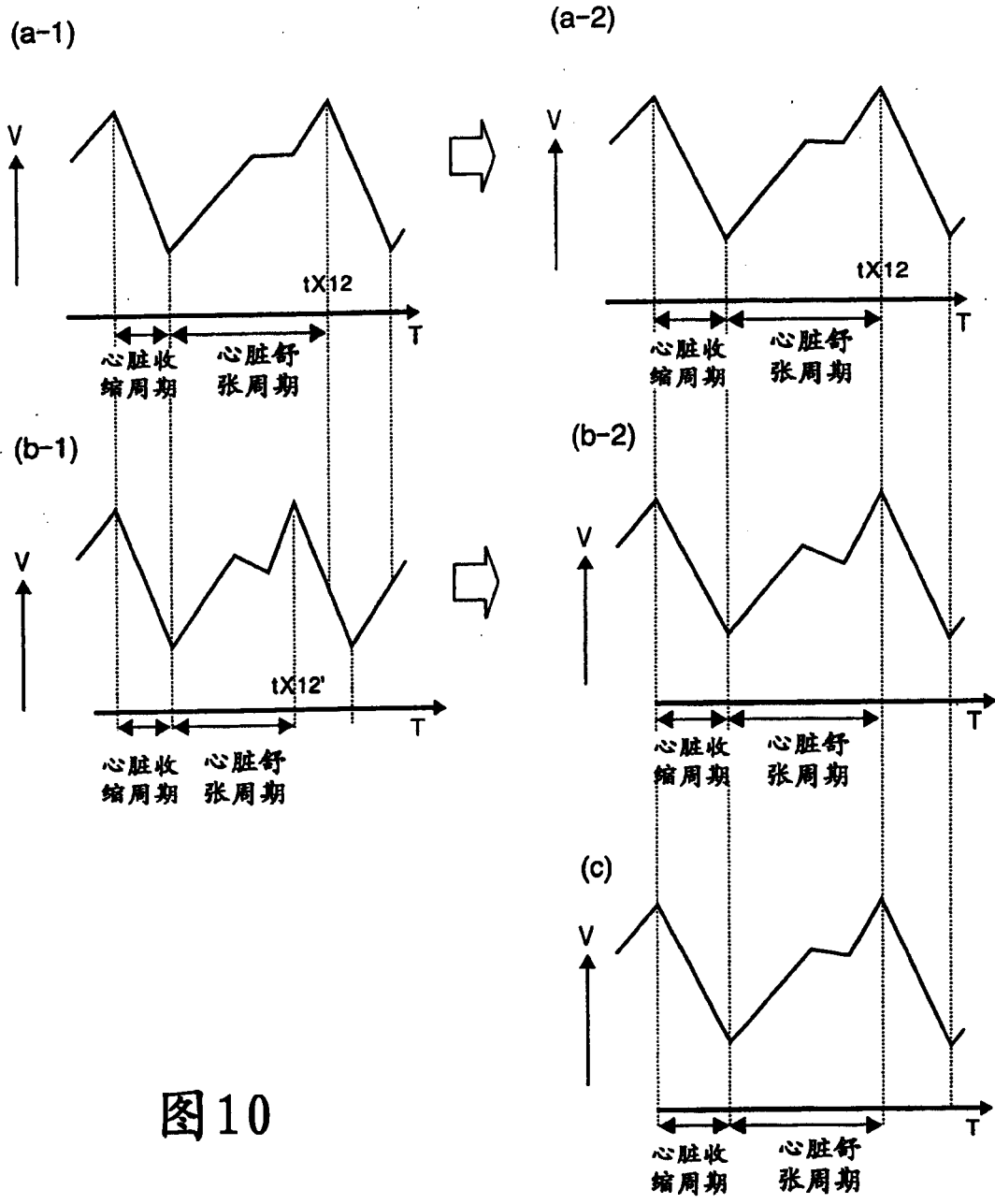


图10

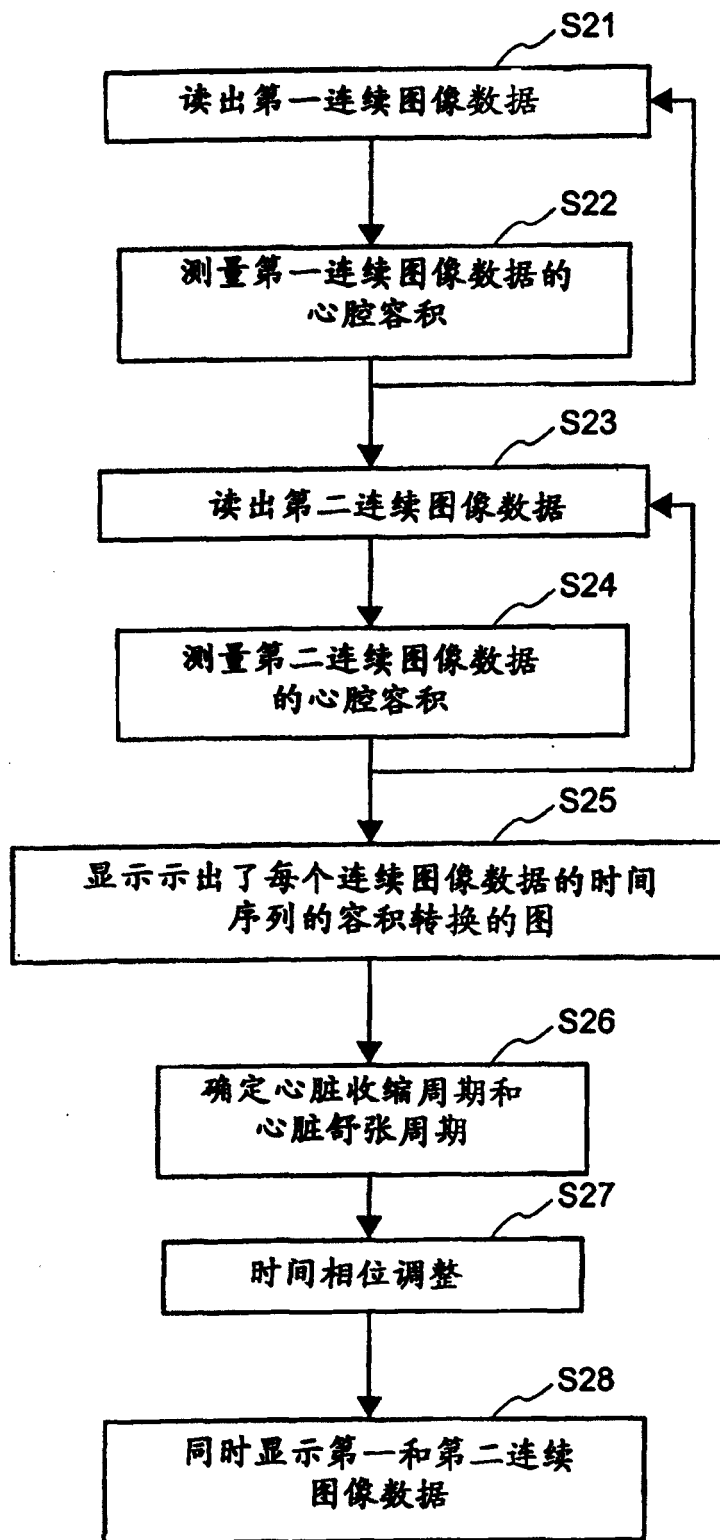


图 11

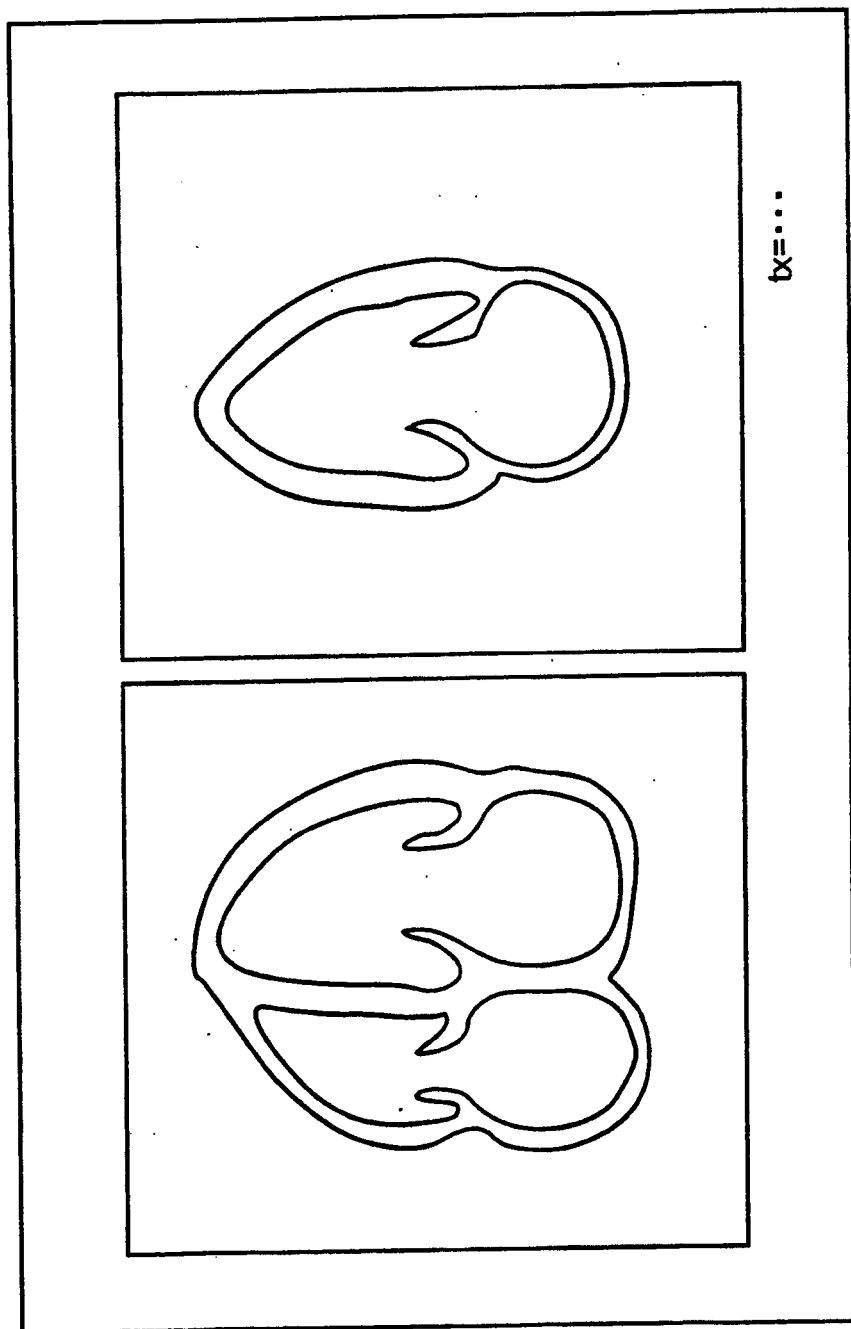


图12

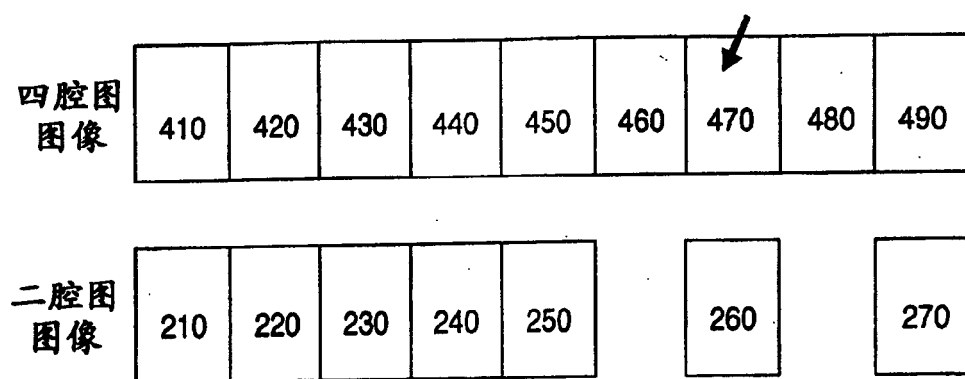


图 13

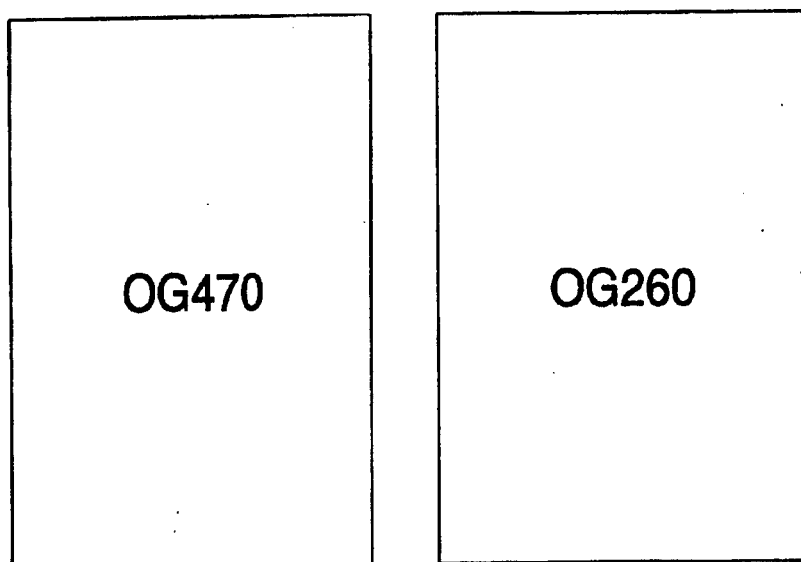


图 14

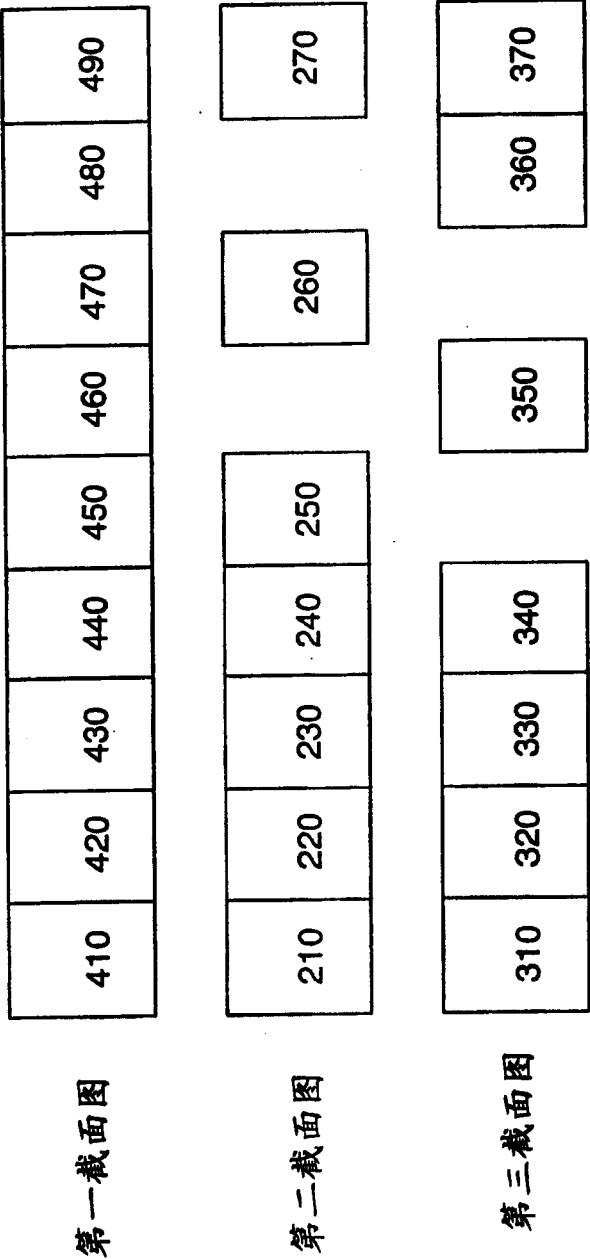


图15

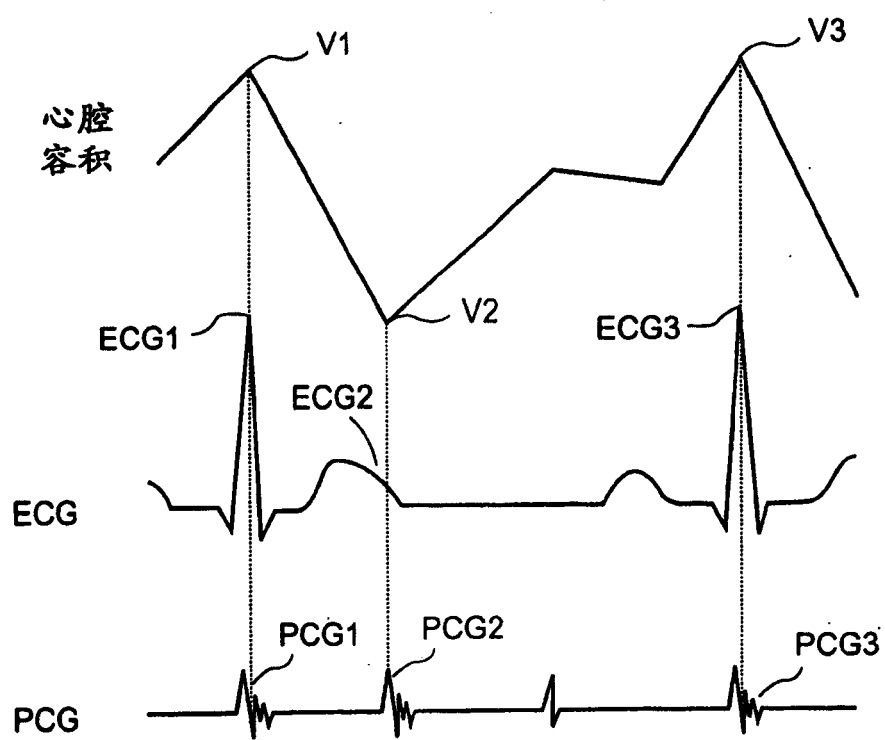


图16

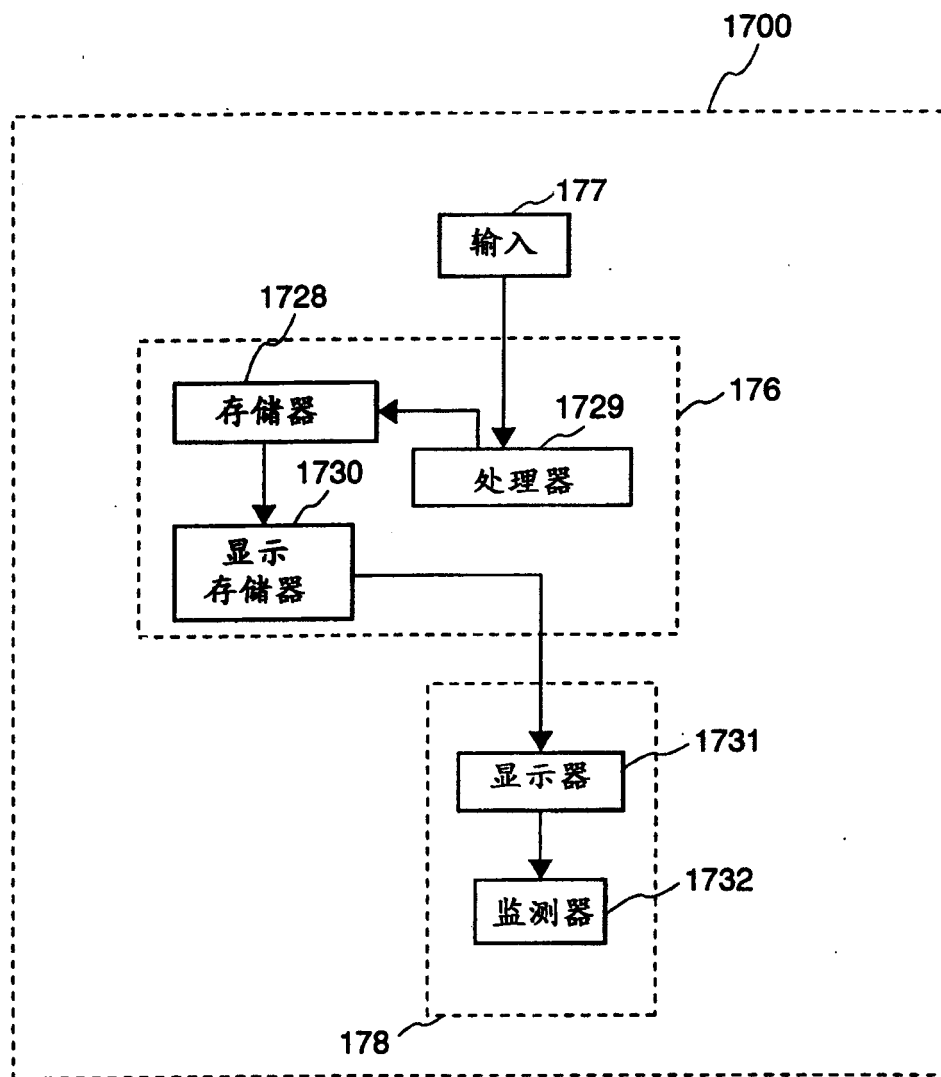


图 17

专利名称(译)	在多个图像系列之间调整时间相位的超声诊断装置		
公开(公告)号	CN1486675A	公开(公告)日	2004-04-07
申请号	CN03154695.1	申请日	2003-06-18
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝		
申请(专利权)人(译)	株式会社东芝		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社东芝		
[标]发明人	米山直樹		
发明人	米山直樹		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/14 A61B8/00 G01N29/00		
CPC分类号	A61B8/488 A61B8/543 A61B8/463 G01S7/52085 G01S7/52087 A61B8/14		
代理人(译)	付建军		
优先权	2002176893 2002-06-18 JP		
其他公开文献	CN1269456C		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种超声诊断装置包括一个声穿透器、一个接收器和一个处理器。配置声穿透器以便声穿透超声到待测者。配置接收器以便从待测者接收由超声产生的回波信号。处理器与接收器相通信。此外，配置处理器以便处理回波信号，从而获得第一条件下的第一图像系列和第二条件下的第二图像系列。也可以配置处理器以便测量第一图像系列上的第一物理量和第二图像系列上的第二物理量。进一步配置处理器基于第一物理量和第二物理量相对于第一图像系列的时间相位调整第二图像系列的时间相位。

