



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103153197 A

(43) 申请公布日 2013. 06. 12

(21) 申请号 201180045836. 8

代理人 张靖琳

(22) 申请日 2011. 12. 09

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

A61B 8/08 (2006. 01)

2010-277186 2010. 12. 13 JP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2013. 03. 25

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2011/078597 2011. 12. 09

(87) PCT申请的公布数据

W02012/081523 JA 2012. 06. 21

(71) 申请人 株式会社东芝

地址 日本东京都

申请人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 秋山充男 阿部康彦

(74) 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专

利商标事务所 11038

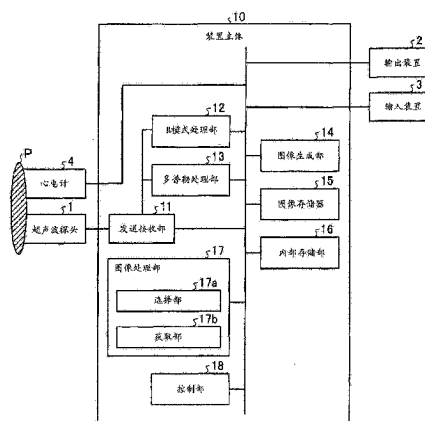
权利要求书3页 说明书17页 附图11页

(54) 发明名称

超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法

(57) 摘要

本发明的实施方式的超声波诊断装置包括输入部(3)和选择部(17a)。输入部(3)从被检体P的多个心拍量的超声波图像群中接收至少1心拍量的超声波图像群作为第1部分数据。选择部(17a)将第1部分数据的收集期间中的被检体P的心率设为基准心率,并从不同于第1部分数据的时期的被检体P的超声波图像群中选择具有相对于基准心率在规定的范围内的心率的超声波图像群作为第2部分数据。



1. 一种超声波诊断装置,包括:

输入部,所述输入部从被检体的多个心拍量的超声波图像群中接收至少 1 心拍量的超声波图像群作为第 1 部分数据;以及

选择部,所述选择部将在所述第 1 部分数据的收集期间中的所述被检体的心率设为基准心率,并从不同于所述第 1 部分数据的时期的该被检体的超声波图像群中选择具有相对于所述基准心率在规定的范围内的心率的超声波图像群作为第 2 部分数据。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征还在于,还包括:

控制部,所述控制部进行控制以使属于所述第 1 部分数据的超声波图像的至少一个以及属于所述第 2 部分数据的超声波图像的至少一个显示在规定的显示部上。

3. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征还在于,还包括:

控制部,所述控制部进行控制以使基于所述第 1 部分数据求出的指标值和基于所述第 2 部分数据求出的指标值显示在规定的显示部上。

4. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征还在于,

所述选择部选择与所述第 1 部分数据的收集期间大体相同的收集期间的超声波图像群作为所述第 2 部分数据。

5. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征还在于,还包括:

获取部,所述获取部使用所述第 1 部分数据和所述第 2 部分数据来获取部分数据之间的经时性的差异信息;以及

控制部,所述控制部进行控制以使通过所述获取部获取的所述差异信息显示在规定的显示部上。

6. 根据权利要求 5 所述的超声波诊断装置,其特征还在于,

所述获取部基于所述第 1 部分数据和所述第 2 部分数据计算出将所述被检体的关心区域中的心壁的运动信息定量化后的定量化信息,并获取基于各部分数据计算出的定量化信息之间的经时性的差异作为所述差异信息。

7. 根据权利要求 1 至 6 中任一项所述的超声波诊断装置,其特征还在于,

所述选择部从第 2 数据群中进行所述第 2 部分数据的选择处理,所述第 2 部分数据群是在不同于第 1 数据群的时期收集完了的所述被检体的超声波图像群,所述第 1 数据群是所述第 1 部分数据被选择的超声波图像群。

8. 根据权利要求 7 所述的超声波诊断装置,其特征还在于,还包括:

控制部,所述控制部将由所述选择部选择作为所述第 2 部分数据的超声波图像群作为第 2 候补部分数据显示在规定的显示部上,

在参照通过所述控制部的控制而被显示在所述规定的显示部上的所述第 2 候补部分数据的操作者进行判断并判断为所述第 1 部分数据的比较对象的情况下,所述选择部将该第 2 候补部分数据确定为第 2 部分数据。

9. 根据权利要求 7 所述的超声波诊断装置,其特征还在于,还包括:

指定部,所述指定部从所述第 2 数据群或所述第 2 部分数据中指定摄影部位与所述第 1 部分数据的摄影部位相同的超声波图像群,

在所述指定部从所述第 2 数据群中指定了摄影部位与所述第 1 部分数据的摄影部位相同的超声波图像群的情况下,所述选择部将该超声波图像群设为所述第 2 部分数据的选择

对象，

在所述指定部从所述第 2 部分数据中指定了摄影部位与所述第 1 部分数据的摄影部位相同的超声波图像群的情况下，所述获取部将该超声波图像群设为部分数据之间的经时性的差异信息的获取对象。

10. 根据权利要求 9 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

所述指定部还从所述第 2 数据群或所述第 2 部分数据中指定摄影剖面与所述第 1 部分数据的摄影剖面相同的超声波图像群，

在所述指定部从所述第 2 数据群中指定了摄影部位和摄影部位均与所述第 1 部分数据的摄影部位和摄影部位相同的超声波图像群的情况下，所述选择部将该超声波图像群设为所述第 2 部分数据的选择对象，

在所述指定部从所述第 2 部分数据中指定了摄影部位和摄影部位均与所述第 1 部分数据的摄影部位和摄影部位相同的超声波图像群的情况下，所述获取部将该超声波图像群设为所述差异信息的获取对象。

11. 根据权利要求 1 至 6 中任一项所述的超声波诊断装置，其特征在于，

所述选择部将在与第 1 数据群不同的时期中收集的所述被检体的超声波图像群设为第 2 数据群，并基于在第 2 数据群的收集过程中检测到的被检体的心率的检测结果选择所述第 2 部分数据从而将其保存在规定的存储部中，所述第 1 数据群是所述第 1 部分数据被选择的超声波图像群。

12. 根据权利要求 11 所述的超声波诊断装置，其特征在于，还包括：

控制部，所述控制部进行控制以使用于向操作者通报所述选择部有无向所述规定的存储部进行保存处理的信息从规定的输出部中输出。

13. 根据权利要求 11 或 12 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

所述输入部接收所述第 2 数据群的收集期间，

所述选择部在所述输入部所接收到的所述收集期间中执行所述第 2 部分数据的选择处理。

14. 根据权利要求 11 至 13 中任一项所述的超声波诊断装置，其特征在于，

所述选择部在所述第 2 部分数据没有被选择的情况下，将具有与所述基准心率最接近的心率的超声波图像群作为所述第 2 部分数据保存在所述规定的存储部中。

15. 一种图像处理装置，包括：

输入部，所述输入部从被检体的多个心拍量的医用图像群中接收至少 1 心拍量的医用图像群作为第 1 部分数据；以及

选择部，所述选择部将在所述第 1 部分数据的收集期间中的所述被检体的心率设为基准心率，并从不同于所述第 1 部分数据的时期的该被检体的医用图像群中选择具有相对于所述基准心率在规定的范围内的心率的医用图像群作为第 2 部分数据。

16. 一种图像处理方法，包括：

输入部从被检体的多个心拍量的医用图像群中接收至少 1 心拍量的医用图像群作为第 1 部分数据；以及

选择部将在所述第 1 部分数据的收集期间中的所述被检体的心率设为基准心率，并从不同于所述第 1 部分数据的时期的该被检体的医用图像群中选择具有相对于所述基准心

率在规定的范围内的心率的医用图像群作为第 2 部分数据。

超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法

技术领域

[0001] 本发明的实施方式涉及超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法。

背景技术

[0002] 以往,在心脏疾病的诊断中,通过心回波对心壁运动定量地进行评价的定量的评价法被进行。在使用了心回波的定量的评价法中,使用至少 1 心拍以上的心脏的超声波图像对各种各样的壁运动信息进行定量化的应用被利用。作为这样的应用,已知下面的应用,例如,基于在超声波图像中特有的斑点图样,利用对设定在超声波图像上的心肌上的点进行追踪的斑点追踪,将心壁运动定量化。

[0003] 另外,使用这样的应用,对手术前、手术后等获取时期不同的多个超声波图像分别进行解析,将壁运动信息定量化,并基于这些定量化信息的差异进行与心脏功能的变化有关的评价。例如,当在不同的时期中收集到的图像之间对心脏功能的变化定量地进行解析的情况下,通过以 R 波为基准来收集心位相,获取到定量化信息的差异。

[0004] 现有技术文献

[0005] 专利文献 1:日本特开 2010-115372 号公报

发明内容

[0006] 但是,心率(Heart Rate)一般情况下在健康者中也存在着小于 10% 的生理性波动。而且,在心率失常疾病中,如以心房颤动为代表的、心率不稳定的症例也很多。另外,在贫血性心脏疾病的诊断中所使用的负荷超声(stress-echo)中,根据负荷状态,主动地改变心率。

[0007] 因此,为了提高对心脏功能的变化定量地进行解析之后的结果的可靠性,优选预先收集多个心拍的动画数据、选择心率更接近的各数据来进行比较。但是,从包含多个心拍的数据中搜寻近似的心率的各数据的作业比较困难,因而需要检查时间。

[0008] 如此,以往,在不同的时期中收集的图像之间单纯地以 R 波为基准对定量化数据进行比较之后的结果的可靠性有可能很低,为了获得可靠性高的比较结果,对操作者产生了负担。

[0009] 本发明的实施方式的超声波诊断装置包括输入部和选择部。输入部从被检体的多个心拍量的超声波图像群中接收至少 1 心拍量的超声波图像群作为第 1 部分数据。选择部将在所述第 1 部分数据的收集期间中的所述被检体的心率设为基准心率,并从不同于所述第 1 部分数据的时期的该被检体的超声波图像群中选择具有相对于所述基准心率在规定的范围内的心率的超声波图像群作为第 2 部分数据。

附图说明

[0010] 图 1 是用于说明第 1 实施方式涉及的超声波诊断装置的构成的图。

[0011] 图 2 是用于说明心率的生理性的波动的图。

- [0012] 图 3 是用于说明第 1 部分数据的图。
- [0013] 图 4 是用于说明第 1 实施方式涉及的选择部的图(1)。
- [0014] 图 5A 是用于说明第 1 实施方式涉及的选择部的图(2)。
- [0015] 图 5B 是用于说明第 1 实施方式涉及的选择部的图(3)。
- [0016] 图 6 是用于说明第 1 实施方式涉及的超声波诊断装置的选择处理的流程图。
- [0017] 图 7 是用于说明第 1 实施方式涉及的超声波诊断装置的解析处理的流程图。
- [0018] 图 8 是用于说明第 2 实施方式涉及的图像处理部的图。
- [0019] 图 9A 是用于说明指定部的图(1)。
- [0020] 图 9B 是用于说明指定部的图(2)。
- [0021] 图 10 是用于说明第 2 实施方式涉及的超声波诊断装置的选择处理的流程图。
- [0022] 图 11 是用于说明第 3 实施方式涉及的选择部的图。
- [0023] 图 12 是用于说明第 3 实施方式涉及的超声波诊断装置的选择处理的流程图。
- [0024] 图 13A 是用于说明选择处理的变形例的图(1)。
- [0025] 图 13B 是用于说明选择处理的变形例的图(2)。
- [0026] 图 13C 是用于说明选择处理的变形例的图(3)。

具体实施方式

[0027] 以下,参照附图对超声波诊断装置的实施方式进行详细说明。

[0028] (第 1 实施方式)

[0029] 首先,对第 1 实施方式涉及的超声波诊断装置的构成进行说明。图 1 是用于说明第 1 实施方式涉及的超声波诊断装置的构成的图。如图 1 所示,第 1 实施方式涉及的超声波诊断装置具有超声波探头 1、输出装置 2、输入装置 3、心电计 4、以及装置主体 10。

[0030] 超声波探头 1 装卸自如地与装置主体 10 连接。超声波探头 1 具有多个压电振动器,所述多个压电振动器基于从下述的装置主体 10 所具有的发送接收部 11 提供的驱动信号来产生超声波。另外,超声波探头 1 接收来自被检体 P 的反射波将其转换成电信号。另外,超声波探头 1 具有设置在压电振动器中的匹配层、以及防止超声波从压电振动器向后方传播的背衬材料等。

[0031] 当超声波从超声波探头 1 向被检体 P 被发送时,所发送的超声波在被检体 P 的体内组织中的声阻抗的不连续面上逐次地被反射,并作为反射波信号被超声波探头 1 所具有的多个压电振动器接收。被接收的反射波信号的振幅取决于反射超声波的不连续面上的声阻抗的差。另外,所发送的超声波脉冲在正在移动的血流或心脏等的表面上被反射时的反射波信号由于多普勒效应,依赖于移动体在超声波发送方向上的速度分量而经受频率偏移。

[0032] 此外,第 1 实施方式在以下情况的任一情况中都能够被应用:图 1 所示的超声波探头 1 为多个压电振动器配置成一系列的一维超声波探头;图 1 所示的超声波探头 1 为配置成一系列的多个压电振动器以机械方式摆动的一维超声波探头的情况;图 1 所示的超声波探头 1 为多个压电振动器以二维方式配置成格子状的二维超声波探头。二维超声波探头通过聚集超声波来进行发送,能够以二维方式扫描被检体 P。

[0033] 输入装置 3 具有鼠标、键盘、按钮、面板开关、触摸命令屏幕、脚踏开关、以及轨迹

球等,输入装置 3 从超声波诊断装置的操作者接收各种设定要求,并向装置主体 10 传送接收到的各种设定要求。

[0034] 例如,第 1 实施方式涉及的输入装置 3 从操作者接收用于对心壁运动进行解析的超声波图像群的选择指定。另外,第 1 实施方式涉及的输入装置 3 为了对心壁运动进行解析,从操作者接收从超声波图像群计算出的心壁运动的定量化信息的类别的指定。此外,下面对第 1 实施方式涉及的输入装置 3 所接收的各种指定内容进行详细描述。

[0035] 输出装置 2 具有监视器、扬声器等。输出装置 2 的监视器显示超声波诊断装置的操作者用于使用输入装置 3 输入各种设定要求的 GUI (Graphical User Interface:图形用户界面),或者显示在装置主体 10 中生成的超声波图像等。另外,输出装置 2 的扬声器输出声音。例如,输出装置 2 的扬声器为了将装置主体 10 的处理状况通报给操作者,输出警笛声等规定的声音。

[0036] 心电图 4 与装置主体 10 连接,从而获取被超声波扫描的被检体 P 的心电图(ECG:Electrocardiogram)。心电图 4 将所获取的心电图发送给装置主体 10。

[0037] 装置主体 10 是基于超声波探头 1 所接收到的反射波来生成超声波图像的装置。装置主体 10 如图 1 所示,具有发送接收部 11、B 模式处理部 12、多普勒处理部 13、图像生成部 14、图像存储器 15、内部存储部 16、图像处理部 17、以及控制部 18。

[0038] 发送接收部 11 具有触发发生电路、发送延迟电路以及脉冲电路等,并向超声波探头 1 提供驱动信号。脉冲电路使用规定的额定频率反复产生用于形成发送超声波的额定脉冲。另外,发送延迟电路对脉冲电路所产生的各额定脉冲施加将从超声波探头 1 产生的超声波聚集成束状来确定发送指向性所需的针对每个压电振动器的发送延迟时间。另外,触发发生电路在基于额定脉冲的定时对超声波探头 1 施加驱动信号(驱动脉冲)。即,发送延迟电路通过改变对各额定脉冲施加的发送延迟时间来任意地调整来自压电振动器面的发送方向。

[0039] 另外,发送接收部 11 为了基于下述的控制部 18 的指示来执行规定的扫描序列,具有能够瞬时地改变发送频率、发送驱动电压等的功能。特别地,通过能够瞬间地切换发送频率、发送驱动电压等的值的线性放大器式的发送电路、或者以电气方式切换多个电源单元的机构实现发送驱动电压的改变。

[0040] 另外,发送接收部 11 具有放大器电路、A/D 转换器、接收延迟电路、以及加法器等,并对超声波探头 1 所接收到的反射波信号执行各种处理来生成反射波数据。放大器电路针对每个通道将反射波信号增幅由此进行增益修正处理。A/D 转换器对被进行了增益修正的反射波信号进行 A/D 转换。接收延迟电路对数字数据施加确定接收指向性所需的接收延迟时间。加法器通过接收延迟电路进行被施加了接收延迟时间的反射波信号的加法处理而生成反射波数据。通过加法器的加法处理,来自与反射波信号的接收指向性相对应的方向的反射分量被加强。

[0041] 如此,发送接收部 11 控制超声波的发生接收中的发送指向性和接收指向性。

[0042] B 模式处理部 12 从发送接收部 11 接收反射波数据,进行对数增幅、包络线检波处理等,由此生成用亮度的明暗表示信号强度的数据(B 模式数据)。

[0043] 多普勒处理部 13 根据从发送接收部 11 接收到的反射波数据对速度信息进行频率解析,提取由于多普勒效应引起的血流或组织、造影剂回波分量,并生成针对多个点提取平

均速度、分散、能量等移动体信息得到的数据(多普勒数据)。

[0044] 图像生成部 14 基于 B 模式处理部 12 以及多普勒处理部 13 所生成的数据来生成超声波图像。即,图像生成部 14 基于 B 模式处理部 12 所生成的 B 模式数据来生成使用亮度表示了反射波的强度的 B 模式图像。另外,图像生成部 14 基于多普勒处理部 13 所生成的多普勒数据来生成作为表示移动体信息的平均速度图像、分散图像、能量图像、或者这些图像的组合图像的彩色多普勒图像。

[0045] 另外,图像生成部 14 还能够生成在超声波图像上合成各种参数的文字信息、刻度、体位标志等得到的合成图像。

[0046] 在此,图像生成部 14 通常将超声波扫描的扫描线信号列转换(扫描转换)成以电视等为代表的视频格式的扫描线信号列,并生成作为显示用图像的超声波图像。另外,作为除扫描转换以外的各种各样的图像处理,图像生成部 14 例如使用扫描转换后的多个图像帧来进行使亮度的平均值图像再生的图像处理(平滑化处理)、在图像内使用微分滤波器的图像处理(边缘加强处理)等。

[0047] 图像存储器 15 是存储图像生成部 14 所生成的超声波图像的存储器。在此,图像生成部 14 将为生成超声波图像和该超声波图像而进行的超声波扫描的时间与从心电图 4 发送的心电图相对应地保存在图像存储器 15 中。即,下述的图像处理部 17 通过参照保存在图像存储器 15 中的数据,能够获取为了生成超声波图像进行的超声波扫描时的心位相和心率(HR:Heart Rate)。

[0048] 另外,在图像存储器 15 中,与图像生成部 14 所生成的超声波图像相对应地,除存储有心电图的信息以外,还存储有诸如患者 ID、检查日、检查对象部位、体位标志等的各种各样的附带信息。另外,图像存储器 15 还能够存储 B 模式处理部 12 或多普勒处理部 13 所生成的数据。此外,B 模式处理部 12 或多普勒处理部 13 所生成的数据也称作原始数据。

[0049] 内部存储部 16 存储用于进行超声波发送接收、图像处理以及显示处理的控制程序、诊断信息(例如,患者 ID、医师的见解等)、诊断协议、各种体位标志等各种数据。另外,根据需要,内部存储部 16 也被用于对图像存储器 15 所存储的图像的保存等。另外,内部存储部 16 所存储的数据能够经由未图示的接口被传送给外部的外围装置。

[0050] 图像处理部 17 是对图像存储器 15 所存储的超声波图像进行各种图像处理的处理部,如图 1 所示,图像处理部 17 具有选择部 17a 以及获取部 17b。另外,下面对第 1 实施方式涉及的图像处理部 17 所进行的处理进行详细描述。

[0051] 控制部 18 控制超声波诊断装置的处理整体。具体而言,控制部 18 基于从操作者经由输入装置 3 输入的各种设定要求、从内部存储部 16 读入的各种控制程序以及各种数据,来控制发送接收部 11、B 模式处理部 12、多普勒处理部 13、图像生成部 14 以及图像处理部 17 的处理。另外,控制部 18 进行控制以使图像存储器 15 所存储的超声波图像、用于指定由图像处理部 17 执行的各种处理的 GUI、以及图像处理部 17 的处理结果等显示在输出装置 2 的监视器上。另外,控制部 18 基于图像处理部 17 的处理结果进行控制以使输出装置 2 的扬声器输出规定的声音。

[0052] 以上,对第 1 实施方式涉及的超声波诊断装置的整体构成进行了说明。基于相关的构成,操作者使用第 1 实施方式涉及的超声波诊断装置,如手术前、手术后等那样,在不同的时期在被进行了图像收集的超声波图像群之间进行与心脏功能的变化有关的评价。

[0053] 但是,如上所述,心率(HR:Heart Rate)一般情况下在健康者中也存在着小于10%的生理性的波动。而且,在心率失常疾病中,如以心房颤动为代表的、心率不稳定的症例也很多。另外,在贫血性心脏疾病的诊断中所使用的负荷超声(stress — echo)中,根据负荷状态,主动地改变心率。

[0054] 在此,在构成比较对象的图像群之间的心率不同的情况下,基于各图像群计算出的心壁运动的定量化信息的经时性的差异信息有时与本来期待的结果不同。这是因为以下的临床现象:即使在由于生理性的波动导致心率不同的情况下,收缩期的时间不太变化,扩张期的时间(从扩张早期至心房收缩期之间的期间)支配性地发生改变。图2是用于说明心率的生理性的波动的图。

[0055] 即,如图2所示,当对HR较低时和HR较高时进行比较时,收缩期的时间大致相同,但HR较低时的扩张期的时间比HR较高时的扩张期的时间要长。当存在这样的心率的生理性波动时,如果以R波为基准获得定量化数据,心房收缩期的时间将不同。例如,以往,在将R波的间隔(RR间隔)设为100%、将来自R波的经过时间转换成相对于RR间隔的相对值之后,对收集时期不同的1心拍量的超声波图像群之间进行比较。但是,在这种情况下,如果在图像群之间心率不同,经时性的差异信息不构成对相同的心位相进行了比较而得到的数据。

[0056] 另外,由于在负荷超声的情况下主动地改变心率,因此,即使是相同的心位相,心率的波动通常也比生理性的波动要大。在这种情况下,优选预先收集多个心拍的动画数据、选择心率更接近的各数据来进行比较,但从包含多个心拍的数据中搜寻近似的心率的各数据的作业比较困难,因而需要检查时间。对于像上述的心房颤动那样的心律失常疾病的情况,也同样存在上述的问题。

[0057] 如此,在以往的方法中,在不同的时期中收集的图像之间单纯地以R波为基准对定量化信息进行比较而得的结果的可靠性有时很低,为了获得可靠性高的比较结果,对操作者产生了负担。

[0058] 因此,第1实施方式涉及的超声波诊断装置为了使对不同的时期的心脏功能的变化定量地进行解析时的可靠性容易提高,执行使用了图1所示的图像处理部17的处理。

[0059] 首先,输入装置3从被检体P的多个心拍量的超声波图像群中至少接收1心拍量的超声波图像群作为第1部分数据。在此,将第1部分数据被选择的超声波图像群作为第1数据群,第1部分数据的选择将通过操作者进行。在这种情况下,输入装置3从包含被检体P的多个心拍量的超声波图像群的第1数据群中将操作者所选择的至少1心拍量的超声波图像群接收作为第1部分数据。图3是用于说明第1部分数据的图。

[0060] 例如,操作者如图3所示,将构成对心脏功能的变化进行解析的对象的被检体P的“患者ID:A”以及“检查日:D1”输入到输入装置3中。由此,控制部18从图像存储器15中获取包含被检体P在“检查日:D1”的多个心拍量的超声波图像群的第1数据群,例如,使输出装置2的监视器进行动画显示或者进行缩略图显示。然后,操作者参照监视器选择单一心拍量或多个心拍量的超声波图像群作为第1部分数据,第1部分数据是用于对心脏功能的变化进行解析的其中一个图像群。另外,在显示在监视器上的超声波图像上还同时显示有从心电计4获取的心率。

[0061] 然后,操作者例如像图3所示的那样选择连续的3心拍量的超声波图像群作为第1

部分数据。输入装置 3 所接收到的第 1 部分数据的信息经由控制部 18 被通知给图 1 所示的图像处理部 17 的选择部 17a。

[0062] 图 1 所示的选择部 17a 将被检体 P 在输入装置 3 所接收到的第 1 部分数据的收集期间中的心率设为基准心率。在此,在第 1 实施方式中,选择部 17a 由基准心率计算出基准心拍期间。心率例如是在 1 秒的期间心脏跳动的次数,心拍期间例如是心率的倒数。即,心拍期间是心脏跳动一次所需的时间,例如是相当于 RR 间隔的时间。在第 1 部分数据为多个心拍量的情况下,选择部 17a 计算各心拍的心拍期间的平均值作为基准心拍期间。图 4、图 5A 以及图 5B 是用于说明第 1 实施方式涉及的选择部的图。

[0063] 例如,选择部 17a 从图像存储器 15 中使用与“患者 ID :A、检查日 :D1”的第 1 部分数据(3 心拍量)相对应地设置的心电图来获取各心拍的心拍期间(T1, T2, T3)。然后,选择部 17a 将“T1, T2, T3”的平均值“(T1 + T2 + T3) / 3”设定作为基准心拍期间“T”。另外,在第 1 部分数据为单一心拍量的情况下,选择部 17a 将第 1 部分数据的心率直接地设定作为基准心率,并计算出基准心拍期间。另外,对于基于多个心拍量的第 1 部分数据计算出的基准心拍期间,例如也可以使用中央值等平均值以外的在统计学上计算出的代表值。

[0064] 然后,选择部 17a 从不同于第 1 部分数据的时期的被检体 P 的超声波图像群中选择具有相对于基准心率在规定的范围内的心率的超声波图像群作为第 2 部分数据。在此,将第 2 部分数据被选择的超声波图像群设为第 2 数据群。另外,在第 1 实施方式中,设为使用与基准心率相对应的基准心拍期间。在这种情况下,选择部 17a 从第 2 数据群中选择具有相对于基准心拍期间在规定的范围内的心拍期间的超声波图像群作为第 2 部分数据,第 2 数据群是不同于第 1 数据群的时期的被检体 P 的超声波图像群,第 2 部分数据是第 1 部分数据的比较对象。此外,对于第 1 实施方式,也可以使用基准心率进行第 2 部分数据的选择。

[0065] 在此,第 1 实施方式涉及的选择部 17a 将在不同于第 1 数据群的时期收集完了的被检体 P 的超声波图像群作为第 2 数据群来进行选择处理。即,操作者从在图像存储器 15 中保存完了的数据群中选择第 2 数据群,第 2 数据群用于选择构成第 1 部分数据的比较对象的第 2 部分数据。

[0066] 例如,操作者如图 5A 所示,为了指定第 2 数据群,将被检体 P 的“患者 ID :A”以及“检查日 :D2”输入到输入装置 3 中。另外,检查日“D2”可以是检查日“D1”以后的日期,也可以是检查日“D1”以前的日期。另外,检查日不限于检查日为一个的情况,例如,也可以是 D1 以外的多个检查日被选择。

[0067] 然后,选择部 17a 例如像图 5A 所示,将与“患者 ID :A”以及“检查日 :D2”对应地设置的超声波图像群全部作为第 2 数据群来进行第 2 部分数据的选择处理。

[0068] 另外,对于第 1 实施方式,如以下所说明的,也可以从与“患者 ID :A”及“检查日 :D2”对应地设置的超声波图像群中将操作者所选择出的图像群设为第 2 数据群。在进行第 2 数据群的选择处理的情况下,例如,根据操作者的显示要求,控制部 18 从图像存储器 15 中获取“检查日 :D2”的被检体 P 的第 2 数据群,例如,使输出装置 2 的监视器进行动画显示或者进行缩略图显示。然后,操作者参照监视器选择单一心拍量或多个心拍量的超声波图像群作为第 2 数据群。例如,操作者选择图 5A 所示的连续的 6 心拍量的超声波图像群作为第 2 数据群。

[0069] 然后,选择部 17a 将第 2 数据群分割成针对每 1 心拍量的超声波图像群,将所分割出的各超声波图像群作为检索对象群来进行选择处理。

[0070] 具体而言,选择部 17a 使用预先设定的规定的阈值“ α ”来进行选择处理。例如,选择部 17a 从起初的检索对象群依次地使用“ α ”将图 5A 所示的各检索对象群在收集期间的心拍期间“ $T'1, T'2, T'3, T'4, T'5, T'6, \dots$ ”与基准心拍期间“ T ”进行比较。

[0071] 即,选择部 17a 如图 5 的(B)所示计算出基准心拍期间“ T ”和检索对象群心拍期间“ T' ”的差分的绝对值“ dT ”。然后,选择部 17a 进行“ dT ”和“ α ”的比较。在此,在“ $dT < \alpha$ ”时,选择部 17a 判定为检索应对群的心拍期间与基准心拍期间大体一致,而选择该检索对象群作为第 2 部分数据。另一方面,在“ dT ”大于等于“ α ”的情况下,选择部 17a 判定为探索应对群的心拍期间与基准心拍期间不一致,而不选择该检索对象群作为第 2 部分数据。

[0072] 通过进行相关的选择部 17a 的选择处理,使得操作者能够在不进行从包含多个心拍的数据中搜寻近似的心率的各数据的作业的情况下,就进行到接下来的解析处理。此外,选择部 17a 也可以选择与第 1 部分数据的收集期间大致相同的收集期间的超声波图像群作为第 2 部分数据。在这种情况下,例如,如果第 1 部分数据为连续 3 心拍,则选择部 17a 选择连续 3 心拍的超声波图像群作为第 2 部分数据。

[0073] 但是,即使第 1 部分数据与心率大体一致的第 2 部分数据被自动选择,部分数据彼此之间的“画质和观察位置”也有可能不同,差异信息有时与本来期待的结果不同。

[0074] 这种现象多发生在超声波诊断装置的摄影中。这是因为在超声波诊断装置中超声波探头 1 等的位置调整难以进行。具体而言,这是因为:根据不同的患者描绘心脏的超声波探头 1 的朝向和位置不同,或者根据患者的不同的身体姿势对患者造成痛苦,因此,在收集过程中多次进行超声波探头 1 的位置或患者的身体姿势的调整。

[0075] 因此,在第 1 实施方式中,在第 2 部分数据被选择之后,进行以下的处理。即,控制部 18 进行控制以将选择部 17a 选择作为第 2 部分数据的超声波图像群作为第 2 候补部分数据来显示在输出装置 2 的监视器上。然后,在操作者参照通过控制部 18 的控制被显示在监视器上的第 2 候补部分数据之后判断为该第 2 候补部分数据是第 1 部分数据的比较对象的情况下,选择部 17a 将该第 2 候补部分数据确定为第 2 部分数据。

[0076] 即,操作者参照监视器来判定第 2 候补部分数据的画质和观察位置是否与第 1 部分数据的画质和观察位置相同。例如,设为第 1 部分数据是为了检查被检体 P 的心脏而收集的图像群、并且第 1 部分数据是对被检体 P 的心脏中的心尖部四腔图像进行了拍摄的图像群。在这种情况下,在第 2 候补部分数据是为了检查被检体 P 的肝脏而收集的图像群的情况下,操作者根据摄影部位不同这一情况,判定为不采用第 2 候补部分数据作为第 2 部分数据。

[0077] 另外,在第 2 候补部分数据是对被检体 P 的心脏中的心尖部二腔图像和肋骨左缘长轴图像、肋骨左缘短轴图像等进行了拍摄的为了检查图像群肝脏而收集的图像群的情况下,操作者根据摄影剖面不同这一情况判定为不采用第 2 候补部分数据作为第 2 部分数据。另外,在第 2 候补部分数据是对被检体 P 的心脏中的心尖部四腔图像进行了拍摄的为了检查图像群肝脏而收集的图像群的情况下,操作者例如利用对比度值等判定为画质不同的情况下,也判定为不采用第 2 候补部分数据作为第 2 部分数据。

[0078] 另一方面,在第 2 候补部分数据的摄影部位、摄影剖面以及画质与第 1 部分数据

的摄影部位、摄影剖面以及画质相同的情况下,操作者例如按下输入装置 3 具有的“确定按钮”。由此,选择部 17a 将操作者判定为采用作为第 1 部分数据的比较对象的第 2 候补部分数据确定为第 2 部分数据。例如,在图像存储器 15 中,作为被确定为第 2 部分数据的超声波图像群的附带信息,选择部 17a 赋予表示是“第 2 部分数据”的标志。

[0079] 返回图 1,图像处理部 17 所具有的获取部 17b 使用第 1 部分数据和第 2 部分数据来获取部分数据之间的经时性的差异信息。具体而言,获取部 17b 基于第 1 部分数据和第 2 部分数据计算出将被检体 P 的关心区域中的心壁的运动信息定量化后的定量化信息,并获取基于各部分数据计算出的定量化信息之间的经时性的差异作为差异信息。然后,控制部 18 进行控制以使通过获取部 17b 获取的差异信息显示在输出装置 2 的监视器上。

[0080] 更具体而言,获取部 17b 通过基于斑点图样追踪被设定成各部分数据所描绘的心肌组织的追踪点,计算出将心壁在操作者所指定的关心区域中的运动信息定量化后的定量化信息。例如,获取部 17b 针对每个心位相计算各部分数据所描述出的心脏的内腔容积。

[0081] 或者,获取部 17b 针对每个心位相计算心肌组织的变形(心肌应变)、心肌组织的变形率(心肌应变率)、心肌组织的心肌组织的位移(心肌位移)、或者心肌组织的位移速度(心肌速度)。例如,获取部 17b 计算在心肌组织整体中针对每个心位相的内腔容积、心肌应变、心肌应变率、以及心肌速度。或者,获取部 17b 计算在局部区域的心肌组织(例如,心室等)中针对每个心位相的内腔容积、心肌应变、心肌应变率、以及心肌速度。在此,在第 1 部分数据和第 2 部分数据为多个心拍量的数据的情况下,获取部 17b 也能够计算针对每个心位相的内腔容积、心肌应变、心肌应变率、心肌速度等的值的平均值。

[0082] 或者,在第 1 部分数据和第 2 部分数据为多个心拍量的数据群的情况下,获取部 17b 计算心肌容积或者通过将心肌容积乘以平均的心肌密度值来计算心肌重量作为各心拍的心壁运动的定量化信息。另外,获取部 17b 通过使用体表面积将心肌重量标准化来计算 Mass — Index。

[0083] 然后,获取部 17b 计算第 1 部分数据中的心壁运动的定量化信息和第 2 部分数据中的心壁运动的定量化信息之间的差分值作为差分信息。或者,获取部 17b 以使操作者能够容易地比较第 1 部分数据和第 2 部分数据中的心壁运动的各定量化信息的方式生成表、曲线图、图像等作为差异信息。例如,获取部 17b 生成对第 1 部分数据和第 2 部分数据的针对每个心位相的内腔容积进行了绘图后的曲线图。

[0084] 或者,获取部 17b 基于预先设定的 LUT (Look Up Table :查阅表)将第 1 部分数据和第 2 部分数据的针对每个心位相的局部区域的心肌应变转换成彩色之后,例如,沿着时间序列生成多个映射到 Polar-map 的分布图像。

[0085] 然后,通过控制部 18 的控制,输出装置 2 的监视器显示获取部 17b 所获取的差异信息。

[0086] 接下来,使用图 6 和图 7 对第 1 实施方式涉及的超声波诊断装置的处理进行说明。图 6 是用于说明第 1 实施方式涉及的超声波诊断装置的选择处理的流程图。另外,图 7 是用于说明第 1 实施方式涉及的超声波诊断装置的解析处理的流程图。

[0087] 如图 6 所示,第 1 实施方式涉及的超声波诊断装置判定是否从第 1 数据群中选择了第 1 部分数据(步骤 S101)。即,控制部 18 判定操作者是否经由输入装置 3 选择了第 1 部分数据。在此,在第 1 部分数据没有被选择的情况下(步骤 S101 为否定),第 1 实施方式涉

及的超声波诊断装置处于待机状态。

[0088] 另一方面,在第 1 部分数据被选择的情况下(步骤 S101 为肯定),第 1 部分数据被选择这一情况经由控制部 18 被通知的选择部 17a 计算基准心拍期间(T) (步骤 S102)。然后,选择部 17a 判定第 2 数据群是否被选择(步骤 S103)。在此,在第 2 数据群没有被选择的情况下(步骤 S103 为否定),选择部 17a 处于待机状态。

[0089] 另一方面,在第 2 数据群被选择的情况下(步骤 S103 为肯定),选择部 17a 获取第 2 数据群中的检索对象群数“N” (步骤 S104)。即,选择部 17a 获取第 2 数据群是“N”心拍量的数据群。然后,选择部 17a 设定“ $i = 1$ ” (步骤 S105),并计算检索对象群“i”的心拍期间和基准心拍期间之间的差异的绝对值“ $dT(i)$ ” (步骤 S106)。

[0090] 然后,选择部 17a 判定“ $dT(i)$ ”是否小于预先设定的阈值“ α ” (步骤 S107)。在此,在“ $dT(i)$ ”小于阈值“ α ”的情况下(步骤 S107 为肯定),输出装置 2 的监视器通过控制部 18 的控制将检索对象群“i”显示作为第 2 候补部分数据(步骤 S108)。然后,选择部 17a 判定检索对象群“i”是否被操作者采用作为第 2 部分数据(步骤 S109)。

[0091] 在此,在检索对象群“i”被操作者采用的情况下(步骤 S109 为肯定),选择部 17a 将检索对象群“i”确定为第 2 部分数据(步骤 S110)。

[0092] 在此,在步骤 S110 的处理后或者“ $dT(i)$ ”为阈值“ α ”以上的情况下(步骤 S107 为否定),在检索对象群“i”没有被操作者采用的情况下(步骤 S109 为否定),选择部 17a 判定是否“ $i = N$ ” (步骤 S111)。在此,在“i”小于“N”的情况下(步骤 S111 为否定),选择部 17a 设定“ $i = i + 1$ ” (步骤 S112),返回到步骤 S106,计算下一检索对象群“i”的心拍期间和基准心拍期间之间的差异的绝对值“ $dT(i)$ ”。

[0093] 另一方面,在“ $i = N$ ”的情况下(步骤 S111 为肯定),第 1 实施方式涉及的超声波诊断装置使选择处理结束。

[0094] 然后,如图 7 所示,第 1 实施方式涉及的超声波诊断装置判定第 2 部分数据是否被确定(步骤 S201)。在此,在第 2 部分数据没有被确定的情况下(步骤 S201 为否定),第 1 实施方式涉及的超声波诊断装置处于待机状态。

[0095] 另一方面,在第 2 部分数据被确定的情况下(步骤 S201 为肯定),获取部 17b 分别基于第 1 部分数据和第 2 部分数据计算心壁运动的定量化信息(步骤 S202)。

[0096] 然后,获取部 17b 获取第 1 部分数据和第 2 部分数据的各自的心壁运动的定量化信息的经时性的差异信息(步骤 S203)。之后,通过控制部 18 的控制,输出装置 2 的监视器显示经时性的差异信息(步骤 S204),使处理结束。

[0097] 如上所述,在第 1 实施方式中,输入装置 3 从包含被检体 P 的多个心拍量的超声波图像群的第 1 数据群中接收操作者所选择的至少 1 心拍量的超声波图像群作为第 1 部分数据。然后,选择部 17a 将输入装置 3 所接收的第 1 部分数据的收集期间中的被检体 P 的心率设为基准心率。然后,选择部 17a 从第 2 数据群中选择具有相对于基准心拍期间在规定的范围内的心率的超声波图像群作为第 2 部分数据,第 2 数据群是不同于第 1 数据群的时期的被检体 P 的超声波图像群,第 2 部分数据是第 1 部分数据的比较对象。具体而言,在第 1 实施方式中,选择部 17a 将在不同于第 1 数据群的时期收集完了的被检体 P 的超声波图像群作为第 2 数据群来进行选择处理。另外,在本实施方式中,选择部 17a 通过比较基于基准心率计算出的基准心拍期间和基于选择对象的第 2 数据群的心率计算出的心拍期间来选

择第 2 部分数据。

[0098] 即,在第 1 实施方式中,能够从在不同于第 1 部分数据的时间获得的第 2 数据群中自动地选择与第 1 部分数据的心拍期间大体一致的心拍期间的第 2 部分数据。由此,操作者能够在不进行从包含多个心率的数据中搜寻近似的心率的各数据的作业的情况下,使用心率近似的各数据,进行到心脏功能的解析。因此,在第 1 实施方式中,能够容易地提高对不同时期的期间中的心脏功能的变化定量地进行解析时的可靠性。

[0099] 另外,在第 1 实施方式中,控制部 18 进行控制以将选择部 17a 选择作为第 2 部分数据的超声波图像群作为第 2 候补部分数据来显示在输出装置 2 的监视器上。然后,在操作者参照通过控制部 18 的控制被显示在监视器上的第 2 候补部分数据之后判断为该第 2 候补部分数据是第 1 部分数据的比较对象的情况下,选择部 17a 将该第 2 候补部分数据确定为第 2 部分数据。

[0100] 即,在第 1 实施方式中,操作者从第 2 候补部分数据中选择“画质和观察位置”与第 1 部分数据的画质和观察位置相同的超声波图像群,从而能够将操作者所选择的第 2 候补部分数据确定为第 2 部分数据。因此,在第 1 实施方式中,能够可靠地提高对不同时期的期间中的心脏功能变化定量地进行解析时的可靠性。

[0101] 另外,在第 1 实施方式中,获取部 17b 使用第 1 部分数据和第 2 部分数据来获取部分数据之间的经时性的差异信息。具体而言,获取部 17b 基于第 1 部分数据和第 2 部分数据计算出将被检体 P 的关心区域中的心壁的运动信息定量化后的定量化信息,并将基于各部分数据计算出的定量化信息之间的经时性的差异获取作为差异信息。然后,控制部 18 进行控制以使差异信息显示在输出装置 2 的监视器上。即,在第 1 实施方式中,能够在第 2 部分数据被选择的同一装置内执行不同的时期的期间中的心脏功能的变化的定量性解析处理以及解析结果的输出处理。

[0102] (第 2 实施方式)

[0103] 在第 2 实施方式中,使用图 8 等对自动执行第 2 部分数据的确定的情况进行说明。图 8 是用于说明第 2 实施方式涉及的图像处理部的图。

[0104] 如图 8 所示,第 2 实施方式涉及的图像处理部 17 与图 1 所示的第 1 实施方式涉及的图像处理部 17 的不同之处在于,还具有指定部 17c。以下,以指定部 17c 为中心进行说明。另外,在第 2 实施方式中,也与第 1 实施方式同样地,从收集完了的第 2 数据群中,通过选择部 17a 选择第 1 部分数据和心率大体一致的第 2 部分数据。此外,在第 2 实施方式中,选择部 17a 也可以选择与第 1 部分数据的收集期间大体相同的收集期间的超声波图像群作为第 2 部分数据。另外,在第 2 实施方式中,同样地,可以进行使用了心率的选择处理,也可以进行使用了心拍期间的选择处理。

[0105] 然后,指定部 17c 从第 2 部分数据中指定摄影部位和摄影剖面均与第 1 部分数据的摄影部位和摄影剖面相同的超声波图像群。然后,第 2 实施方式涉及的选择部 17a 将指定部 17c 所指定的超声波图像群确定为第 2 部分数据。图 9A 和图 9B 是用于说明指定部的图。

[0106] 例如,指定部 17c 参照检查对象部位,检查对象部位是赋予超声波图像的附带信息。然后,指定部 17c 如图 9A 所示,将被选择作为第 2 部分数据的超声波图像群中的、“检查对象部位:心脏”被赋予的超声波图像群指定作为摄影部位与第 1 部分数据的摄影部位

相同的超声波图像群。

[0107] 另外,指定部 17c 从摄影部位与第 1 部分数据的摄像部位相同的超声波图像群中指定摄影剖面与第 1 部分数据的摄像剖面相同的超声波图像群。具体而言,指定部 17c 通过在摄影部位与第 1 部分数据的摄像部位相同的超声波图像群中通过图像处理对各超声波图像的特征量进行解析,将特征量与第 1 部分数据的特征量大体一致的超声波图像群指定为摄影剖面与第 1 部分数据的摄影剖面相同的超声波图像群。例如,在第 1 部分数据为心尖部四腔图像的情况下,指定部 17c 如图 9B 所示,通过对摄影部位为心脏的各超声波图像进行阈值处理,来生成 2 值化图像。然后,指定部 17c 如图 9B 所示,通过对 2 值化图像进行解析,获取四个心腔作为特征量。然后,指定部 17c 如图 9B 所示,将四个心腔作为特征量而获取的超声波图像判定为描绘有右心房(RA)、右心室(RV)、左心房(LA)以及左心室(LV)的心尖部四腔图像。

[0108] 然后,第 2 实施方式涉及的获取部 17b 在指定部从第 2 部分数据中指定了摄影部位和摄影剖面与第 1 部分数据的摄影部位和摄影剖面相同的超声波图像群的情况下,将该超声波图像群设为差异信息的获取对象。

[0109] 接下来,使用图 10 对第 2 实施方式涉及的超声波诊断装置的处理进行说明。图 10 是用于说明第 2 实施方式涉及的超声波诊断装置的选择处理的流程图。另外,第 2 实施方式涉及的超声波诊断装置的解析处理由于与使用图 7 所说明的第 1 实施方式涉及的超声波诊断装置的解析处理相同,因此省略说明。

[0110] 如图 10 所示,第 2 实施方式涉及的超声波诊断装置判定是否从第 1 数据群中选择了第 1 部分数据(步骤 S201)。在此,在第 1 部分数据没有被选择的情况下(步骤 S201 为否定),第 2 实施方式涉及的超声波诊断装置处于待机状态。

[0111] 另一方面,在第 1 部分数据被选择的情况下(步骤 S201 为肯定),选择部 17a 计算基准心拍期间(T)(步骤 S202)。然后,选择部 17a 判定第 2 数据群是否被选择(步骤 S203)。在此,在第 2 数据群没有被选择的情况下(步骤 S203 为否定),选择部 17a 处于待机状态。

[0112] 另一方面,在第 2 部分数据被选择的情况下(步骤 S203 为肯定),选择部 17a 获取第 2 数据群中的检索对象群数“N”(步骤 S204)。然后,选择部 17a 设定“ $i = 1$ ”(步骤 S205),并计算检索对象群“i”的心拍期间和基准心拍期间之间的差异的绝对值“ $dT(i)$ ”(步骤 S206)。

[0113] 然后,选择部 17a 判定“ $dT(i)$ ”是否小于预先设定的阈值“ α ”(步骤 S207)。在此,在“ $dT(i)$ ”小于阈值“ α ”的情况下(步骤 S207 为肯定),输出装置 2 的监视器通过控制部 18 的控制将检索对象群“i”显示作为第 2 候补部分数据(步骤 S208)。然后,选择部 17a 判定指定部 17c 是否指定为检索对象群“i”的摄影部位和摄影剖面与第 1 部分数据的摄影部位和摄影剖面相同(步骤 S209)。

[0114] 在此,在通过指定部 17c 指定为检索对象群“i”的摄影部位以及摄影剖面与第 1 部分数据的摄影部位以及摄影剖面相同的情况下(步骤 S209 肯定),选择部 17a 将检索对象群“i”确定为第 2 部分数据(步骤 S210)。

[0115] 在此,在步骤 S210 的处理后或者“ $dT(i)$ ”为阈值“ α ”以上的情况下(步骤 S207 为否定),在检索对象群“i”没有被指定为摄影部位以及摄影剖面与第 1 部分数据的摄影部位以及摄影剖面相同的情况下(步骤 S209 为否定),选择部 17a 判定是否“ $i = N$ ”(步骤

S211)。在此,在“i”小于“N”的情况下(步骤 S211 为否定),选择部 17a 设定“ $i = i + 1$ ”(步骤 S212),返回到步骤 S206,计算下一检索对象群“i”的心拍期间和基准心拍期间之间的差异的绝对值“ $dT(i)$ ”。

[0116] 另一方面,在“ $i = N$ ”的情况下(步骤 S211 为肯定),第 2 实施方式涉及的超声波诊断装置使选择处理结束。另外,对于第 2 实施方式,也可以不进行步骤 S208 的显示处理。

[0117] 如上所述,在第 2 实施方式中,指定部 17c 从第 2 部分数据中指定摄影部位与第 1 部分数据的摄影部位相同的超声波图像群。另外,指定部 17c 从第 2 部分数据中指定摄影剖面与第 1 部分数据的摄影剖面相同的超声波图像群。然后,获取部 17b 在指定部 17c 从第 2 部分数据中指定了摄影部位和摄影剖面与第 1 部分数据的摄影部位和摄影剖面相同的超声波图像群的情况下,将该超声波图像群设为差异信息的获取对象。

[0118] 即,在第 2 实施方式中,对于在第 1 实施方式中操作者所进行的观察部位是否相同的判定,也能够自动地进行。因此,在第 2 实施方式中,能够进一步减轻对操作者产生的负担。

[0119] 另外,对于指定部 17c,也可以进行以下所说明的变形例。例如,指定部 17c 也可以基于赋予超声波图像的体位标志从第 2 部分数据中指定摄影部位与第 1 部分数据的摄影部位相同的超声波图像群。另外,指定部 17c 也可以从第 2 部分数据中指定摄影部位和摄影剖面与第 1 部分数据的摄影部位和摄影剖面相同的超声波图像群的同时,通过计算各超声波图像的对比度值等能评价画质的参数来从第 2 部分数据中指定具有与第 1 部分数据相同的画质的超声波图像。

[0120] 另外,由指定部 17c 进行的指定处理也可以将第 2 数据群作为对象进行。在指定部 17c 从第 2 数据群中指定了摄影部位和摄影剖面与第 1 部分数据的摄影部位和摄影剖面相同的超声波图像群的情况下,选择部 17a 将该超声波图像群设为第 2 部分数据的选择对象。

[0121] 另外,在第 2 实施方式中,也可以通过指定部 17c 从第 2 数据群或第 2 部分数据中指定摄影部位与第 1 部分数据的摄影部位相同的超声波图像群。在通过指定部 17c 从第 2 数据群中指定了摄影部位与第 1 部分数据的摄影部位相同的超声波图像群的情况下,选择部 17a 将该超声波图像群设为第 2 部分数据的选择对象。另外,在通过指定部 17c 从第 2 部分数据中指定了摄影部位与第 1 部分数据的摄影部位相同的超声波图像群的情况下,获取部 17b 将该超声波图像群设为差异信息的获取对象。

[0122] 另外,在第 2 实施方式中,也可以通过指定部 17c 从第 2 数据群中指定画质与第 1 部分数据的画质相同的超声波图像群,由此选择部 17a 将该超声波图像群设为第 2 部分数据的选择对象。

[0123] 通过上述的变形例,也能够进一步减轻对操作者产生的负担。

[0124] (第 3 实施方式)

[0125] 在第 1 实施方式和第 2 实施方式中,对第 2 部分数据的选择处理在超声波图像的收集后被执行的情况进行了说明。在第 3 实施方式中,对第 2 部分数据的选择处理在超声波图像的收集过程中被执行的情况进行说明。

[0126] 第 3 实施方式涉及的图像处理部 17 以与图 1 所示的第 1 实施方式涉及的图像处理部 17 同样的方式被构成,但选择部 17a 的处理与第 1 实施方式不同。以下,以选择部 17a

的处理为中心进行说明。

[0127] 首先,在第3实施方式中,也如在第1实施方式中所说明的那样,由选择部17a基于操作者所选择的第1部分数据来计算基准心拍期间(T)。另外,在第3实施方式中,也可以进行使用了心率的选择处理。

[0128] 并且,第3实施方式涉及的选择部17a将在与第1数据群不同的时期收集的超声波图像群设为第2数据群,并基于在第2数据群的收集过程中检测到的被检体P的心率的检测结果选择第2部分数据从而将其保存在图像存储器15中。另外,在第3实施方式中,选择部17a也可以选择与第1部分数据的收集期间大致相同的收集期间的超声波图像群作为第2部分数据。

[0129] 例如,在第3实施方式中,在图像收集之前,通过操作者进行超声波探头1的位置调整以使摄影部位以及摄影部位与第1部分数据的摄影部位以及摄影部位相同。另外,在第3实施方式中,通过操作者进行画质调整以使画质与第1部分数据的画质相同。

[0130] 在上述的调整被进行之后,例如,心尖部四腔图像的收集开始,并且第3实施方式涉及的选择部17a的处理开始。例如,操作者通过按下输入装置3所具有的保存数据收集模式用的开关,来使第3实施方式涉及的选择部17a的处理开始。首先,选择部17a每收集1心拍量的超声波图像群,就从由心电计4获取的心电图中检测该超声波图像群的收集期间中的心率。与第1实施方式同样地,选择部17a基于心拍期间(T')、基准心拍期间(T)、以及规定的阈值(α)来判定所收集的1心拍量的超声波图像群是否是第2部分数据。

[0131] 第3实施方式涉及的选择部17a将被选择作为第2部分数据的超声波图像群保存在图像存储器15中。图11是用于说明第3实施方式涉及的选择部的图。

[0132] 例如,选择部17a将被选择作为第2部分数据的超声波图像群保存到在图像存储器15内设定的第2部分数据存储区域15a(参照图11)中。

[0133] 然后,第3实施方式涉及的控制部18进行控制以使用于向所述操作者通报选择部17a有无向图像存储器15进行保存处理的信息从输出装置2的扬声器中输出。例如,控制部18在第2部分数据通过选择部17a而保存了的情况下,使输出装置2的扬声器输出警笛声。或者,控制部18在第2部分数据通过选择部17a而保存了的情况下,也可以使输出装置2的监视器显示“正在保存”的文字列。

[0134] 另外,第2数据的收集期间由操作者经由输入装置3设定。即,输入装置3接收第2数据群的收集期间,选择部17a在输入装置3所接收到的收集期间中执行第2部分数据的选择处理。另外,也可以是通过选择部17a计算收集期间的剩余时间,并通过控制部18使监视器显示选择部17a所计算出的剩余时间。

[0135] 但是,对于第2数据群的收集期间,例如,也可以在由操作者按下输入装置3所具有的“Freeze按钮(冻结按钮)”的时间点结束。

[0136] 在此,选择部17a在第2部分数据没有被选择的情况下,将具有与基准心率最接近的心率的超声波图像群作为第2部分数据保存在第2部分数据存储区域15a中。在本实施方式中,选择部17a在第2部分数据没有被选择的情况下,将具有与基准心拍期间最接近的心拍期间的超声波图像群作为第2部分数据保存在第2部分数据存储区域15a中。为了进行这样的处理,在第3实施方式中,例如,如图11所示,在图像存储器15内设定时有暂时保存数据存储区域15b。

[0137] 即,选择部 17a 在选择处理开始后,不直接废弃最初没有被选择作为第 2 部分数据的超声波图像群,而将该超声波图像群一次保存在暂时保存数据存储区域 15b 中。然后,选择部 17a 在出现了重新判定为不能选择的超声波图像群的情况下,计算该超声波图像群的心拍期间和基准心拍期间之间的差异的绝对值(dT_{new})、以及在暂时保存数据存储区域 15b 中保存完了的超声波图像群的心拍期间和基准心拍期间之间的差异的绝对值(dT_{old})。然后,在“ dT_{new} ”小于“ dT_{old} ”的情况下,将重新判定为不能选择的超声波图像群重写在暂时保存数据存储区域 15b 中。另一方面,在“ dT_{new} ”大于等于“ dT_{old} ”的情况下,废弃重新判定为不能选择的超声波图像群。

[0138] 选择部 17a 在收集期间执行上述的处理。然后,选择部 17a 在收集期间结束的时间点,在第 2 部分数据没有被保存在第 2 部分数据存储区域 15a 中的情况下,将保存在暂时保存数据存储区域 15b 中的暂时保存数据设为第 2 部分数据。然后,选择部 17a 将暂时保存数据转移到第 2 部分数据存储区域 15a 中。

[0139] 接下来,使用图 12 对第 3 实施方式涉及的超声波诊断装置的处理进行说明。图 12 是用于说明第 3 实施方式涉及的超声波诊断装置的选择处理的流程图。另外,第 3 实施方式涉及的超声波诊断装置的解析处理与使用图 7 说明的第 1 实施方式涉及的超声波诊断装置的解析处理相同,因此省略说明。

[0140] 如图 12 所示,第 3 实施方式涉及的超声波诊断装置判定是否从第 1 数据群中选择了第 1 部分数据(步骤 S301)。在此,在第 1 部分数据没有被选择的情况下(步骤 S301 为否定),第 3 实施方式涉及的超声波诊断装置处于待机状态。

[0141] 另一方面,在第 1 部分数据被选择的情况下(步骤 S301 为肯定),第 1 部分数据被选择这一情况经由控制部 18 被通知的选择部 17a 计算基准心拍期间(T) (步骤 S302)。然后,选择部 17a 判定是否在设定收集期间的同时接收到图像收集的开始请求(步骤 S303)。在此,在没有接收到图像收集的开始请求的情况下(步骤 S303 为否定),第 3 实施方式涉及的超声波诊断装置处于待机状态。

[0142] 另一方面,在图像收集的开始请求被接收的情况下(步骤 S303 为肯定),第 3 实施方式涉及的超声波诊断装置开始收集超声波图像(步骤 S304)。同时,选择部 17a 也开始从收集开始经过的经过时间的测量。

[0143] 然后,选择部 17a 例如通过检测心电图的 R 波来判定 1 心拍量的超声波图像是否被收集(步骤 S305)。在此,在 1 心拍量的超声波图像没有被收集的情况下(步骤 S305 为否定),选择部 17a 进行等待直到 1 心拍量的超声波图像被收集。

[0144] 另一方面,在 1 心拍量的超声波图像被收集的情况下(步骤 S305 为肯定),选择部 17a 计算所收集到的超声波图像群的心拍期间和基准心拍期间之间的差异的绝对值“ dT ”(步骤 S306)。然后,选择部 17a 判定“ dT ”是否小于阈值“ α ”(步骤 S307)。

[0145] 在此,在“ dT ”小于阈值“ α ”的情况下(步骤 S307 为肯定),将所收集到的超声波图像群作为第 2 部分数据保存在第 2 部分数据存储区域 15a 中(步骤 S308)。然后,通过控制部 18 的控制,输出装置 2 的扬声器输出警报声(步骤 S309)。

[0146] 另一方面,在“ dT ”大于等于阈值“ α ”的情况下(步骤 S307 为否定),选择部 17a 判定暂时保存数据是否被保存在暂时保存数据存储区域 15b 中(步骤 S310)。在此,在暂时保存数据没有被保存在暂时保存数据存储区域 15b 中的情况下(步骤 S310 为否定),选择

部 17a 将所收集到的超声波图像群作为暂时保存数据保存在暂时保存数据存储区域 15b 中 (步骤 S311)。

[0147] 另一方面,在暂时保存数据被保存在暂时保存数据存储区域 15b 中的情况下(步骤 S310 为肯定),选择部 17a 判定所收集到的超声波图像群的心拍期间和基准心拍期间之间的差异的绝对值“ dT_{new} ”是否小于保存完了的暂时保存数据的心拍期间和基准心拍期间之间的差异的绝对值“ dT_{old} ”(步骤 S312)。

[0148] 在此,在“ dT_{new} ”小于“ dT_{old} ”的情况下(步骤 S312 为肯定),选择部 17a 将所收集到的超声波图像群作为暂时保存数据重写到暂时保存数据存储区域 15b 中(步骤 S313)。

[0149] 然后,在步骤 S309 的处理后、或者在步骤 S311 的处理后、或者在步骤 S313 的处理后、或者在“ dT_{new} ”大于等于“ dT_{old} ”的情况下(步骤 S312 为否定),选择部 17a 判定是否经过了收集期间(步骤 S314)。在此,在没有经过收集期间的情况下(步骤 S314 为否定),选择部 17a 返回到步骤 S305,重新判定 1 心拍量的超声波图像群是否被收集。

[0150] 另一方面,在经过了收集期间的情况下(步骤 S314 为肯定),选择部 17a 判定在第 2 部分数据存储区域 15a 中是否保存有一个以上的第 2 部分数据(步骤 S315)。在此,当在第 2 部分数据存储区域 15a 中没有被保存第 2 部分数据的情况下(步骤 S315 为否定),选择部 17a 将暂时保存数据作为第 2 部分数据保存在第 2 部分数据存储区域 15a 中(步骤 S316),而使处理结束。

[0151] 另一方面,当在第 2 部分数据存储区域 15a 保存有一个以上的第 2 部分数据的情况下(步骤 S315 为肯定),选择部 17a 使处理结束。

[0152] 如上所述,在第 3 实施方式中,选择部 17a 将在与第 1 数据群不同的时期收集的超声波图像群设为第 2 数据群,并基于在第 2 数据群的收集过程中检测到的被检体 P 的心率的检测结果来选择第 2 部分数据而将其保存在图像存储器 15 的第 2 部分数据存储区域 15a 中。

[0153] 即,在第 3 实施方式中,在操作者以使摄影部位、摄影部位以及画质与第 1 部分数据的摄影部位、摄影部位以及画质相同的方式进行了调整之后,图像收集被执行,并且由选择部 17a 进行的选择处理在图像收集过程中被实时地执行。因此,在第 3 实施方式中,能够自动地选择心率大体一致且观察部位和画质相同的第 2 部分数据,并且能够容易地提高对同时期的期间中的心脏功能的变化定量地进行解析时的可靠性。

[0154] 另外,在第 3 实施方式中,控制部 18 进行控制以使用于向操作者通报选择部 17a 有无向第 2 部分数据存储区域 15a 进行保存处理的信息从输出装置 2 中输出。因此,在第 3 实施方式中,操作者能够容易地识别第 2 部分数据是否被实时地收集。

[0155] 另外,在第 3 实施方式中,输入装置 3 接收第 2 数据群的收集期间,选择部 17a 在输入装置 3 所接收到的收集期间中执行第 2 部分数据的选择处理。因此,在第 3 实施方式中,操作者能够任意地指定选择部 17a 的执行期间。

[0156] 另外,在第 3 实施方式中,选择部 17a 在第 2 部分数据没有被选择的情况下,将具有与基准心率(基准心拍期间)最接近的心率(心拍期间)的超声波图像群作为第 2 部分数据保存在第 2 部分数据存储区域 15a 中。即,在第 3 实施方式中,不仅执行第 2 部分数据的选择处理,而且还执行暂时保存数据的选择处理。因此,在第 3 实施方式中,能够确保用于对心脏功能的变化定量地进行解析的数据群。

[0157] 另外,对于上述的第1~第3实施方式,也可以进行以下所说明的变形例。即,控制部18也可以进行控制以使属于第1部分数据的超声波图像的至少一个以及属于第2部分数据的超声波图像的至少一个显示在输出装置2的监视器上。例如,控制部18使与第1部分数据的R波相对应的超声波图像以及与第2部分数据的R波相对应的超声波图像并排地显示出来。或者,例如,控制部18在使第1部分数据的心相和第2部分数据的心相匹配之后,进行动画显示。

[0158] 另外,控制部18也可以进行控制以使不仅差异信息被显示在监视器上而且基于第1部分数据求出的指标值和基于第2部分数据求出的指标值也被显示在监视器上。例如,控制部18也可以进行控制以使作为差异信息的计算依据的第1部分数据的指标值和第2部分数据的指标值被显示。

[0159] 另外,第1部分数据例如也可以使用操作者所指定的基准心率和撮像部位、撮像剖面等信息由上述的选择部17a和指定部17c从第1数据群中选择。

[0160] 另外,选择部17a也可以进行图13A、图13B以及图13C所示的选择处理。图13A、图13B以及图13C是用于说明选择处理的变形例的图。构成第2部分数据的选择对象的数据群如上所述是与第1部分数据不同的时期的被检体P的超声波图像群。因此,选择部17a也可以如图13A所示,从第1数据群中选择心率与从第1数据群中选择出的第1部分数据的心率大体一致的第2部分数据。

[0161] 另外,选择部17a在多个第1部分数据从第1数据群中被选择出的情况下,也可以从第2数据群中选择与多个第1部分数据分别相对应的第2部分数据。例如,如图13B所示,第1部分数据A和第2部分数据B从第1数据群中被选择出。在这种情况下,选择部17a如图13B所示,从第2数据群中选择心率与第1部分数据A的心率大体一致的第2部分数据A,并选择心率与第1部分数据B的心率大体一致的第2部分数据B。

[0162] 另外,选择部17a也可以在从第2数据群中选择了心率与从第1数据群中选择出的第1部分数据的心率大体一致的第2部分数据之后,再次从第1数据群中选择心率与第2部分数据的心率大体一致的部分数据。例如,选择部17a如图13C所示,从第2数据群中选择与第1部分数据A相对应的第2部分数据A。

[0163] 但是,构成与第2部分数据A的心率接近的心率的部分数据除存在于第1部分数据A以外,还有可能存在于第1数据群中。在使用差异信息进行解析的情况下,期望在心率较接近的部分数据之间进行比较。因此,选择部17a将第2部分数据A设为第1部分数据,将第1数据群作为第2数据群进行第2部分数据的选择处理。由此,选择部17a例如像图13C所示的那样,从第1数据群中选择与第1部分数据A相比更接近第2部分数据A的心率的第1部分数据B。

[0164] 另外,在上述的第1~第3实施方式和变形例中,对在超声波诊断装置中进行第1和第2部分数据的选择处理、指标值或差异信息的获取处理以及显示处理的情况进行了说明。但是,对于上述的第1~第3实施方式,也可以在超声波诊断装置中进行第1和第2部分数据群的选择处理,在超声波诊断装置以外的工作站等中执行获取处理以及显示处理。

[0165] 另外,由上述的第1~第3实施方式以及变形例涉及的超声波诊断装置进行的图像群的选择处理也可以通过与超声波诊断装置独立设置的图像处理装置被执行。具体而言,具有图1所示的输入装置3、图像处理部17以及控制部18的显示控制功能的图像处理

装置也可以接收从超声波诊断装置、或者 PACS 的数据库、电子病历系统的数据库中接收到的数据群来进行上述的图像群选择处理。

[0166] 另外,构成上述的图像处理装置所执行的图像群选择处理的对象的医用图像可以是超声波图像,也可以是通过 X 线 CT 装置拍摄到的 X 线 CT 图像、通过 X 线诊断装置拍摄到的 X 线图像、通过 MRI 装置拍摄到的 MRI 图像。

[0167] 另外,图示的各装置的各构成要素是功能概念性的构成要素,不必在物理上一定如图所示地被构成。即,各装置的分散和统合的具体方式不限于图示的方式,各装置的全部或一部分可以根据各种负荷或使用状况等以任意的单位在功能上或者物理上分散和统合地构成。另外,对于使用各装置进行的各处理功能,各处理功能的全部或任意的一部分使用 CPU 以及用该 CPU 执行解析的图像处理程序来实现,或者可被实现为基于线逻辑的硬件。

[0168] 另外,上述所说明的图像处理方法可通过使用个人计算机、工作站等计算机执行预先准备的图像处理程序来实现。该图像处理程序可经由互联网等网络分配。另外,该图像处理程序可被记录在硬盘、软盘(FD)、CD-ROM、MO、DVD 等计算机能够读取的记录介质中,并还可通过计算机从记录介质中读出来执行。

[0169] 以上,如所说明的,根据第 1 实施方式至第 3 实施方式以及变形例,能够容易地提高对不同的时期的期间的心脏功能的变化定量地进行解析时的可靠性。

[0170] 虽然说明了本发明的几个实施方式,但这些实施方式是作为例子而提示的,并不意图限定本发明的范围。这些实施方式能够以其他的各种形态进行实施,在不脱离发明的要旨的范围内,能够进行各种的省略、置换、变更。这些实施方式或其变形与包含于发明的范围或要旨中一样,包含于权利要求书记载的发明及其均等的范围中。

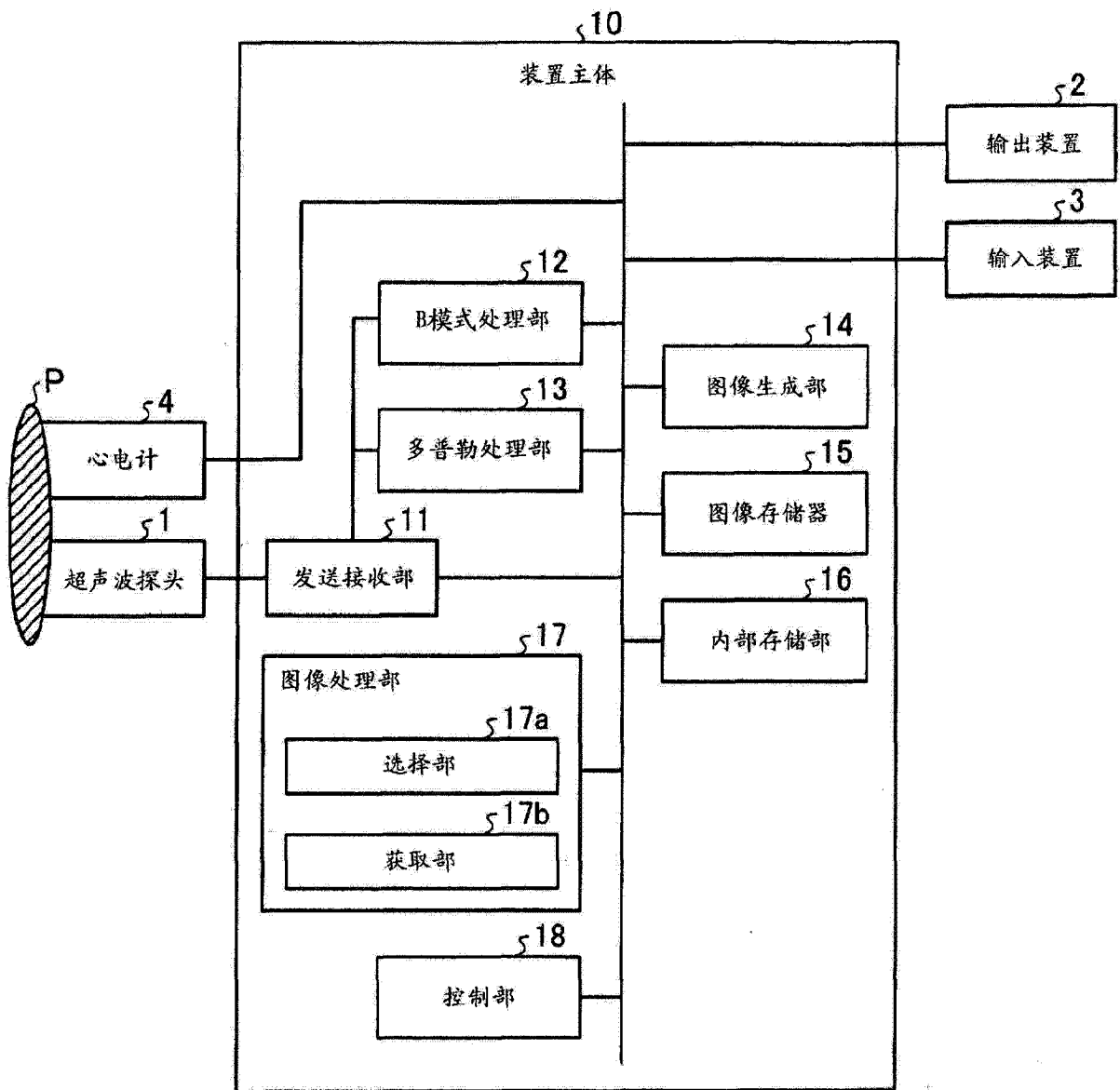


图 1

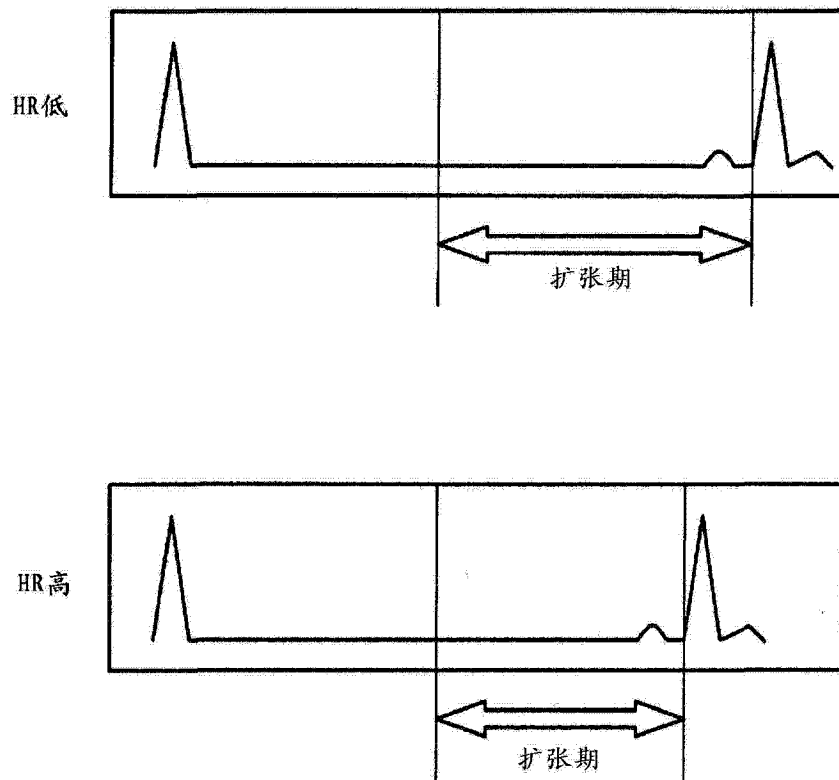


图 2

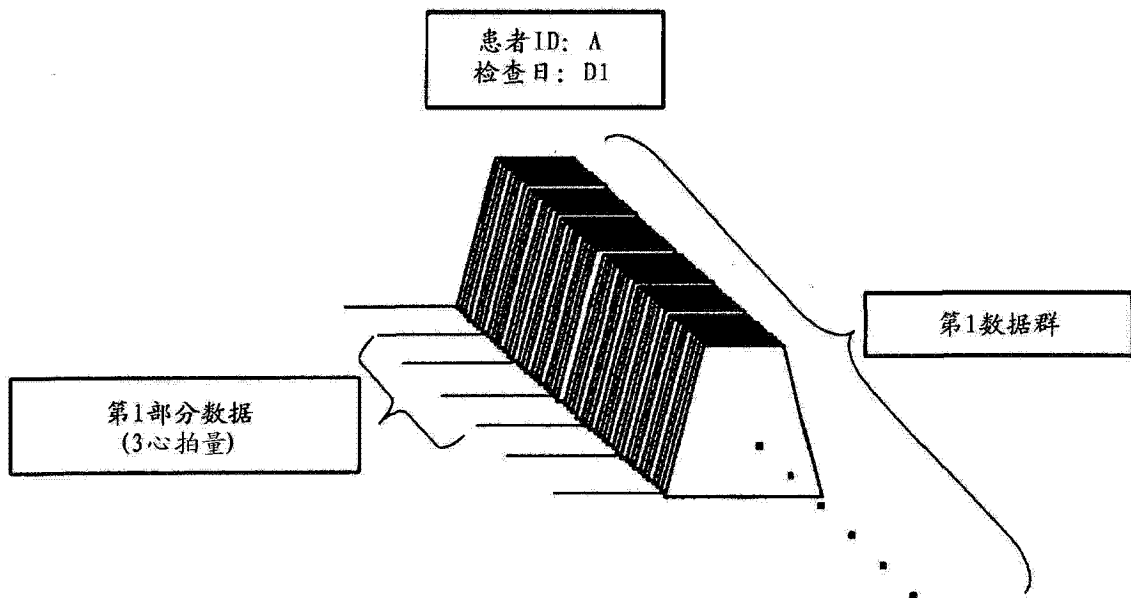


图 3

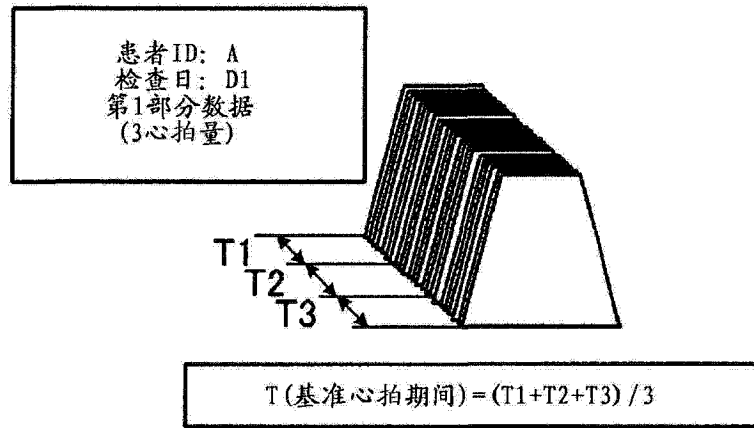


图 4

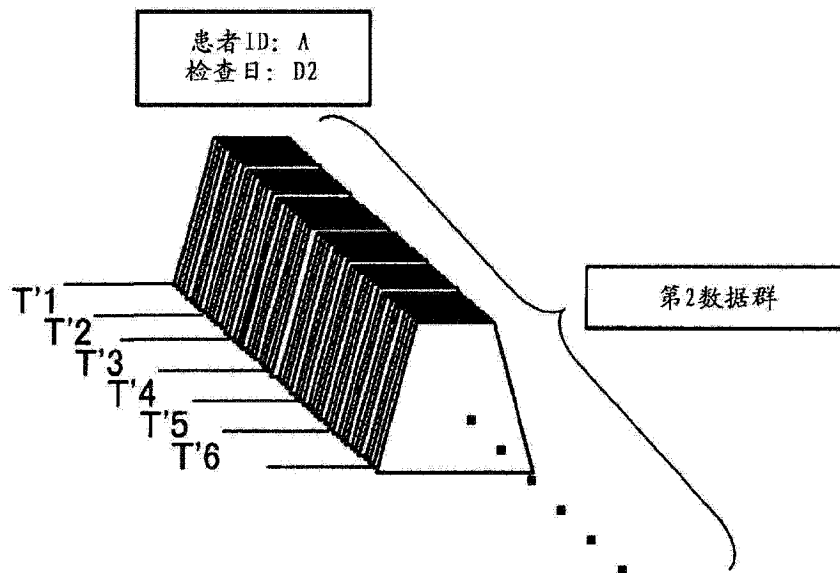


图 5A

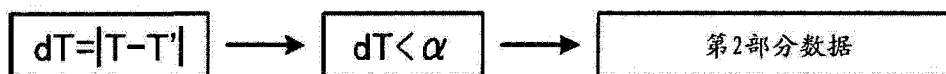


图 5B

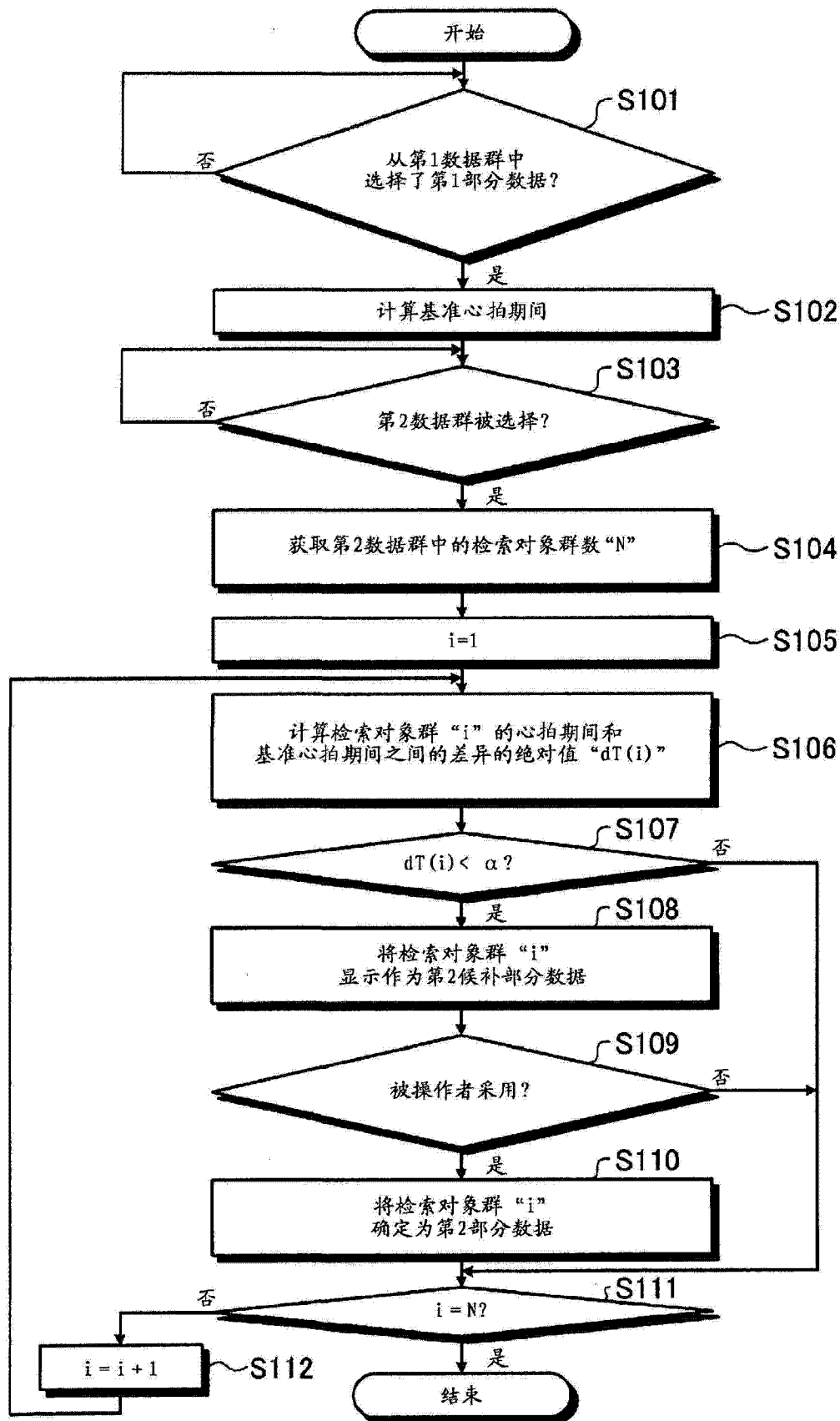


图 6

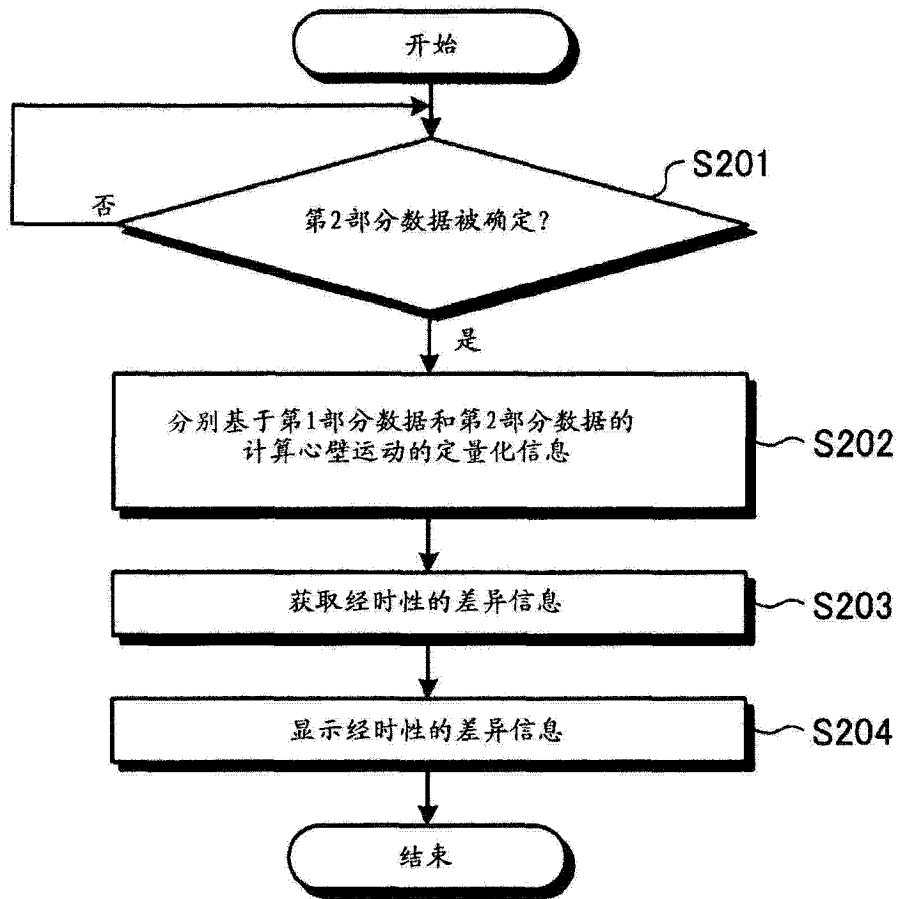


图 7

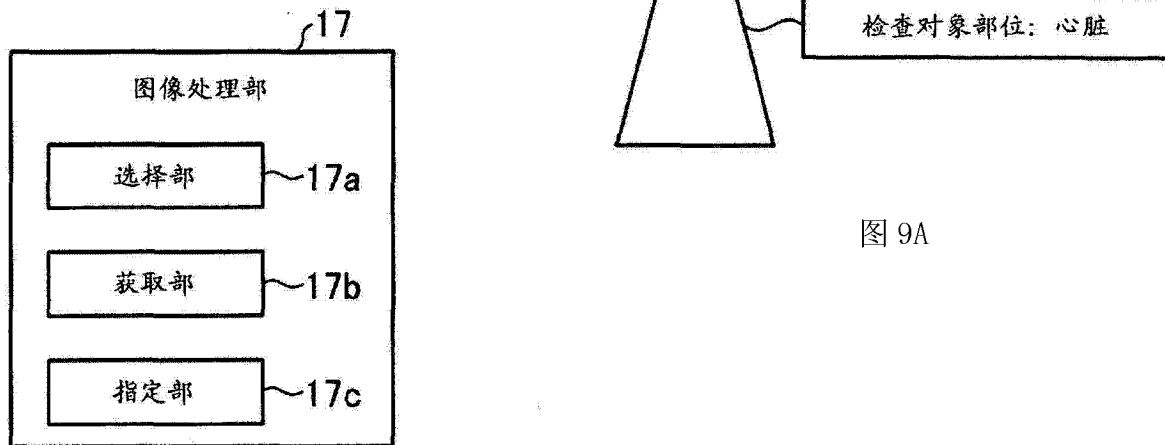


图 9A

图 8

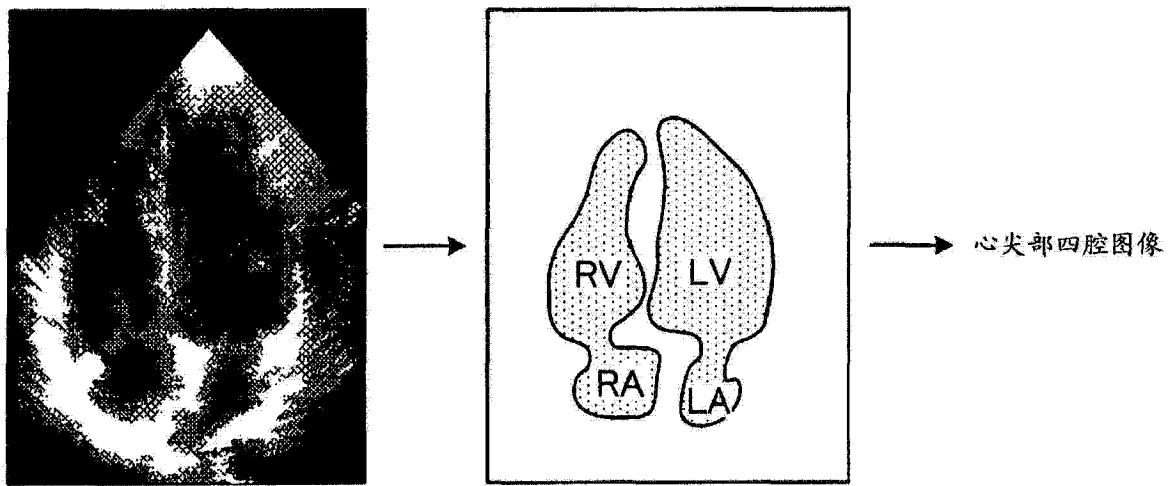


图 9B

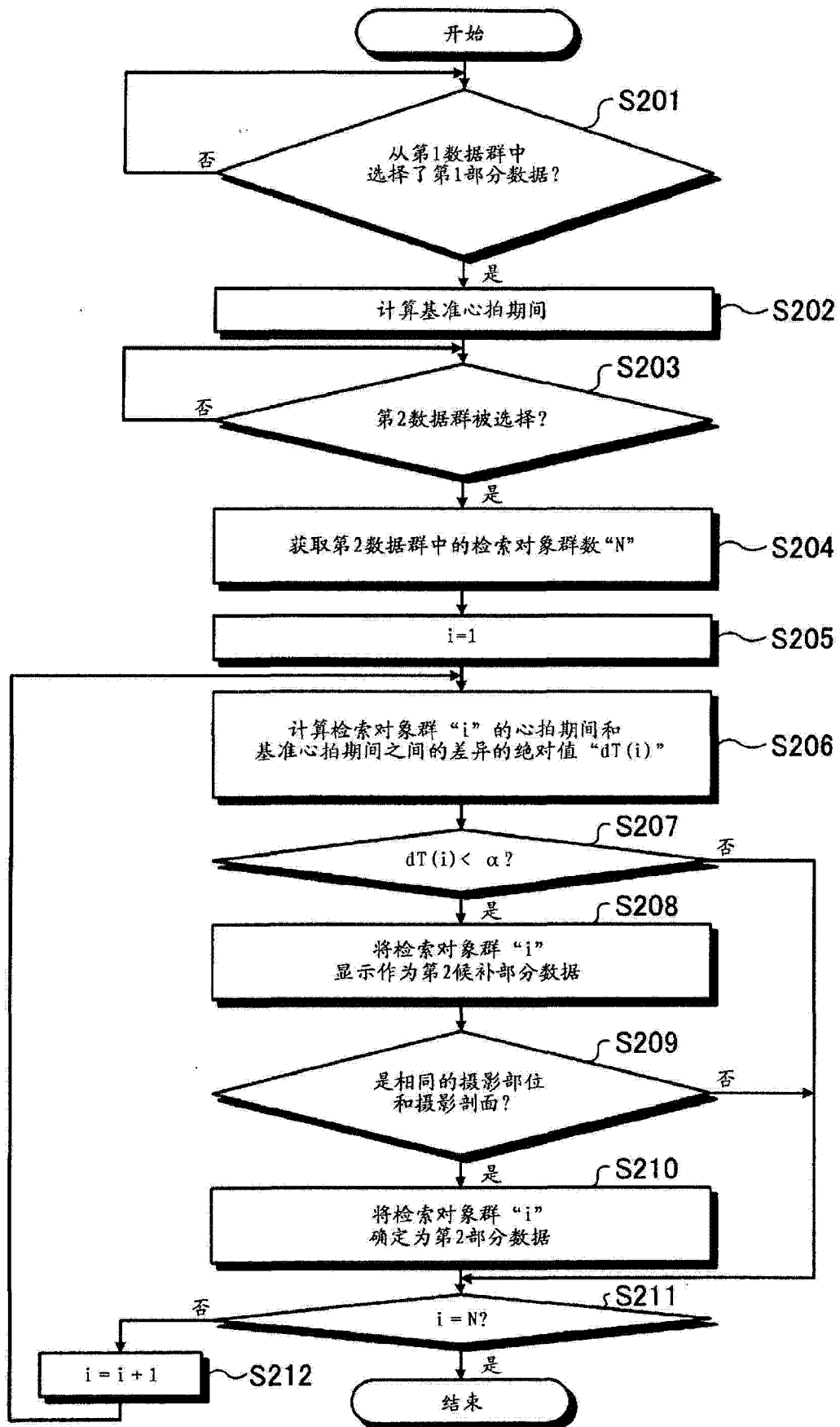


图 10

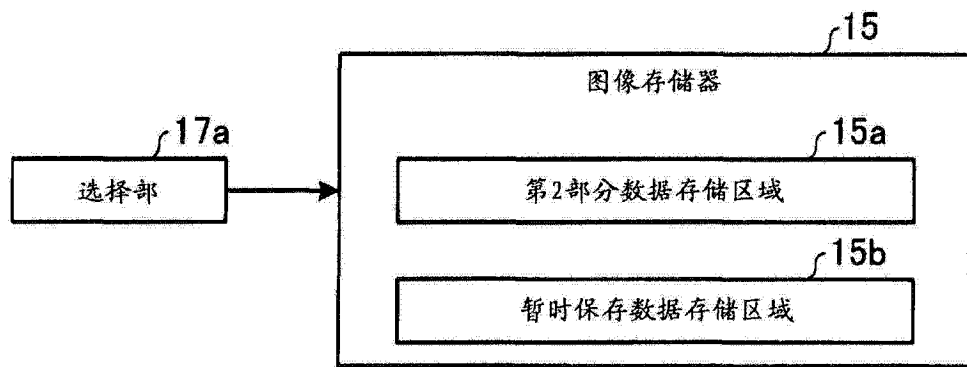


图 11

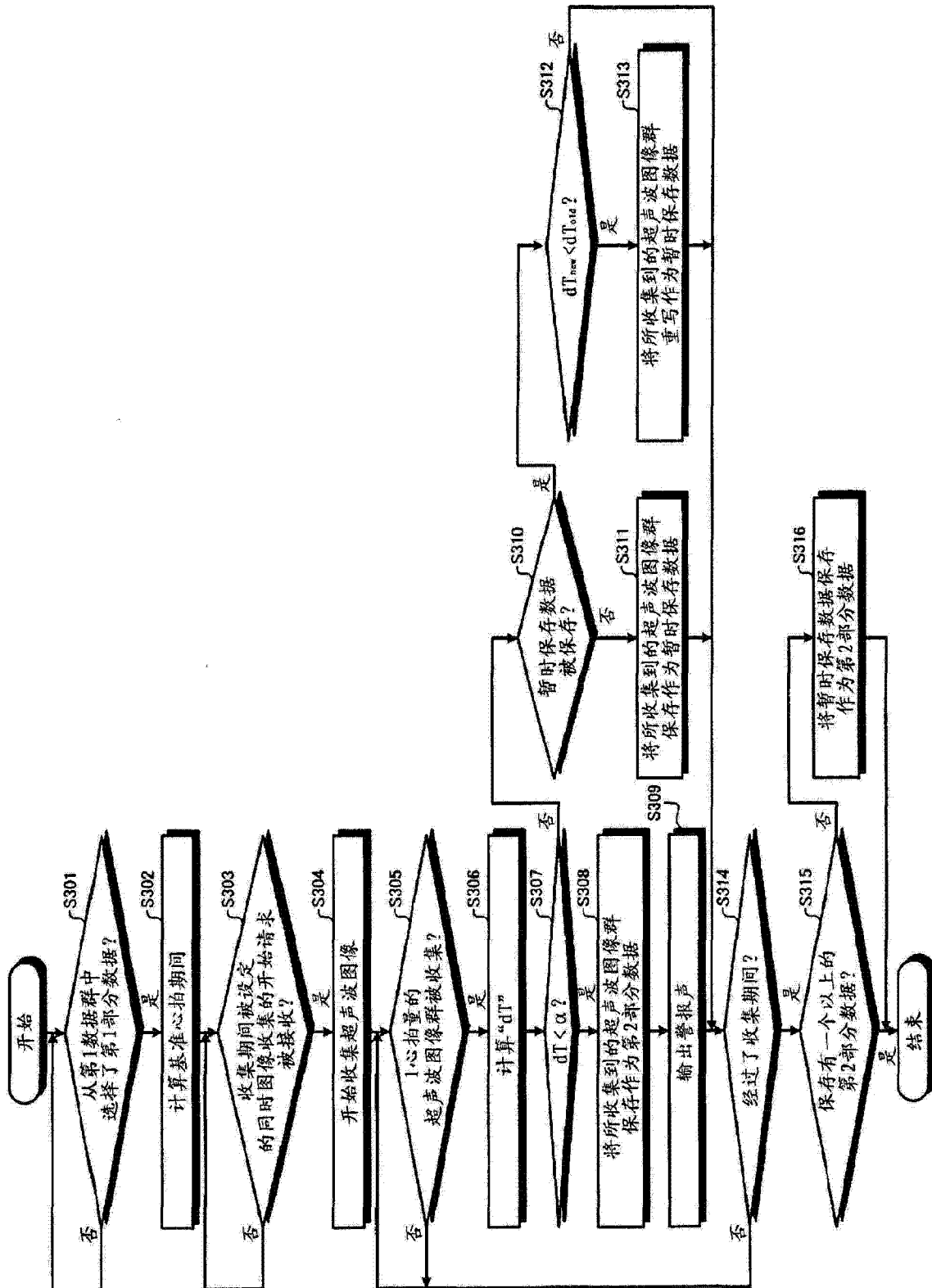


图 12

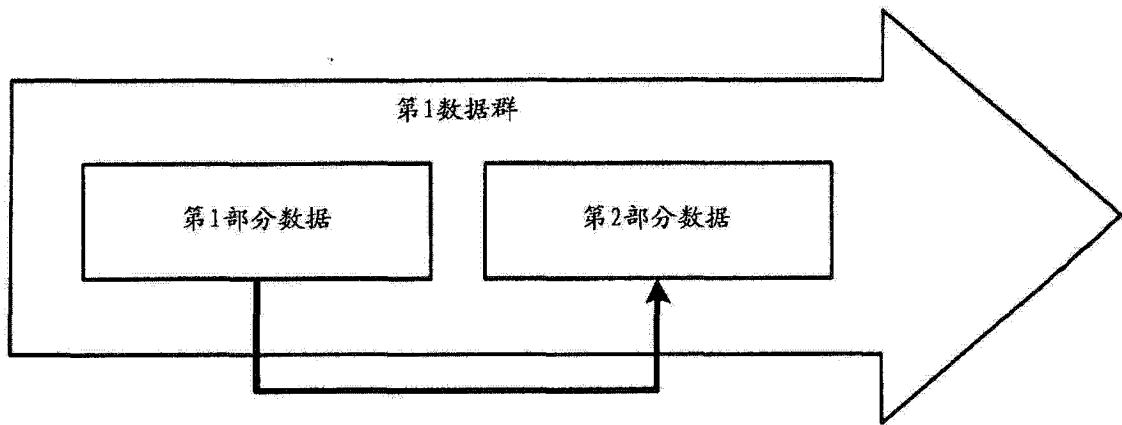


图 13A

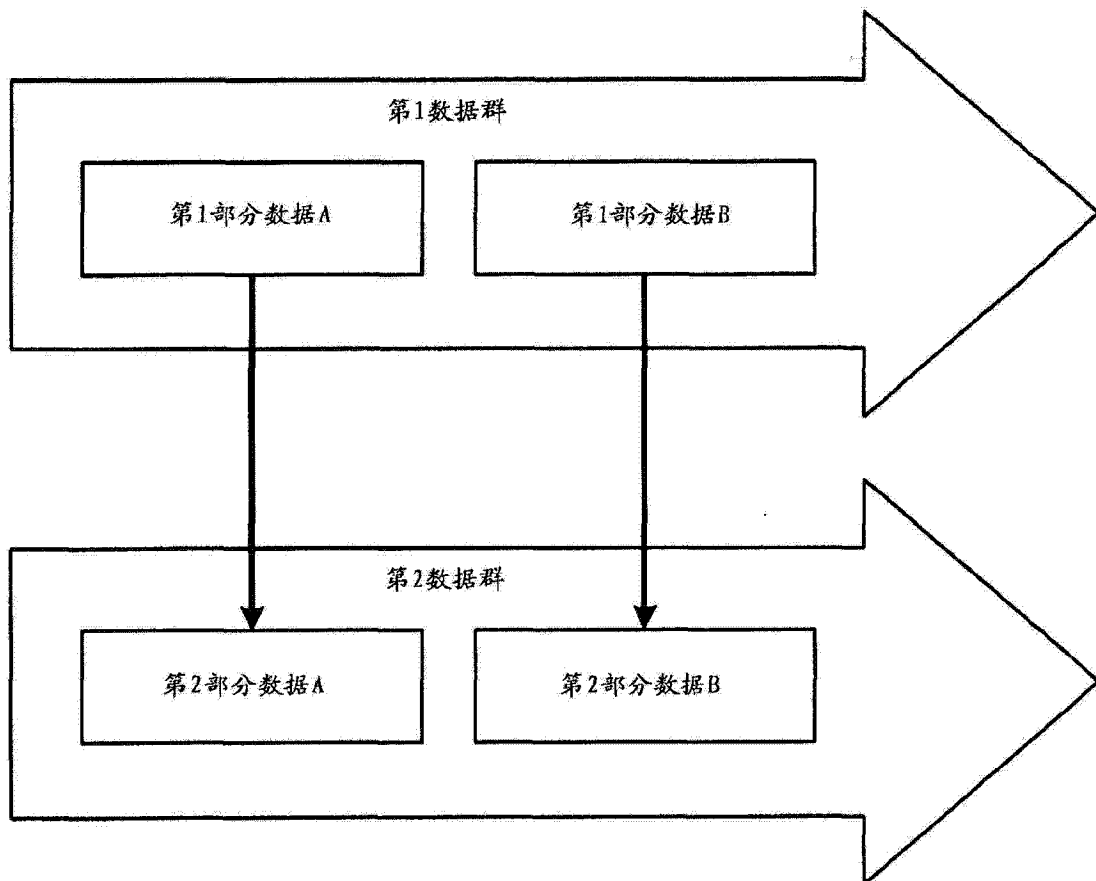


图 13B

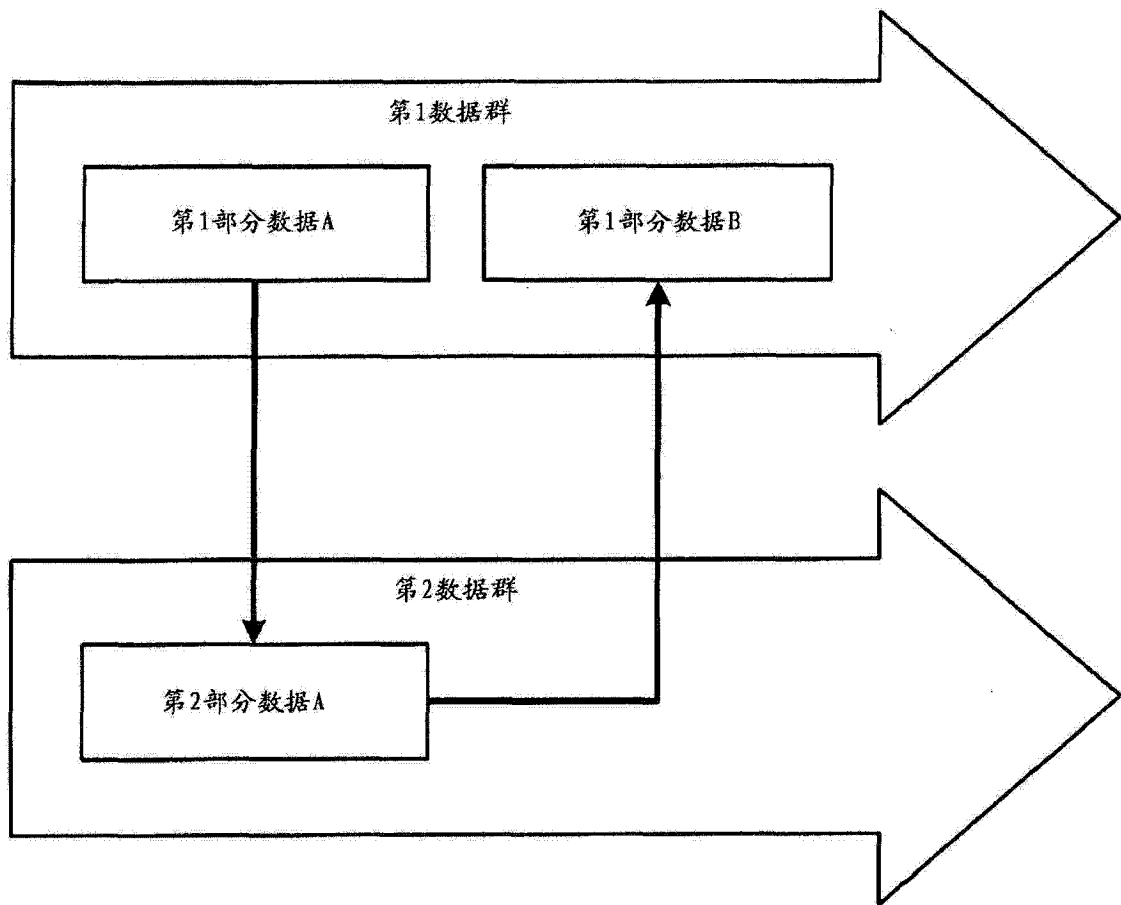


图 13C

专利名称(译)	超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法		
公开(公告)号	CN103153197A	公开(公告)日	2013-06-12
申请号	CN201180045836.8	申请日	2011-12-09
[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)	东芝医疗系统株式会社		
[标]发明人	秋山充男 阿部康彦		
发明人	秋山充男 阿部康彦		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/02 A61B5/0456 A61B5/7285 A61B8/0883 A61B8/5284 A61B8/543		
优先权	2010277186 2010-12-13 JP		
其他公开文献	CN103153197B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明的实施方式的超声波诊断装置包括输入部(3)和选择部(17a)。输入部(3)从被检体P的多个心拍量的超声波图像群中接收至少1心拍量的超声波图像群作为第1部分数据。选择部(17a)将第1部分数据的收集期间的被检体P的心率设为基准心率，并从不同于第1部分数据的时期的被检体P的超声波图像群中选择具有相对于基准心率在规定的范围内的心率的超声波图像群作为第2部分数据。

