



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103083044 A

(43) 申请公布日 2013. 05. 08

(21) 申请号 201210428779. 8

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2012. 10. 31

A61B 8/00 (2006. 01)

(30) 优先权数据

2011-243782 2011. 11. 07 JP

2012-205525 2012. 09. 19 JP

(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 小笠原洋一

(74) 专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司

公司 11227

代理人 李伟 舒艳君

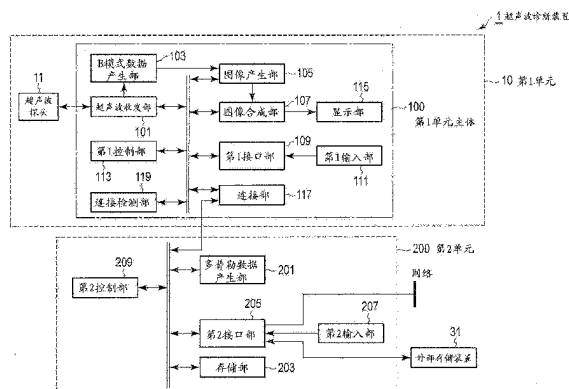
权利要求书3页 说明书22页 附图12页

(54) 发明名称

超声波诊断装置

(57) 摘要

本发明涉及超声波诊断装置,提供一种与医院内外的临床现场对应的超声波诊断装置。本实施方式的超声波诊断装置是具备具有超声波探头的第1单元和能够装卸地与第1单元连接的第2单元的超声波诊断装置,第1单元具备:收发部,其借助超声波探头在与被检体之间收发超声波,并产生接收信号;第1超声波图像产生部,其基于接收信号,以第1处理速度以及第1处理功能产生第1超声波图像;连接部,其将第1单元连接于第2单元;以及连接检测部,其对第1单元与第2单元的连接进行检测,第2单元具备:第2超声波图像产生部,其具有比第1处理速度快的第2处理速度、以及比第1处理功能多的第2处理功能,并以检测出连接为契机,基于接收信号产生具有比第1超声波图像的数据量多的数据量的第2超声波图像。



1. 一种超声波诊断装置, 具备具有超声波探头的第 1 单元和能够装卸地与所述第 1 单元连接的第 2 单元, 该超声波诊断装置的特征在于,

所述第 1 单元具备:

收发部, 其借助所述超声波探头在与被检体之间收发超声波, 并产生接收信号;

第 1 超声波图像产生部, 其基于所述接收信号, 以第 1 处理速度以及第 1 处理功能产生第 1 超声波图像;

连接部, 其将所述第 1 单元连接于所述第 2 单元; 以及

连接检测部, 其对所述第 1 单元与所述第 2 单元的连接进行检测,

所述第 2 单元具备:

第 2 超声波图像产生部, 其具有比所述第 1 处理速度快的第 2 处理速度、以及比所述第 1 处理功能多的第 2 处理功能, 并以检测出所述连接为契机, 基于所述接收信号来产生具有比所述第 1 超声波图像的数据量多的数据量的第 2 超声波图像。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置, 其中,

所述第 1 单元具有第 1 控制部, 该第 1 控制部对所述收发部与所述第 1 超声波图像产生部进行控制, 以检测出所述连接为契机来解除所述控制,

所述第 2 单元具有第 2 控制部, 该第 2 控制部以检测出所述连接为契机, 对所述收发部与所述第 2 超声波图像产生部进行控制。

3. 根据权利要求 2 所述的超声波诊断装置, 其中,

所述第 1 超声波图像产生部具有:

第 1B 模式数据产生部, 其基于所述接收信号来产生第 1B 模式数据; 和

第 1 图像产生部, 其基于所述第 1B 模式数据, 以所述第 1 处理速度以及所述第 1 处理功能来产生所述第 1 超声波图像,

所述第 2 超声波图像产生部具有:

第 2B 模式数据产生部, 其基于所述接收信号来产生具有比所述第 1B 模式数据的数据量多的数据量的第 2B 模式数据; 和

第 2 图像产生部, 其基于所述第 2B 模式数据, 以所述第 2 处理速度与所述第 2 处理功能来产生所述第 2 超声波图像。

4. 根据权利要求 3 所述的超声波诊断装置, 其中,

所述第 2 超声波图像具有比所述第 1 超声波图像的分辨率高的分辨率。

5. 根据权利要求 2 所述的超声波诊断装置, 其中,

所述第 1 超声波图像产生部具有:

第 1 多普勒数据产生部, 其基于所述接收信号来产生第 1 多普勒数据; 和

第 1 图像产生部, 其基于所述第 1 多普勒数据, 以所述第 1 处理速度以及所述第 1 处理功能来产生所述第 1 超声波图像,

所述第 2 超声波图像产生部具有:

第 2 多普勒数据产生部, 其基于所述接收信号, 来产生具有比所述第 1 多普勒数据的数据量多的数据量的第 2 多普勒数据; 和

第 2 图像产生部, 其基于所述第 2 多普勒数据, 以所述第 2 处理速度与所述第 2 处理功能来产生所述第 2 超声波图像。

6. 根据权利要求 2 所述的超声波诊断装置, 其中,

所述第 1 控制部为了驱动设置于所述超声波探头的多个振子中的一部分振子而对所述收发部进行控制,

所述第 2 控制部为了驱动所述多个振子而对所述收发部进行控制。

7. 一种超声波诊断装置, 具备至少一个具有超声波探头的第 1 单元以及经由网络与所述第 1 单元连接的第 2 单元, 该超声波诊断装置的特征在于,

所述第 1 单元具有:

收发部, 其借助所述超声波探头在与被检体之间收发超声波, 并产生接收信号;

第 1 数据转送部, 其经由所述网络, 将所述接收信号向所述第 2 单元转送; 以及

显示部, 其对与所述被检体相关的超声波图像进行显示,

所述第 2 单元具有:

B 模式数据产生部, 其基于所述转送来的所述接收信号来产生 B 模式数据;

多普勒数据产生部, 其基于所述转送来的所述接收信号来产生多普勒数据;

图像产生部, 其基于所述 B 模式数据与所述多普勒数据中的至少一个来产生所述超声波图像; 以及

第 2 数据转送部, 其用于将所述产生的超声波图像向所述第 1 单元转送,

其中, 所述显示部对从所述第 2 数据转送部转送来的所述超声波图像进行显示。

8. 一种超声波诊断装置, 具备至少一个具有超声波探头的第 1 单元以及经由网络与所述第 1 单元连接的第 2 单元, 该超声波诊断装置的特征在于,

所述第 1 单元具备:

收发部, 其借助所述超声波探头在与被检体之间收发超声波, 并产生接收信号;

B 模式数据产生部, 其基于所述接收信号来产生 B 模式数据;

多普勒数据产生部, 其基于所述接收信号来产生多普勒数据; 以及

第 1 数据转送部, 其用于经由所述网络, 将所述产生的 B 模式数据与所述产生的多普勒数据向所述第 2 单元转送,

所述第 2 单元具备:

图像产生部, 其基于所述 B 模式数据与所述多普勒数据中的至少一个来产生超声波图像; 以及

第 2 数据转送部, 其用于经由所述网络, 将所述超声波图像向所述第 1 单元转送。

9. 根据权利要求 8 所述的超声波诊断装置, 其中,

所述第 1 单元还具有对从所述第 2 单元转送来的超声波图像进行显示的显示部。

10. 一种超声波诊断装置, 具备至少一个具有超声波探头的第 1 单元以及经由网络与所述第 1 单元连接的第 2 单元, 该超声波诊断装置的特征在于,

所述第 1 单元具有:

收发部, 其借助所述超声波探头在与被检体之间收发超声波, 并产生接收信号;

第 1 超声波图像产生部, 其基于所述接收信号, 以第 1 处理速度以及第 1 处理功能来产生所述第 1 超声波图像; 以及

第 1 数据转送部, 其经由所述网络, 将所述接收信号向所述第 2 单元转送,

所述第 2 单元具有:

第2超声波图像产生部,其具有比所述第1处理速度快的第2处理速度、以及比所述第1处理功能多的第2处理功能,并基于所述接收信号来产生具有比所述第1超声波图像的数据量多的数据量的第2超声波图像。

11. 根据权利要求10所述的超声波诊断装置,其中,

所述第1单元具有:

连接检测部,其对所述第1单元与所述第2单元的经由所述网络的连接进行检测;以及
第1控制部,其对所述收发部与所述第1超声波图像产生部进行控制,以检测出所述连接为契机来解除所述控制,

其中,所述第2单元具有第2控制部,该第2控制部以检测出所述连接为契机,对所述收发部与所述第2超声波图像产生部进行控制。

超声波诊断装置

[0001] 本申请要求 2011 年 11 月 7 日在日本申请的专利申请号 2011-243782 的优先权, 以及 2012 年 9 月 19 日在日本申请的专利申请号 2012-205525 的优先权, 并将它们全部内容并入本申请。

技术领域

[0002] 本发明涉及超声波诊断装置

背景技术

[0003] 以往的超声波诊断装置根据形态, 大致分为在医院内利用的固定型与在家庭医疗、运动场、灾害现场等利用的便携型。通常, 固定型的超声波诊断装置的构成规模比便携型的超声波诊断装置的构成规模大。另外, 固定型的超声波诊断装置的价格根据构成规模, 比便携型的超声波诊断装置的价格高。并且, 固定型的超声波诊断装置的性能以及功能根据构成规模以及价格, 也比便携型的超声波诊断装置的性能以及功能高。通常便携型的超声波诊断装置具有超声波诊断装置中的基本的性能以及功能。因此, 便携型的超声波诊断装置中的性能以及功能与固定型的超声波诊断装置的性能以及功能相比被限定。

[0004] 以往, 为了支持使用固定型的超声波诊断装置的状况(以下, 称为固定状况) 与使用便携型的超声波诊断装置的状况(以下, 称为便携状况) 这两种状况中的超声波诊断, 采用以下那样的两种对应。

[0005] 第 1 对应是分别购入分别适合于两种状况的超声波诊断装置。在该第 1 对应中, 存在因购买多台超声波诊断装置而导致的成本的问题。

[0006] 第 2 对应是利用适合于两种状态中的任一个状况的超声波诊断装置而在另一个状况下使用。对于将固定型的超声波诊断装置在便携状况中使用的情况, 存在装置的搬运、可动性的问题。另外, 对于将便携型的超声波诊断装置在固定状况中使用的情况, 存在装置的性能以及功能不足的问题。对于便携型的超声波诊断装置的性能不足以及功能不足, 通过将高功能的 CPU (Central Processing Unit) 以及 GPU (Graphics Processing Unit) 等安装于便携型的超声波诊断装置来解决。然而, 存在以下那样的问题。向装置安装高功能的 CPU 以及 GPU, 会使装置的成本增大, 并且产生消耗电力的增大、尺寸以及重量的增加。由此, 存在便携型的超声波诊断装置的良好可移动性等优点变弱的问题。

发明内容

[0007] 本发明的目的在于提供一种与医院内外的临床现场对应的超声波诊断装置。

[0008] 本实施方式的超声波诊断装置是具备具有超声波探头的第 1 单元和能够装卸地与上述第 1 单元连接的第 2 单元的超声波诊断装置, 上述第 1 单元具备: 收发部, 其借助上述超声波探头在与被检体之间收发超声波, 并产生接收信号; 第 1 超声波图像产生部, 其基于上述接收信号, 以第 1 处理速度以及第 1 处理功能产生第 1 超声波图像; 连接部, 其将上述第 1 单元连接于上述第 2 单元; 以及连接检测部, 其对上述第 1 单元与上述第 2 单元的连

接进行检测,上述第2单元具备:第2超声波图像产生部,其具有比上述第1处理速度快的第2处理速度、以及比上述第1处理功能多的第2处理功能,并以检测出上述连接为契机,基于上述接收信号产生具有比上述第1超声波图像的数据量多的数据量的第2超声波图像。

[0009] 能够提供与医院内外的临床现场对应的超声波诊断装置。

附图说明

[0010] 图1是表示第1实施方式的超声波诊断装置的构成的构成图。

[0011] 图2是表示第1实施方式的超声波图像产生处理的流程的一个例子的流程图。

[0012] 图3是表示第2实施方式的超声波诊断装置的构成的构成图。

[0013] 图4是表示第2实施方式的超声波图像产生处理的流程的一个例子的流程图。

[0014] 图5是表示第3实施方式的超声波诊断装置的构成的构成图。

[0015] 图6是表示第3实施方式的超声波图像产生处理的流程的一个例子的流程图。

[0016] 图7是表示第4实施方式的超声波诊断装置的构成的构成图。

[0017] 图8是表示第4实施方式的超声波图像产生处理的流程的一个例子的流程图。

[0018] 图9是表示第5实施方式的超声波诊断装置的构成的构成图。

[0019] 图10是表示第5实施方式的超声波图像产生处理的流程的一个例子的流程图。

[0020] 图11是表示第6实施方式的超声波诊断装置的构成的构成图。

[0021] 图12是表示第7实施方式的超声波诊断装置的构成的构成图。

[0022] 附图标记的说明

[0023] 1…超声波诊断装置,10…第1单元,11…超声波探头,31…外部存储装置,37…网络监视器,100…第1单元主体,101…超声波收发部,102…第1B模式数据产生部,103…B模式数据产生部,104…第1图像产生部,105…图像产生部,106…第1图像合成部,107…图像合成部,108…第1显示部,109…第1接口,110…第1数据转送部,111…第1输入部,113…第1控制部,115…显示部,117…连接部,119…连接检测部,120…第1多普勒数据产生部,200…第2单元,201…多普勒数据产生部,202…第2B模式数据产生部,203…存储部,204…第2图像产生部,205…第2接口,206…第2图像合成部,207…第2输入部,208…第2显示部,209…第2控制部,210…第2数据转送部,220…第2多普勒数据产生部

具体实施方式

[0024] 在一般情况下,根据一个实施例的超声波诊断装置具备:具有超声波探头的第1单元,以及相对于第1单元能够装卸地连接的第2单元。第1单元具备收发部、第1超声波图像产生部、连接部、连接检测部。收发部经由超声波探头在与被检体之间进行超声波的收发,产生接收信号。第1超声波图像产生部基于接收信号,以第1处理速度以及第1处理功能产生第1超声波图像。连接部将第1单元连接于第2单元。连接检测部对第1单元与第2单元的连接进行检测。第2单元具有第2超声波图像产生部。第2超声波图像产生部具有比第1处理速度快的第2处理速度、比上述第1处理功能多的第2处理功能,将连接的检测作为契机,基于接收信号产生具有比第1超声波图像的数据量多的第2超声波图像。

[0025] 以下,参照附图对本实施方式的超声波诊断装置进行说明。此外,在以下的说明

中,对于具有大致相同的构成的构成要素赋予相同附图标记,仅在必要时进行重复说明。

[0026] (第1实施方式)

[0027] 图1是表示第1实施方式的超声波诊断装置1的功能块构成图。如图1所示,超声波诊断装置1具备:具有超声波探头11的第1单元10、相对于第1单元10能够装卸的第2单元200。

[0028] 第1单元10具有超声波探头11与第1单元主体100。第1单元主体100具有:超声波收发部101、B模式数据产生部103、图像产生部105、图像合成部107、第1接口部109、第1输入部111、第1控制部113、显示部115、连接部117、以及连接检测部119。第1单元10具有超声波的收发功能与产生B模式图像的功能。另一方面,后述的第2单元200具有产生后述的多普勒数据的功能。产生多普勒数据的功能与产生后述的B模式数据的功能相比,需要较多的滤波器以及复杂的计算功能。因此,第1单元10与第2单元200相比成为小型且省电力的单元。

[0029] 超声波探头11具有压电陶瓷等的作为声音/电气可逆的变换元件的多个压电振子。多个压电振子被并列设置,并装配于超声波探头11的前端。各压电振子根据所供给的驱动信号(电压脉冲)以规定的定时产生超声波。此外,超声波探头11可以是将多个压电振子沿一个方向排列的1维阵列探测器和将多个压电振子排列成二维矩阵状的二维阵列探测器中的任一个。以下,对一个压电振子构成一信道的装置进行说明。

[0030] 超声波收发部101具有未图示的发送部与接收部。发送部具有未图示的脉冲产生器、发送延迟电路、脉冲射电源。脉冲产生器以规定的定频频率(rate frequency)反复产生用于形成发送超声波的定频脉冲。脉冲产生器以例如5kHz的定频频率反复产生定频脉冲。该定频脉冲被分配为信道数,并向发送延迟电路发送。发送延迟电路向各定频脉冲赋予按每个信道将超声波集中为束状并决定发送指向性所需的延迟时间。此外,来自未图示的触发信号产生器的触发作为定时信号被供给至发送延迟电路。脉冲射电源在从发送延迟电路接受了定频脉冲的定时,向超声波探头11的每个振子施加电压脉冲。由此,超声波束向被检体发送。超声波发送时被驱动的信道数根据发送条件能够变更。

[0031] 接收部具有未图示的前置放大器、模拟数字转换器、接收延迟电路、以及加法器。前置放大器将来自经由超声波探头11获取的被检体的回波信号按信道进行放大,通过模拟数字转换器从模拟信号转换为数字信号。在接收中所利用的信道数也可根据目的而进行变更。接收延迟电路对转换为数字信号的回波信号赋予为了决定接收指向性所需的延迟时间。加法器根据来自后述的第1控制部113的接收延迟类型对多个回波信号进行相加。利用该加法运算,来自与接收指向性对应的方向的反射分量被加强。利用该发送指向性与接收指向性决定超声波收发信号的综合的指向性(利用该指向性,决定所谓的“超声波扫描线”)。此外,接收部也可具有通过1次超声波发送同时接收多个扫描线上所产生的回波信号的并列接收功能。

[0032] 超声波收发部101基于第1控制部113的控制,将产生的接收信号向B模式数据产生部103输出。超声波收发部101基于安装于后述的第2单元200的第2控制部209的控制,将产生的接收信号经由后述的连接部117向第2单元200输出。

[0033] B模式数据产生部103具有未图示的包络线检波器、对数变换器、模拟数字转换器。包络线检波器对向B模式数据产生部103输入的输入信号,即、从超声波收发部101输

出的接收信号执行包络线检波。对数变换器对检波信号的振幅进行对数变换来将较弱的信号相对地加强。由此, B 模式数据产生部 103 产生 B 模式数据。

[0034] 图像产生部 105 基于 B 模式数据产生 B 模式图像。图像产生部 105 基于从安装于后述的第 2 单元 200 的多普勒数据产生部 201 输出的多普勒数据, 产生平均速度图像、方差图像、功率图像以及它们的组合图像。图像产生部 105 除了产生上述图像之外, 还将超声波扫描的扫描线信号列变换为以电视等为代表的一般的视频格式的扫描线信号列(以下, 称为扫描转换)。图像产生部 105 通过该变换, 产生作为显示图像的超声波图像。具体而言, 图像产生部 105 在执行扫描转换时, 执行对相邻的扫描线间的数据进行插值的插值处理、基于各种滤波器的加强以及平滑化处理、帧相关处理等。此外, 图像产生部 105 也可安装存储图像数据的存储器等, 执行三维图像的重建处理等。

[0035] 图像合成部 107 具有未图示的电影回放存储器(cine memory)、帧存储器等。图像合成部 107 在从图像产生部 105 输出的图像上合成各种参数文字信息、刻度等。图像合成部 107 将合成的图像向显示部 115 输出。电影回放存储器是例如保存与在刚要死机之前的多个帧对应的超声波图像的存储器。通过对该电影回放存储器所存储的图像进行连续显示(电影回放显示), 能够显示超声波动态图像。帧存储器是对 1 帧的超声波图像进行存储的存储器, 该帧存储器当前存储的图像被显示于显示部 115。此外, 图像合成部 107 在第 1 单元 10 与第 2 单元 200 连接的状态下, 能够将后述的存储部 203 所存储的被检体的过去的超声波图像与图像产生部 105 所产生的图像一起显示。

[0036] 第 1 接口部 109 是与后述的第 1 输入部 111、未图示的生物体信号计测部等相关的接口。通过本超声波诊断装置 1 得到的超声波图像等的的数据等能够经由第 1 接口部 109 向其他的装置转送。

[0037] 第 1 输入部 111 与第 1 接口部 109 连接。第 1 输入部 111 将与 B 模式相关的关心区域(Region Of Interest : 以下称为 ROI)的范围、利用超声波扫描的范围(以下, 称为扫描范围)、扫描线密度、帧速率、与并列同时接收功能相关的扫描线数等的收发条件以及成像法的选择等取入本超声波诊断装置 1。作为成像法例如是二维成像法、三维成像法、包含时间进展在内的四维成像法、组织谐波成像(Tissue Harmonic Imaging : 以下称为 THI)法、弹性成像法等。

[0038] 第 1 输入部 111 具有未图示的轨迹球、开关按钮、鼠标、键盘等输入设备。输入设备对显示画面上所显示的光标的坐标进行检测, 将检测出的坐标向后述的第 1 控制部 113 输出。此外, 输入设备也可是以覆盖显示画面的方式设置的触摸面板。该情况下, 第 1 输入部 111 利用电磁感应式、电磁应变式、感压式等的坐标读取原理来检测被触摸指示的坐标, 将检测出的坐标向第 1 控制部 113 输出。另外, 若操作者操作第 1 输入部 113 的结束按钮或者 FREEZE 按钮, 则超声波的收发结束, 本超声波诊断装置 1 成为暂时停止状态。第 1 输入部 111 的输入与后述的第 2 输入部 207 的输入设备相比, 小型且省电力。

[0039] 第 1 控制部 113 具有未图示的存储器。存储器存储聚焦深度不同的多个接收延迟类型、与 B 模式相关的本超声波诊断装置 1 的控制程序等。具体而言, 第 1 控制部 113 基于经由第 1 输入部 111 输入的收发条件与所选择的成像法, 读出存储于存储器的接收延迟类型与控制程序。第 1 控制部 113 根据所输入的收发条件与被读出的控制程序, 对本超声波诊断装置 1 的第 1 单元 10 进行控制。

[0040] 第1控制部113基于来自后述的连接检测部119的第1输出,解除安装于第1单元主体100的各部的控制。第1输出是与第1单元10连接于第2单元200相关的信息。第1控制部113基于来自连接检测部119的第2输出,使安装于第1单元主体100的各部的控制开始。第2输出是与第1单元10和第2单元200未连接相关的信息。

[0041] 显示部115基于来自图像合成部107的输出,对超声波图像进行显示。显示部115具有液晶显示器(Liquid Crystal Display;以下称为LCD)。此外,显示部115也可具有与LCD不同的显示器。另外,对于显示部115而言,也可代替安装于第1单元10,而例如设置于载置有被检体的附近。此时,第1单元10与显示部115也可经由第1接口部109而连接。

[0042] 连接部117将第1单元10连接于第2单元200。此外,也可代替连接部117而使用第1接口部109。

[0043] 连接检测部119对基于连接部117的第1单元10与第2单元200的连接或者非连接进行检测。连接检测部119在第1单元10与第2单元200连接的情况下,将与连接相关的信息(第1输出)向第1控制部113和后述的第2控制部209输出。连接检测部119在第1单元10与第2单元200物理性地分离的情况下,将与非连接相关的信息(第2输出)向第1控制部113输出。

[0044] 第2单元200具有多普勒数据产生部201、存储部203、第2接口部205、第2输入部207、第2控制部209。此外,第2单元200也可经由第2接口部205连接心电图仪、心音计、脉搏计、呼吸传感器为代表的未图示的生物体信号计测部、外部存储装置31以及网络。

[0045] 多普勒数据产生部201具有未图示的多普勒信号产生部与彩色多普勒数据生成部。多普勒信号产生部具有未图示的混频器与低通滤波器(以下称为LPF)。混频器在从第1单元10的超声波收发部101经由连接部117而输出的信号上乘以具有与发送频率相同的频率 f_0 的基准信号。通过该相乘,得到具有多普勒偏移频率 f_d 分量的信号与 $(2f_0 + f_d)$ 的频率分量的信号。LPF从具有来自混频器的2种的频率分量的信号中去除了高的频率分量 $(2f_0 + f_d)$ 的信号。多普勒信号产生部通过除去高的频率分量 $(2f_0 + f_d)$ 的信号,产生具有多普勒偏移频率 f_d 的分量的多普勒信号。本处理也被称为正交检波。

[0046] 彩色多普勒数据生成部经由连接部117由超声波接收部101将进行了正交检波的多普勒信号作为输入,具有速度/方差/Power运算部。速度/方差/Power运算部具有未图示的MTI(Moving Target Indicator)滤波器、自相关运算器。MTI滤波器对从超声波接收部101输出的多普勒信号,除去由脏器的呼吸性移动、拍动性移动等引起的多普勒分量(杂波分量)。自相关运算器针对利用MTI滤波器仅抽出血流信息的多普勒信号,计算自相关值。自相关运算器基于计算出的自相关值,对血流的平均速度值以及方差值等进行计算。彩色多普勒数据生成部根据基于多个多普勒信号的血流的平均速度值、方差值等生成彩色多普勒数据。以下,将由多普勒信号产生部产生的多普勒信号与由彩色多普勒数据生成部生成的彩色多普勒数据统称为多普勒数据。

[0047] 多普勒数据产生部201经由第1单元10的连接部117,将多普勒数据向图像产生部105输出。

[0048] 存储部203对由B模式数据产生部103产生的B模式数据、由多普勒数据产生部201产生的多普勒数据、由图像产生部105产生的超声波图像、与被检体相关的过去的超声波图像等进行存储。

[0049] 第2接口部205是与后述的第2输入部207、未图示的生物体信号计测部、外部存储装置31、网络等相关的接口。利用本超声波诊断装置1得到的超声波图像等数据以及存储于存储部203的数据等能够经由第2接口部205向外部存储装置31以及其他的装置转送。

[0050] 第2输入部207与第2接口部205连接。第2输入部207将与B模式以及多普勒模式相关的来自操作者的各种指示/命令/信息/选择/设定取入到本超声波诊断装置1。第2输入部207具有未图示的轨迹球、开关按钮、鼠标、键盘等输入设备。输入设备对在显示画面上显示的光标的坐标进行检测,将检测出的坐标向第2控制部207输出。此外,输入设备也可是以覆盖显示画面的方式设置的触摸面板。在该情况下,第2输入部207利用电磁感应式、电磁应变式、感压式等的坐标读取原理对被触摸指示的坐标进行检测,将检测出的坐标向第2控制部209输出。另外,若操作者操作第2输入部207的结束按钮或者FREEZE按钮,则超声波的收发结束,本超声波诊断装置1成为暂时停止状态。

[0051] 第2输入部209与第1输入部111例如具有以下的那样的不同。第2输入部209将与B模式以及多普勒模式相关的各种指示/命令/信息/选择/设定取入到本超声波诊断装置1。经由第2输入部209输入的项目比由第1输入部111输入的项目多。因此,第2输入部207的消耗电力比第1输入部111的消耗电力多。

[0052] 第2控制部209具有未图示的存储器。存储器对与聚焦深度不同的多个接收延迟类型、B模式以及多普勒模式相关的本超声波诊断装置1的控制程序等进行存储。第2控制部209以来自连接检测部119的第1输出为契机,对第1单元10和第2单元200进行控制。若以第1输出为契机解除对第1单元10的控制,并且向第2控制部209输入第1输出,则第2控制部209对除了第1单元10的第1控制部113以外的各部与第2单元200的各部进行控制。具体而言,第2控制部209基于经由第2输入部207输入的与B模式以及多普勒模式相关的各种指示/命令/信息/选择/设定,读出存储于存储器的接收延迟类型与控制程序。第2控制部209根据输入的各种指示/命令/信息/选择/设定与被读出的控制程序,对第1单元10与第2单元200进行控制。

[0053] 以下,对与能够分离成产生B模式图像的第1单元10、产生多普勒数据的第2单元200的本超声波诊断装置1中的超声波图像的产生相关的处理(以下,称为超声波图像产生处理)进行说明。

[0054] 图2是表示超声波图像产生处理的流程的一个例子的流程图。

[0055] 若第1单元10与第2单元200未经由连接部117连接(步骤Sa1),则基于第1控制部113的控制,执行扫描(步骤Sa2)。基于由超声波收发部101产生的接收信号,产生B模式数据(步骤Sa3)。基于产生的B模式数据,产生超声波图像(步骤Sa4)。产生的超声波图像被显示于显示部115(步骤Sa5)。

[0056] 若第1单元10与第2单元200经由连接部117连接(步骤Sa1),则解除第1控制部113的第1单元10的控制(步骤Sa6)。通过基于第2控制部209的控制,扫描被执行(步骤Sa7)。由超声波收发部101产生的接收信号经由连接部117向第2单元200传送(步骤Sa8)。基于被传送来的接收信号,产生多普勒数据(步骤Sa9)。产生的多普勒数据经由连接部117向第1单元10传送(步骤Sa10)。基于传送来的多普勒数据,产生超声波图像(步骤Sa11)。

[0057] 根据以上所述的构成,能够得到以下的效果。

[0058] 根据本超声波诊断装置 1,能够分割成产生 B 模式数据的第 1 单元 10 与产生多普勒数据的第 2 单元 200。由此,能够提供分别与医院内外的临床现场对应的超声波诊断装置。即,通过从第 2 单元 200 分离第 1 单元 10,本超声波诊断装置 1 的第 1 单元 10 能够作为便携型的超声波诊断装置,在家庭医疗、运动场、灾害现场等使用。另外,通过将第 1 单元 10 连接于第 2 单元 200,本超声波诊断装置 1 能够作为与便携型的超声波诊断装置相比具有高功能的固定型的超声波诊断装置,在医院内等使用。此外,本超声波诊断装置 1 与分别购入固定型的超声波诊断装置与便携型的超声波诊断装置的情况相比,能够使成本减少。根据上述,本超声波诊断装置 1 能够低成本且高效地提供与被检体的周围的状况以及诊断目的相对应的超声波诊断的服务。

[0059] (第 2 实施方式)

[0060] 以下,参照附图对第 2 实施方式进行说明。

[0061] 图 3 是表示第 2 实施方式的超声波诊断装置的构成的构成图。

[0062] 第 2 实施方式与第 1 实施方式的主要不同是以下 4 点。

[0063] 第 1 点是与第 1 实施方式中的第 1 单元 10 的 B 模式数据产生部 103 相关的功能,被分配给第 1B 模式数据产生部 102 与第 2B 模式数据产生部 202。第 1B 模式数据产生部 102 被安装于第 1 单元 10。第 2B 模式数据产生部 202 被安装于第 2 单元 200。

[0064] 第 2 点是与第 1 实施方式中的第 1 单元 10 的图像产生部 105 相关的功能,被分配给第 1 图像产生部 104 与第 2 图像产生部 204。第 1 图像产生部 104 被安装于第 1 单元 10。第 2 图像产生部 204 被安装于第 2 单元 200。

[0065] 第 3 点是与第 1 实施方式中的第 1 单元 10 的图像合成部 107 相关的功能,被分配给第 1 图像合成部 106 与第 2 图像合成部 206。第 1 图像合成部 106 被安装于第 1 单元 10。第 2 图像合成部 206 被安装于第 2 单元 200。

[0066] 第 4 点是与第 1 实施方式中的第 1 单元 10 的显示部 115 相关的功能,被分配给第 1 显示部 108 与第 2 显示部 208。第 1 显示部 108 被安装于第 1 单元 10。第 2 显示部 208 被安装于第 2 单元 200。

[0067] 以下,对第 2 实施方式与第 1 实施方式的构成要素中,进行不同的动作的构成要素,以及第 1B 模式数据产生部 102、第 2B 模式数据产生部 202、第 1 图像产生部 104、第 2 图像产生部 204、第 1 图像合成部 106、第 2 图像合成部 206、第 1 显示部 108、第 2 显示部 208 进行说明。

[0068] 第 1 单元 10 具有超声波探头 11 与第 1 单元主体 100。第 1 单元主体 100 具有超声波收发部 101、第 1B 模式数据产生部 102、第 1 图像产生部 104、第 1 图像合成部 106、第 1 显示部 108、连接部 117、连接检测部 119、第 1 控制部 113、第 1 接口部 109、第 1 输入部 111。

[0069] 第 1 输入部 111 连接于第 1 接口部 109。第 1 输入部 111 将与 B 模式相关的发送信道数、接收信道数、ROI 的范围、扫描范围、扫描线密度、帧速率、与并列同时接收功能相关的扫描线数等多个收发条件的至少一个向本超声波诊断装置 1 输入。

[0070] 第 1 控制部 113 具有未图示的存储器。第 1 控制部 113 的存储器对聚焦深度不同的多个接收延迟类型、与 B 模式相关的第 1 单元主体 100 的控制程序等进行存储。若向第 1 控制部 113 输入发送信道数、接收信道数、ROI 的范围、扫描范围、扫描线密度、帧速率、与

并列同时接收功能相关的扫描线数等多个收发条件中的至少一个,则第1控制部113基于后述的第1B模式数据产生部102的数据处理能力,决定其他的收发条件。第1控制部113基于所决定的收发条件,读出存储于存储器的接收延迟类型与控制程序。第1控制部113,根据输入以及决定的收发条件、读出的控制程序,对本超声波诊断装置1的第1单元10进行控制。

[0071] 此外,第1控制部113也可基于输入的收发条件,从存储器读出控制程序。此时第1控制部113对从超声波收发部101输出的接收信号进行间隔剔除,以便适合于所决定的收发条件。

[0072] 第1控制部113基于从连接检测部119输出的第1输出,解除安装于第1单元10的第1B模式数据产生部102、第1图像产生部104和第1图像合成部106的控制。第1输出是与第1单元10连接于第2单元20的情况相关的信息。第1控制部113基于从连接检测部119输出的第2输出,使第1单元10所包含的各部的控制开始。第2输出是与第1单元10和第2单元200非连接的情况相关的信息。

[0073] 超声波收发部101借助超声波探头11朝向被检体发送超声波。超声波收发部101从被检体接收与被发送的超声波对应的反射波。超声波收发部101基于接收到的反射波,产生接收信号。超声波收发部101通过第1控制部113的控制,将产生的接收信号向第1B模式数据产生部102输出。在第1单元10与第2单元200已连接时,超声波收发部101通过第2控制部209的控制,将产生的接收信号经由后述的连接部117向第2单元200输出。

[0074] 第1B模式数据产生部102具有未图示的包络线检波器、对数变换器、模拟数字转换器。包络线检波器对从超声波收发部101输出的接收信号执行包络线检波。对数变换器对检波信号的振幅进行对数变换来使较弱的信号相对地加强。模拟数字转换器将该对数变换器的输出信号变换为数字信号,产生第1B模式数据。第1B模式数据是满足输入的收发条件以及决定的收发条件的数据。第1B模式数据产生部102与后述的第2B模式数据产生部202相比,是具有用于产生作为低分辨率的B模式数据的基本的构成的装置。这里,分辨率是时间分辨率以及空间分辨率,以下记述分辨率时,是指时间分辨率以及空间分辨率这两者或其中之一。

[0075] 第1图像产生部104基于第1B模式数据产生第1B模式图像。以下,将由第1图像产生部104产生的图像称为第1超声波图像。第1图像产生部104在扫描转换中,执行线性的插值处理、针对规定的枚数的帧的帧相关处理等。第1图像产生部104与后述的第2图像产生部204相比,是具有用于产生图像的基本的构成的装置。

[0076] 第1图像合成部106在进行了扫描转换的第1超声波图像上合成各种参数的文字信息以及刻度等。第1图像合成部106将合成后的第1超声波图像向第1显示部108输出。第1图像合成部106与后述的第2图像合成部206相比,是具有用于合成图像的基本的构成的装置。

[0077] 第1显示部108基于来自第1图像合成部106的输出,对合成后的第1超声波图像进行显示。此外,第1显示部106为了使消耗电力减少及小型化,例如仅对合成后的第1超声波图像进行显示。

[0078] 第2单元200具有第2B模式数据产生部202、多普勒数据产生部201、第2图像产

生部 204、第 2 图像合成部 206、第 2 显示部 208、存储部 203、第 2 控制部 209、第 2 接口部 205、第 2 输入部 207。此外,第 2 单元 200 也可经由第 2 接口部 205 连接外部存储装置 31 以及网络。

[0079] 第 2 输入部 207 输入与 B 模式以及多普勒模式相关的收发条件以及成像法的选择等。

[0080] 第 2 控制部 209 具有未图示的存储器。存储器对聚焦深度不同的多个接收延迟类型、与 B 模式以及多普勒模式相关的本超声波诊断装置 1 的控制程序等进行存储。第 2 控制部 209 以来自连接检测部 119 的第 1 输出为契机,对第 1 单元 10 的超声波收发部 101 与第 2 单元 200 进行控制。此时,第 1 单元 10 的第 1B 模式数据产生部 102、第 1 图像产生部 104、以及第 1 图像合成部 106 以第 1 输出为契机被从控制对象中除去。具体而言,第 2 控制部 209 基于经由第 2 输入部 207 输入的和 B 模式以及多普勒模式相关的成像法的各种指示 / 命令 / 信息 / 选择 / 设定,读出存储于存储器的接收延迟类型与控制程序。第 2 控制部 209 根据被输入的各种指示 / 命令 / 信息 / 选择 / 设定和读出的控制程序,对超声波收发部 101 与第 2 单元 200 进行控制。

[0081] 此外,第 2 控制部 209 在第 1 单元 10 未与第 2 单元 200 连接的情况下,也能够根据经由第 2 输入部 207 输入的操作者的指示实施存储于存储部 13、外部存储装置 31、经由网络连接的服务器等的图像数据的阅览以及使用了存储的图像数据的临床应用的利用等。

[0082] 第 2B 模式数据产生部 202 经由连接部 117 取得由超声波收发部 101 产生的接收信号。第 2B 模式数据产生部 202 基于取得的接收信号,产生第 2B 模式数据。第 2B 模式数据与第 1B 模式数据的不同如下所述。第 1B 模式数据是基于在根据第 1B 模式数据产生部 102 的数据处理能力而对发送信道数、接收信道数、ROI 范围、扫描范围、扫描线密度、帧速率、并列接收功能等的多个收发条件进行了限制的状态下所产生的接收信号而产生的。另一方面,第 2B 模式数据是基于在未对上述多个收发条件进行限制的状态下所产生的接收信号而产生的。根据该不同,第 1B 模式数据产生部 102 的消耗电力比第 2B 模式数据产生部 202 的消耗电力低。此外,第 1B 模式数据产生部 102 的构成与第 2B 模式数据产生部 202 的构成相比,能够简单而小型化。另外,第 2B 模式数据产生部 202 能够产生与第 1B 模式数据相比具有高分辨率的第 2B 模式数据。

[0083] 多普勒数据产生部 201 经由连接部 117 取得由超声波收发部 101 产生的接收信号。多普勒数据产生部 117 基于取得的接收信号,产生多普勒数据。

[0084] 第 2 图像产生部 204 基于第 2B 模式数据与多普勒数据的至少一个,产生图像。以下,将由第 2 图像产生部 204 产生的图像称为第 2 超声波图像。第 2 图像产生部 204 在扫描转换中,执行任意次数的插值处理、基于各种滤波器的加强以及平滑化处理、帧相关处理等。此外,第 2 图像产生部 204 也可安装存储图像数据的存储器等,执行三维图像的重建处理等。第 1 图像产生部 104 中的处理与第 2 图像产生部 204 中的处理的不同如下所述。

[0085] 第 1 图像产生部 104 对针对第 1B 模式数据的各种处理进行限制。另一方面,第 2 图像产生部 204 解除针对上述各种处理的限制。根据该不同,第 1 图像产生部 104 的消耗电力比第 2 图像产生部 204 的消耗电力低。此外,第 1 图像产生部 104 的构成与第 2 图像产生部 204 的构成相比,能够简单且小型化。由第 2 图像产生部 204 产生的图像的分辨率比由第 1 图像产生部 104 产生的图像的分辨率高。

[0086] 第2图像合成部206在由第2图像产生部204产生的第2超声波图像上合成各种参数的文字信息、刻度等。第2图像合成部206产生使第2超声波图像、存储于存储部203的过去的被检体的超声波图像等的其他的超声波图像并列的合成图像。第1图像合成部106与第2图像合成部206的不同如下所述。第1图像合成部106在第1超声波图像上合成对第1超声波图像附带的信息。另一方面,第2图像合成部206产生上述合成图像。根据该不同,第1图像合成部106的构成与第2图像合成部206的构成相比,能够简单且小型化。

[0087] 第2显示部208对由第2图像合成部206合成后的图像进行显示。第2显示部208与第1显示部108相比,具有更大的显示区域。这里,大的显示区域是指显示像素数增大的意思,通常伴随显示像素数的增大而显示画面的尺寸(面积)也变大,因此也包含显示画面尺寸扩大。

[0088] 以下,对与本超声波诊断装置1中的超声波图像的产生相关的处理(以下,称为超声波图像产生处理)进行说明,本超声波诊断装置1能够分离成具有用于产生具有规定的分辨率的B模式图像的基本的构成的第1单元10、和产生与第1超声波图像相比具有高分辨率的第2超声波图像的第2单元200。

[0089] 图4是表示超声波图像产生处理的流程的一个例子的流程图。

[0090] 若第1单元10与第2单元200未经由连接部117连接(步骤Sb1),则利用基于第1控制部113的控制,扫描被执行(步骤Sb2)。基于由超声波收发部101产生的接收信号,产生第1B模式数据(步骤Sb3)。基于产生的第1B模式数据,产生第1超声波图像(步骤Sb4)。产生的第1超声波图像被显示于第1显示部108(步骤Sb5)。

[0091] 若第1单元10与第2单元200经由连接部117连接(步骤Sb1),则基于第1控制部113的第1单元10的控制被解除(步骤Sb6)。利用基于第2控制部209的控制,扫描被执行(步骤Sb7)。由超声波收发部101产生的接收信号,经由连接部117向第2单元200传送(步骤Sb8)。基于传送来的接收信号,产生第2B模式数据或者多普勒数据(步骤Sb9)。基于产生的第2B模式数据或者多普勒数据,产生第2超声波图像(步骤Sb10)。所产生的第2超声波图像被显示于第2显示部208(步骤Sb11)。

[0092] 根据以上所述的构成,能够得到以下的效果。

[0093] 根据本超声波诊断装置1,能够将与B模式图像的产生相关的功能和与显示相关的功能分配给第1单元10与第2单元200。由此,能够使本超声波诊断装置1的第1单元10的消耗电力减少,提高本超声波诊断装置1的第1单元10的工作时间。此外,能够使本超声波诊断装置1的第1单元10的构成简单化,使本超声波诊断装置1的第1单元10的小型化成为可能。另外,这些消耗电力的减少以及小型化使可动作时间以及可搬性提高。其结果,在家庭医疗、运动场、灾害现场等的本超声波诊断装置1的便利性得以提高。

[0094] 另外,通过将第1单元10连接于第2单元200,本超声波诊断装置1能够作为与便携型的超声波诊断装置相比具有高功能的固定型的超声波诊断装置而在医院内等使用。此外,本超声波诊断装置1与分别购入固定型的超声波诊断装置与便携型的超声波诊断装置的情况相比,能够使成本减少。根据以上所述,本超声波诊断装置1能够以低成本且高效地提供与被检体的周围的状况以及诊断目的对应的超声波诊断的服务。

[0095] (第3实施方式)

[0096] 以下,参照附图对第3实施方式进行说明。

[0097] 图5是表示第3实施方式的超声波诊断装置的构成的构成图。

[0098] 与第1、第2实施方式的不同点在于,经由有线或者无线的网络,使第1单元10与第2单元200总是连接,从而消除了第1、第2实施方式中的第1单元那样的功能上的限制。此外,作为有线的网络,例如有使用了电气通信线路的局域网(Local Area Network:以下称为LAN)以及因特网等。另一方面,作为无线的网络,例如有无线LAN以及卫星通信线路等。例如,在网络是院内LAN的情况下,院内LAN的端子设置于病房或者载置被检体的床附近。

[0099] 第1单元10具有超声波探头11与第1单元主体100。第1单元主体100具有超声波收发部101、第1数据转送部110、第1显示部111、连接检测部119、第1控制部113、第1接口部109、第1输入部111。

[0100] 第1输入部111将与B模式以及多普勒模式相关的各种指示/命令/信息/选择/设定、超声波的收发条件等输入到本超声波诊断装置1。

[0101] 第1控制部113具有未图示的存储器。存储器对聚焦深度不同的多个接收延迟类型以及与超声波的收发相关的控制程序等进行存储。第1控制部113通过经由第1输入部111输入的操作者的指示,为了将超声波朝向被检体发送,对超声波收发部101进行控制。

[0102] 超声波收发部101通过第1控制部113的控制,经由超声波探头11向被检体发送超声波。超声波收发部101从被检体接收与发送的超声波对应的反射波。超声波收发部101基于接收到的反射波产生接收信号。超声波收发部101将产生的接收信号向第1数据转送部110输出。

[0103] 第1数据转送部110将从超声波收发部101输出的接收信号经由网络向第2单元200的第2数据转送部210转送。第1数据转送部110将经由网络从后述的第2数据转送部210转送来的超声波图像向第1显示部108转送。此外,在从第1数据转送部110转送来的接收信号的频带超过规定的频带时,第1数据转送部110也能够提高接收信号的抽取(decimation)率来消减频带。此外,规定的频带是例如数百Mbps至1Gbps。接收信号的抽取率例如是,相对于由超声波收发部101产生的接收信号的间隔剔除的信号的比例。或者,超声波收发部101也可对接收信号进行压缩处理后限制频带并进行发送。

[0104] 第1显示部108对从第1数据转送部110转送来的超声波图像进行显示。

[0105] 连接检测部119对经由网络的第1单元10与第2单元200的连接进行检测。具体而言,连接检测部119首先,为了对第1数据转送部110与第2数据转送部210的连接进行检测,例如发出测试(ping)。接着,连接检测部119根据来自第2数据转送部210的响应(reply),对第1数据转送部110与第2数据转送部210的连接进行检测。

[0106] 第2单元200具有第2数据转送部210、B模式数据产生部103、多普勒数据产生部201、图像产生部105、图像合成部107、第2显示部208、第2控制部209、第2接口部205、第2输入部207。

[0107] 第2数据转送部210将来自经由网络的第1数据转送部110的接收信号向B模式数据产生部103或者多普勒数据产生部201转送。第2数据转送部210将由后述的图像合成部107合成后的图像经由网络向第1数据转送部110转送。

[0108] B模式数据产生部103基于从第2数据转送部210转送来的接收信号,产生B模式

数据。

[0109] 多普勒数据产生部 201 基于从第 2 数据转送部 210 转送来的接收信号,产生多普勒数据。

[0110] 图像产生部 105 基于 B 模式数据或者多普勒数据,产生超声波图像。

[0111] 存储部 203 对由 B 模式数据产生部 103 产生的 B 模式数据、由多普勒数据产生部 201 产生的多普勒数据以及与被检体相关的过去的超声波图像数据等进行存储。

[0112] 图像合成部 107 在产生的超声波图像上合成各种参数信息以及刻度等。此外,图像合成部 107 也可产生使产生的超声波图像、与存储于存储部 203 的被检体的过去的超声波图像并列的合成图像。图像合成部 107 将合成后的图像数据向第 2 数据转送部 210 输出。

[0113] 第 2 显示部 208 根据经由第 2 输入部 207 输入的操作者的指示,对由图像合成部 107 产生的合成图像进行显示。此外,第 2 显示部 208 也能够对经由第 2 接口部 205 连接的外部存储装置 31 所存储的超声波图像等进行显示。

[0114] 也可对连接第 1 数据转送部 110 和第 2 数据转送部 210 的网络连接网络监视器 37。网络监视器 37 对与第 1 单元 10 和第 2 单元 200 的连接状况相关的信息、由图像合成部 107 合成后的图像、存储于存储部 203 以及外部存储装置 31 的图像等进行显示。网络监视器 37 所显示的显示内容能够经由第 2 输入部 207 被操作者设定。

[0115] 以下,对与具有经由网络连接的第 1 单元 10 和第 2 单元 200 的本超声波诊断装置 1 中的超声波图像的产生相关的处理(以下,称为超声波图像产生处理)进行说明。

[0116] 图 6 是表示第 3 实施方式的超声波图像产生处理的流程的一个例子的流程图。

[0117] 若第 1 单元 10 与第 2 单元 200 的连接被连接检测部 119 检测出(步骤 Sc1),则通过基于第 1 控制部 113 的控制,扫描被执行(步骤 Sc2)。由超声波收发部 101 产生的接收信号经由网络,向第 2 单元 200 的 B 模式数据产生部 103 或者多普勒数据产生部 201 转送(步骤 Sc3)。基于转送来的接收信号,产生 B 模式数据或者多普勒数据(步骤 Sc4)。基于产生的 B 模式数据或者多普勒数据,产生超声波图像(步骤 Sc5)。产生的超声波图像经由网络向第 1 单元 10 转送(步骤 Sc6)。被转送的超声波图像被显示于第 1 显示部 108 (步骤 Sc7)。

[0118] 根据以上所述的构成,能够得到以下的效果。

[0119] 根据本超声波诊断装置 1,通过经由网络对产生接收信号的第 1 单元 10 与基于转送来的接收信号产生超声波图像的第 2 单元 200 进行连接,能够与以往相比减少安装于第 1 单元 10 的构成要素。由此,能够使第 1 单元 10 中的消耗电力减少。第 1 单元 10 中的消耗电力的减少使第 1 单元 10 的工作时间提高。安装于第 1 单元 10 的构成要素的减少有助于第 1 单元 10 的小型化。另外,这些消耗电力的减少以及小型化使可动作时间以及可搬性提高。其结果,在家庭医疗、运动场、灾害现场等的本超声波诊断装置 1 的便利性得以提高。

[0120] 另外,第 1 单元 10 经由网络与第 2 单元 200 连接,因此本超声波诊断装置 1 也能够作为与便携型的超声波诊断装置相比具有高功能的固定型的超声波诊断装置来使用。例如,在网络是卫星通信线路的情况下,本超声波诊断装置 1 能够作为具有与固定型的超声波诊断装置相同的高功能的超声波诊断装置而在所有场所使用。

[0121] 此外,本超声波诊断装置 1 与分别购入固定型的超声波诊断装置与便携型的超声波诊断装置的情况相比,能够使成本减少。根据以上所述,本超声波诊断装置 1 能够以低成本且高效地提供与被检体的周围的状况以及诊断目的对应的超声波诊断的服务。

- [0122] 另外,根据本实施方式,能够提供瘦客户(Thin Client)系统的超声波诊断装置。
- [0123] (第4实施方式)
- [0124] 以下,参照附图对第4实施方式进行说明。
- [0125] 图7是表示第4实施方式的超声波诊断装置的构成的构成图。
- [0126] 与第3实施方式的不同点在于,在第1单元10安装B模式数据产生部103与多普勒数据产生部201。通过这些B模式数据产生部103与多普勒数据产生部105,基于由超声波收发部101产生的接收信号,分别产生B模式数据与多普勒数据。B模式数据与多普勒数据在超声波收发部101的输出信号中与频带相比足够小。因此,B模式数据与多普勒数据能够以规定的频带(例如数百Mbps至1Gbps)转送。或者,不再需要第3实施方式中所需程度的接收信号的减少量。或者,由于不需要信号的高压缩,因此能够以CPU负荷较少的简易的压缩技术进行频带压缩。或者,能够进行高压缩而进一步缩减信号频带并大幅度地消减转送负荷来进行转送。
- [0127] 第1单元10具有超声波探头11与第1单元主体100。第1单元主体100具有超声波收发部101、B模式数据产生部103、多普勒数据产生部201、第1数据转送部110、第1显示部108、连接检测部119、第1控制部113、第1接口部109、第1输入部111。
- [0128] 第1输入部111将与B模式以及多普勒模式相关的各种指示/命令/信息/选择/设定、超声波的收发条件等输入到本超声波诊断装置1。
- [0129] 第1控制部113具有未图示的存储器。存储器对聚焦深度不同的多个接收延迟类型以及与超声波的收发相关的控制程序等进行存储。第1控制部113根据经由第1输入部111输入的操作者的指示,为了将超声波向被检体发送,对超声波收发部101进行控制。
- [0130] 超声波收发部101通过第1控制部113的控制,经由超声波探头11向被检体发生超声波。超声波收发部101从被检体接收与发送的超声波对应的反射波。超声波收发部101基于接收到的反射波产生接收信号。超声波收发部101将产生的接收信号向B模式数据产生部103或者多普勒数据产生部201输出。
- [0131] B模式数据产生部103基于从超声波收发部101输出的接收信号,产生B模式数据。
- [0132] 多普勒数据产生部201基于从超声波收发部101输出的接收信号,产生多普勒数据。
- [0133] 第1数据转送部110将B模式数据以及多普勒数据经由网络向第2单元200的第2数据转送部210转送。第1数据转送部110将经由网络从后述的第2数据转送部210转送来的超声波图像向第1显示部108转送。此外,从第1数据转送部110转送来的B模式数据以及多普勒数据的频带例如是100Mbps至300Mbps。由此,数据的转送条件与第3实施方式相比被缓和。
- [0134] 第1显示部108对从第1数据转送部110转送来的超声波图像进行显示。
- [0135] 连接检测部119对经由网络的第1单元10与第2单元200的连接进行检测。
- [0136] 第2单元200具有第2数据转送部210、图像产生部105、图像合成部107、第2显示部208、第2控制部209、第2接口部205、第2输入部207。
- [0137] 第2数据转送部210将来自经由网络的第1数据转送部110的B模式数据以及多普勒数据向图像产生部105转送。第2数据转送部210将由后述的图像合成部107合成后

的图像经由网络向第 1 数据转送部 110 转送。

[0138] 图像产生部 105 基于转送来的 B 模式数据或者多普勒数据,产生超声波图像。

[0139] 存储部 203 对转送来的 B 模式数据、多普勒数据、以及与被检体相关的过去的超声波图像数据等进行存储。

[0140] 图像合成部 107 在产生的超声波图像上合成各种参数信息以及刻度等。此外,图像合成部 107 也可产生使产生的超声波图像、与存储于存储部 13 的被检体的过去的超声波图像并列的合成图像。图像合成部 107 将合成后的图像数据向第 2 数据转送部 210 输出。

[0141] 第 2 显示部 208 根据经由第 2 输入部 207 输入的操作者的指示,对由图像合成部 107 产生的合成图像进行显示。此外,第 2 显示部 208 也能够对经由第 2 接口部 205 连接的外部存储装置 31 所存储的超声波图像等进行显示。

[0142] 连接第 1 数据转送部 110 与第 2 数据转送部 210 的网络也可连接有网络监视器 37。网络监视器 37 对与第 1 单元 10 和第 2 单元 200 的连接状况相关的信息、由图像合成部 107 合成后的图像、存储于存储部 13 以及外部存储装置 31 的图像等进行显示。网络监视器 37 所显示的显示内容能够经由第 2 输入部 207 被操作者设定。

[0143] 以下,对与具有经由网络连接的第 1 单元 10 和第 2 单元 200 的本超声波诊断装置 1 中的超声波图像的产生相关的处理(以下,称为超声波图像产生处理)进行说明。

[0144] 图 8 是表示第 4 实施方式的超声波图像产生处理的流程的一个例子的流程图。

[0145] 若第 1 单元 10 与第 2 单元 200 的连接被连接检测部 119 检测出(步骤 Sd1),则通过基于第 1 控制部 113 的控制,扫描被执行(步骤 Sd2)。基于由超声波收发部 101 产生的接收信号,产生 B 模式数据或者多普勒数据(步骤 Sd3)。产生的 B 模式数据或者多普勒数据经由网络向第 2 单元 200 转送(步骤 Sd4)。基于转送来的 B 模式数据或者多普勒数据,产生超声波图像(步骤 Sd5)。产生的超声波图像的数据经由网络向第 1 单元 10 转送(步骤 Sd6)。基于转送来的超声波图像的数据,超声波图像被显示于第 1 显示部 108 (步骤 Sd7)。

[0146] 根据以上所述的构成,能够得到以下的效果。

[0147] 根据本超声波诊断装置 1,经由网络对基于接收信号产生 B 模式数据或者多普勒数据的第 1 单元 10 与基于转送来的 B 模式数据或者多普勒数据产生超声波图像的第 2 单元 200 进行连接,能够使从第 1 单元 10 向第 2 单元 200 转送的数据量减少。由此,能够不减少产生的接收信号而产生良好的超声波图像。

[0148] 另外,第 1 单元 10 经由网络与第 2 单元 200 连接,因此本超声波诊断装置 1 也能够作为与便携型的超声波诊断装置相比具有高功能的固定型的超声波诊断装置来使用。例如,在网络是卫星通信线路的情况下,本超声波诊断装置 1 作为具有与固定型的超声波诊断装置相同的高功能的超声波诊断装置,能够在所有场所使用。

[0149] 此外,本超声波诊断装置 1 与分别购入固定型的超声波诊断装置和便携型的超声波诊断装置的情况相比,能够使成本减少。根据以上所述,本超声波诊断装置 1 能够以低成本且高效地提供与被检体的周围的状况以及诊断目的对应的超声波诊断的服务。

[0150] 另外,根据本实施方式,能够提供作为瘦客户(Thin Client)系统的超声波诊断装置。

[0151] (第 5 实施方式)

[0152] 以下,参照附图对第 5 实施方式进行说明。

[0153] 图 9 是表示第 5 实施方式的超声波诊断装置的构成的构成图。

[0154] 第 5 实施方式与第 2 实施方式的不同点在于,经由网络对第 2 实施方式中的第 1 单元与第 2 单元进行连接。此外,网络上也能够连接多个第 1 单元。

[0155] 第 1 单元 10 具有超声波探头 11 与第 1 单元主体 100。第 1 单元主体 100 具有超声波收发部 101、第 1B 模式数据产生部 102、第 1 图像产生部 104、第 1 图像合成部 106、第 1 显示部 108、第 1 数据转送部 110、连接检测部 119、第 1 控制部 113、第 1 接口部 109、第 1 输入部 111。

[0156] 第 1 输入部 111 连接于第 1 接口部 109。第 1 输入部 111 将与 B 模式相关的发送信道数、接收信道数、ROI 的范围、扫描范围、扫描线密度、帧速率、与并列同时接收功能相关的扫描线数等多个收发条件向本超声波诊断装置 1 输入。

[0157] 第 1 控制部 113 具有未图示的存储器。第 1 控制部 113 的存储器对聚焦深度不同的多个接收延迟类型、与 B 模式相关的第 1 单元主体 100 的控制程序等进行存储。若第 1 控制部 113 被输入发送信道数、接收信道数、ROI 的范围、扫描范围、扫描线密度、帧速率、与并列同时接收功能相关的扫描线数等多个收发条件中的至少一个,则基于后述的第 1B 模式数据产生部 102 的数据处理能力,决定其他的收发条件。第 1 控制部 113 基于决定的收发条件,读出存储于存储器的接收延迟类型与控制程序。第 1 控制部 113 根据输入以及决定的收发条件、读出的控制程序,对本超声波诊断装置 1 的第 1 单元 10 进行控制。

[0158] 此外,第 1 控制部 113 也可基于输入的收发条件,从存储器读出控制程序。此时第 1 控制部 113 也可对从超声波收发部 101 输出的接收信号进行间隔剔除,以便适合于决定的收发条件。

[0159] 第 1 控制部 113 在通过后续的连接检测部 119 检测出经由网络的第 1 单元 10 与第 2 单元 200 的连接时,解除安装于第 1 单元 10 的第 1B 模式数据产生部 102、第 1 图像产生部 104 和第 1 图像合成部 106 的控制。具体而言,基于从后续的连接检测部 119 输出的第 1 输出,解除第 1B 模式数据产生部 102、第 1 图像产生部 104 和第 1 图像合成部 106 的控制。第 1 输出是与第 1 单元 10 经由网络与第 2 单元 200 连接的情况相关的信息。

[0160] 第 1 控制部 113 在通过后续的检测部 119 检测到第 1 单元 10 与第 2 单元 200 的非连接时,使第 1 单元 10 所包含的各部的控制开始。具体而言,第 1 控制部 113 来自后续的连接检测部 119 的第 2 输出,使第 1 单元 10 所包含的各部的控制开始。第 2 输出是与第 1 单元 10 和第 2 单元 200 非连接相关的信息。

[0161] 连接检测部 119 对经由网络的第 1 单元 10 与第 2 单元 200 的连接或者非连接进行检测。具体而言,连接检测部 119 为了对后续的第 1 数据转送部 110 与第 2 数据转送部 200 的连接进行检测,例如发出测试(ping),根据来自第 2 数据转送部 200 的响应(reply),对第 1 数据转送部 110 与第 2 数据转送部 210 的连接进行检测。若连接检测部 119 检测出第 1 单元 10 与第 2 单元 200 的连接,则将与连接相关的信息(第 1 输出)向第 1 控制部 113 和后续的第 2 控制部 209 输出。连接检测部 113 在第 1 单元 10 与第 2 单元 200 是非连接的情况下,将与非连接相关的信息(第 2 输出)向第 1 控制部 113 输出。

[0162] 超声波收发部 101 经由超声波探头 11 向被检体发送超声波。超声波收发部 101 从被检体接收与发送的超声波对应的反射波。超声波收发部 101 基于接收到的反射波,产生接收信号。超声波收发部 101 通过第 1 控制部 113 的控制,将产生的接收信号向第 1B 模

式数据产生部 102 输出。超声波收发部 101 通过后述的第 2 控制部 209 的控制,将产生的接收信号向后述的第 1 数据转送部 110 输出。

[0163] 第 1 数据转送部 110 在第 1 单元 10 与第 2 单元 200 经由网络处于连接状态时,将从超声波收发部 101 输出的接收信号经由网络向第 2 数据转送部 210 转送。第 1 数据转送部 110 将经由网络从第 2 数据转送部 210 转送来的超声波图像向第 1 显示部 108 转送。此外,在从第 1 数据转送部 110 转送来的接收信号的频带超过规定的频带时,第 1 数据转送部 110 能够使接收信号的抽取(decimation)率提高,使频带减少。此外,规定的频带例如是数百 Mbps 至 1Gbps。接收信号的抽取率例如是,针对由超声波收发部 101 产生的接收信号的间隔剔除的信号的比例。或者第 1 数据转送部 110 也可对接收信号进行压缩处理后限制频带来发送。

[0164] 第 1B 模式数据产生部 102 基于从超声波收发部 101 输出的接收信号,产生第 1B 模式数据。第 1B 模式数据产生部 102 将产生的第 1B 模式数据向第 1 图像产生部 104 输出。

[0165] 第 1 图像产生部 104 基于从第 1B 模式数据产生部 102 输出的第 1B 模式数据,产生第 1B 模式图像。以下,将由第 1 图像产生部 104 产生的图像称为第 1 超声波图像。第 1 图像产生部 104 在扫描转换中,执行线性的插值处理、针对规定枚数的帧的帧相关处理等。第 1 图像产生部 104 与后述的第 2 图像产生部 204 相比,是具有用于产生图像的基本的构成的装置。

[0166] 第 1 图像合成部 106 在进行了扫描转换的第 1 超声波图像上,合成各种参数的文字信息以及刻度等。第 1 图像合成部 106 将合成后的第 1 超声波图像向第 1 显示部 108 输出。第 1 图像合成部 106 与后述的第 2 图像合成部 206 相比,是具有用于合成图像的基本的构成的装置。

[0167] 第 1 显示部 108 基于来自第 1 图像合成部 106 的输出,对合成后的第 1 超声波图像进行显示。此外,第 1 显示部 108 为了使消耗电力减少以及小型化,例如仅对合成后的第 1 超声波图像进行显示。

[0168] 第 2 单元 200 具有多普勒数据产生部 201、第 2B 模式数据产生部 202、存储部 203、第 2 图像产生部 204、第 2 接口部 205、第 2 图像合成部 206、第 2 输入部 207、第 2 显示部 208、第 2 控制部 209、第 2 数据转送部 210。

[0169] 第 2 输入部 207 输入与 B 模式以及多普勒模式相关的收发条件以及成像法的选择等。

[0170] 第 2 控制部 209 具有未图示的存储器。存储器对聚焦深度不同的多个接收延迟类型、与 B 模式以及多普勒模式相关的本超声波诊断装置 1 的控制程序等进行存储。第 2 控制部 209 以来自连接检测部 119 的第 1 输出为契机,对第 1 单元 10 的超声波收发部 101 与第 2 单元 200 进行控制。此时,第 1 单元 10 的第 1B 模式数据产生部 102、第 1 图像产生部 104 和第 1 图像合成部 106,以第 1 输出为契机被从控制对象中除去。具体而言,第 2 控制部 209 基于经由第 2 输入部 207 输入的和 B 模式以及多普勒模式相关的成像法的各种指示 / 命令 / 信息 / 选择 / 设定,读出存储于存储器的接收延迟类型与控制程序。

[0171] 此外,第 2 控制部 209 在第 1 单元 10 未与第 2 单元 200 连接的情况下,能够根据经由第 2 输入部 207 输入的操作者的指示实施存储于存储部 13、外部存储装置 31、经由网络连接的服务器等的图像数据的阅览以及使用了存储的图像数据的临床应用的利用等。

[0172] 第2数据转送部210将来自经由网络的第1数据转送部110的接收信号向后述的第2B模式数据产生部202或者多普勒数据产生部201转送。第2数据转送部210将由后述的第2图像合成部206合成后的图像的数据经由网络向第1数据转送部110转送。

[0173] 第2B模式数据产生部202经由第2数据转送部210取得由超声波收发部101产生的接收信号。第2B模式数据产生部202基于取得的接收信号,产生第2B模式数据。第2B模式数据与第1B模式数据的不同如下所述。第1B模式数据是基于根据第1B模式数据产生部102的数据处理能力而对发送信道数、接收信道数、ROI范围、扫描范围、扫描线密度、帧速率、并列接收功能等多个收发条件进行了限制的状态下所产生的接收信号而产生的。另一方面,第2B模式数据是基于在未对上述多个收发条件进行限制的状态下所产生的接收信号而产生的。根据该不同,第1B模式数据产生部102的消耗电力比第2B模式数据产生部202的消耗电力低。此外,第1B模式数据产生部102的构成与第2B模式数据产生部202的构成相比,能够简单且小型化。另外,第2B模式数据产生部202能够产生与第1B模式数据相比具有高分辨率的第2B模式数据。

[0174] 多普勒数据产生部201经由第2数据转送部210取得由超声波收发部101产生的接收信号。多普勒数据产生部201基于取得的接收信号,产生多普勒数据。

[0175] 第2图像产生部204基于第2B模式数据与多普勒数据中的至少一个,产生图像。以下,将由第2图像产生部204产生的图像称为第2超声波图像。第2图像产生部204在扫描转换中,执行任意次数的插值处理、基于各种滤波器的加强以及平滑化处理、帧相关处理等。此外,第2图像产生部204也可安装存储图像数据的存储器等,执行三维图像的重建处理等。第1图像产生部104中的处理与第2图像产生部204中的处理的不同如下所述。

[0176] 第1图像产生部104针对第1B模式数据的各种处理进行限制。另一方面,第2图像产生部204解除针对上述各种处理的限制。根据该不同,第1图像产生部104的消耗电力比第2图像产生部204的消耗电力低。此外,第1图像产生部104的构成与第2图像产生部204的构成相比,能够简单且小型化。此外,由第2图像产生部204产生的图像的分辨率也比由第1图像产生部104产生的图像的分辨率高。

[0177] 第2图像合成部206在由第2图像产生部204产生的第2超声波图像上合成各种参数的文字信息、刻度等。此外,第2图像合成部206也可产生使第2超声波图像、存储于存储部203的过去的被检体的超声波图像等其他的超声波图像并列的合成图像。第1图像合成部106与第2图像合成部206的不同如下所述。第1图像合成部106在第1超声波图像上合成对第1超声波图像附带的信息。另一方面,第2图像合成部206产生上述合成图像。根据该不同,第1图像合成部106的构成与第2图像合成部206的构成相比,能够简单且小型化。

[0178] 第2显示部208对由第2图像合成部206合成后的图像进行显示。第2显示部208与第1显示部108相比,具有更大显示区域。

[0179] 上述虽对第1单元10经由网络与第2单元200连接的情况下的实际时间处理进行了说明,但也可以将与第2单元200连接前的超声波接收部101或者第1图像产生部104的输出信号临时存储于第1单元10内的未图示的存储部,在连接被确认时对由第1单元10保存的上述临时保存数据进行转送,利用第2单元200内的处理部执行以复杂的滤波处理实现画质提高、或者基于输出信号的数据解析,应用计测等的应用程序。

[0180] 以下,对具有用于产生具有规定的分辨率的B模式图像的基本的构成的第1单元10和产生与第1超声波图像相比具有高分辨率的第2超声波图像的第2单元200能够经由网络分离的本超声波诊断装置1中的超声波图像的产生相关的处理(以下,称为超声波图像产生处理)进行说明。

[0181] 图10是表示超声波图像产生处理的流程的一个例子的流程图。

[0182] 通过基于第1控制部113的控制,扫描被执行(步骤Se1)。此时,若第1单元10与第2单元200未经由网络连接(步骤Se2),则执行步骤Se3的处理、步骤Se4的处理、步骤Se5的处理。

[0183] 若第1单元10与第2单元200经由网络而连接(步骤Se2),则由超声波收发部101产生的接收信号经由网络向第2单元200转送(步骤Se6)。基于被转送来的接收信号,产生第2B模式数据或者多普勒数据(步骤Se7)。基于产生的第2B模式数据或者多普勒数据,产生第2超声波图像(步骤Se8)。产生的第2超声波图像经由网络向第1单元10转送(步骤Se9)。转送来的第2超声波图像被显示于第1显示部108(步骤Se10)。

[0184] 根据以上所述的构成,能够得到以下的效果。

[0185] 根据本超声波诊断装置1,能够将与B模式图像的产生以及显示相关的各部分分配给第1单元10与第2单元200。由此,能够使本超声波诊断装置1的第1单元10的消耗电力减少,提高第1单元10的工作时间。此外,能够使第1单元10的构成简单化,使第1单元10的小型化成为可能。另外,这些消耗电力的减少以及小型化使可动作时间以及可搬性提高。其结果,在家庭医疗、运动场、灾害现场等的本超声波诊断装置1的便利性得以提高。

[0186] 此外,通过经由网络将第1单元10连接于第2单元200,本超声波诊断装置1能够作为与便携型的超声波诊断装置相比具有高功能的固定型的超声波诊断装置而使用。例如,在网络是卫星通信线路等无线通信网的情况下,本超声波诊断装置1作为具有与固定型的超声波诊断装置相同的高功能的超声波诊断装置,能够在所有场所使用。

[0187] 另外,本超声波诊断装置1与分别购入固定型的超声波诊断装置与便携型的超声波诊断装置的情况相比,能够使成本减少。根据以上所述,本超声波诊断装置1能够以低成本且高效地提供与被检体的周围的状况以及诊断目的对应的超声波诊断的服务。

[0188] 另外,根据本实施方式,对于能够连接于第2单元200的第1单元10而言,能够连接第2单元200的性能能够允许的多台,通过提供作为瘦客户(Thin Client)系统的超声波诊断装置,能够进一步使成本优点提高。

[0189] (第6实施方式)

[0190] 图11是表示第6实施方式的超声波诊断装置1的构成的构成图。

[0191] 在第1单元10上安装能够实现作为便携型超声波诊断装置可允许的画质、图像模式、性能的CPU,以及小型电池等。

[0192] 在第2单元200上安装未图示的高输出用电源、功能以及性能的扩展基板、大容量存储装置、大容量电池等。

[0193] 第1B模式数据产生部102基于接收信号,产生第1B模式数据。第1B模式数据产生部102具有第1B模式数据的产生所需的最低限度的处理功能以及运算速度。例如,第1B模式数据产生部102具有硬件的负荷低的全波整流方式的检波处理功能。

[0194] 第1图像产生部104基于第1B模式数据,产生第1B模式图像。第1图像产生部

104 具有第 1B 模式图像的产生所需的最低限度的处理功能以及运算速度。产生的第 1B 模式图像具有作为超声波图像最低限度的画质(分辨率)、视角等。

[0195] 第 1 控制部 113 为了得到与第 1B 模式数据的产生相关的接收信号,对超声波收发部 101 进行控制。具体而言,第 1 控制部 113 为了对超声波探头 11 中的开口中心附近的多个压电振子的各个施加驱动电压,对超声波收发部 101 进行控制。即,通过第 1 控制部 113 的控制,超声波收发部 101 对超声波探头 11 中的多个压电振子中的一部分的多个压电振子的各个施加驱动电压。基于第 1 控制部 113 的控制的扫描范围是被限定的。

[0196] 若经由连接部 117 第 1 单元 10 被连接于第 2 单元 200,则第 1 控制部 113 解除安装于第 1 单元主体 100 的各部的控制。即,第 1 控制部 113 解除除了第 1B 模式数据产生部 102 与第 1 图像产生部 104 (以下,称为第 1 超声波图像产生部)以外的各部的控制权。此外,若第 1 单元 10 与第 2 单元 200 连接,则第 1 超声波图像产生部的控制权也可移至第 2 控制部 209。

[0197] 存储部 203 对由其他的医用图像诊断装置产生的、转送来的医用图像、以及体数据等进行存储。

[0198] 第 2 控制部 209 具备具有比安装于第 1 控制部 113 的数字信号处理器(Digital Signal Processor:以下称为 DSP)快的运算速度的 DSP。若经由连接部 117 第 1 单元 10 被连接于第 2 单元 200,则第 2 控制部 209 除了对第 2 单元 200 的各部的控制之外,还对超声波收发部 101 进行控制。具体而言,第 2 控制部 209,为了对比在第 1 单元 10 单体中施加驱动电压的压电振子的数量多的压电振子施加驱动电压,对超声波收发部 101 进行控制。由此,驱动信道数增加,S/N 比提高。另外,第 2 控制部 209 通过对超声波收发部 101 进行控制,执行并列同时接收。此外,基于第 2 控制部 209 的控制的数字波束形成器的能力与基于第 1 控制部 113 的控制而执行的数字波束形成器的能力相比被提高。

[0199] 此外,第 2 控制部 209 为了执行实时的各种临床应用处理,也可对第 2 图像产生部 204 进行控制。临床应用是例如,基于由其他的医用图像诊断装置产生的医用图像和产生的超声波图像的对位的治疗辅助等。另外,第 2 控制部 209 在后述的弹性图像例如包括被检体的心脏的情况下,也可具有与心功能解析相关的功能。与心功能解析相关的功能是例如,二维或者三维的心肌应变。此外,若分离第 1 单元 10 与第 2 单元 200,则第 1 超声波图像产生部的控制权也可从第 2 控制部 209 移至第 1 控制部 113。

[0200] 第 2B 模式数据产生部 202 基于接收信号,产生数据量比第 1B 模式数据多的第 2B 模式数据。另外,第 2B 模式数据产生部 202 中的运算速度比第 1B 模式数据产生部 102 快。由此,回波处理器(Echo Processor)的每单位时间的处理能力提高。

[0201] 第 2 图像产生部 204 基于第 2B 模式数据,产生分辨率比第 1B 模式图像高的第 2B 模式图像。此外,第 2 图像产生部 204 也可基于第 2B 模式数据,产生渲染图像。此时,第 2 图像产生部 204 具有渲染功能。在第 2 图像产生部 204 上安装具有比安装于第 1 图像产生部 104 的图形处理单元(Graphics Processing Unit:以下称为 GPU)快的运算速度的 GPU。另外,第 2 图像产生部 204 具有执行实时的高画质化处理的功能。实时的高画质化处理是例如,二维或者三维的非线性滤波处理。通过该非线性滤波处理,能够使图像内的边缘残留且使噪声减少。此外,第 2 图像产生部 204 也可具有四维数据处理、定量化处理等。

[0202] 此外,第 2 图像产生部 204 能够基于第 2B 模式数据,产生弹性图像(弹性成像摄

影)。

[0203] 第2图像产生部204利用来自设置于超声波探头11的未图示的位置传感器(磁传感器或者光传感器)的输出,基于存储于存储部203的体数据,产生与第2B模式图像大致相同剖面的剖面图像。产生的剖面图像被向第2图像合成部206输出。

[0204] 以下,将第2B模式数据产生部与第2图像产生部统称为第2超声波图像产生部。

[0205] 第2图像合成部206对剖面图像与第2B模式图像进行并列显示。此时,所显示的剖面图像与第2B模式图像的更新速率不同。

[0206] 根据以上所述的构成,能够得到以下的效果。

[0207] 根据本超声波诊断装置1,具有能够分离成针对B模式图像的产生具有基本性能以及基本功能的第1单元10和具有比基本性能高的高功能且比基本性能高的高性能的B模式图像的产生单元的第2单元200的构成。由此,若第1单元10被连接于第2单元200,则代替第1超声波图像产生部而通过第2超声波产生部产生第2B模式图像。因此,与第1单元10单体相比,性能以及功能均被提高。此外,根据本实施方式,能够使临床应用扩展。根据以上可知,根据本实施方式,通过将第1单元10连接于第2单元200,处理能力被提高,功能被扩展。

[0208] 另外,能够使本超声波诊断装置1的第1单元10的消耗电力减少,使本超声波诊断装置1的第1单元10的工作时间提高。此外,能够使本超声波诊断装置1的第1单元10的构成简单化,能够使本超声波诊断装置1的第1单元10小型化。另外,这些消耗电力的减少以及小型化使可动作时间以及可搬性提高。其结果,在家庭医疗、运动场、灾害现场等的本超声波诊断装置1的便利性得以提高。

[0209] 另外,通过将第1单元10连接于第2单元200,本超声波诊断装置1能够作为与便携型的超声波诊断装置相比具有高功能的固定型的超声波诊断装置在医院内等使用。此外,本超声波诊断装置1与分别购入固定型的超声波诊断装置与便携型的超声波诊断装置的情况相比,能够使成本减少。根据以上所述,本超声波诊断装置1能够以低成本且高效地提供与被检体的周围的状况以及诊断目的对应的超声波诊断的服务。

[0210] (第7实施方式)

[0211] 图12是表示第7实施方式的超声波诊断装置1的构成的构成图。

[0212] 第1多普勒数据产生部120基于接收信号,产生第1多普勒数据。第1多普勒数据产生部120具有第1多普勒数据的产生所需的最低限度的处理功能以及运算速度。第1多普勒数据产生部120包含于第1超声波图像产生部。

[0213] 第1图像产生部104基于第1多普勒数据,产生第1多普勒图像。第1图像产生部104具有第1多普勒图像的产生所需的最低限度的处理功能以及运算速度。产生的第1多普勒图像具有作为超声波图像最低限度的画质(分辨率),视角等。

[0214] 第1控制部113为了得到与第1多普勒数据的产生相关的接收信号,对超声波收发部101进行控制。具体而言,第1控制部113为了对超声波探头11中的开口中心附近的多个压电振子的各个施加驱动电压,对超声波收发部101进行控制。即,通过第1控制部113的控制,超声波收发部101对超声波探头11中的多个压电振子中的一部分的多个压电振子的各个施加驱动电压。基于第1控制部113的控制的扫描范围是被限定的。

[0215] 若经由连接部117第1单元10连接于第2单元200,则第1控制部113解除安装

于第 1 单元主体 100 的各部的控制。即,第 1 控制部 113 解除了第 1B 模式数据产生部 102、第 1 多普勒数据产生部 120 和第 1 图像产生部 104 以外的各部的控制权。此外,若第 1 单元 10 与第 2 单元 200 连接,则控制权也可被移至第 2 控制部 209。

[0216] 第 2 控制部 209 具备具有比安装于第 1 控制部 113 的数字信号处理器(Digital Signal Processor;以下称为 DSP)快的运算速度的 DSP。若经由连接部 117 第 1 单元 10 连接于第 2 单元 200,则第 2 控制部 209 除了对第 2 单元 200 的各部进行控制之外,还对超声波收发部 101 进行控制。具体而言,第 2 控制部 209 为了对比在第 1 单元 10 单体中施加驱动电压的压电振子的数量多的压电振子施加驱动电压,对超声波收发部 101 进行控制。由此,使驱动信道数增加,S/N 比提高。

[0217] 此外,第 2 控制部 209 为了执行实时的各种临床应用处理,也可对第 2 图像产生部 204 进行控制。临床应用是例如,血流的参数解析(动脉血的确定、基于超声波泡沫的亮度变化等)等。另外,第 2 控制部 209,在后述的弹性图像例如包含被检体的心脏的情况下,也可具有与心功能解析相关的功能。与心功能解析相关的功能是例如,二维或者三维的心肌应变(心室壁的动作等)。

[0218] 第 2 多普勒数据产生部 220 基于接收信号,产生数据量比第 1 多普勒数据多的第 2 多普勒数据。另外,第 2 多普勒数据产生部 220 中的运算速度比第 1 多普勒数据产生部 120 快。由此,流处理器(Flow Processor)的每单位时间的处理能力提高。第 1 多普勒数据产生部 120 包含于第 2 超声波图像产生部。

[0219] 第 2 图像产生部 204 基于第 2 多普勒数据,产生分辨率比第 1 多普勒图像高的第 2 多普勒图像。第 2 图像产生部 204 也可基于第 2 多普勒数据,产生渲染图像。此时,第 2 图像产生部 204 具有渲染功能。在第 2 图像产生部 204 上安装具有比安装于第 1 图像产生部 104 的图形处理单元(Graphics Processing Unit;以下称为 GPU)快的运算速度的 GPU。第 2 图像产生部 204 基于第 2 多普勒数据,能够产生弹性图像(弹性成像摄影)。

[0220] 根据以上所述的构成,能够得到以下的效果。

[0221] 根据本超声波诊断装置 1,具有能够分离成针对多普勒图像的产生具有基本性能以及基本功能的第 1 单元 10 和具有比基本性能高的高功能且比基本性能高的高性能的多普勒图像的产生单元的第 2 单元 200 的构成。由此,若第 1 单元 10 被连接于第 2 单元 200,则代替第 1 超声波图像产生部而通过第 2 超声波产生部产生第 2 多普勒图像。因此,与第 1 单元 10 单体相比,性能以及功能均被提高。此外,根据本实施方式,能够使临床应用的扩展成为可能。根据以上可知,根据本实施方式,通过将第 1 单元 10 连接于第 2 单元 200,处理能力提高,功能被扩展。

[0222] 另外,能够使本超声波诊断装置 1 的第 1 单元 10 的消耗电力减少,使本超声波诊断装置 1 的第 1 单元 10 的工作时间提高。此外,能够使本超声波诊断装置 1 的第 1 单元 10 的构成简单化,能够使本超声波诊断装置 1 的第 1 单元 10 的小型化成为可能。另外,这些消耗电力的减少以及小型化使可动作时间以及可搬性提高。其结果,在家庭医疗、运动场、灾害现场等的本超声波诊断装置 1 的便利性得以提高。

[0223] 另外,通过将第 1 单元 10 连接于第 2 单元 200,本超声波诊断装置 1 能够作为与便携型的超声波诊断装置相比具有高功能的固定型的超声波诊断装置而在医院内等使用。此外,本超声波诊断装置 1 与分别购入固定型的超声波诊断装置与便携型的超声波诊断装置

的情况相比,能够使成本减少。根据以上所述,本超声波诊断装置 1 能够以低成本且高效地提供与被检体的周围的状况以及诊断目的对应的超声波诊断的服务。

[0224] 此外,实施方式的功能,能够通过将执行该处理的程序安装于工作站等计算机,将这些程序在存储器上展开而实现。此时,能够使计算机执行该方法的程序能够存储于磁盘(软盘(登录商标)、硬盘等)、光盘(CD — ROM, DVD 等)、半导体存储器等存储介质中来进行分发。

[0225] 尽管已经描述了特定实施例,但仅是通过示例的方式描述这些实施例,这些实施例并不是限制本发明的范围。实际上,可以按照各种其他方式来实现本文描述的这些新的实施例;此外,在不背离本发明的精神的情况下可以对本文描述的实施例的形式进行各种省略、替换和改变。所附权利要求及其等同物旨在覆盖本发明的范围和精神内的这些形式和修改。

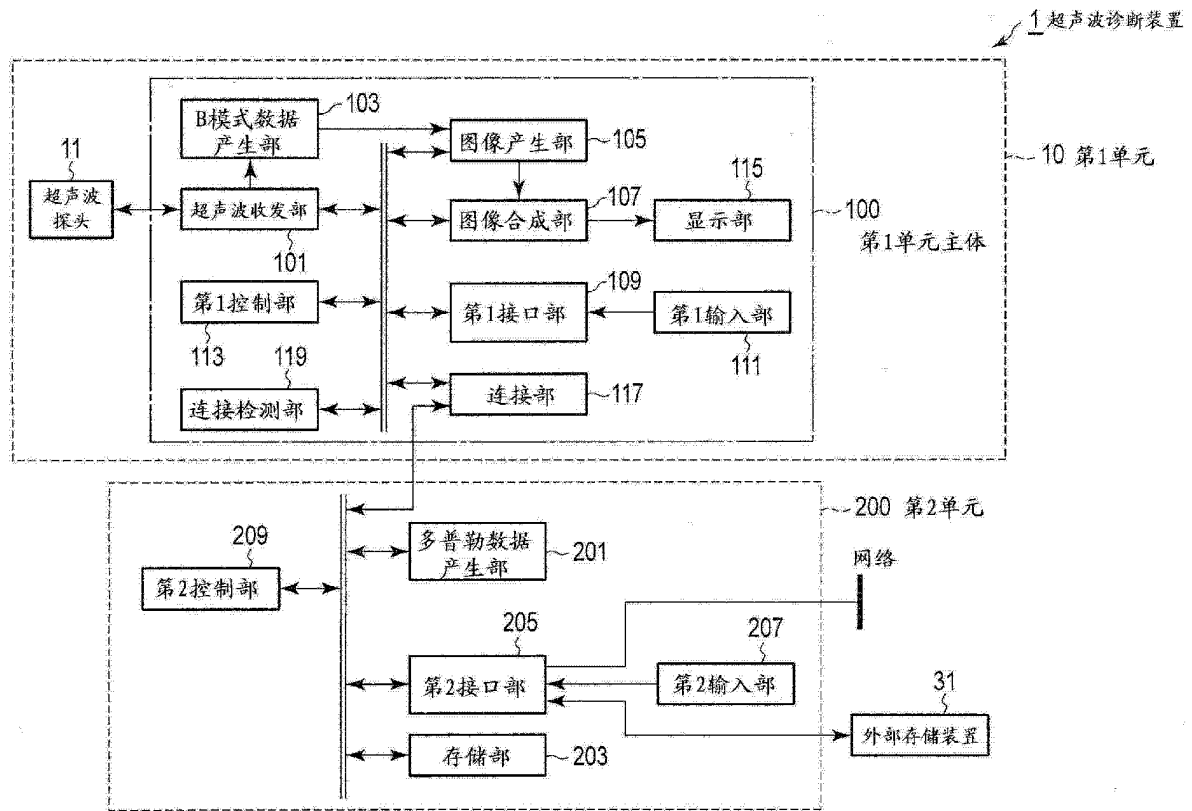


图 1

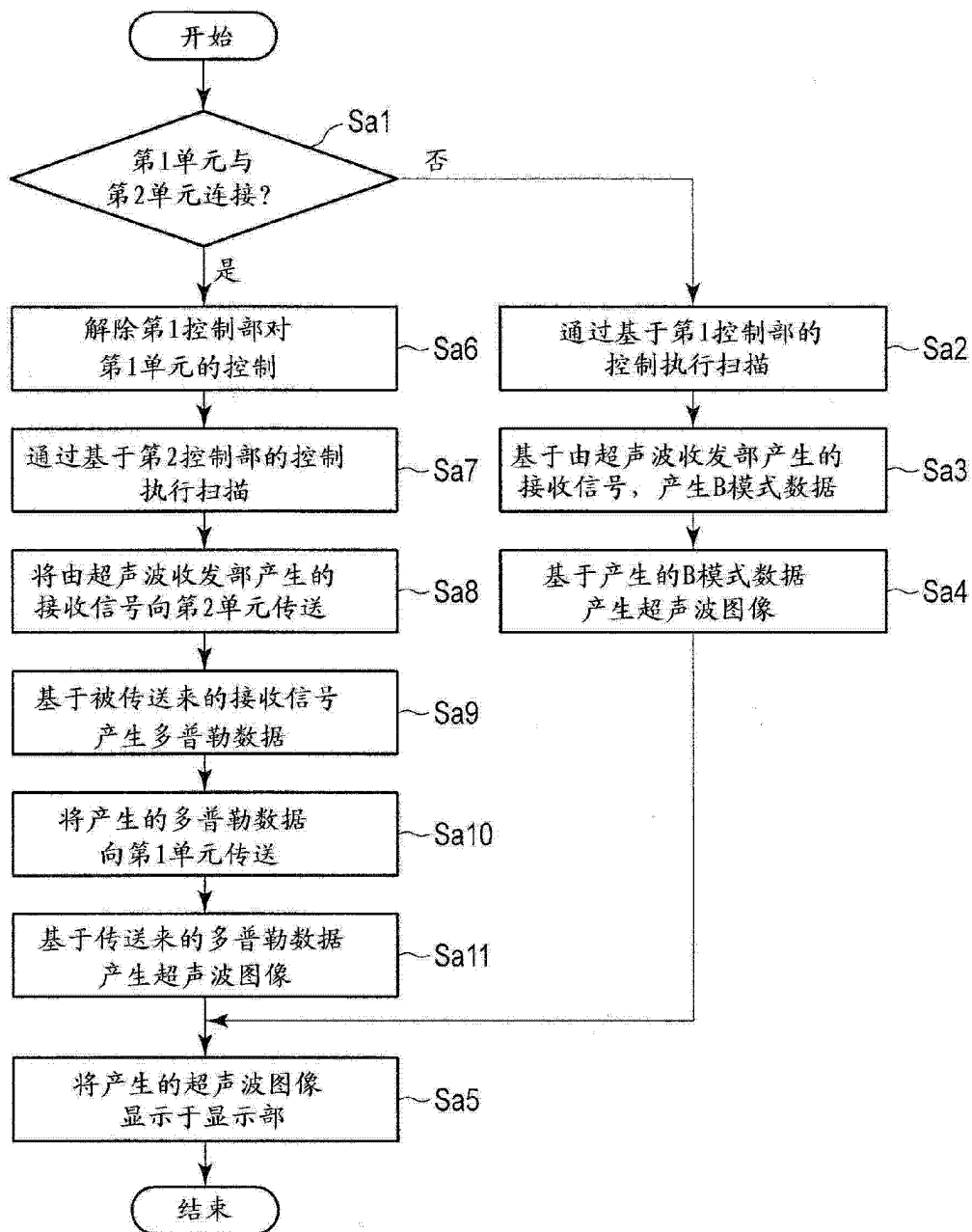


图2

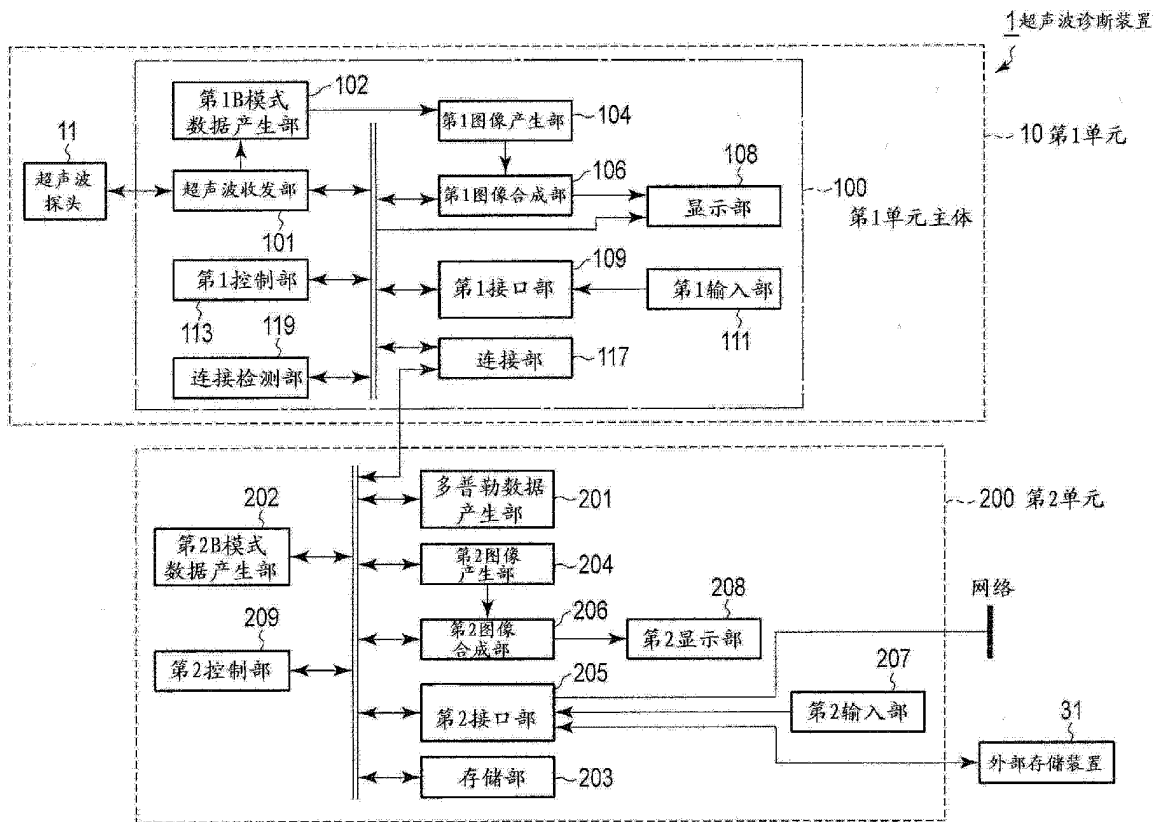


图 3

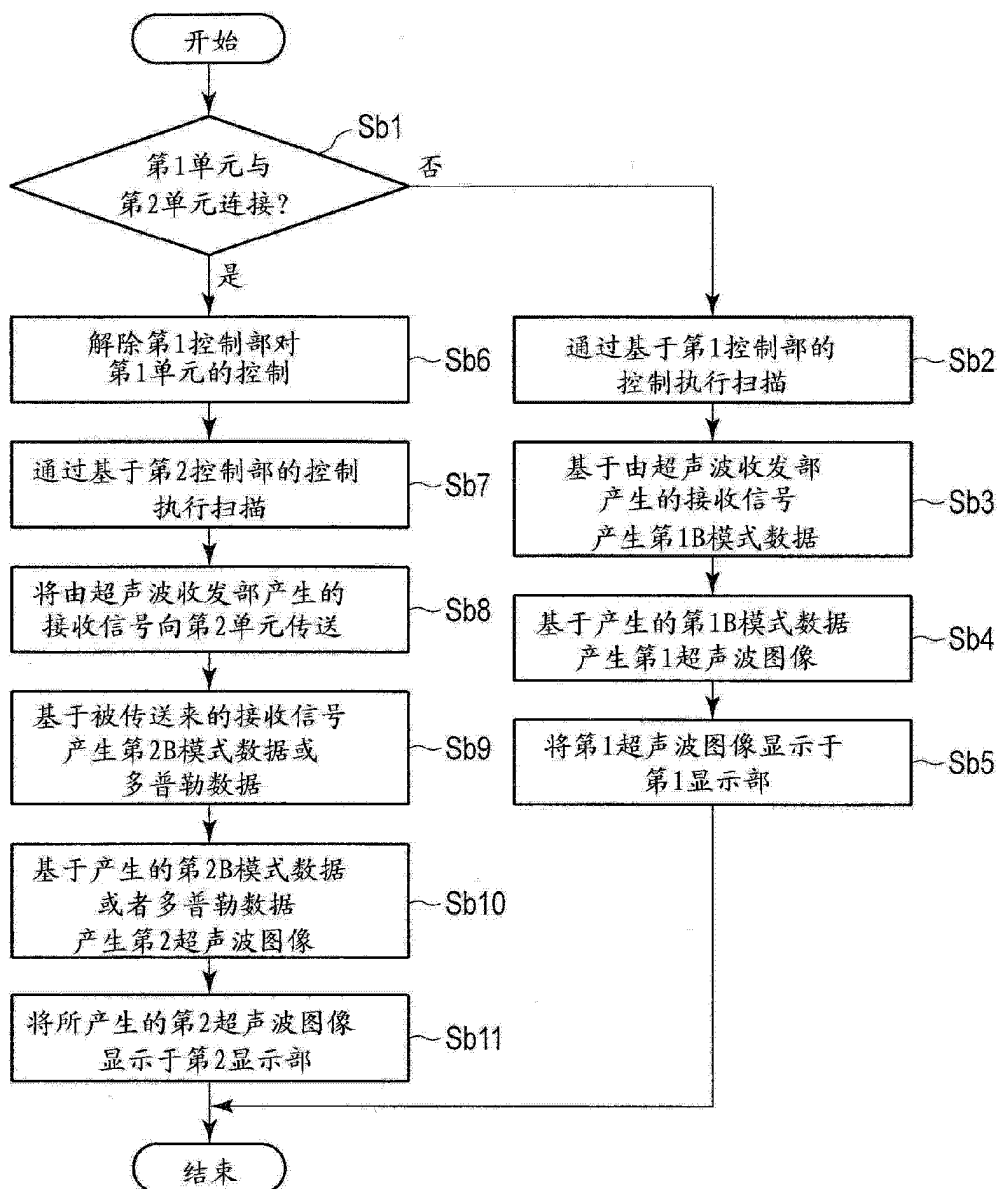


图4

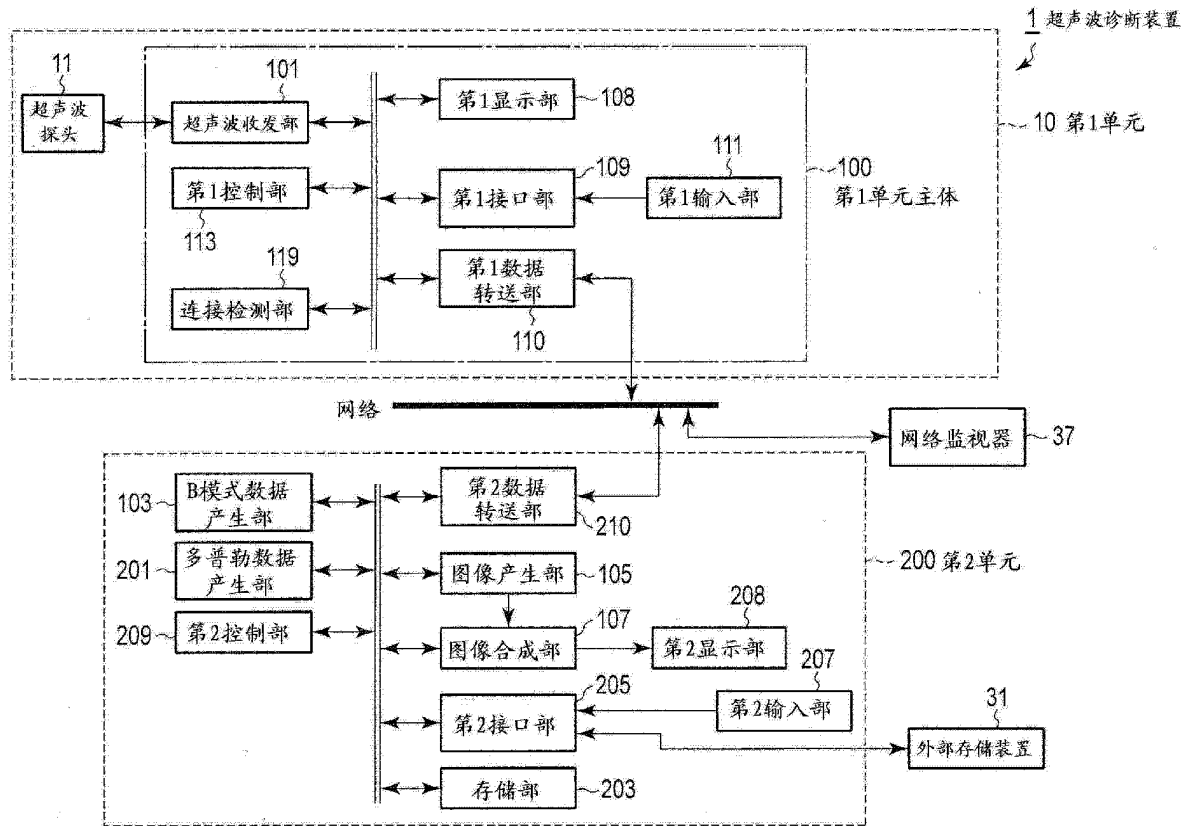


图5

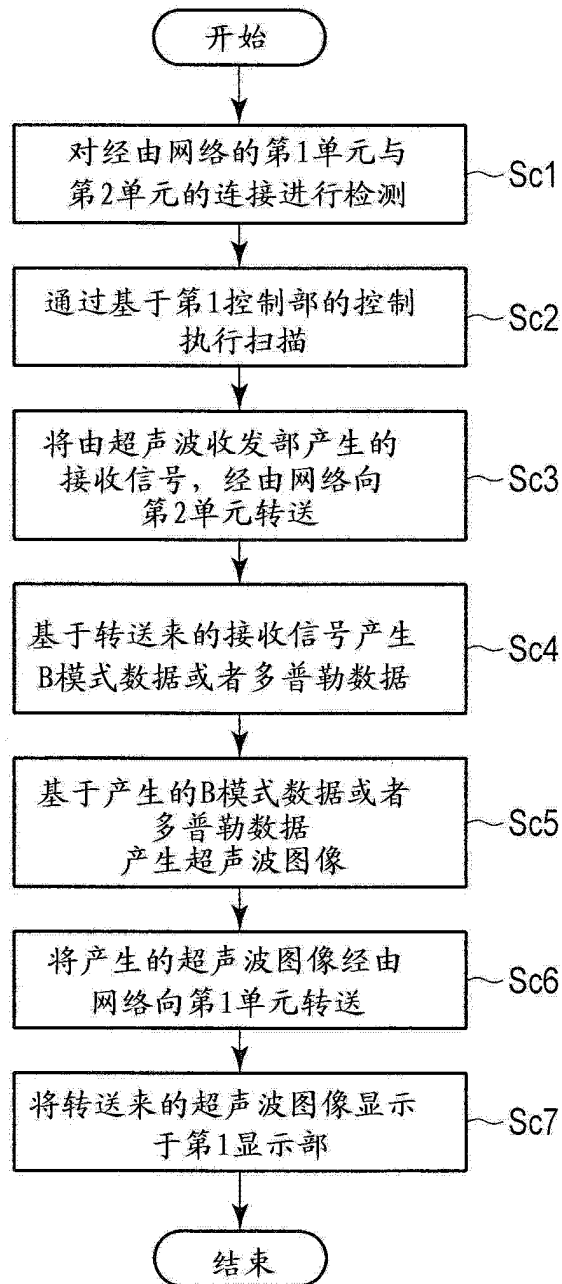


图 6

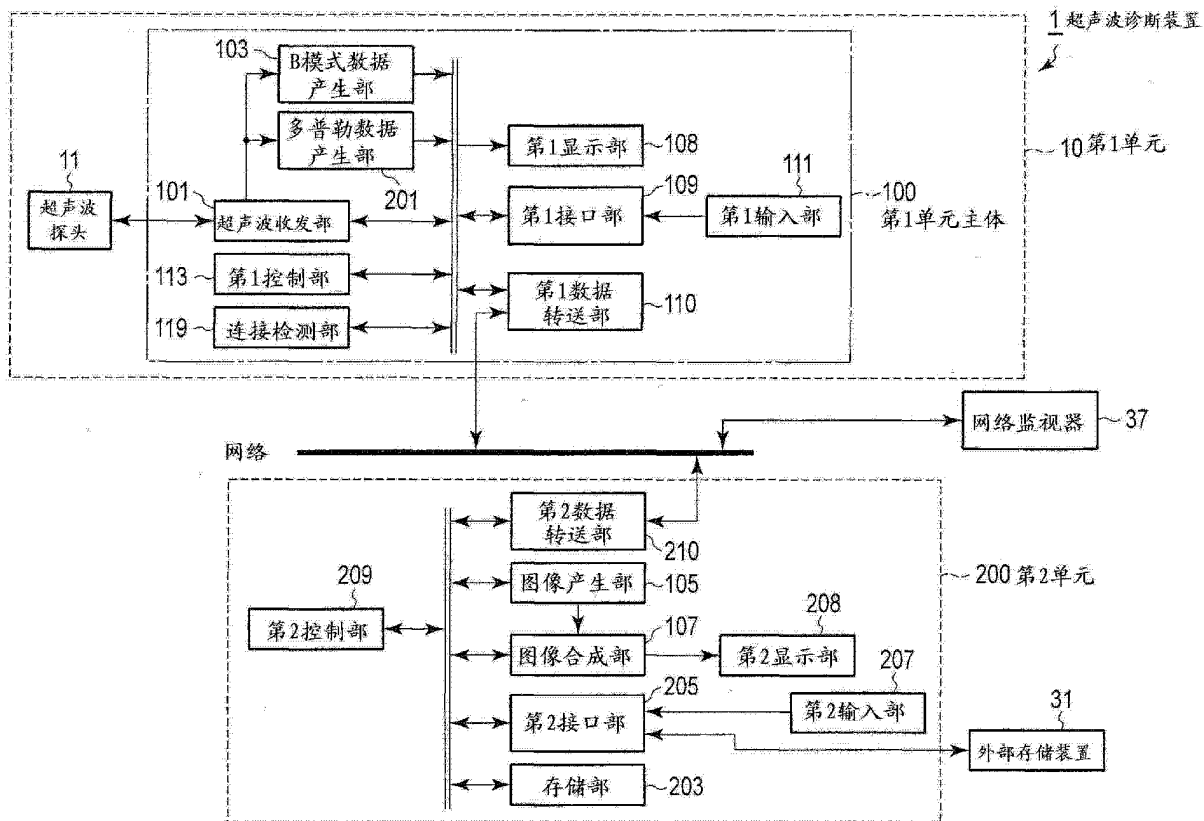


图 7

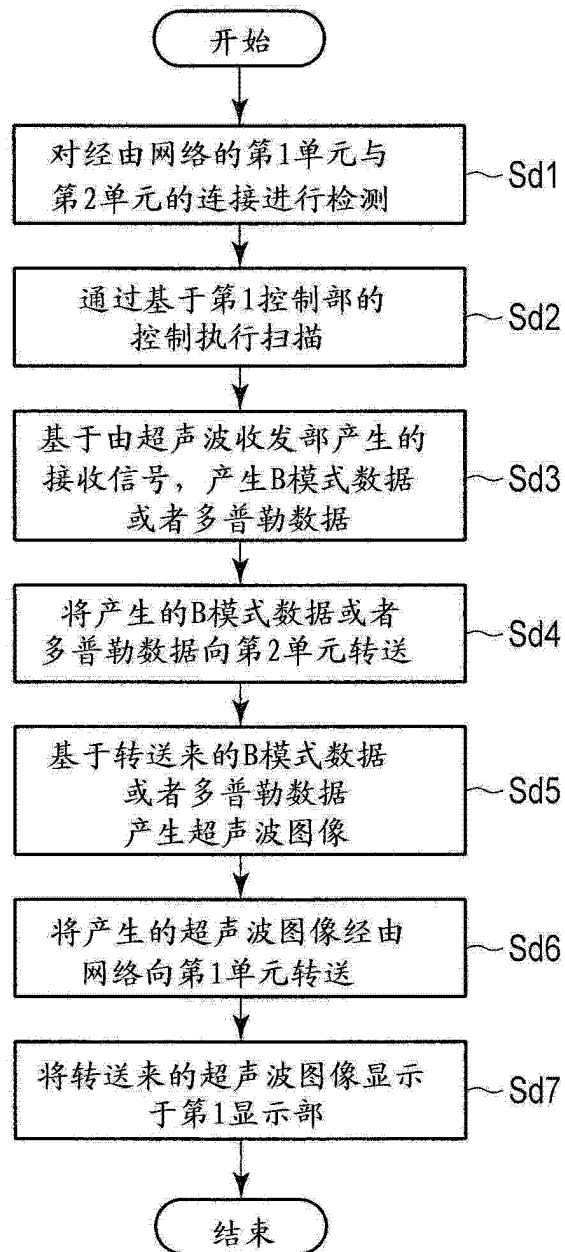


图 8

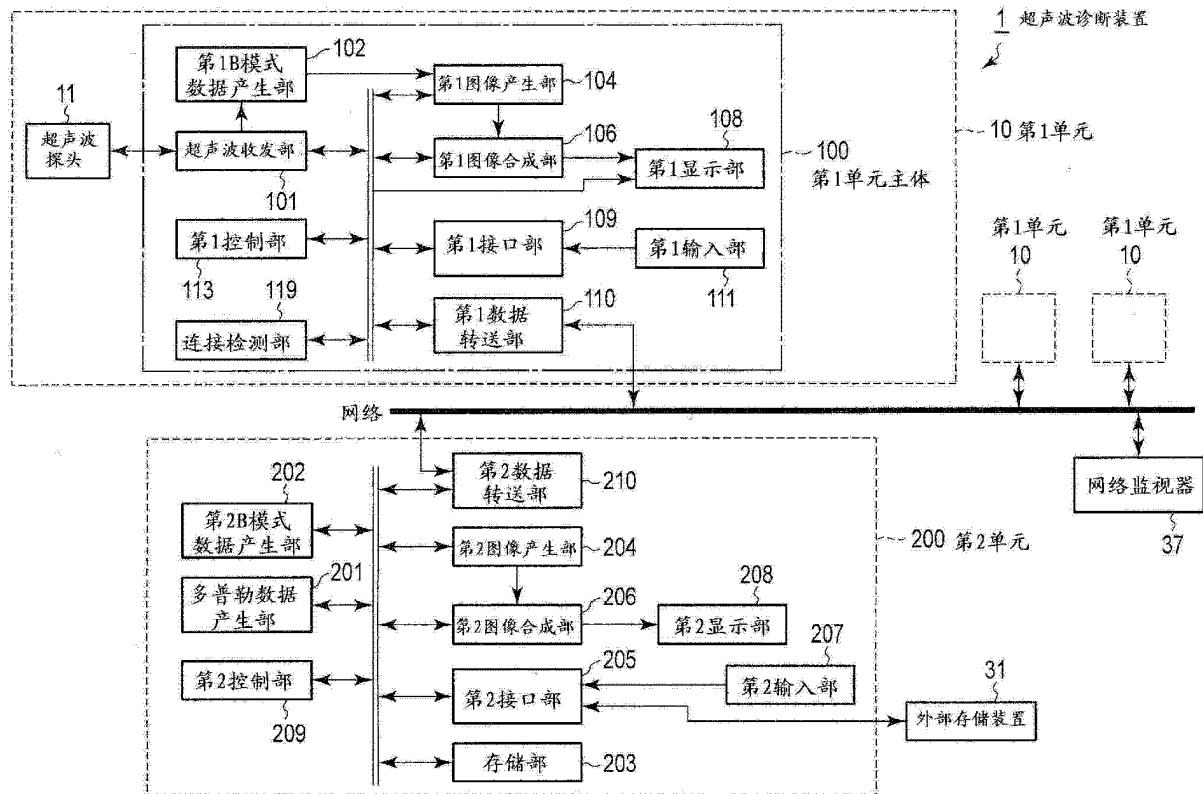


图9

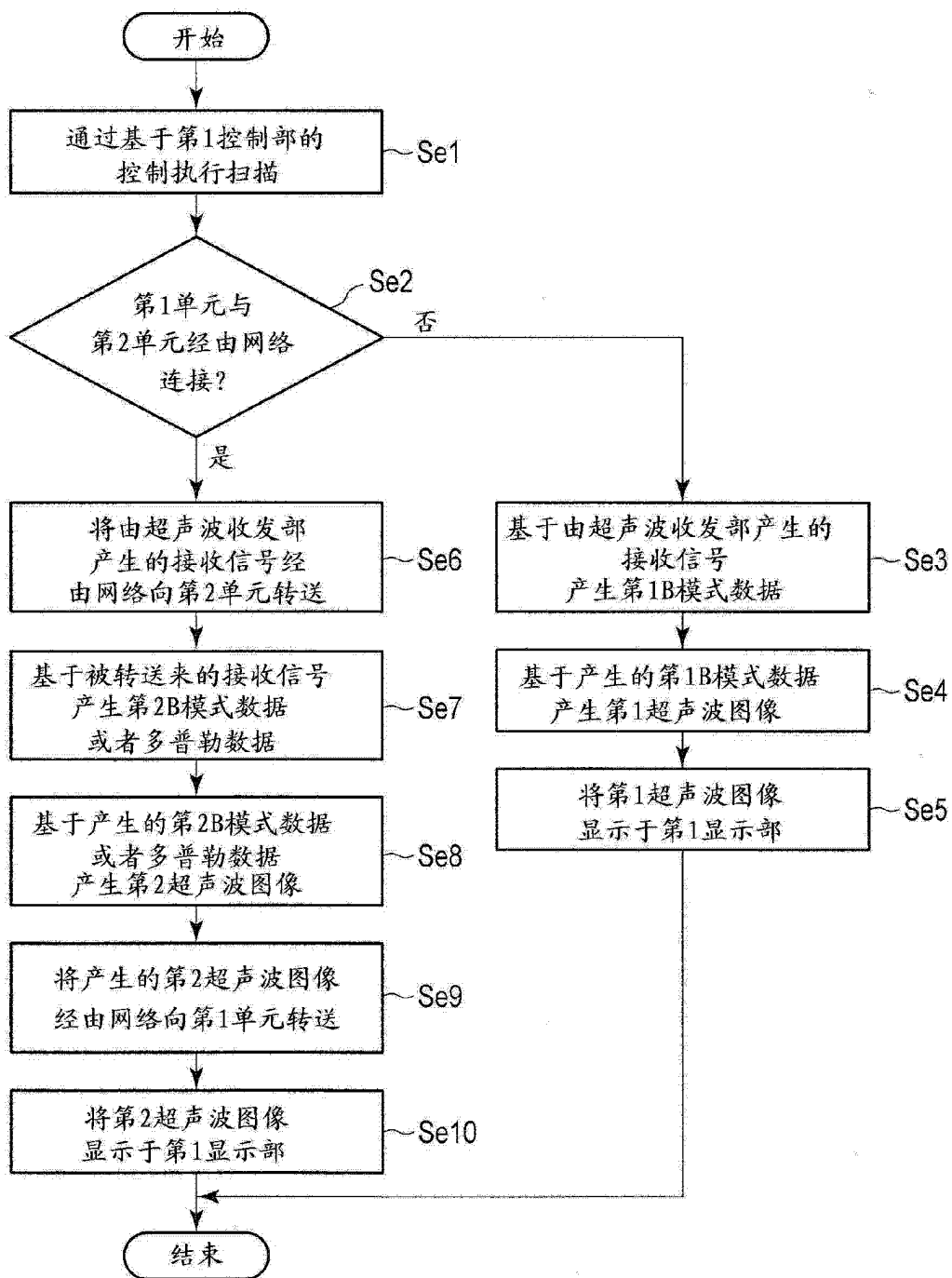


图 10

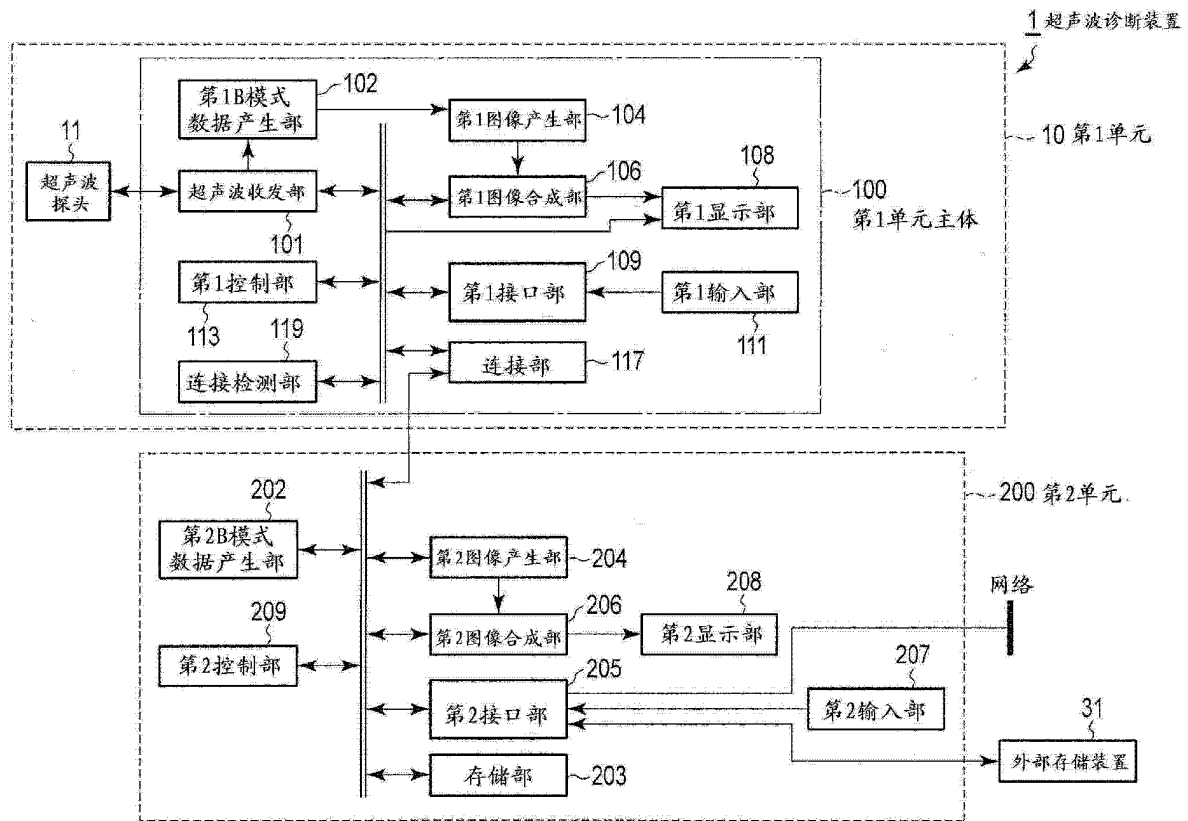


图 11

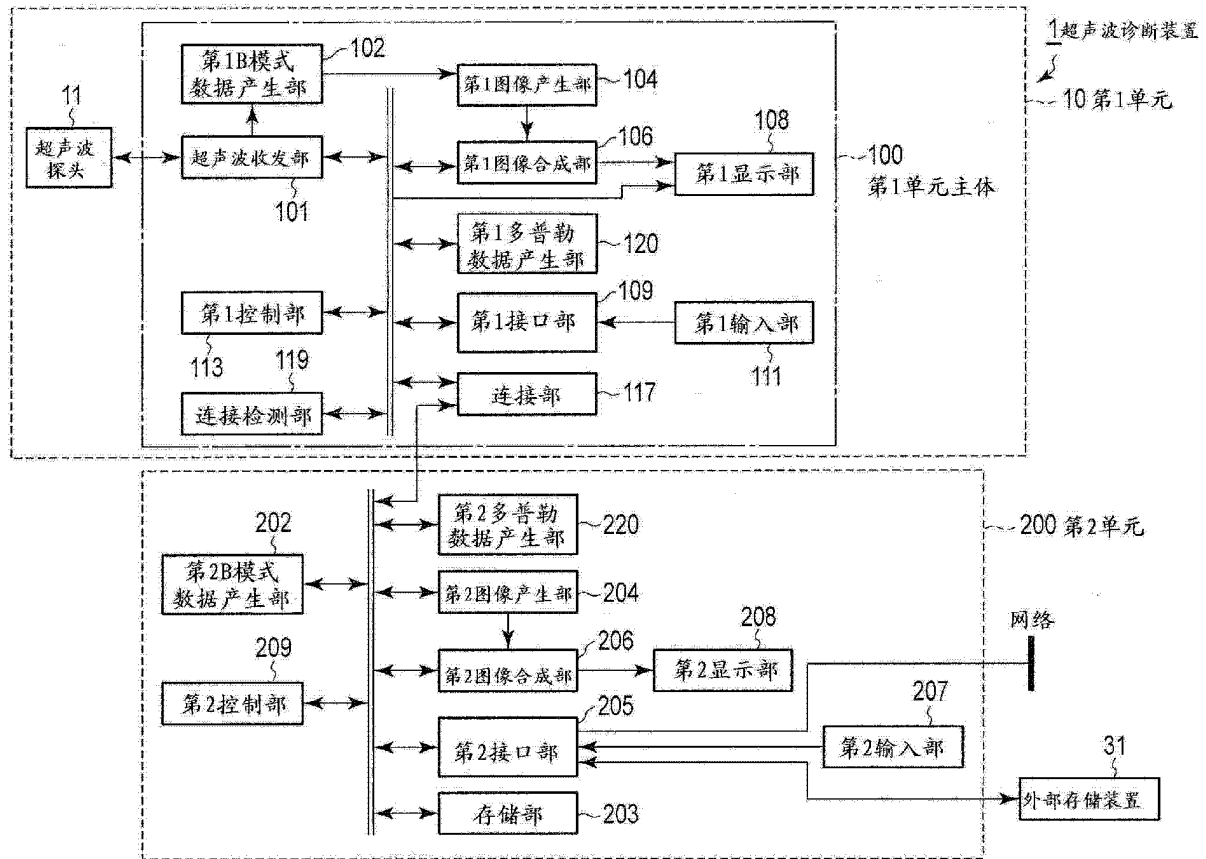


图 12

专利名称(译)	超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN103083044A	公开(公告)日	2013-05-08
申请号	CN201210428779.8	申请日	2012-10-31
[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	小笠原洋一		
发明人	小笠原洋一		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/00 A61B8/565 A61B8/488 A61B8/4405 A61B8/4411 A61B8/08 A61B8/14 A61B8/56 A61B8/464 A61B8/4427 A61B8/462		
代理人(译)	李伟		
优先权	2012205525 2012-09-19 JP 2011243782 2011-11-07 JP		
其他公开文献	CN103083044B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及超声波诊断装置，提供一种与医院内外的临床现场对应的超声波诊断装置。本实施方式的超声波诊断装置是具备具有超声波探头的第1单元和能够装卸地与第1单元连接的第2单元的超声波诊断装置，第1单元具备：收发部，其借助超声波探头在与被检体之间收发超声波，并产生接收信号；第1超声波图像产生部，其基于接收信号，以第1处理速度以及第1处理功能产生第1超声波图像；连接部，其将第1单元连接于第2单元；以及连接检测部，其对第1单元与第2单元的连接进行检测，第2单元具备：第2超声波图像产生部，其具有比第1处理速度快的第2处理速度、以及比第1处理功能多的第2处理功能，并以检测出连接为契机，基于接收信号产生具有比第1超声波图像的数据量多的数据量的第2超声波图像。

