



(10) 授权公告号 CN 1757380 B

(21) 申请号 200510096689.3

(22) 申请日 2005.08.31

(30) 优先权数据

2004-252669 2004. 08. 31 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 小林丰 内堀孝信 永井岳年

佐藤 滉一

(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 8/00 (2006.01)

A61B 8/13 (2006.01)

G01N 29/06 (2006.01)

(56) 对比文件

CN 1448113 A, 2003. 10. 15, 说明书第 6 页第 1 行至说明书第 7 页第 19 行, 第 8 页第 6 行至第

11 行, 第 9 页第 18 行至第 10 页第 16 行, 第 16 页第 1 行至第 5 行, 第 17 页第 1 行至第 18 页第 5 行、附图 2, 4, 5, 6, 7, 13, 18, 19.

CN 1106825 C, 2003. 04. 30, 全文.

JP 特开平 9-56717 A, 1997. 03. 04, 全文.

CN 1105457 C, 2003. 04. 09, 说明书第 4 页第 1 行至第 16 行、附图 1, 2.

张占军, 韩承德, 杨学良. 多媒体通信同步技术的研究. 计算机工程与应用 10, 2000, (10), 27-29.

审查员 黄曦

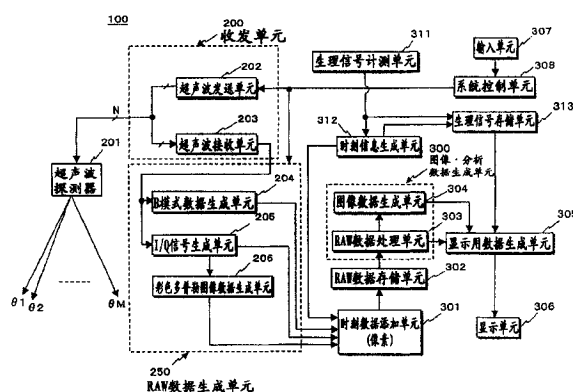
权利要求书 1 页 说明书 14 页 附图 9 页

(54) 发明名称

超声波成像装置和超声波成像方法

(57) 摘要

本发明提供高精度地进行图像数据或分析数据与生理信号的同步的超声波成像装置以及超声波成像方法,特征是包括:具有用于对被检查体进行超声波发送接收的超声波振子的超声波探测器、驱动上述超声波振子来对上述被检查体的多个方向进行超声波扫描的收发单元、根据由该收发单元得到的接收信号生成接收数据的接收数据生成单元、生成与超声波的发送或接收有关的时刻信息的时刻信息生成单元、在上述接收数据的一部分像素数据中附加上述时刻信息的时刻信息添加单元。



1. 一种超声波成像装置,其特征在于包括:
超声波探测器,具有用于对被检查体进行超声波收发的超声波振子;
收发单元,驱动上述超声波振子来对上述被检查体的多个方向进行超声波扫描;
RAW 数据生成单元,基于由该收发单元得到的接收信号,来生成 RAW 数据即未处理数据;
生理信号收集单元,收集上述被检查体的生理信号;
生理数据添加单元,在上述 RAW 数据中附加与上述生理信号相对应的生理数据;和
缓冲存储器,通过暂时存储大于一定时间的 RAW 数据,来对齐 RAW 数据的收集时刻和上述生理数据的收集时刻。
2. 根据权利要求 1 所述的超声波成像装置,其特征在于,
上述生理信号收集单元从上述被检查体收集 ECG 信号。
3. 一种超声波成像装置,其特征在于包括:
超声波探测器,具有用于对被检查体进行超声波收发的超声波振子;
收发单元,驱动上述超声波振子来对上述被检查体的多个方向进行超声波收发;
接收数据生成单元,根据由该收发单元得到的接收信号来生成接收数据;
生理信号收集单元,收集上述被检查体的生理信号;
生理数据添加单元,在上述接收数据中附加与生理信号相对应的生理数据;和
缓冲存储器,暂时存储大于一定时间的上述接收数据,
当与上述接收数据同一时刻收集的生理信号比上述接收数据延迟第二时间到达上述生理数据添加单元时,上述生理数据添加单元将与到达上述生理数据添加单元的上述生理信号相对应的生理数据,附加到保存在上述缓冲存储器中的、比最新接收数据写入地址过去了第二时间与第一时间之比值的地址中的接收数据中,
其中,上述第一时间是相当于写入到上述缓冲存储器的一个地址中的时间。
4. 根据权利要求 3 所述的超声波成像装置,其特征在于还包括:
图像 / 分析数据生成单元,根据上述接收数据来生成图像数据和分析数据中的至少任意一方。
5. 根据权利要求 3 所述的超声波成像装置,其特征在于,
上述接收数据生成单元根据上述接收信号来生成 B 模式用的接收数据。
6. 根据权利要求 3 所述的超声波成像装置,其特征在于,
上述接收数据生成单元根据上述接收信号来生成彩色多普勒用的接收数据。
7. 根据权利要求 3 所述的超声波成像装置,其特征在于,
上述接收数据生成单元根据上述接收信号来生成多普勒频谱用的接收数据。

超声波成像装置和超声波成像方法

技术领域

[0001] 本发明涉及超声波成像装置以及超声波成像方法。

[0002] 背景技术

[0003] 超声波成像装置例如向被检查体内放射从内藏于超声波探测器内部的超声波振子发生的超声波,由上述超声波振子接收根据被检查体组织的音响阻抗的差异产生的反射信号,在监视器上显示。该成像方法由于通过只是使超声波探测器接触体表的简单操作就能够容易地得到实时的二维图像数据,因此广泛使用在心脏等脏器的功能诊断或形态诊断中。

[0004] 根据被检查体的组织或血球的反射波得到生理信息的超声波成像方法随着超声波脉冲反射法和超声波多普勒法的两大技术开发取得迅速的进步,使用上述技术得到的 B 模式图像数据和彩色多普勒图像数据在当今的超声波成像中成为重要的数据。

[0005] 在超声波成像方法中,以往进行与心电波形(以下,称为 ECG 信号。)等生理信号同步,显示根据超声波对被检查体的发送接收得到的上述图像数据的方法,特别是,在以心脏为代表的循环系统的诊断中,同时显示以把握图像数据的时相为目的的生理信号日益成为重要的方法。

[0006] 然而,例如,在同时显示 B 模式图像数据或彩色多普勒图像数据与 ECG 信号的情况下,相对大致同时进行来自被检查体的数据收集和显示的 ECG 信号,由于 B 模式图像数据或彩色多普勒图像数据为了生成二维图像数据需要某种程度的处理时间,因此难以同步显示。

[0007] 对这样的问题点,例如,在特开平 3-90141 号公报中,公开了使 ECG 信号延迟在上述图像数据的生成所需要的时间获得同步的方法。

[0008] 另一方面,作为与从通过网络连接的多个医疗设备得到的医疗信息的时相配合的方法,在特开平 11-7428 号公报中,公开了根据连接在网络上的标准时钟装置的时刻信息修正各个医疗设备内部安装的内部时钟的方法。

[0009] 然而,在上述的特开平 3-90141 号公报记载的方法中,由于采用推定在图像数据的生成所需要的大致时间,使 ECG 信号延迟该时间部分的方法,因此不能够得到充分的同步精度。进而,该方法由于是根据规定的顺序生成的图像数据修正对 ECG 信号的延迟时间的方法,因此前提是大致实时生成以及显示图像数据以及 ECG 信号的每一个。同样,在特开平 11-7428 号公报记载的方法中,也对已经生成的图像数据等医疗信息进行同步修正。

[0010] 然而,在超声波成像装置中,近年来正在普及把在图像数据的生成中使用的扫描方向单位的超声波数据(以下,称为 RAW 数据。)暂时保存在装置内的存储电路中,日后对该 RAW 数据进行各种信号处理,生成所希望的图像数据或分析数据的方法。如果依据该方法,则由于即使被检查者不在现场也能够进行对 RAW 数据的信号处理,因此能够不受时间的制约。

[0011] 以下示出这样使用了 RAW 数据的以往例子。图 1 是表示以往例中的超声波成像装置的整体结构的框图,图 2 模式地表示保存在 RAW 数据存储单元 1302 中的 RAW 数据的结构,

图 3 是使用了该超声波成像装置的流程。

[0012] 图 1 所示的超声波成像装置 1100 具备对被检查体进行超声波的发送接收的超声波探测器 1201、对超声波探测器 1201 进行驱动信号接收和反射信号发送的收发单元 1200、把由该收发单元 1200 得到的接收信号进行信号处理,生成 B 模式用 RAW 数据、I/Q 信号、彩色多普勒用 RAW 数据等 RAW 数据库的 RAW 数据生成单元 1250、对该 RAW 数据附加从后述的时刻信息生成单元 1312 供给的时刻信息的时刻信息添加单元 1301、以扫描方向(光栅)单位保存附加了时刻信息的 RAW 数据的 RAW 数据存储单元 1302。

[0013] 另外,超声波成像装置 1100 具备对被检查体收集 ECG 信号等生理信号的生理信号计测单元 1311、使用该生理信号生成时刻信息的时刻信息生成单元 1312、使生理信号与时刻信息对应保存的生理信号存储单元 1313、从保存在 RAW 数据存储单元 1302 中的 RAW 数据中,根据时刻信息读出多个 RAW 数据,生成生理信号的规定时相中的图像数据或分析数据的图像·分析数据生成单元 1300。进而,具备使上述规定时相中的图像数据或分析数据与生理信号同步合成,生成显示用数据的显示用数据生成单元 1305、显示该显示用数据的显示单元 1306、输入图像数据生成模式的选择或各种指令信号的输入单元 1307、汇总控制上述各单元的系统控制单元 1308。

[0014] 另外,时刻信息添加单元 1301 对在 RAW 数据生成单元 1250 中生成的扫描方向单位的每一个 RAW 数据,附加后述的时刻信息生成单元 1312 根据被检查体的生理信号生成的时刻信息(同步信号)。而且,RAW 数据存储单元 1302 顺序保存附加了时刻信息的 RAW 数据。

[0015] 图 2 模式地示出保存在 RAW 数据存储单元 1302 中的 RAW 数据的结构,纵轴是与扫描方向 $\theta 1$ 至 θM 相对应的 RAW 数据的排列,横轴与超声波收发波方向相对应。例如,在一帧部分的 B 模式图像数据中所需要的 M 个 RAW 数据 B-1 至 B-M 中,分别用 12 比特构成由第 1 扫描方向($\theta 1$)的超声波收发波生成的 RAW 数据 B-1 的像素值 a11 至 a1L,进而,在这些 L 个像素的起始(标题)中设置附加时刻信息的时刻信息存储区 a10a 和保存与扫描方向($\theta 1$)有关的信息的扫描信息存储区 a10b。

[0016] 同样,对第 2 扫描方向($\theta 2$)至第 M 扫描方向(θM)的 RAW 数据 B-2 至 B-M 的每一个也由时刻信息存储区 a20a 至 aM0a 以及扫描信息存储区 a20B 至 aM0b 和存储了 B 模式用 RAW 数据的像素 a21 至 aML 构成。

[0017] 另外,在 RAW 数据存储单元 1302 中,连接在对第 M 扫描方向(θM)得到的 RAW 数据 B-M 的后面,反复保存在以后的 B 模式图像数据的生成中使用的 RAW 数据 B-1 至 B-M。

[0018] 而且,在计测被检查体的 ECG 信号中的 R 波的时刻得到的 RAW 数据(例如 RAW 数据 B-3)的时刻信息存储区 a30a 中附加「1」,在其它的时刻信息存储区中附加「0」。

[0019] 接着,图 1 的生理信号检测单元 1311 对被检查体计测 ECG 信号,所计测的生理信号由 A/D 变换器变换为数字信号。另一方面,时刻信息生成单元 1312 具有根据上述生理信号生成时刻信息(同步信号)的功能,例如,在从上述生理信号检测单元 1311 供给的生理信号是 ECG 信号的情况下,检测该 ECG 信号中的 R 波的定时。

[0020] 另外,生理信号存储单元 1313 使从生理信号计测单元 1311 供给的生理信号与时刻信息生成单元 1312 根据该生理信号生成的时刻信息对应保存。

[0021] 另一方面,图像·分析数据生成单元 1300 从在 RAW 数据存储单元 1302 中保存的

RAW 数据中,读出规定时相中的一个或多个 RAW 数据,根据需要对读出的 RAW 数据进行数据处理,进而,进行扫描变换(扫描变换)生成图像数据。

[0022] 该图像·分析数据生成单元 1300 具备 RAW 数据处理单元 1303 和图像数据生成单元 1304。而且,RAW 数据处理单元 1303 根据附加在该 RAW 数据中的时刻信息读出规定时相的 RAW 数据,进行对 B 模式用 RAW 数据或彩色多普勒用 RAW 数据的图像处理或图像分析,对 I/Q 信号的频谱分析等数据处理。而且,图像数据生成单元 1304 对在 RAW 数据处理单元 1303 读出的规定时相的 B 模式用 RAW 数据或彩色多普勒用 RAW 数据进行扫描变换,生成图像数据。

[0023] 另一方面,显示用数据生成电路单元 1305 具备运算电路和存储电路,该运算电路根据上述时刻信息读出从图像·分析数据生成单元 1300 的图像数据生成单元 1304 供给的图像数据,或从 RAW 数据处理单元 1303 直接供给的与各种分析数据相同时相中的生理信号。接着,上述显示用数据生成单元 1305 把从图像·分析数据生成单元 1300 供给的图像数据或分析数据与上述生理信号进行合成,生成显示用数据暂时保存在上述存储电路中。

[0024] 显示单元 1306 具备变换电路和监视器,显示用数据生成单元 1305 中生成的显示用数据在变换电路中通过 D/A 变换和 TV 格式变换,变换为影像信号,显示在 CRT 或液晶等监视器上。

[0025] 另一方面,输入单元 1307 在操作面板上具备键盘、跟踪球、鼠标等输入设备和显示屏,使用上述输入设备和显示屏进行患者信息或各种指令信号的输入、图像数据生成模式的选择等。

[0026] 另外,系统控制单元 1308 具备 CPU 和存储电路,在上述存储电路中保存从输入单元 1307 供给的各种输入信息或选择信息等。而且,上述 CPU 根据这些信息,进行收发单元 1200、RAW 数据生成单元 1250、时刻信息添加单元 1301、图像·分析数据生成单元 1300、显示用数据生成单元 1305、显示单元 1306 等各部分的控制或系统总体的控制。

[0027] 其次,使用图 1 至图 3 说明以往例的超声波成像装置 100 的基本动作和由该超声波成像装置 1100 得到的图像数据与生理信号的同步显示的顺序。另外,以下沿着图 3 的流程叙述使用对被检查体进行超声波收发波得到的 B 模式用 RAW 数据生成的 B 模式图像数据、与该超声波收发波并行收集的 ECG 信号的同步显示。

[0028] 在对被检查体的超声波收发波之前,医生或检验师(以下,称为操作者。)在被检查体的规定位置上安装生理信号计测单元(心电图)1311 的电极,接着,使用输入单元 1307 的输入设备,输入被检查体信息或作为图像数据生成模式进行 B 模式图像数据的选择等,把超声波探测器 1201 的顶端部分配置在上述被检查体的规定位置(图 3 的步骤 S1)。此时,上述输入信息或选择信息保存在系统控制单元 1308 的存储电路中。

[0029] 在上述初始设定结束了以后,根据系统控制单元 1308 的控制,对被检查体进行超声波脉冲的收发。向 RAW 数据生成单元 1250 的 B 模式信号生成单元传送接收到的超声波信号。

[0030] 接着,B 模式信号生成单元对所输入的信号进行包络线检波、对数变换和 A/D 变换,生成 B 模式用 RAW 数据,供给到时刻信息添加单元 1301。另外,此时生成的 B 模式用 RAW 数据如图 2 所示,由像素 a11 至 a1L 和标题构成,在像素 a11 至 a1L 中,用 12 比特保存 A/D 变换后的信号振幅大小,在标题的扫描信息存储区 a10b 中保存与第 1 扫描方向($\theta 1$)有关

的信息（图 3 的步骤 S2）。

[0031] 另一方面，与对上述第 1 扫描方向（ $\theta 1$ ）的超声波收发波并行，生理信号计测单元 1311 计测被检查体的 ECG 信号（图 3 的步骤 S3），把所得到的 ECG 信号供给到时刻信息生成单元 1312。而且，接收到该 ECG 信号的时刻信息生成单元 1312 检测上述超声波收发波的定时与 ECG 信号的 R 波是否一致，根据其检测结果生成时刻信息，供给到时刻信息添加单元 1301 以及生理信号存储单元 1313（图 3 的步骤 S4）。

[0032] 接着，时刻信息添加单元 1301 对从 RAW 数据生成单元 1250 的 B 模式数据生成单元 1204 供给的对第 1 扫描方向的 B 模式用 RAW 数据（图 2 的 B 模式用 RAW 数据 B-1）的时刻信息存储区 a10a，附加从时刻信息生成单元 312 供给的时刻信息（图 3 的步骤 S5）。这种情况下，当上述超声波收发波的定时与 ECG 信号的 R 波不一致时，如图 2 所示，在 RAW 数据 B-1 的时刻信息存储区 a10a 中附加时刻信息「0」，当一致时附加时刻信息「1」。而且，附加了时刻信息的 B 模式用 RAW 数据 B-1 保存到 RAW 数据存储单元 1302 中（图 3 的步骤 S6）。

[0033] 另一方面，在供给到生理信号存储单元 1313 内的 ECG 信号数据中也附加上述时刻信息后保存（图 3 的步骤 S7 以及 S8）。

[0034] 接着，系统控制单元 1308 对第 2 扫描方向至第 M 扫描方向也进行同样的超声波收发波，进而，连接在对第 M 扫描方向的超声波收发波的后面，反复进行对第 1 扫描方向至第 M 扫描方向的超声波收发波。而且，此时得到各个 B 模式用 RAW 数据在时刻信息添加单元 1301 中附加时刻信息，保存到 RAW 数据存储单元 1302 中，对与该 B 模式用 RAW 数据的生成以及保存并行收集的 ECG 信号，也附加上述时刻信息保存到生理信号存储单元 1313 中。

[0035] 另一方面，图像·分析数据生成单元 1300 的 RAW 数据处理单元 1303 对在 RAW 数据存储单元 1302 中暂时保存的图 2 的 RAW 数据 B-1、B-2、……，进行时刻信息的检索。而且，例如在 RAW 数据 B-3 中，如果检测出与信号的 R 波相对应的时刻信息「1」，则以 RAW 数据 B-3 为基准顺序读出 RAW 数据。接着，RAW 数据处理单元 1303 对读出的 RAW 数据，根据需要进行图像处理，供给到图像数据生成单元 1304。

[0036] 图像数据生成单元 1304 对在 RAW 数据处理单元 1303 中读出的规定时相中的一帧部分的 B 模式用 RAW 数据进行扫描变换，生成 B 模式图像数据（图 3 的步骤 S9）。

[0037] 接着，显示用数据生成单元 1305 从在附加了时刻信息的状态下保存在生理信号存储单元 1313 内的 ECG 信号中，以附加了时刻信息「1」的 ECG 信号（R 波）为基准，顺序读出一系列的 ECG 信号（图 3 的步骤 S10），进而，合成为使得从图像·分析数据生成单元 1300 的图像数据生成单元 1304 供给的 B 模式图像数据中的第 3 扫描方向（ $\theta 3$ ）的数据显示的定时与上述 ECG 信号的 R 波的显示同步，生成显示用数据。

[0038] 然后，显示单元 1306 把在显示用数据生成单元 1305 中生成的显示用数据进行 D/A 变换以及 TV 模式变换，生成影像信号，显示在监视器上（图 3 的步骤 S11）。

[0039] 如果依据这样的以往例，则至少存在以下任意一个问题，即，由于从 ECG 信号抽取时刻信息，有可能其精度降低，或由于在 RAW 数据的标题中附加时刻信息，标题的存储空间需要有余量等。

[0040] 发明内容

[0041] 鉴于上述问题点的存在，本发明的目的在于：提供高精度地进行图像数据或分析数据与生理信号的同步，或减少标题的存储空间等至少能够解决一个问题的超声波成像装

置。

[0042] 为了解决上述的课题,本发明第 1 方案的超声波成像装置,其特征在于包括:超声波探测器,具有用于对被检查体进行超声波收发的超声波振子;收发单元,驱动上述超声波振子来对上述被检查体的多个方向进行超声波扫描;RAW 数据生成单元,基于由该收发单元得到的接收信号,来生成 RAW 数据即未处理数据;生理信号收集单元,收集上述被检查体的生理信号;生理数据添加单元,在上述 RAW 数据中附加与上述生理信号相对应的生理数据;和缓冲存储器,通过暂时存储大于一定时间的 RAW 数据,来对齐 RAW 数据收集时刻和上述生理数据的收集时刻。

[0043] 本发明第 2 方案的超声波成像装置,其特征在于包括:超声波探测器,具有用于对被检查体进行超声波收发的超声波振子;收发单元,驱动上述超声波振子来对上述被检查体的多个方向进行超声波收发;接收数据生成单元,根据由该收发单元得到的接收信号来生成接收数据;生理信号收集单元,收集上述被检查体的生理信号;生理数据添加单元,在上述接收数据中附加与生理信号相对应的生理数据;和缓冲存储器,暂时存储大于一定时间的上述接收数据,

[0044] 当与上述接收数据同一时刻收集的生理信号比上述接收数据延迟第二时间到达上述生理数据添加单元时,上述生理数据添加单元将与到达上述生理数据添加单元的上述生理信号相对应的生理数据,附加到保存在上述缓冲存储器中的、比最新接收数据写入地址过去了第二时间与第一时间之比值的地址中的接收数据中,其中,上述第一时间是相当于写入到上述缓冲存储器的一个地址中的时间。

[0045] 附图说明

[0046] 图 1 是表示以往例中的超声波成像装置的整体结构的框图。

[0047] 图 2 表示以往例中的带时刻信息的 RAW 数据的结构。

[0048] 图 3 表示以往例中的图像数据与生理信号的同步显示顺序的流程。

[0049] 图 4 是表示本发明第 1 实施例中的超声波成像装置的整体结构的框图。

[0050] 图 5 是表示本发明实施例中的收发单元以及 RAW 数据生成单元 的结构框图。

[0051] 图 6 是表示本发明实施例中的图像数据和生理信号的同步显示顺序的流程。

[0052] 图 7 表示本发明实施例中的 B 模式图像数据和 ECG 信号的显示例。

[0053] 图 8 表示本发明实施例的变形例中的带时刻信息的 RAW 数据的结构。

[0054] 图 9 是表示本发明第 2 实施例中的超声波成像装置的整体结构的框图。

[0055] 图 10 是表示本发明第 2 实施例中的图像数据与生理信号的同步显示顺序的流程。

[0056] 图 11 是表示本发明第 3 实施例中的超声波成像装置的整体结构的框图。

[0057] 图 12 是表示本发明第 3 实施例中的图像数据和生理信号的同步显示顺序的流程。

[0058] 图 13 表示本发明第 3 实施例中的带生理信号的 RAW 数据的结构。

[0059] 图 14 表示本发明第 3 实施例中的带生理信号的 RAW 数据的其它结构。

[0060] 具体实施方式

[0061] 实施例 1

[0062] 在上述的以往例中,已经说明了如图 2 所示,把从时刻信息生成单元 1312 供给的 ECG 信号的时刻信息保存在设置于 B 模式用 RAW 数据的标题中的时刻信息存储区中的情况,而在第 1 实施例中,把时刻信息附加在 B 模式用 RAW 数据的像素的一部分中保存。

[0063] (装置的结构)

[0064] 以下,使用图 4 至图 8 说明本发明第 1 实施例中的超声波成像装置的结构。

[0065] 图 4 所示的超声波成像装置 100 包括:对被检查体进行超声波的收发波的超声波探测器 201、对超声波探测器 201 进行驱动信号发送和反射信号接收的收发单元 200、处理由该收发单元 200 得到的接收信号生成 B 模式用 RAW 数据、I/Q 信号、彩色多普勒用 RAW 数据等 RAW 数据的 RAW 数据生成单元 250、对该 RAW 数据附加从后述的时刻信息生成单元 312 供给的时刻信息的时刻信息添加单元 301 和以扫描方向(光栅)单位保存附加了时刻信息的 RAW 数据的 RAW 数据存储单元 302。

[0066] 另外,超声波成像装置 100 包括:对被检查体收集 ECG 信号等生理信号的生理信号计测单元 311、使用该生理信号生成时刻信息的时刻信息生成单元 312、使生理信号与时刻信息对应保存的生理信号存储单元 313、从保存在 RAW 数据存储单元 302 内的 RAW 数据中,根据时刻信息读出多个 RAW 数据,生成生理信号的规定时相中的图像数据或分析数据的图像·分析数据生成单元 300。进而,还包括:使上述规定时相中的图像信号或分析数据与生理信号同步合成,生成显示用数据的显示用数据生成单元 305、显示该显示用数据的显示单元 306、进行图像数据生成模式的选择或各种指令信号的输入的输入单元 307 和汇总控制上述各部分的系统控制单元 308。

[0067] 超声波探测器 201 对被检查体的表面使其前面接触进行超声波的收发,例如,在其顶端部分具有一维排列的多个(N 个)超声波振子。该超声波振子是电声变换元件,具有发送时把电脉冲(驱动信号)变换为超声波脉冲(发送超声波),另外接收时把超声波反射波(接收超声波)变换为电信号(接收信号)的功能。该超声波探测器 201 构成为体积小、重量轻,通过 N 信道的电缆连接到收发单元 200。超声波探测器 201 具有扇形扫描对应、线性扫描对应、凸形扫描对应等,根据诊断部位任意地从这些超声波探测器中选择,而以下说明使用了扇形扫描对应的超声波探测器 201 的情况。

[0068] 其次,收发单元 200 如图 5 所示,包括:用于从超声波探测器 201 发生发送超声波的驱动信号的超声波发送单元 202、对从超声波探测器 201 的超声波振子得到的多个信道的接收信号进行整相加法运算的超声波接收单元 203。而且,超声波发送单元 202 包括:速率脉冲发生器 211、发送延迟电路 212、脉冲发生器 213。速率脉冲发生器 211 把决定放射到被检查体的超声波脉冲的重复周期(T_r)的速率脉冲供给到发送延迟电路 212。另一方面,发送延迟电路 212 由超声波探测器 201 中与发送时使用的超声波振子相同数量(N 信道)的独立的延迟电路构成,为了在发送时得到很细的流宽度,在上述速率脉冲中提供用于使超声波收敛到规定深度的聚集用延迟时间和用于向规定的方向发送超声波的偏转用延迟时间,把该速率脉冲提供到脉冲发生器 213。

[0069] 脉冲发生器 213 具有与在发送时使用的超声波振子同等数量(N 信道)的独立的驱动电路,驱动安装在超声波探测器 201 内部的 N 个超声波振子,生成用于对被检查体放射发送超声波的驱动脉冲。

[0070] 另一方面,超声波接收单元 203 包括:N 信道的前置放大器 214、接收延迟电路 215 和加法器 216。前置放大器 214 把由超声波振子变换为电信号的微弱接收信号放大,确保充分的 S/N。另外,接收延迟电路 215 在前置放大器 214 的输出上提供了聚集来自规定深度的接收超音波用于得到细接收流宽度的收敛用延迟时间和用于在规定的方向设定超声波流

的接收指向性的偏转用延迟时间以后,传送到加法器 216,在加法器 216 中来自超声波振子的 N 信道的接收信号相加汇总成一个信号。

[0071] 接着,RAW 数据生成单元 250 包括:对整相相加了的超声波接收单元 203 的接收信号进行用于生成 B 模式图像用的 RAW 数据的信号处理的 B 模式数据生成单元 204、对上述接收信号生成 I/Q 信号的 I/Q 信号生成单元 205、对该 I/Q 信号进行用于生成彩色多普勒图像数据的 RAW 数据的信号处理的彩色多普勒数据生成单元 206。

[0072] B 模式数据生成单元 204 包括:包络线检波器 217、对数变换器 218 和 A/D 变换器 219。B 模式数据生成单元 204 的输入信号由包络线检波器 218 进行了包络线检波以后,由对数变换器 217 进行对数变换,相对地加强微弱的信号。而且,对数变换器 217 的输出在 A/D 变换器 219 中进行 A/D 变换,生成 B 模式数据。

[0073] 另一方面,I/Q 信号生成单元 205 包括:基准信号发生器 220、 $\pi/2$ 移相器 221、混合器 222-1 以及 222-2、由 2 信道构成的 LPF(低通滤波器)223 以及 A/D 变换器 224。而且,对超声波的接收信号进行正交相位检波,检测出接收信号的 IQ 成分。

[0074] 即,超声波接收单元 203 的输出信号输入到混合器 222-1 以及 222-2 的第 1 输入端子。另一方面,具有与该输入信号的中心频率大致相同的频率,而且与速率脉冲发生器 221 的速率脉冲同步的基准信号发生器 220 的连续波输出直接供给到混合器 222-1 的第 2 输入端子的同时,供给到 $\pi/2$ 移相器 221,在 $\pi/2$ 移相器 221 中相位移动 90 度,传送到混合器 222-2 的第 2 输入端子。而且,混合器 222-1 以及 222-2 的输出供给到低通滤波器 223,去除 I/Q 信号生成单元 205 的输入信号频率和基准信号发生器 220 的输出信号频率的和成分,仅检测出差成分。

[0075] 接着,A/D 变换器 224 以规定的抽样周期把 LPF223 的输出信号即正交相位检波了的模拟信号进行抽样,变换为数字信号。

[0076] 其次,彩色多普勒数据生成单元 206 包括:I/Q 信号存储电路 225、MTI 滤波器 226、自相关器 227 和运算器 228,在 I/Q 信号存储电路 225 中顺序保存 I/Q 信号生成单元 205 对规定的扫描方向进行的连续多次超声波收发波中得到的接收信号进行正交相位检波得到的 I 成分(接收信号的实数成分)以及 Q 成分(接收信号的虚数成分)。

[0077] 另一方面,上述彩色多普勒数据生成单元 206 的 MTI 滤波器 226 是高通用的数字滤波器,对暂时保存在 I/Q 信号存储电路 225 中的 IQ 信号,去除来自脏器等固体反射器的反射成分或呼吸性移动或跳动性移动等引起的多普勒信号成分(组织多普勒成分)。

[0078] 另外,自相关器 227 对由 MTI 滤波器 226 仅抽取出了血流信息的多普勒信号进行自相关处理。运算器 228 根据该自相关处理结果,二维地计算血流的平均流速值、分散值以及功率值等,生成彩色多普勒数据。

[0079] 其次,返回到图 4,时刻信息添加单元 301 对在 RAW 数据生成单元 250 中生成的扫描方向单位的每一个 RAW 数据,把后述的时刻信息生成单元 312 根据被检查体的生理信号生成的时刻信息附加到像素的一部分中。而且,RAW 数据存储单元 302 顺序保存附加了时刻信息的 RAW 数据。

[0080] 图 8 表示本实施例中的 B 模式用 RAW 数据的构造,例如,以 12 比特构成对第 1 扫描方向($\theta 1$)得到的 B 模式用 RAW 数据 B-1 的像素 a11 至 a1L 的每一个,例如,在时刻信息存储区 a10a 中设定该 B 模式用 RAW 数据 B-1 的像素 a1L 中的最小比特(LSB)。即,从图 4

的时刻信息生成单元 312 供给的时刻信息「1」或「0」保存在上述像素 a1L 中设置的时刻信息存储区 a10a 内。

[0081] 如上述那样在像素的一部分中附加并保存时刻信息的情况下,虽然该时刻信息对 B 模式图像数据的画质产生影响,但是由于时刻信息存储区 a10a 仅是 LSB,因此其影响极小,进而,像素 a1L 是保存来自被检查体的最深部位的接收信号的像素,临床上保存重要信息的可能性很小。

[0082] 同样,对第 2 扫描方向 ($\theta 2$) 至第 M 扫描方向 (θM) 的 RAW 数据 B-2 至 B-M 的每一个,作为像素的一部分在时刻信息存储区 a20a 至 aM0a 中附加并存储时刻信息。

[0083] 另外,在 RAW 数据存储单元 302 中,连接在对第 M 扫描方向 (θM) 得到 RAW 数据 B-M 的后面,反复保存在以后的 B 模式图像数据的生成中使用的 RAW 数据 B-1 至 B-M。

[0084] 而且,在计测了被检查体的 ECG 信号中的 R 波的时刻得到的 RAW 数据 (例如, RAW 数据 B-3) 的时刻信息存储区 a10a 中附加「0」。

[0085] 接着,图 4 的生理信号计测单元 311 对被检查体,计测 ECG 信号、脑波、心音、血压波形、呼吸波形、阻抗波形等生理信号,计测出的生理信号由 A/D 变换器变换为数字信号。另一方面,时刻信息生成单元 312 具有根据上述生理信号生成时刻信息 (同步信号) 的功能,例如,在从上述生理信号计测单元 311 供给的生理信号是 ECG 信号的情况下,检测该 ECG 信号中的 R 波的定时。

[0086] 另外,生理信号存储单元 313 使从生理信号计测单元 311 供给的生理信号与时刻信息生成单元 312 根据该生理信号生成的时刻信息对应保存。

[0087] 另一方面,图像·分析数据生成单元 300 从保存在 RAW 数据存储单元 302 内的 RAW 数据中,读出规定时相中的一个或多个 RAW 数据,根据需要对该 RAW 数据进行数据处理,进而,进行扫描变换 (扫描变换) 生成图像数据。

[0088] 该图像·分析数据生成单元 300 具备 RAW 数据处理单元 303 和图像数据生成单元 304。而且,RAW 数据处理单元 303 根据附加在该 RAW 数据中的时刻信息读出规定时相的 RAW 数据,进行对 B 模式用 RAW 数据或彩色多普勒用 RAW 数据的图像处理 and 图像分析、对 I/Q 信号的频谱分析等数据处理。而且,图像数据生成单元 304 对 RAW 数据处理单元 303 读出的规定时相的 B 模式用 RAW 数据或彩色多普勒用 RAW 数据进行扫描变换,生成图像数据。

[0089] 另一方面,显示用数据生成单元 305 具备运算电路和存储电路,该运算电路根据上述时刻信息读出从图像·分析数据生成单元 300 的图像数据生成单元 304 供给的图像数据或从 RAW 数据处理单元 303 直接供给的各种分析数据和相同时相中的生理信号。接着,上述显示用数据生成单元 305 把从图像·分析数据生成单元 300 供给的图像数据或分析数据与上述生理信号进行合成,生成显示用数据,暂时保存在上述存储电路中。

[0090] 显示单元 306 具备变换电路和监视器,在显示用数据生成单元 305 中生成的显示用数据在变换电路中通过 D/A 变换和 TV 模式变换,变换为影像信号,显示在 CRT 或液晶等监视器上。

[0091] 另一方面,输入单元 307 在操作面板上具备键盘、跟踪球、鼠标等输入设备和显示屏,使用上述输入设备和显示屏进行患者信息或各种指令信号的输入、图像数据生成模式的选择等。

[0092] 另外,系统控制单元 308 具备 CPU 和存储电路,在上述存储电路中保存从输入单元

307 供给的各种输入信息或选择信息等。而且,上述 CPU 根据这些信息进行收发单元 200、RAW 数据生成单元 250、时刻信息添加单元 301、图像、分析数据生成单元 300、显示用数据生成单元 305 和显示单元 306 等各部分的控制或系统整体的控制。

[0093] (图像数据与生理信号的同步显示顺序)

[0094] 其次,使用图 4 至图 8 说明本实施例的超声波成像装置 100 的基本动作和由该超声波成像装置 100 得到的图像数据与生理信号的同步显示的顺序。另外,以下,按照图 6 的流程叙述使用对被检查体进行超声波收发波得到的 B 模式用 RAW 数据生成的 B 模式图像数据和与该超声波收发波并行收集的 ECG 信号的同步显示。然而,并不只限于该说明,代替 B 模式图像数据,也可以是多普勒图像数据或多普勒频谱数据,还可以是各种分析数据,或代替 ECG 信号,可以是血压波形等其它生理信号。

[0095] 在对被检查体的超声波收发之前,医生或检验师(以下,称为操作者。)在被检查体的规定位置安装生理信号计测单元(心电图)311 的电极,接着,如果使用输入单元 307 的输入设备,输入被检查体信息或作为图像数据生成模式进行 B 模式图像数据的选择等,则把超声波探测器 201 的顶端部分配置在上述被检查体的规定位置(图 6 的步骤 S1)。此时,上述的输入信息或选择信息保存在系统控制单元 308 的存储电路内。

[0096] 如果上述初始设定结束,则系统控制单元 308 对图 5 所示的超声波收发单元 202 的速率脉冲发生器 211 供给发送控制信号,速率脉冲发生器 211 与来自系统控制单元 308 的控制信号同步,把决定对被检查体的超声波脉冲的重复周期(T_r)的速率脉冲供给到发送延迟电路 212。

[0097] 接着,发送延迟电路 212 在速率脉冲中提供用于使超声波聚集到规定深度的聚集用延迟时间和用于向第 1 扫描方向(θ_1)发送超声波的偏转用延迟时间,把该速率脉冲供给到脉冲发生器 213。脉冲发生器 213 把通过速率脉冲的驱动生成的驱动信号经过电缆供给到超声波探测器 201 中的 N 个超声波振子,向被检查体的 θ_1 方向放射超声波脉冲。

[0098] 放射到被检查体上的超声波脉冲的一部分由音响阻抗不同的脏器间的边界面或组织反射,由被检查体的组织反射的超声波反射波(接收超声波)由超声波探测器 201 的超声波振子接收变换为电信号(接收信号)。该接收信号由超声波接收单元 203 中的 N 信道的独立的前置放大器 214 放大后传送到 N 信道的接收延迟电路 215。

[0099] 接收延迟电路 215 在上述接收信号中提供了用于收敛来自规定深度的超声波的聚集用延迟时间和用于使在上述第 1 扫描方向具有强接收指向性的偏转用延迟时间以后,传送到加法器 216。而且,加法器 216 相加并合成从接收延迟电路 215 输出的 N 信道的接收信号,汇总成一个接收信号以后,供给到 B 模式数据生成单元 204。

[0100] 接着,B 模式信号生成单元 204 对来自加法器 216 的输出信号进行包络线检波、对数变换、A/D 变换,生成 B 模式用 RAW 数据,供给到时刻信息添加单元 301(图 6 的步骤 S2)。

[0101] 另一方面,与对上述第 1 扫描方向(θ_1)的超声波收发波并行,生理信号计测单元 311 计测被检查体的 ECG 信号(图 6 的步骤 S3),把所得到的 ECG 信号供给到时刻信息生成单元 312。而且,接收到该 ECG 信号的时刻信息生成单元 312 检测上述超声波收发波的定时与 ECG 信号的 R 波是否一致,根据其检测结果生成时刻信息,供给到时刻信息添加单元 301 以及生理信号存储单元 313(图 6 的步骤 S4)。

[0102] 接着,时刻信息添加单元 301 对从 RAW 数据生成单元 250 的 B 模式图像数据生成单

元 204 供给的对第 1 扫描方向的 B 模式用 RAW 数据 (图 8 的 B 模式用 RAW 数据 B-1) 的时刻信息存储区 a10a, 供给从时刻信息生成单元 312 供给的时刻信息 (图 6 的步骤 S5)。这种情况下, 当上述超声波收发波的定时与 ECG 信号的 R 波不一致时, 如图 8 所示, 在 RAW 数据 B-1 的时刻信息存储区 a10a 中附加时刻信息「0」。另一方面, 当一致时, 附加时刻信息「1」。而且, 附加了时刻信息的 B 模式用 RAW 数据 B-1 保存到 RAW 数据存储单元 302 中 (图 6 的步骤 S6)。

[0103] 另一方面, 在供给到生理信号存储单元 313 中的 ECG 信号数据中也附加上述时刻信息后保存 (图 6 的步骤 S6)。

[0104] 接着, 系统控制单元 308 对第 2 扫描方向至第 M 扫描方向也进行同样的超声波收发波, 进而, 连接在对第 M 扫描方向的超声波收发波的后面, 反复进行对第 1 扫描方向至第 M 扫描方向的超声波收发波。而且, 此时得到的每一个 B 模式用 RAW 数据在时刻信息添加单元 301 中附加时刻信息, 保存到 RAW 数据存储单元 302 内。与该 B 模式用 RAW 数据的生成以及保存并行, 对所收集的 ECG 信号也附加上述时刻信息, 保存到生理信号存储单元 313 内。

[0105] 另一方面, 图像・分析数据生成单元 300 的 RAW 数据处理单元 303 对暂时保存在 RAW 数据存储单元 302 中的 RAW 数据 B-1、B-2、..... 进行时刻信息的检索。而且, 例如, 如果在 RAW 数据 B-3 中检测出与 ECG 信号的 R 波相对应的时刻信息「1」, 则以 RAW 数据 B-3 为基准顺序读出 RAW 数据。接着, RAW 数据处理单元 303 对读出的 RAW 数据, 根据需要进行图像处理供给到图像数据生成单元 304。

[0106] 图像数据生成单元 304 对 RAW 数据处理单元 303 读出的规定时相中的一帧部分的 B 模式用 RAW 数据进行扫描变换, 生成 B 模式图像数据 (图 6 的步骤 S9)。

[0107] 接着, 显示用数据生成单元 305 在附加了时刻信息的状态下, 以附加了时刻信息「1」的 ECG 信号 (R 波) 为基准, 从保存在生理信号存储单元 313 内的 ECG 信号中顺序读出一系列的 ECG 信号 (图 6 的步骤 S10)。进而, 进行合成使得从图像・分析数据生成单元 300 的图像数据生成单元 304 供给的 B 模式图像数据中的上述第 3 扫描方向 ($\theta 3$) 的数据显示的定时与上述 ECG 信号的 R 波的显示定时一致, 生成显示用数据。

[0108] 而且, 显示单元 306 把在显示用数据生成单元 305 中生成的显示用数据进行 D/A 变换以及 TV 格式变换, 生成影像信号, 显示在监视器上 (图 6 的步骤 S11)。

[0109] 图 7 表示了显示单元 306 上显示的 B 模式图像数据和 ECG 信号的显示例, 在同一个监视器上显示由扇形扫描法得到的 B 模式图像数据 801 和 ECG 信号 802。而且, 高亮度显示 (高亮度显示) 与该 B 模式图像数据 801 的时相 (即, 收集对第 1 扫描方向 ($\theta 1$) 至第 M 扫描方向 (θM) 的 B 模式用 RAW 数据的期间 $t1$ 至 $t2$) 相对应的 ECG 信号 802。然而, 也可以在连续显示到时刻 $t2$ 的 ECG 信号 802 的下方, 显示表示 B 模式图像数据 801 的时相 $t1$ 至 $t2$ 的时相条 803。

[0110] 如果依据以上叙述的本发明的第 1 实施例, 则由于在 RAW 数据的像素中附加时刻信息后保存, 因此, 例如像扫描变换后生成的图像数据那样, 即使在清除标题信息的情况下也能够保存上述时刻信息。从而, 还能够使用图像数据中的时刻信息进行与生理信号的同步显示。

[0111] 进而, 如果依据上述的实施例, 则由于在暂时保存的 RAW 数据以及生理信号中附

加共同的时刻信息,因此能够精度良好地进行通过使用了该 RAW 数据的脱机处理生成的图像数据或分析数据与生理信号的同步显示。

[0112] 另外,如果依据本实施例,则能够用软件进行上述时相配合,不需要由以往那样的硬件构成的延迟电路。

[0113] 另外,叙述了上述实施例中的时刻信息生成单元 312 生成表示 ECG 信号的 R 波的定时的时刻信息「1」或「0」的情况,而作为时刻信息也可以生成从 ECG 信号的 R 波经过的时间信息。

[0114] 另一方面,作为表示 B 模式图像数据的时相的方法,在上述实施例中进行与 ECG 波形的同步显示,而代替 ECG 波形,例如也可以显示表示 R 波的定时的标志。

[0115] 实施例 2

[0116] 其次,使用图 9 以及图 10 说明本发明的第 2 实施例。该第 2 实施例的特征在于把共同的基准时刻信息附加到 RAW 数据和生理信号的每一个上,根据该时刻信息同步显示规定时相的图像数据和生理信号。

[0117] 图 9 是表示第 2 实施例中的超声波成像装置 110 的整体结构的框图,具有与图 4 所示的第 1 实施例中的超声波成像装置 100 相同功能的部分用相同的号码表示,省略其详细的说明。

[0118] 即,图 9 的超声波成像装置 110 包括:发生基准时刻的数据的基准时刻信息发生单元 314、把该基准时刻附加到从 RAW 数据生成单元 250 供给的 RAW 数据中的时刻信息添加单元 316、把上述基准时刻附加到从生理信号计测单元 311 供给的生理信号中的时刻信息添加单元 315 和保存附加了上述基准时刻的生理信号的生理信号存储单元 313。进而,包括:具有与上述第 1 实施例相同功能的超声波探测器 201、收发单元 200、RAW 数据生成单元 250、RAW 数据存储单元 302、图像・分析数据生成单元 300、显示用数据生成单元 305、显示单元 306、输入单元 307 和系统控制单元 308 等各部分。

[0119] 其次,使用图 10 的流程说明第 2 实施例中的图像数据与生理信号的同步显示的顺序。另外,在第 2 实施例中,也以从 B 模式用 RAW 数据生成的 B 模式图像数据与 ECG 信号的同步显示为例进行说明,但是并不限于这种情况。

[0120] 根据上述第 1 实施例相同的顺序进行装置的初始设定(图 10 的步骤 S1)、根据对第 1 扫描方向的超声波收发波收集 B 模式用 RAW 数据(图 10 的步骤 S2)以及收集 ECG 信号(图 10 的步骤 S3),B 模式用 RAW 数据供给到时刻信息添加单元 316,或 ECG 信号供给到时刻信息添加单元 315。

[0121] 接着,时刻信息添加单元 316 对 B 模式用 RAW 数据的时刻信息存储区,附加从基准时刻信息发生单元 314 供给的基准时刻信息(图 10 的步骤 S15)。而且,附加了上述基准时刻信息的 B 模式用 RAW 数据保存到 RAW 数据存储单元 302 中(图 10 的步骤 S16)。同样,时刻信息添加单元 315 对 ECG 信号附加上述基准时刻信息,保存到生理信号存储单元 313 中(图 10 的步骤 S17 以及 S18)。

[0122] 接着,系统控制单元 308 对第 2 扫描方向至第 M 扫描方向也进行同样的超声波收发波,进而,反复进行对第 1 扫描方向至第 M 扫描方向的超声波收发波。而且,此时得到的每一个 B 模式用 RAW 数据在时刻信息添加单元 316 中附加基准时刻信息保存到 RAW 数据存储单元 302 内,与该 B 模式用 RAW 数据的生成以及保存并行收集的 ECG 信号也附加上述基

准时刻信息,保存到生理信号存储单元 313 内。

[0123] 另一方面,图像·分析数据生成单元 300 的 RAW 数据处理单元 303 从在 RAW 数据保存单元 302 中暂时保存的 B 模式用 RAW 数据中,根据基准时刻信息顺序读出规定时相中的 B 模式用 RAW 数据,根据需要在对所读出的 RAW 数据进行图像处理以后,供给到图像数据生成单元 304。接着,图像数据生成单元 304 把 RAW 数据处理单元 303 读出的规定时相中的一帧部分的 B 模式用 RAW 数据进行扫描变换,生成图像数据(图 10 的步骤 S19)。

[0124] 另外,显示用数据生成单元 305 在附加了基准时刻信息的状态下,从保存在生理信号存储单元 313 内的 ECG 信号中读出附加了与在上述图像数据的生成中使用的 RAW 数据的基准时刻信息相同的基准时刻信息的 ECG 信号(图 10 的步骤 S20)。进而,把从图像·分析数据生成单元 300 的图像数据生成单元 304 供给的 B 模式图像数据和上述 ECG 信号合成以后,生成显示用数据。

[0125] 而且,显示单元 306 把在显示用数据生成单元 305 中生成的显示用数据进行 D/A 变换以及 TV 格式变换,生成影像信号,显示在监视器上(图 10 的步骤 S21)。

[0126] 如果依据以上叙述的本发明的第 2 实施例,则在使用从被检查体得到的 RAW 数据进行图像数据或分析数据等的生成时,通过在 RAW 数据和生理信号中附加共同的基准时刻信息,能够高精度地进行使用该 RAW 数据生成的图像数据或分析数据与生理信号的同步显示。另外,在第 2 实施例的方法中,由于不需要以 ECG 信号的 R 波那样的特定定时为基准,因此能够容易地进行用于同步显示的处理。

[0127] 另外,在本实施例中,与第 1 实施例的变形例相同,也可以把基准时刻信息附加到 RAW 数据的像素中。

[0128] 实施例 3

[0129] 其次,使用图 11 至图 14 说明本发明的第 3 实施例。该第 3 实施例的特征在于通过在 RAW 数据中附加与基于超声波收发波的 RAW 数据的生成并行收集的生理信号所对应的生理数据,进行使用该 RAW 数据生成的图像数据或分析数据与生理数据的同步显示。

[0130] 图 11 是表示第 3 实施例中的超声波成像装置 120 的整体结构的框图,在与图 4 所示的第 1 实施形态中的超声波成像装置 100 相同功能部分上用相同的号码表示,省略其详细的说明。

[0131] 即,图 11 的超声波成像装置 120 具备对从 RAW 数据生成单元 250 供给的 RAW 数据附加生理数据的生理数据添加单元 317,进而,包括:具有与第 1 实施同样功能的超声波探测器 201、收发单元 200、RAW 数据生成单元 250、RAW 数据存储单元 302、图像·分析数据生成单元 300、显示用数据生成单元 305、显示单元 306、输入单元 307 以及系统控制单元 308 的各部分。

[0132] 其次,使用图 12 的流程说明第 3 实施例中的图像数据与生理数据同步显示的顺序。另外,在第 3 实施例中也以从 B 模式用 RAW 数据生成的 B 模式图像数据与 ECG 数据的同步显示为例进行说明,但是并不限于这种情况。

[0133] 按照与上述第 1 实施例或第 2 实施例同样的顺序,进行装置的初始设定(图 12 的步骤 S1)、收集对第 1 扫描方向的 B 模式用 RAW 数据(图 12 的步骤 S2)以及收集 ECG 信号(图 12 的步骤 S3),B 模式用 RAW 数据和 ECG 信号供给到生理数据添加单元 317。

[0134] 生理数据添加单元 317 把从生理信号计测单元 311 供给的 ECG 信号变换为 ECG 数

据后保存到设置在 B 模式用 RAW 数据的标题部分或像素中的生理数据存储区（图 12 的步骤 S24）。即使在几乎同一时刻进行超声波的收发和 ECG 信号的收集，但是由于装置内的信号 传送路径的差别，有时 RAW 数据和 ECG 信号到达生理数据添加单元 317 的时刻不同。这样的情况下，在生理数据添加单元 317 中，在 RAW 数据上附加 ECG 数据时，需要考虑该到达时刻的差异。

[0135] 例如，根据系统结构上的原因，与超声波的收发在同一时刻收集的 ECG 信号比 RAW 数据延迟一定时间到达生理数据添加单元 317 的情况下，在某个时刻到达生理数据添加单元 317 的生理信号需要附加到比其提前一定时间到达生理数据添加单元 317 的 RAW 数据中。为此，需要预先暂时保存大于一定时间的 RAW 数据的缓冲存储器。而且，到达在此的 RAW 数据写入到该缓冲存储器中。此时，如果一个扇区的数据写入到一个地址中，则可以认为该缓冲存储器的一个地址与下式的时间 T1 相当。

[0136] $T1 = (1 / \text{脉冲重复频率}) / \text{发送多极的级数}$

[0137] 发送多极的级数：为了生成一个扇区（RAW 数据）所需要的发送数

[0138] 与 RAW 数据在同一时刻收集的 ECG 信号如果比 RAW 数据延迟 T2 到达生理数据添加单元 317，则到达了生理数据添加单元 317 的 ECG 信号作为 ECG 数据，附加到比最新 RAW 数据写入地址还 T2/T1、过去的地址的 RAW 数据中。另外，在 ECG 信号的收集间隔是 T3 的情况下，成为附加与 T3/T1 部分的地址的 RAW 数据相同的 ECG 数据。而且，附加了 ECG 数据的 B 模式用 RAW 数据保存到 RAW 数据存储单元 302 内（图 12 的步骤 S25）。

[0139] 接着，系统控制单元 308 对第 2 扫描方向至第 M 扫描方向也进行 B 模式用 RAW 数据的收集，进而，反复进行对第 1 扫描方向至第 M 扫描方向的 B 模式用 RAW 数据的收集。而且，此时得到的每一个 B 模式用 RAW 数据在生理数据添加单元 317 中附加 ECG 数据后保存到 RAW 数据存储单元 302 中。

[0140] 另一方面，图像·分析数据生成单元 300 的 RAW 数据处理单元 303 从暂时保存在 RAW 数据存储单元 302 内的 B 模式用 RAW 数据中，顺序读出规定时相的 B 模式用 RAW 数据和 ECG 数据，把所读出的 B 模式用 RAW 数据供给到图像数据生成单元 304，把 ECG 数据 供给到显示用数据生成单元 305（图 12 的步骤 S26）。接着，图像数据生成单元 304 把 RAW 数据处理单元 303 读出的规定时相的一帧部分的 B 模式用 RAW 数据进行扫描变换，生成 B 模式图像数据，供给到显示用数据生成单元 305（图 12 步骤 S27）。

[0141] 接着，显示用数据生成单元 305 把从 RAW 数据处理单元 303 供给的 ECG 信号和从图像数据生成单元 304 供给的 B 模式图像数据进行合成，生成显示用数据。而且，显示单元 306 把在显示用数据生成单元 305 中生成的显示用数据进行 D/A 变换以及 TV 格式变换后显示在监视器上（图 12 的步骤 S28）。

[0142] 图 13 表示第 3 实施例中的 B 模式用 RAW 数据的构造的具体例子。例如，用 12 比特构成对第 1 扫描方向（01）得到的 B 模式用 RAW 数据 B-1 的像素 a11 至 a1L 的每一个，该 B 模式用 RAW 数据 B-1 的像素 a1（L-11）至 a1L 的 12 像素的 LSB 设定在生理数据存储区 A10c 中。即，从图 11 的生理信号计测单元 311 供给的 12 比特 ECG 数据保存在生理数据存储区 A10c 中。另外，这种情况下，也与图 8 的情况相同，由于用各像素的 LSB 构成生理数据存储区 A10c，因此对 B 模式图像数据的画质产生的影响很小。

[0143] 另一方面，图 14 表示第 3 实施例中的 RAW 数据的构造的其它具体例子。与图 13

的情况相同,用 12 比特构成对第 1 扫描方向 ($\theta 1$) 得到 B 模式用 RAW 数据 B-1 的像素 a11 至 a1L 的每一个。在此,把该 B 模式用 RAW 数据 B-1 的像素 a1L 中的 12 比特 (LSB 至 MSB) 设定在生理数据存储区 A10c 中。这种情况下,由于像素 a1L 全部保存 ECG 信号的信息,因此在显示 B 模式图像数据时,最好进行用于显示像素 a1L 的消隐处理。另外, B 模式用 RAW 数据 B-1 的像素从 L 个开始增加,在 a1(L+1) 中设定生理数据存储区。另外,也可以嵌入到其它附加信息存在的 header/footer 信息区中。

[0144] 如果依据以上叙述的本发明的第 3 实施例,则在使用从被检查体得到 RAW 数据进行图像数据或分析数据等的生成时,通过把与 RAW 数据的收集并行得到的生理信号作为生理数据附加到 RAW 数据中,能够正确而且容易地进行使用该 RAW 数据生成的图像数据或分析数据与生理信号的同步显示。

[0145] 进而,如果依据该实施例的方法,则由于不需要附加对 ECG 信号的时刻信息,因此能够使装置的结构简化。

[0146] 以上叙述了本发明的实施例,而本发明并不限于上述的实施例,能够进行各种变形。例如,如已经叙述的那样,在上述实施例中叙述了从 B 模式用 RAW 数据生成的 B 模式图像数据与 ECG 信号的同步显示,而并不限于这种情况。例如,与生理信号同步显示的图像数据或分析数据也可以是彩色多普勒图像数据或多普勒频谱数据等。另外,上述生理信号也可以是脑波、心音、血压波形、呼吸波形、阻抗波形等。

[0147] 特别是,在对彩色多普勒用 RAW 数据的像素附加时刻信息或生理信号的情况下,最好利用使用频率或重要性比较低的分散值像素。

[0148] 另外,上述实施例中的 RAW 数据区为扫描方向单位的 RAW 数据 (即,扇区数据),而只要是进行扫描变换之前的超声波数据则就没有特别限定。另一方面,叙述了在时刻信息的生成中使用的生理信号计测单元安装在超声波成像装置内部的情况,而也可以单独设置。

[0149] 进而,在上述实施例中,叙述了一个图像数据或分析数据与一个生理信号的同步显示,而也可以是多个生理信号与多个图像数据和分析数据的同步显示。

[0150] 另外,对模拟方式叙述了上述第 1 实施例的超声波接收单元,而也可以是数字方式。另外,叙述了二维地收集这些实施例中的 RAW 数据的情况,而也可以是三维地收集。而且,这种情况下超声波探测器最好二维地排列用于收集三维 RAW 数据的超声波振子。

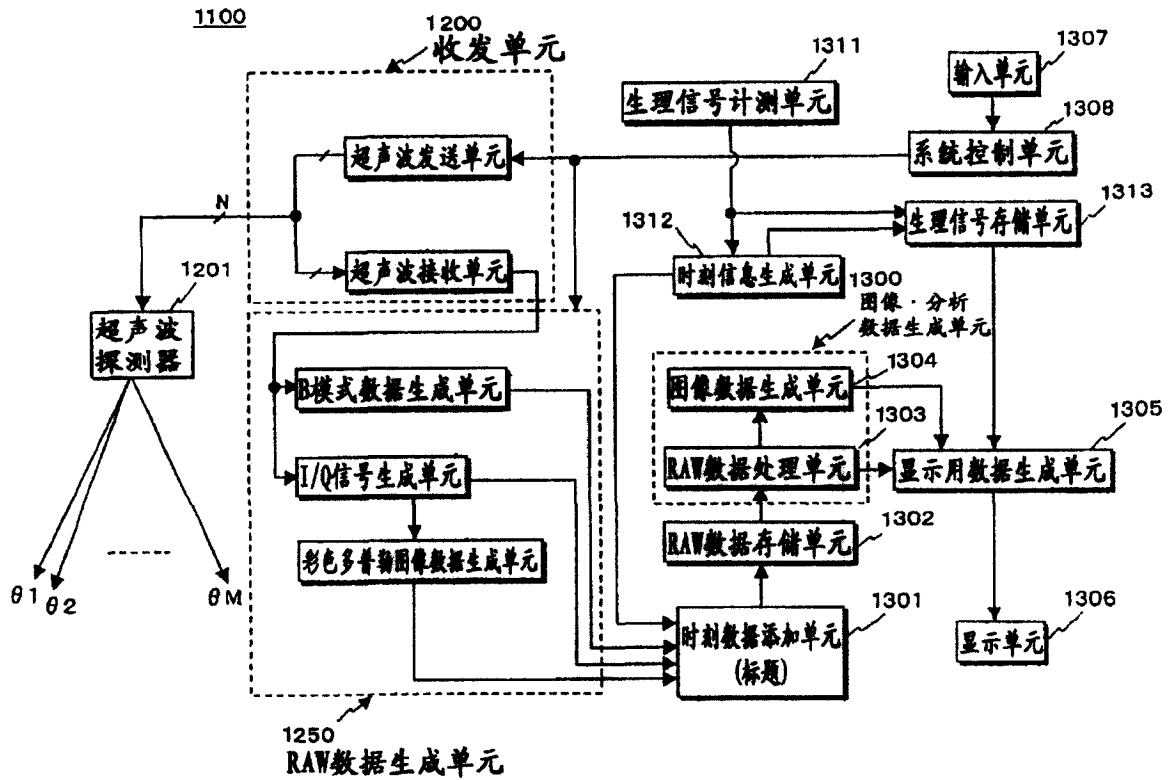


图 1

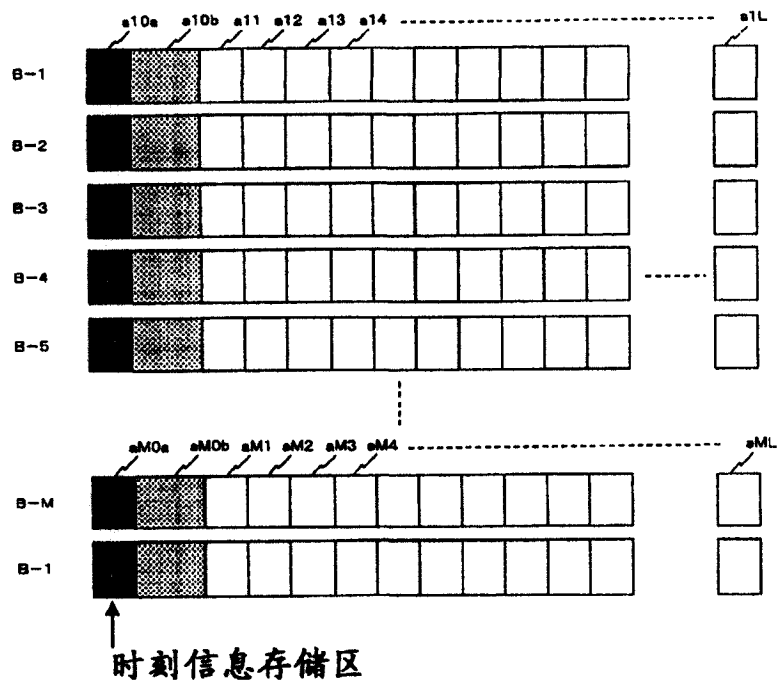


图 2

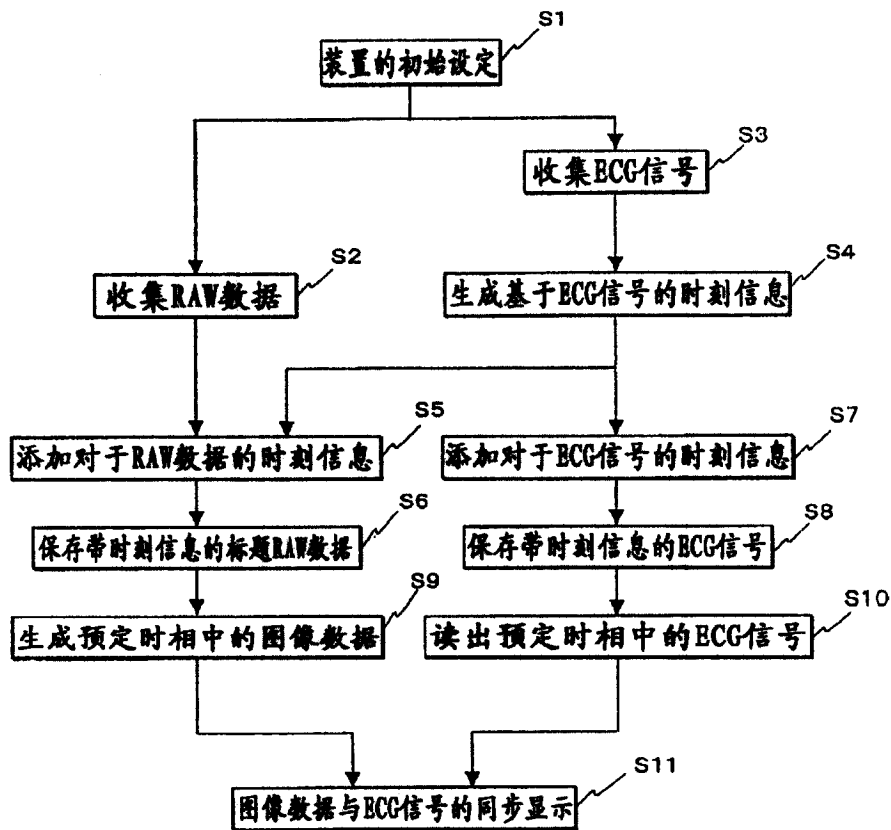


图 3

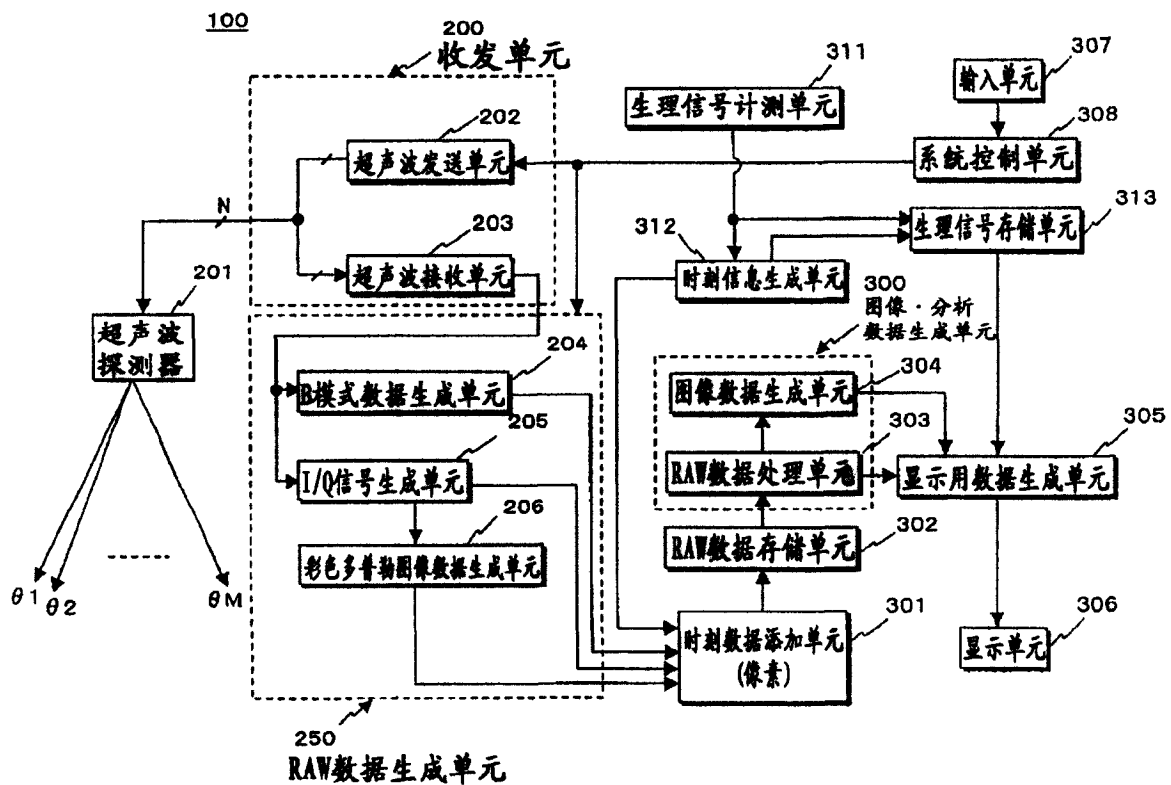


图 4

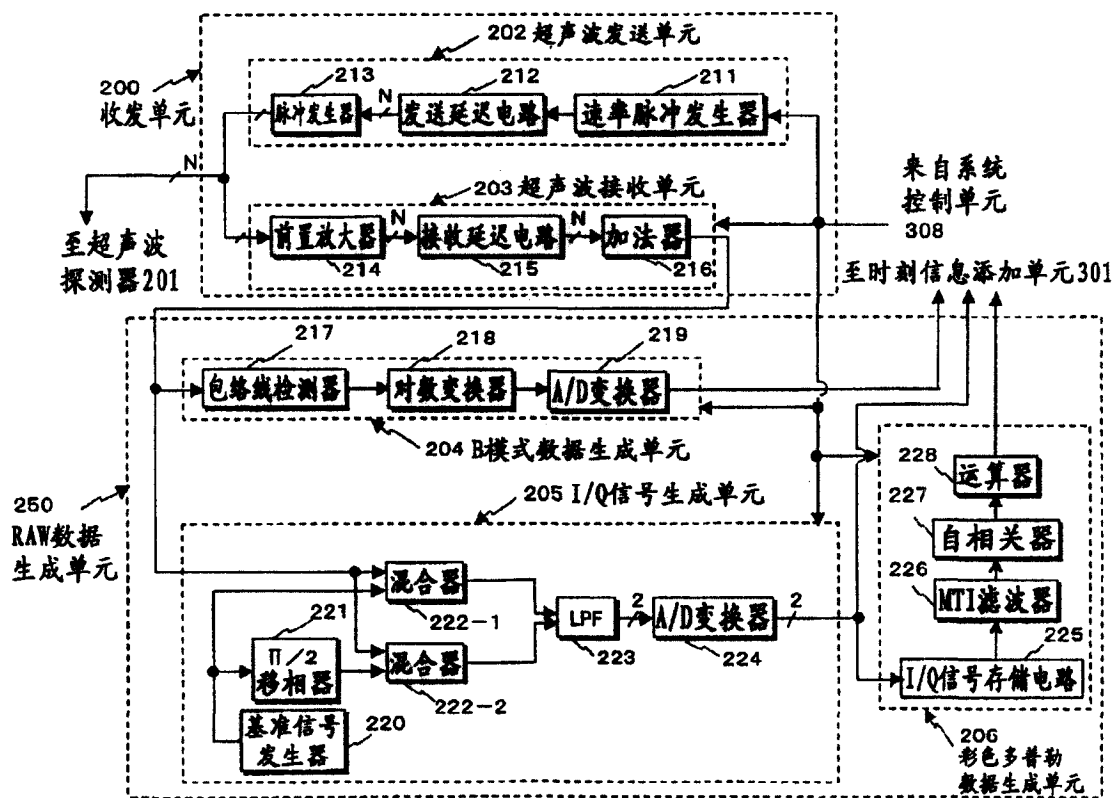


图 5

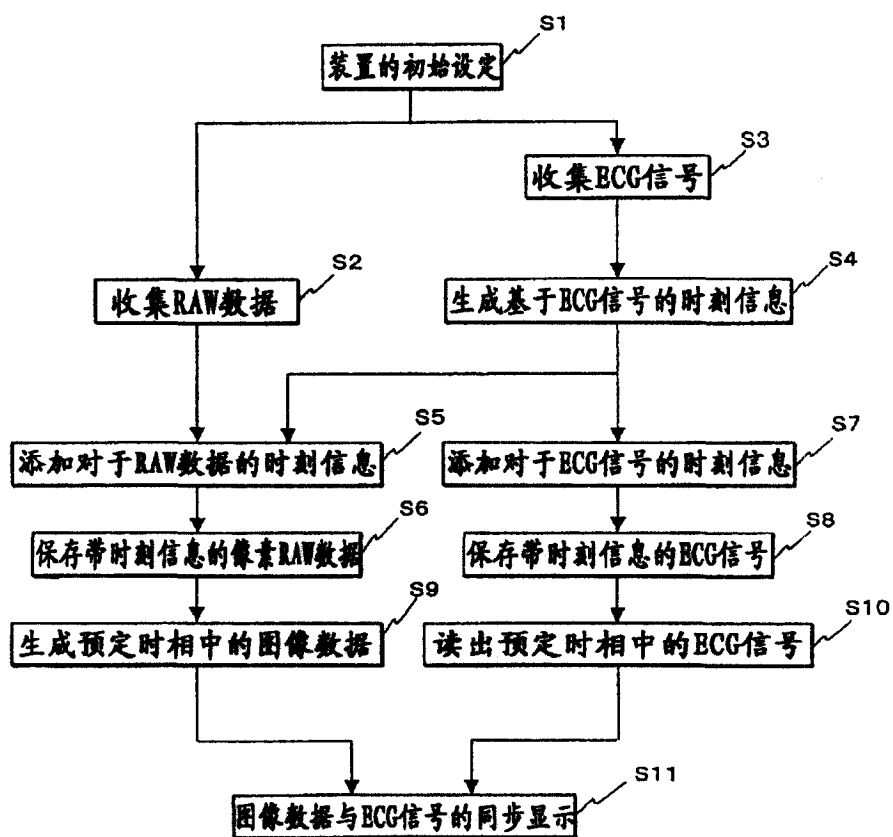


图 6

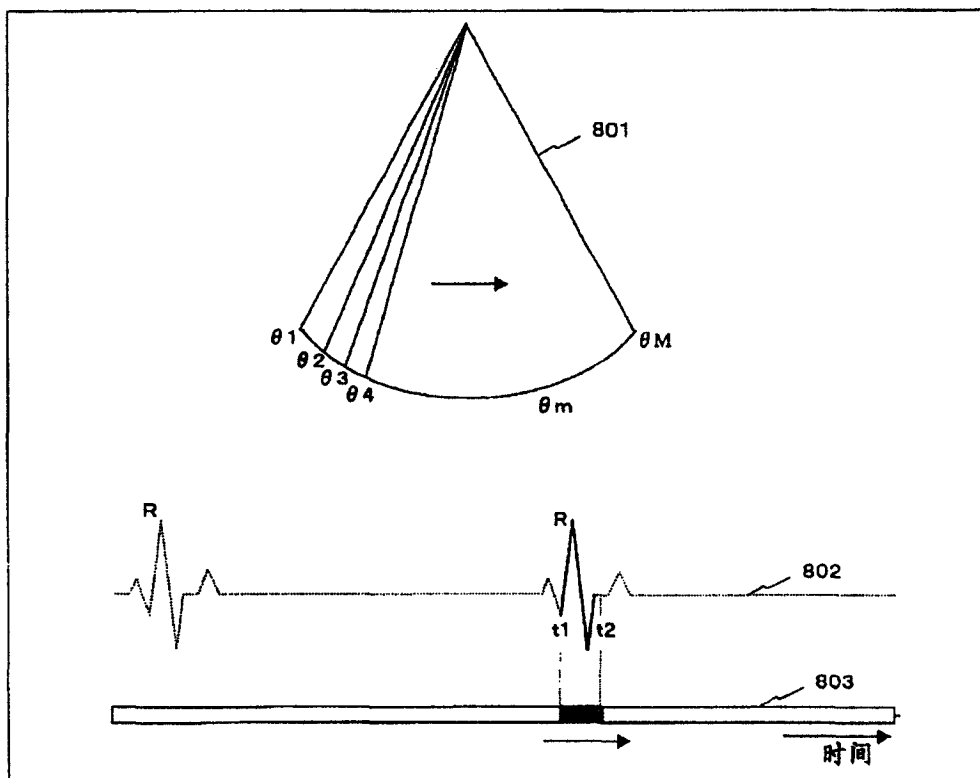


图 7

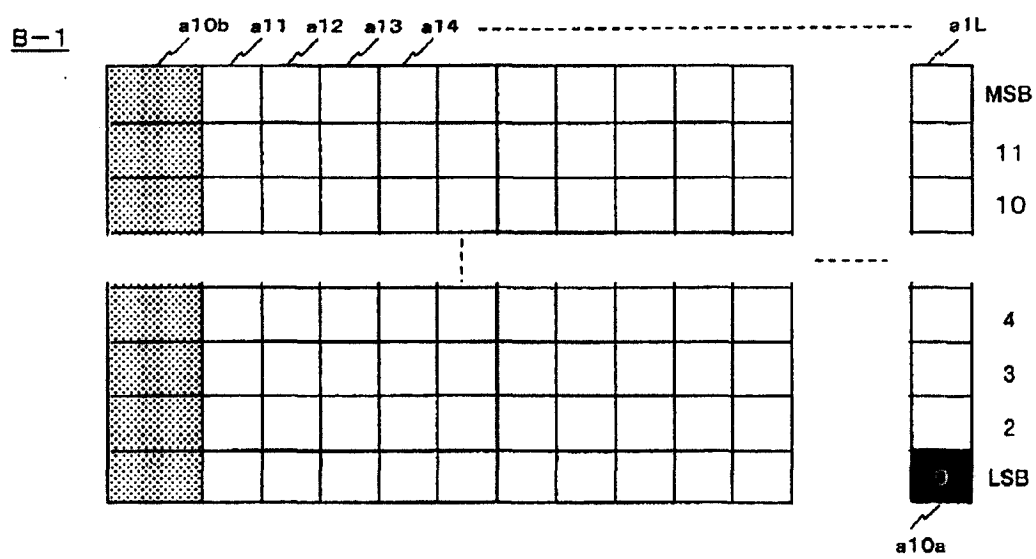


图 8

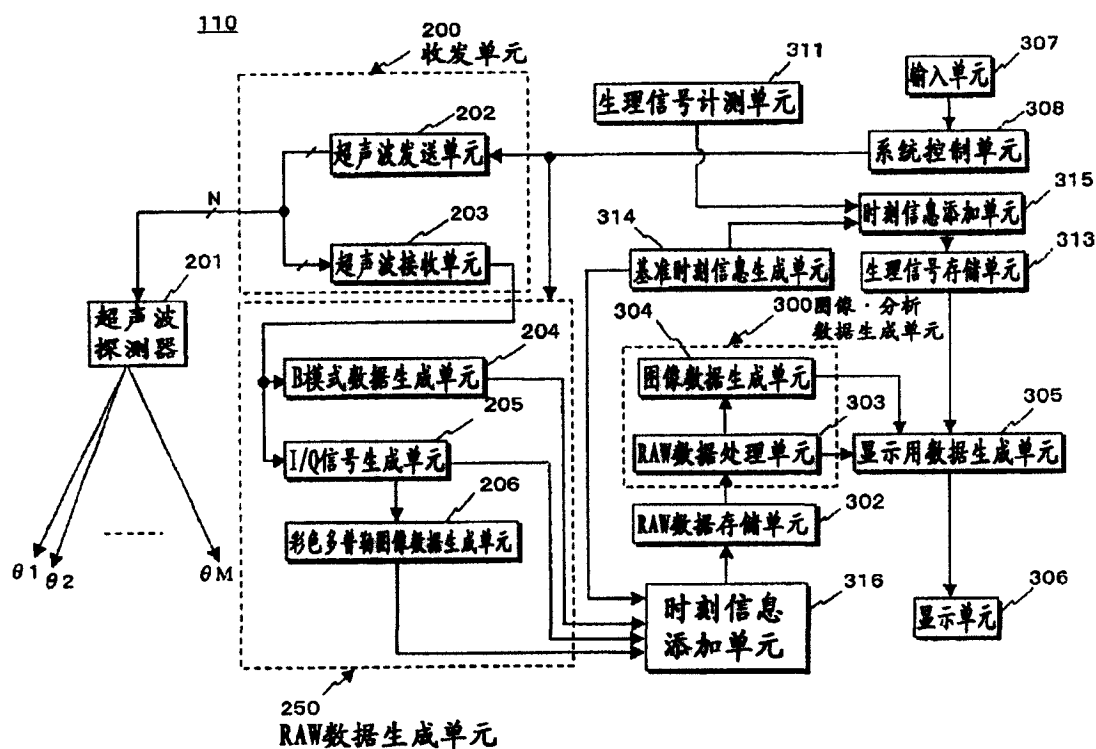


图 9

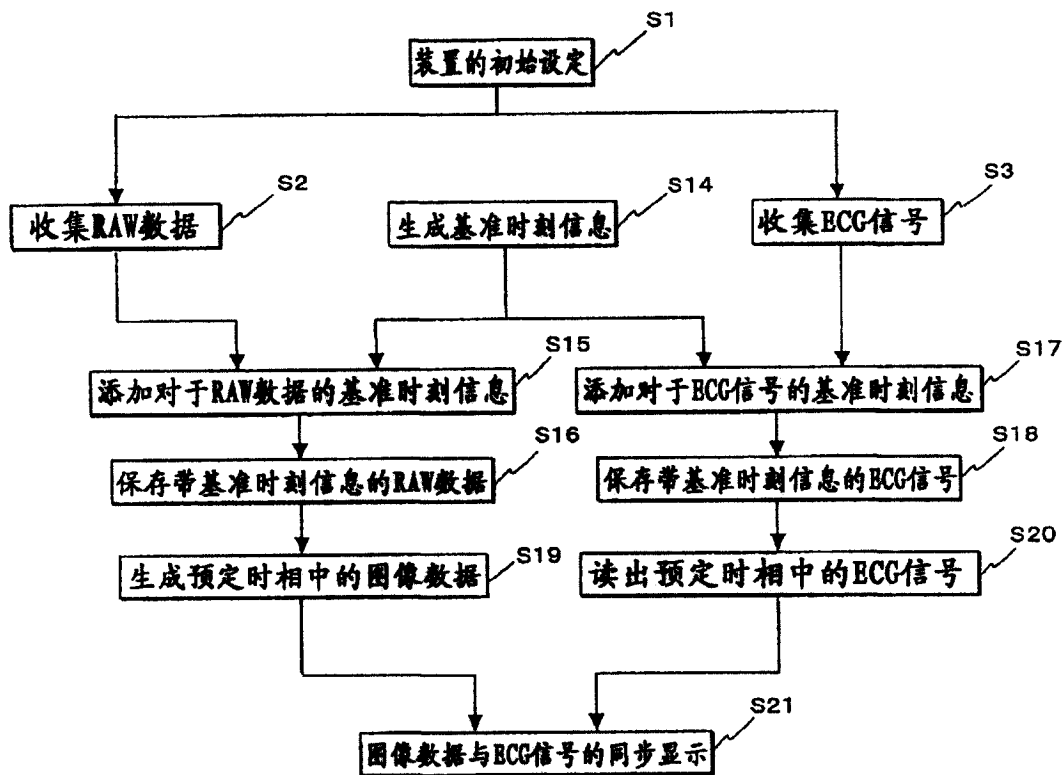


图 10

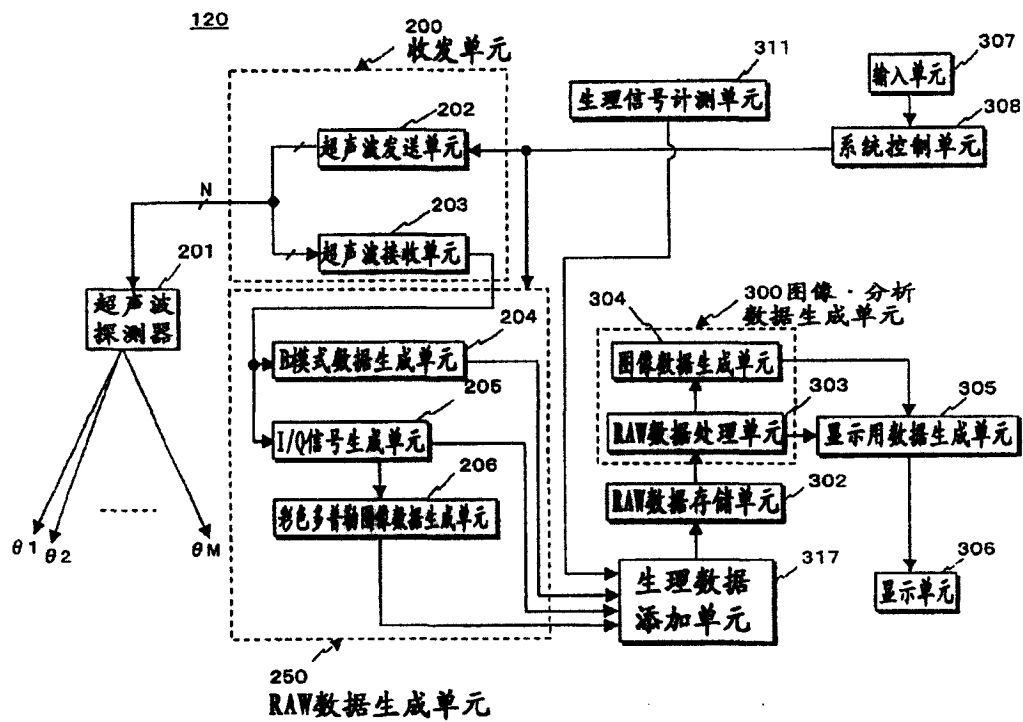


图 11

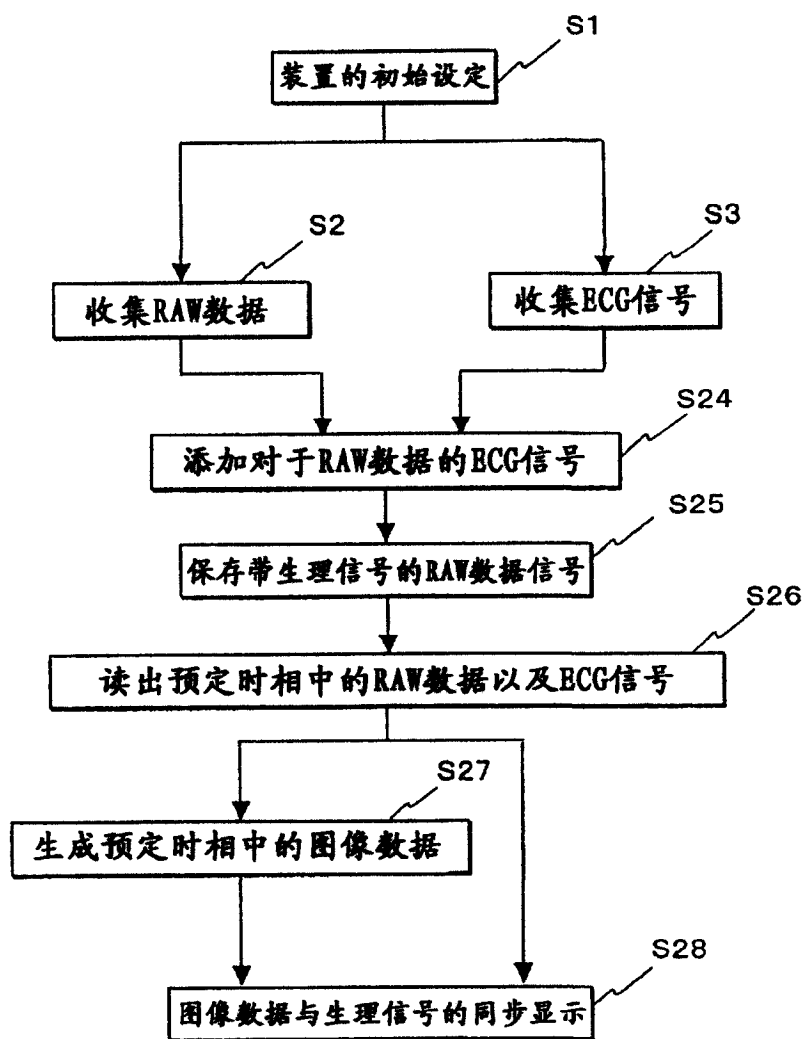


图 12

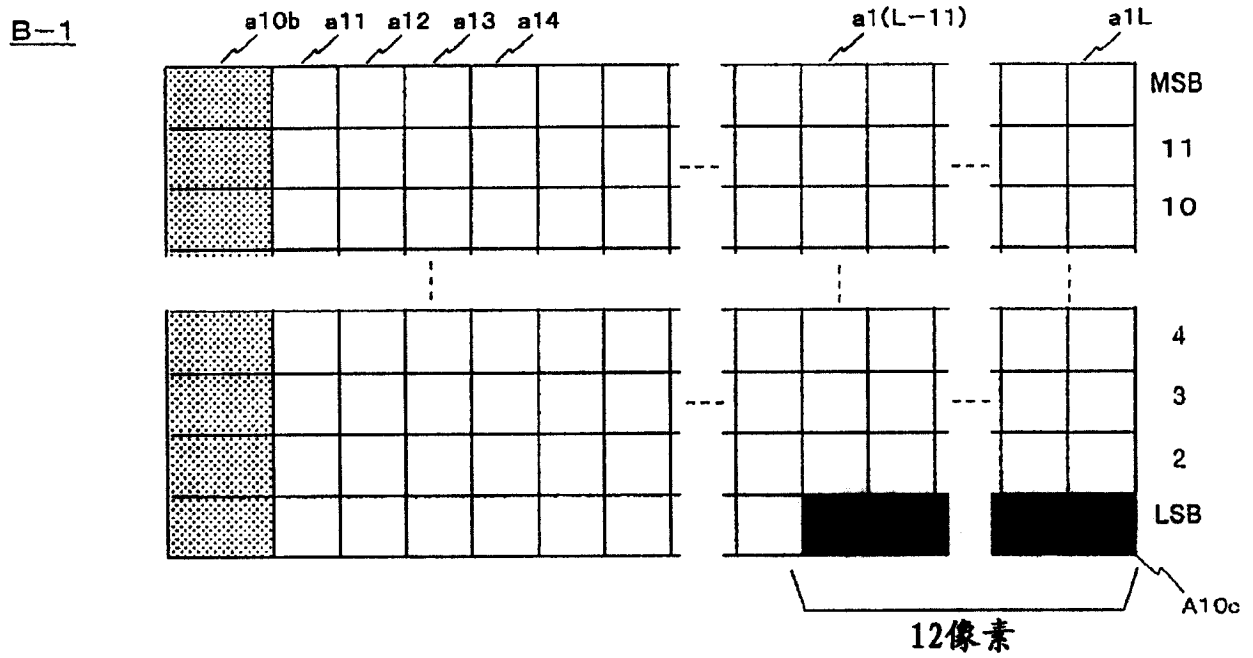


图 13

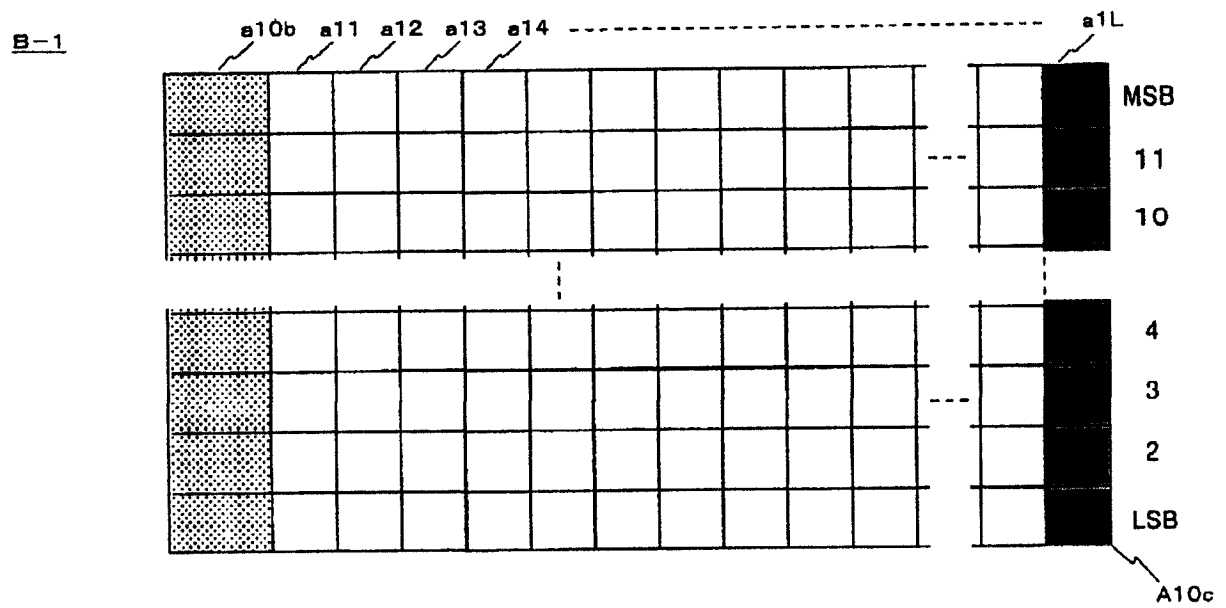


图 14

专利名称(译)	超声波成像装置和超声波成像方法		
公开(公告)号	CN1757380B	公开(公告)日	2010-12-08
申请号	CN200510096689.3	申请日	2005-08-31
[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	小林丰 内堀孝信 永井岳年 佐藤晃一		
发明人	小林丰 内堀孝信 永井岳年 佐藤晃一		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/13 G01N29/06		
CPC分类号	A61B5/044 A61B8/463		
代理人(译)	吴丽丽		
审查员(译)	黄曦		
优先权	2004252669 2004-08-31 JP		
其他公开文献	CN1757380A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供高精度地进行图像数据或分析数据与生理信号的同步的超声波成像装置以及超声波成像方法，特征是包括：具有用于对被检查体进行超声波发送接收的超声波振子的超声波探测器、驱动上述超声波振子来对上述被检查体的多个方向进行超声波扫描的收发单元、根据由该收发单元得到的接收信号生成接收数据的接收数据生成单元、生成与超声波的发送或接收有关的时刻信息的时刻信息生成单元、在上述接收数据的一部分像素数据中附加上述时刻信息的时刻信息添加单元。

