



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102406510 A

(43) 申请公布日 2012. 04. 11

(21) 申请号 201110281204. 3

(22) 申请日 2011. 09. 21

(30) 优先权数据

2010-210933 2010. 09. 21 JP

2010-211031 2010. 09. 21 JP

(71) 申请人 富士胶片株式会社

地址 日本国东京都

(72) 发明人 佐藤智夫

(74) 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任

公司 11021

代理人 杨静

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006. 01)

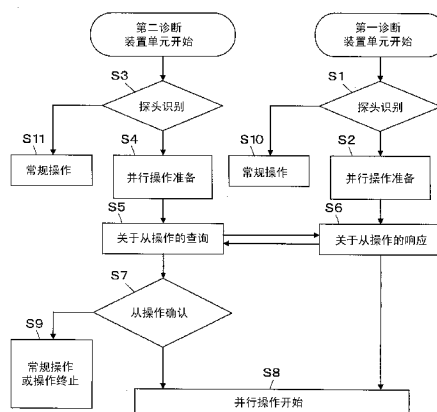
权利要求书 2 页 说明书 9 页 附图 10 页

(54) 发明名称

超声波诊断装置

(57) 摘要

一种超声波诊断装置,包括:超声波探头,包括传感器阵列;多个诊断装置主体,对应于所述传感器阵列的多个部分,分别用于通过对应的传感器来发送超声波,以及处理来自所述对应的传感器的接收信号;以及同步信号供应单元,用于向所述多个诊断装置主体供应公共时钟信号和公共触发信号,以引起所述多个诊断装置主体同步操作。



1. 一种超声波诊断装置,包括:

超声波探头,包括传感器阵列;

多个诊断装置主体,对应于所述传感器阵列的多个部分,分别用于通过对应的传感器来发送超声波,以及处理来自所述对应的传感器的接收信号;以及

同步信号供应设备,用于向所述多个诊断装置主体供应公共时钟信号和公共触发信号,以引起所述多个诊断装置主体同步操作。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,还包括:后端,用于基于由所述多个诊断装置主体分别处理的接收信号,来产生超声波图像。

3. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其中,所述同步时钟供应设备包括:同步时钟产生器电路,用于产生所述公共时钟信号;以及触发电路,用于产生所述公共触发信号。

4. 根据权利要求3所述的超声波诊断装置,其中,所述触发电路基于由所述同步时钟产生器电路产生的所述公共时钟信号,来产生所述公共触发信号。

5. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,所述多个诊断装置主体的每一个中并入了后端,所述后端用于基于从所述对应的传感器发送的接收信号来产生超声波图像。

6. 根据权利要求5所述的超声波诊断装置,

其中,所述多个诊断装置主体的每一个具有用于产生时钟信号的时钟电路以及用于产生触发信号的触发电路,以及

所述同步信号供应设备包括被并入在主装置主体中的时钟电路和触发电路,所述主装置主体是从所述多个诊断装置主体中选出的一个诊断装置主体。

7. 根据权利要求6所述的超声波诊断装置,

其中,所述多个诊断装置主体中除了所述主装置主体之外的其他诊断装置主体分别向所述主装置主体发送结果,所述结果是通过从对应的传感器发送的接收信号进行处理所获得的,以及

在所述主装置主体中并入的后端基于结果来产生超声波图像,所述结果是通过对所有诊断装置主体产生的接收信号进行处理所获得的。

8. 根据权利要求7所述的超声波诊断装置,其中,所述多个诊断装置主体在与所述超声波图像的产生相关的数据处理中协作。

9. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,所述公共时钟信号具有的频率至少是所述超声波探头使用的主中心频率的两倍。

10. 根据权利要求1至9中任一项所述的超声波诊断装置,还包括:延迟估计单元,用于基于所述多个诊断装置主体对输入到所述多个诊断装置主体中的相同信号执行的处理所获得的结果,估计在所述多个诊断装置主体之间发生的时钟偏移。

11. 根据权利要求10所述的超声波诊断装置,其中,所述相同信号是来自所述传感器阵列的相同传感器的接收信号。

12. 根据权利要求10所述的超声波诊断装置,还包括:参考信号产生器,用于产生参考信号,并将所述参考信号作为所述相同信号输入到所述多个诊断装置主体中。

13. 根据权利要求12所述的超声波诊断装置,其中,所述参考信号产生器一直向所述多个诊断装置主体中输入所述参考信号。

14. 根据权利要求12所述的超声波诊断装置,其中,所述参考信号产生器仅在从所述

传感器阵列发送超声波之前的给定时间,向所述多个诊断装置主体中输入所述参考信号。

15. 一种超声波诊断装置,包括:

超声波探头,包括传感器阵列;以及

多个诊断装置主体,对应于所述传感器阵列的多个部分,分别用于通过对应的传感器来发送超声波,以及处理来自所述对应的传感器的接收信号;

其中,当将一个超声波探头连接到所述多个诊断装置主体时,从所述多个诊断装置主体中选择一个诊断装置主体作为主装置主体,同时其他诊断装置主体变为所述主装置主体的从装置主体,以及所述多个诊断装置主体同步操作。

16. 根据权利要求 15 所述的超声波诊断装置,其中,所述多个诊断装置主体的每一个中并入了后端,所述后端用于基于从所述对应的传感器发送的接收信号来产生超声波图像。

17. 根据权利要求 16 所述的超声波诊断装置,其中,所述主装置主体向所述从装置主体供应公共时钟信号和公共触发信号。

18. 根据权利要求 17 所述的超声波诊断装置,

其中,所述多个诊断装置主体的每一个具有用于产生时钟信号的时钟电路以及用于产生触发信号的触发电路,以及

所述主装置主体向所述从装置主体供应由所并入的时钟电路产生的时钟信号作为所述公共时钟信号,以及由所并入的触发电路基于所述公共时钟信号产生的触发信号作为所述公共触发信号。

19. 根据权利要求 16 至 18 中任一项所述的超声波诊断装置,其中,所述从装置主体向所述主装置主体发送结果,所述结果是通过从对应的传感器发送的接收信号进行处理所获得的,以及

在所述主装置主体中并入的后端基于结果来产生超声波图像,所述结果是通过对所有诊断装置主体产生的接收信号进行处理所获得的。

20. 根据权利要求 19 所述的超声波诊断装置,其中,所述多个诊断装置主体在与所述超声波图像的产生相关的数据处理中协作。

21. 根据权利要求 15 所述的超声波诊断装置,还包括:后端,用于基于由所述多个诊断装置主体分别处理的接收信号,来产生超声波图像。

22. 根据权利要求 21 所述的超声波诊断装置,还包括:

同步时钟产生器电路,用于产生用于引起所述多个诊断装置主体同步操作的公共时钟信号,并向所述多个诊断装置主体供应所述公共时钟信号;以及

触发电路,用于基于由所述同步时钟产生器产生的公共时钟信号来产生公共触发信号,并向所述多个诊断装置主体供应所述公共触发信号。

超声波诊断装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种超声波诊断装置,且具体地涉及并行操作的多个超声波诊断装置主体,通过所述多个超声波诊断装置主体,从单一超声波探头执行超声波发送和接收。

背景技术

[0002] 传统上,已经将使用超声波图像的超声波诊断装置投入用于医疗领域中。一般来说,该类型的超声波诊断装置包括:配备有内置传感器(transducer)阵列的超声波探头以及连接到超声波探头的装置主体。超声波探头向对象发送超声波,从对象接收超声回波,以及装置主体对接收信号进行电处理以产生超声波图像。

[0003] 近年来,已开发出便携式超声波诊断装置,其可以被运输到床边或需要紧急医疗护理的地点。这种超声波诊断装置要求减小尺寸以追求操作简便和易用性,这需要减小发送/接收电路的规模,必然导致降低的图像质量。因此,很多这种超声波诊断装置用于例如初步诊断和紧急诊断。

[0004] 获得高图像质量的超声波图像要求配备有大尺寸超声波发送/接收电路的高等级超声波诊断装置。即使包括多个便携式超声波诊断装置且每一个便携式超声波诊断装置仅具有小尺寸超声波发送/接收电路的设备,在没有高等级超声波诊断装置的情况下,也不能获取高图像质量的超声波图像。如果可以通过并行操作多个超声波诊断装置来获得高图像质量超声波图像,所述多个超声波诊断装置中的每一个超声波诊断装置仅配备有小尺寸的超声波发送/接收电路,则这种装置将具有显著的用途。

[0005] 例如,JP 2006-519684A 描述了一种超声波诊断系统,其中,在接驳推车(docking cart)上安装便携式超声波单元以执行数据处理。将该便携式超声波单元产生的接收信号供应给接驳推车,并使用高数据处理能力来处理该接收信号,然后在接驳推车上提供的监视器上以高分辨率显示超声波图像。

[0006] 同便携式超声波单元所拥有的处理能力相比,JP 2006-519684A 描述的将便携式超声波单元安装在接驳推车上的系统能够以更高的处理能力来处理接收信号。然而,即使当将超声波单元安装在接驳推车上时,其超声波发送/接收电路的尺寸(即通道的数目)也保持不变,且用这种系统得到的超声波图像质量的级别也是有限的。

发明内容

[0007] 本发明的目的是提供一种超声波诊断装置,其中,并行操作多个诊断装置主体,以获得高质量超声波图像。

[0008] 根据本发明的第一方面的超声波诊断装置包括:

[0009] 超声波探头,包括传感器阵列;

[0010] 多个诊断装置主体,对应于所述传感器阵列的多个部分,分别用于通过对应的传感器来发送超声波,以及处理来自所述对应的传感器的接收信号;以及

[0011] 同步信号供应设备,用于向所述多个诊断装置主体供应公共时钟信号和公共触发

信号,以引起所述多个诊断装置主体同步操作。

[0012] 根据本发明的第二方面的超声波诊断装置包括:

[0013] 超声波探头,包括传感器阵列;以及

[0014] 多个诊断装置主体,对应于所述传感器阵列的多个部分,分别用于通过对应传感器来发送超声波,以及处理来自所述对应的传感器的接收信号;

[0015] 其中,当将一个超声波探头连接到所述多个诊断装置主体时,从所述多个诊断装置主体中选择一个诊断装置主体作为主装置主体,同时其他诊断装置主体变为所述主装置主体的从装置主体,以及所述多个诊断装置主体同步操作。

附图说明

[0016] 图 1 是示出了根据本发明的实施例 1 的超声波诊断装置的配置的框图。

[0017] 图 2 是示出了根据实施例 1 的超声波诊断装置的具体配置的框图。

[0018] 图 3 是示出了在实施例 1 的诊断装置单元中的操作模式改变的流程的流程图。

[0019] 图 4 是示出了在实施例 1 中的诊断装置单元和传感器阵列之间的关系的视图。

[0020] 图 5 示出了在实施例 1 中从传感器阵列发送超声波。

[0021] 图 6 示出了在实施例 1 中由传感器阵列接收超声回波。

[0022] 图 7A 和 7B 分别示出了在实施例 1 中使用的第一诊断装置单元和第二诊断装置单元中的波束成形。

[0023] 图 8 示出了在实施例 1 中合成的声线信号。

[0024] 图 9 示出了从超声波探头的传感器阵列发送的超声波束。

[0025] 图 10A 至 10C 分别示出了从超声波探头的传感器阵列发送的频率为 2GHz、40MHz 以及 20MHz 的超声波束的曲线图。

[0026] 图 11 是示出了根据实施例 2 的超声波诊断装置的配置的框图。

[0027] 图 12 是示出了根据实施例 2 的超声波诊断装置的具体配置的框图。

[0028] 图 13 是在实施例 2 中使用的诊断装置子单元的内部配置的框图。

[0029] 图 14 是示出了在实施例 2 中的时钟信号和触发信号之间的关系的时序图。

[0030] 图 15 是示出了根据实施例 3 的超声波诊断装置的具体配置的框图。

[0031] 图 16 是示出了根据实施例 3 的修改的超声波诊断装置的具体配置的框图。

具体实施方式

[0032] 下面将基于附图来描述本发明的实施例。

[0033] 图 1 示出了根据本发明的实施例 1 的超声波诊断装置的配置。超声波诊断装置包括作为两个诊断装置主体的第一诊断装置单元 1 和第二诊断装置单元 2。将第一诊断装置单元 1 和第二诊断装置单元 2 经由信号分配器 3 连接到公共的超声波探头 4。

[0034] 第一诊断装置单元 1 和第二诊断装置单元 2 具有彼此相同的内部配置,其中每一个诊断装置单元包括超声波发送/接收电路的 n 个通道,且第一诊断装置单元 1 和第二诊断装置单元 2 经由数据总线 5 和操作控制电缆 6 彼此相连。

[0035] 超声波探头 4 包括传感器阵列,该传感器阵列具有等于或大于 $2n$ 个缝隙(aperture), $2n$ 为诊断装置单元 1 和 2 的通道的数目之和。

[0036] 将信号分配器 3 经由单元侧连接器 7 和 8 连接到第一诊断装置单元 1 和第二诊断装置单元 2, 且经由探头连接器 9 连接到超声波探头 4。信号分配器 3 将构成超声波探头 4 的传感器阵列的一些传感器选择性地连接到第一诊断装置单元 1, 且将除了连接到第一诊断装置单元 1 的那些传感器以外的另一些传感器选择性地连接到第二诊断装置单元 2。

[0037] 图 2 示出了第一诊断装置单元 1 和第二诊断装置单元 2 的内部配置。第一诊断装置单元 1 包括经由单元侧连接器 7 连接到信号分配器 3 的前端 11。前端 11 经由波束成形器 12 连接到后端 13, 后端 13 连接到监视器 14。第一诊断装置单元 1 还包括连接到控制器 16 的时钟重新触发电路 15。

[0038] 在配备有具有 n 个通道的发送和接收电路的情况下, 前端 11 向经由信号分配器 3 与前端 11 相连的超声波探头 4 的对应传感器供应致动信号, 并接收从对象返回的超声波回拨, 以对这些传感器产生的接收信号执行正交检测或其他处理, 从而产生复基带信号, 然后前端 11 对复基带信号执行采样, 以产生包含与组织的区域相关的信息在内的采样数据。前端 11 可以通过对数据执行用于高效率编码的数据压缩处理来产生采样数据, 被压缩数据是通过复基带信号进行采样获得的数据。

[0039] 波束成形器 12 根据控制器 16 设置的接收方向, 从之前存储的多个接收延迟模式中选择一个接收延迟模式, 并基于所选的接收延迟模式, 通过在由采样数据所表示的多个复基带信号中提供相应的延迟, 并将它们相加, 来执行接收调焦处理。通过该接收调焦处理, 产生使超声回波的焦点会聚的基带信号 (声线信号)。

[0040] 后端 13 根据波束成形器 12 产生的声线信号, 产生 B 模式图像信号, B 模式图像信号是与对象的组织相关的层析成像图像信息。后端 13 包括 STC (灵敏度时间控制) 和 DSC (数字扫描转换器)。对于声线信号, STC 根据超声波反射位置的深度来校正因距离导致的衰减。DSC 对 STC 校正过的声线信号执行光栅转换 (raster conversion), 以将其转换为与普通电视信号的扫描方法兼容的图像信号, 然后, 通过执行所需的图像处理 (如, 对比度处理) 以产生 B 模式图像信号。

[0041] 监视器 14 基于后端 13 产生的图像信号来显示超声波诊断图像。

[0042] 时钟重新触发电路 15 向诊断装置单元 1 中提供的组件供应时钟信号, 并向诊断装置单元 1 中提供的组件供应由该时钟信号重新触发的触发信号。

[0043] 控制器 16 控制诊断装置单元 1 中提供的组件的操作。

[0044] 第二诊断装置单元 2 也具有与第一诊断装置单元 1 类似的内部配置。第二诊断装置单元 2 包括经由单元侧连接器 8 连接到信号分配器 3 的前端 21。前端 21 经由波束成形器 22 连接到后端 23, 后端 23 进而连接到监视器 24。第二诊断装置单元 2 还包括连接到控制器 26 的时钟重新触发电路 25。

[0045] 在第二诊断装置单元 2 中提供的这些组件与第一诊断装置单元 1 中具有相同名称的组件具有相似的功能。

[0046] 当并行操作第一诊断装置单元 1 和第二诊断装置单元 2 时, 选择例如第一诊断装置单元 1 作为主装置主体工作, 然后选择第二诊断装置单元 2 作为从装置主体工作。在该情况下, 如图 2 所示, 将第二诊断装置单元 2 的波束成形器 22 经由数据总线 5 连接到第一诊断装置单元 1 的后端 13, 同时第二诊断装置单元 2 的后端 23 和时钟重新触发电路 25 经由操作控制电缆 6 连接到第一诊断装置单元 1 的后端 13 和时钟重新触发电路 15。

[0047] 事先向连接到信号分配器 3 的单元侧连接器 7 和 8 分配不同的标识号码 (ID 号码),使得第一诊断装置单元 1 或第二诊断装置单元 2 在连接到单元侧连接器 7 时,通过识别分配给单元侧连接器 7 的 ID 号码来识别其作为主装置主体工作,并在连接到单元侧连接器 8 时,通过识别分配给单元侧连接器 8 的 ID 号码来识别其作为从装置主体工作。

[0048] 还事先向连接到超声波探头 4 的探头连接器 9 分配与分配给单元侧连接器 7 和 8 的 ID 号码不同的 ID 号码,使得当被直接连接到探头连接器 9 时,第一诊断装置单元 1 和第二诊断装置单元 2 识别出:它们不是要执行并行操作,而是独立地执行常规超声波诊断操作。

[0049] 现在,将参见图 3 所示的流程图,描述第一诊断装置单元 1 和第二诊断装置单元 2 中的操作模式改变的流程。

[0050] 首先,在步骤 S1 中,第一诊断装置单元 1 基于所耦合的连接器的 ID 号码,识别是否已直接连接了超声波探头。如图 2 所示,当被连接到单元侧连接器 7 时,第一诊断装置单元 1 识别出其已被选择为主装置主体,且要执行并行操作,进行至步骤 S2 以准备并行操作。具体地,时钟重新触发电路 15 将其自身的时钟信号和触发信号经由操作控制电路 6 供应给第二诊断装置单元 2 的时钟重新触发电路 25,分别作为同步时钟信号和主触发信号。

[0051] 与此并行地,第二诊断装置单元 2 基于所耦合的连接器的 ID 号码,识别是否已直接连接了超声波探头。如图 2 所示,当被连接到单元侧连接器 8 时,第二诊断装置单元 2 识别出其已被选择为从装置主体,且要执行并行操作,过程进行至步骤 S4 以准备并行操作。即,时钟重新触发电路 25 向第二诊断装置单元 2 中提供的组件供应同步时钟信号和主触发信号,该同步时钟信号和主触发信号是从第一诊断装置单元 1 的时钟重新触发电路 15 经由操作控制电路 6 供应的。

[0052] 然后,在步骤 S5 中,第二诊断装置单元 2 经由操作控制电缆 6 关于从操作向第一诊断装置单元 1 进行查询,且在第一诊断装置单元 1 在步骤 S6 中给出与从操作相关的响应时,第二诊断装置单元 2 在步骤 S7 中验证该从操作。当验证了该从操作可能时,过程进行至步骤 S8 以开始并行操作。

[0053] 另一方面,在步骤 S6 中关于从操作向第二诊断装置单元 2 进行应答之后,第一诊断装置单元 1 进行至步骤 S8 以开始并行操作。

[0054] 当在步骤 S7 中无法验证该从操作可能时,过程进行至步骤 S9,其中,第二诊断装置单元 2 单独执行常规超声波诊断操作或终止操作。

[0055] 当在步骤 S1 和 S3 中通过所耦合的连接器的 ID 号码识别出已连接了探头连接器 9 时,第一诊断装置单元 1 和第二诊断装置单元 2 分别进行至步骤 S10 和步骤 S11,以独立地执行常规超声波诊断操作。

[0056] 接下来,将描述并行操作。

[0057] 首先,如图 4 所示,信号分配器 3 确保将第一诊断装置单元 1 连接到位于超声波探头 4 的传感器阵列中偶数位置的传感器上,且将第二诊断装置单元 2 连接到位于奇数位置的传感器上。

[0058] 作为从装置主体工作的第二诊断装置单元 2 根据从第一诊断装置单元 1 的时钟重新触发电路 15 供应的同步时钟信号和主触发信号进行操作。

[0059] 当例如第一诊断装置单元 1 的前端 11 向超声波探头 4 的第 $(2m+2)$ 个传感器供应

致动信号时,且当第二诊断装置单元 2 的前端 21 向超声波探头 4 的第 $(2m+3)$ 个传感器供应致动信号时,其中 m 是自然数,则当如图 5 所示从彼此相邻的这两个传感器发送超声波时,则如图 6 所示,超声波探头 4 的传感器阵列中已从对象接收到超声回波的传感器分别输出接收信号。

[0060] 图 6 示出了对象中两个关注区域 R1 和 R2 产生超声回波:由实线示意性地指示了与来自关注区域 R1 的超声回波相对应的接收信号;由虚线示意性地指示了与来自关注区域 R2 的超声回波相对应的接收信号。

[0061] 将从位于传感器阵列中偶数位置的传感器输出的接收信号输入到第一诊断装置单元 1 的前端 11,以产生采样数据,同时将从位于传感器阵列中奇数位置的传感器输出的接收信号输入到第二诊断装置单元 2 的前端 21,以产生采样数据。此时,由于第二诊断装置单元 2 根据从第一诊断装置单元 1 的时钟重新触发电路 15 供应的同步时钟信号和主触发信号来进行操作,第一诊断装置单元 1 的前端 11 和第二诊断装置单元 2 的前端 21 以彼此相同的时序产生采样数据。

[0062] 在第一诊断装置单元 1 中,由于波束成形器 12 对前端 11 产生的采样数据执行接收调焦处理,如图 7A 所示产生声线信号并将其供应至后端 13。在第二诊断装置单元 2 中,同样由于波束成形器 22 对前对 21 产生的采样数据执行接收调焦处理,如图 7B 所示产生声线信号并将其经由数据总线 5 供应至第一诊断装置单元 1 的后端 13。

[0063] 此处,第一诊断装置单元 1 和第二诊断装置单元 2 可以被配置为使用子开口对传感器进行相位调整,每一个传感器在超声波探头 4 的传感器阵列中形成相应的开口,组合沿多个方向传播的超声波束,以及基于合成结果产生声线信号。

[0064] 当被提供了由两个诊断装置单元 1 和 2 的波束成形器 12 和 22 分别产生的声线信号时,第一诊断装置单元 1 的后端 13 将如图 8 所示的这些声线信号加以组合,且基于合成的声线信号,产生 B 模式图像信号,所述 B 模式图像信号是与对象的组织相关的层析成像图像信息。向第一诊断装置单元 1 的监视器 14 发送该图像信号,且在监视器 14 上显示超声波诊断图像。

[0065] 从而,根据实施例 1,在第一诊断装置单元 1 和第二诊断装置单元 2 经由信号分配器 3 连接到单一超声波探头 4 时,根据所耦合的单元侧连接器的 ID 号码,第一诊断装置单元 1 作为主装置主体,同时第二诊断装置单元 2 作为从装置主体,且第一诊断装置单元 1(主装置主体)向第二诊断装置单元 2 供应同步时钟信号和主触发信号,使得这些诊断装置单元 1 和 2 执行并行操作。

[0066] 由于第一诊断装置单元 1 和第二诊断装置单元 2 分别具有超声波发送/接收电路的 n 个通道,当这些单元独立地执行常规超声波诊断操作时,可以同时并行处理的接收信号的数目是“ n ”。然而,当它们执行并行操作时,能够同时并行处理的接收信号的数目是“ $2n$ ”,其为独立操作中可能数目的两倍。这使得获得高质量超声波图像成为可能。

[0067] 图 10A 至 10C 示出了当如图 9 所示的传感器阵列单元的延迟的量化精度随着从超声波探头 4 的传感器阵列发送超声波束而改变时,在垂直于超声波束传播方向 Z 的 X 方向上合成波束的曲线图。图 10A、10B 和 10C 示出了当量化频率分别是 2GHz、40MHz 以及 20MHz 时的曲线图。如从这些图中将观察到的,随着量化频率增强,增强了量化精度,峰值增加且波束下限(floor)降低,增强了对比度,从而使得合成波束的曲线图更加陡峭,相对地,随

着量化频率减少,降低了量化精度,合成波束的曲线图由于量化误差而恶化。因此,可以通过使得第一诊断装置单元 1 和第二诊断装置单元 2 使用同步时钟信号和主触发信号同步地进行操作,来获得高精度的超声波图像。

[0068] 尽管根据实施例 1,作为主装置主体的第一诊断装置单元 1 的后端 13 产生图像信号,还可以经由从第一诊断装置单元 1 的后端 13 到第二诊断装置单元 2 的后端 23 的操作控制电缆 6 发送数据,使得两个诊断装置单元 1 和 2 的后端 13 和 23 可以在与超声波图像的产生相关的数据处理中协作。因此,可以在数据处理中减轻主装置主体中的后端的负担,使得能够以增加的速度来进行处理。

[0069] 当第一诊断装置单元 1 和第二诊断装置单元 2 分别如图 3 中步骤 S9、S10 和 S11 一样独立执行常规超声波诊断操作时,将第二诊断装置单元 2 的波束成形器 22 连接到第二诊断装置单元 2 的后端 23(如图 2 中虚线所示),而不是将第二诊断装置单元 2 的波束成形器 22 经由数据总线 5 连接到第一诊断装置单元 1 的后端 13。

[0070] 尽管根据实施例 1,两个诊断装置单元 1 和 2 同步操作,本发明不限于此;可以将三个或更多的诊断装置单元连接到单一超声波探头,以实现它们的同步操作,其中,让这些诊断装置单元之一作为主装置主体,同时让其他剩余诊断装置单元成为从装置主体。在该情况下,可以从作为主装置主体的诊断装置单元向作为从装置主体的多个诊断装置单元供应同步时钟信号和主触发信号。

[0071] 实施例 2

[0072] 尽管根据实施例 1,分别具有分别用于产生图像信号的后端 13 和 23 和分别用于显示超声波图像的监视器 14 和 24 的第一诊断装置单元 1 和第二诊断装置单元 2 执行同步操作,但本发明不限于此;可以将不具有用于产生超声波图像的任何设备的诊断装置子单元用作诊断装置主体,并将其连接到公共超声波探头,以实现同步操作。

[0073] 图 11 示出了根据实施例 2 的超声波诊断装置的配置。该超声波诊断装置包括作为两个诊断装置主体的第一诊断装置子单元 31 和第二诊断装置子单元 32。经由信号分配器 3 将第一诊断装置子单元 31 和第二诊断装置子单元 32 连接到公共超声波探头 4。

[0074] 第一诊断装置子单元 31 和第二诊断装置子单元 32 具有彼此相同的内部配置,且分别包括超声波发送/接收电路的 n 个通道,但是不具有与实施例 1 中的第一诊断装置单元 1 的后端 13 和第二诊断装置单元 2 的后端 23 一样的、用于产生超声波图像的后端。因此,第一诊断装置子单元 31 和第二诊断装置子单元 32 连接到具有后端 33 的公共电路 34。

[0075] 除了后端 33 之外,公共电路 34 还包括用于向两个诊断装置子单元 31 和 32 供应同步时钟信号和主触发信号的时钟重新触发电路以及用于显示超声波图像的监视器。

[0076] 第一诊断装置子单元 31 和第二诊断装置子单元 32 根据从公共电路 34 的时钟重新触发电路供应的同步时钟信号和主触发信号同步操作,且分别根据从超声波探头 4 的对应传感器输出的接收信号来产生采样数据,以产生声线信号。将第一诊断装置子单元 31 产生的声线信号和第二诊断装置子单元 32 产生的声线信号组合,且基于合成的声线信号,公共电路 34 的后端 33 产生图像信号,据此,公共电路 34 的监视器显示超声波图像。

[0077] 同样对于这种配置,可以用同步操作的两个诊断装置子单元 31 和 32 同时并行处理的接收信号的数目也是与实施例 1 中一样的“ $2n$ ”,使得能够获得高质量的超声波图像。

[0078] 尽管在图 11 所示的配置中将两个诊断装置子单元 31 和 32 连接到公共超声波探

头 4, 可以将三个或更多诊断装置子单元连接到单一超声波探头, 以执行同步操作。

[0079] 图 12 示出了超声波诊断装置的具体配置, 其中, 让 N 个诊断装置子单元 41-1 到 41-N 执行同步操作。

[0080] 经由信号分配器 3 将超声波探头 4 连接到 N 个诊断装置子单元 41-1 到 41-N, 这 N 个诊断装置子单元 41-1 到 41-N 进而经由次级波束成形器 42 连接到后端 33, 后端 33 进而连接到监视器 43。诊断装置子单元 41-1 到 41-N 分别包括内置时钟同步电路 44-1 到 44-N, 它们连接到同步时钟产生器电路 45, 同步时钟产生器电路 45 连接到重新触发电路 46, 重新触发电路 46 进而连接到诊断装置子单元 41-1 到 41-N。将信号分配器 3、诊断装置子单元 41-1 到 41-N、次级波束成形器 42、后端 33、同步时钟产生器电路 45、以及触发电路 46 连接到控制器 47。

[0081] 如图 13 所示, 除了时钟同步电路 44-1 之外, 诊断装置子单元 41-1 还包括: 连接到信号分配器 3 的前端 48-1 以及连接到前端 48-1 的初级波束成形器 49-1; 初级波束成形器 49-1 连接到次级波束成形器 42。诊断装置子单元 41-1 还包括连接到重新触发电路 46 的触发电路 50-1。

[0082] 类似于实施例 1 中的前端 11 和 21, 前端 48-1 向超声波探头 4 的对应传感器供应致动信号, 接收从对象返回的超声回波, 以对这些传感器产生的接收信号执行正交检测或其他处理, 以产生复基带信号, 以及对复基带信号执行采样, 以产生包含与组织的区域相关的信息在内的采样数据, 所述超声波探头 4 经由信号分配器 3 连接到前端 48-1。前端 48-1 可以对数据执行用于高效率编码的数据压缩处理, 被压缩数据是通过对复基带信号进行采样获得的数据。

[0083] 类似于实施例 1 中的波束成形器 12 和 22, 初级波束成形器 49-1 根据控制器 47 设置的接收方向, 从多个之前存储的接收延迟模式中选择一个接收延迟模式, 且基于所选的接收延迟模式, 通过在由采样数据表示的多个复基带信号中提供相应的延迟来执行加法, 从而执行接收调焦处理, 并且产生声线信号并将其供应给次级波束成形器 42。

[0084] 类似于图 13 所示的诊断装置子单元 41-1, 除了时钟同步电路 44-2 到 44-N 之外, 其他诊断装置子单元 41-2 到 41-N 分别还包括前端、初级波束成形器、以及触发电路。

[0085] 次级波束成形器 42 通过将诊断装置子单元 41-1 到 41-N 的相应初级波束成形器产生的声线信号进行组合, 来获得合成的声线信号。

[0086] 后端 33 根据次级波束成形器 42 产生的合成的声线信号, 产生 B 模式图像信号, B 模式图像信号是与对象的组织相关的层析成像图像信息。

[0087] 监视器 43 基于后端 33 产生的图像信号, 显示超声波诊断图像。

[0088] 同步时钟产生器电路 45 产生让诊断装置子单元 41-1 到 41-N 同步操作的公共同步时钟信号 Sc, 且向诊断装置子单元 41-1 到 41-N 供应信号 Sc。优选地, 同步时钟信号 Sc 具有至少是超声波探头 4 所使用的主中心频率的两倍的频率, 使得其频率与超声波探头 4 的频段不一致。

[0089] 如图 14 所示, 内置于诊断装置子单元 41-1 到 41-N 中的时钟同步电路 44-1 到 44-N 产生彼此同步的高频时钟信号 CLK-1 到 CLK-N, 且必须根据同步时钟产生器电路 45 产生的同步时钟信号 Sc 来操作内置于前端中的 A/D 转换器 (模数转换器)。

[0090] 重新触发电路 46 向诊断装置子单元 41-1 到 41-N 供应由同步时钟产生器电路 45

产生的同步时钟信号 Sc 所触发的主触发信号 St。如图 14 所示,分别内置于诊断装置子单元 41-1 到 41-N 中的触发电路基于从重新触发电路 46 供应的主触发信号 St 以及由时钟同步电路 44-1 到 44-N 产生的时钟信号 CLK-1 到 CLK-N,产生彼此同步的触发信号 TRG-1 到 TRG-N。

[0091] 此外,控制器 47 控制在超声波诊断装置中提供的组件的操作。

[0092] 接下来,将描述图 12 所示的超声波诊断装置的操作。

[0093] 诊断装置子单元 41-1 到 41-N 根据时钟同步电路产生的时钟信号 CLK-1 到 CLK-N 和触发信号 TRG-1 到 TRG-N 同步操作,从相应的前端向超声波探头 4 的对应传感器供应致动信号,以引起超声波的发送,根据已从对象接收到超声回波的传感器输出的接收信号 Sr 来产生采样数据,以及在初级波束成形器中产生声线信号。由次级波束成形器 42 组合诊断装置子单元 41-1 到 41-N 的相应初级波束成形器产生的声线信号,以产生合成的声线信号,且基于合成的声线信号,由后端 33 产生图像信号,据此,监视器 43 显示超声波诊断图像。

[0094] N 个诊断装置子单元 41-1 到 41-N 的同步操作增加离可以被并行地同时处理的接收信号的数目,且与实施例 1 一样,使得能够获得高质量的超声波图像。

[0095] 在该实施例 2 中与实施例 1 一样,可以将诊断装置子单元 41-1 到 41-N 经由相应的单元侧连接器连接到信号分配器 3,且根据分配给单元侧连接器的 ID 号码,可以使得诊断装置子单元 41-1 到 41-N 之一作为主装置主体,同时使得其他剩余诊断装置子单元作为从装置主体,以实现诊断装置子单元 41-1 到 41-N 的同步操作。

[0096] 实施例 3

[0097] 图 15 示出了根据实施例 3 的超声波诊断装置的具体配置。与根据图 12 所示的实施例 2 的装置相比,图 15 所示的超声波诊断装置附加地包括连接在诊断装置子单元 41-1 到 41-N 与次级波束成形器 42 之间的延迟估计单元 51,且不同之处还在于:在控制器 47 的控制下,经由信号分配器 3,向诊断装置子单元 41-1 到 41-N 输入来自超声波探头 4 的一个传感器的接收信号,作为相同信号 Ss。

[0098] 延迟估计单元 51 基于在向诊断装置子单元 41-1 到 41-N 输入相同信号 Ss 时,诊断装置子单元 41-1 到 41-N 产生的处理结果(即,基于诊断装置子单元 41-1 到 41-N 的初级波束成形器分别产生的声线信号),估计在诊断装置子单元 41-1 到 41-N 之间发生的时钟偏移(skew)。在已完成了一轮从超声波探头 4 发送和接收超声波之后,执行对该时钟偏移的估计。

[0099] 次级波束成形器 42 通过进行校正,基于延迟估计单元 51 估计的时钟偏移来最小化时钟偏移的效果,从而将声线信号加以组合,产生合成的声线信号。

[0100] 从而,估计在诊断装置子单元 41-1 到 41-N 之间发生的时钟偏移,并基于该时钟偏移产生合成的声线信号使得能够获得更高精度的超声波图像。

[0101] 尽管如图 15 所示,在超声波诊断装置中,将来自超声波探头 4 的一个传感器的接收信号作为相同信号 Ss 输入到诊断装置子单元 41-1 到 41-N,可以如图 16 所示附加地提供参考信号产生器 52,使得参考信号产生器 52 可以向诊断装置子单元 41-1 到 41-N 输入相同的信号 Ss。

[0102] 参考信号产生器 52 产生参考信号,将参考信号作为相同信号 Ss 输入到诊断装置子单元 41-1 到 41-N。

[0103] 同样,采用这种配置,延迟估计单元 51 可以估计在向诊断装置子单元 41-1 到 41-N 输入相同信号 S_s 时在诊断装置子单元 41-1 到 41-N 之间发生的时钟偏移,以让次级波束成形器 42 基于延迟估计单元 51 估计的时钟偏移来产生合成的声线信号。

[0104] 参考信号产生器 52 还可以适于一直向诊断装置子单元 41-1 到 41-N 输入其产生的参考信号,作为相同信号 S_s ,使得延迟估计单元 51 可以在已完成一轮从超声波探头 4 发送和接收超声波之后估计时钟偏移。备选地,参考信号产生器 52 可以适于仅在从超声波探头 4 的传感器阵列发送超声波之前的给定时间向诊断装置子单元 41-1 到 41-N 输入作为相同信号 S_s 的参考信号,使得延迟估计单元 51 可以在与所述给定时间相对应的时刻估计时钟偏移。

[0105] 尽管在上述实施例 2 和 3 中,重新触发电路 46 向超声波诊断装置中的诊断装置子单元 41-1 到 41-N 供应由同步时钟产生器电路 45 产生的同步时钟信号 S_c 所触发的主触发信号 S_t ,还可以将不与同步时钟产生器电路 45 相连的触发器电路(而不是触发器电路 46)连接到诊断装置子单元 41-1 到 41-N,使得该触发电路可以向诊断装置子单元 41-1 到 41-N 供应主触发信号 S_t 。

[0106] 然而,优选地如实施例 2 和 3 中一样,向诊断装置子单元 41-1 到 41-N 供应由重新触发电路 46 中的同步时钟信号 S_c 所触发的主触发信号 S_t ,这是因为这增强了诊断装置子单元 41-1 到 41-N 之间操作的同步性。

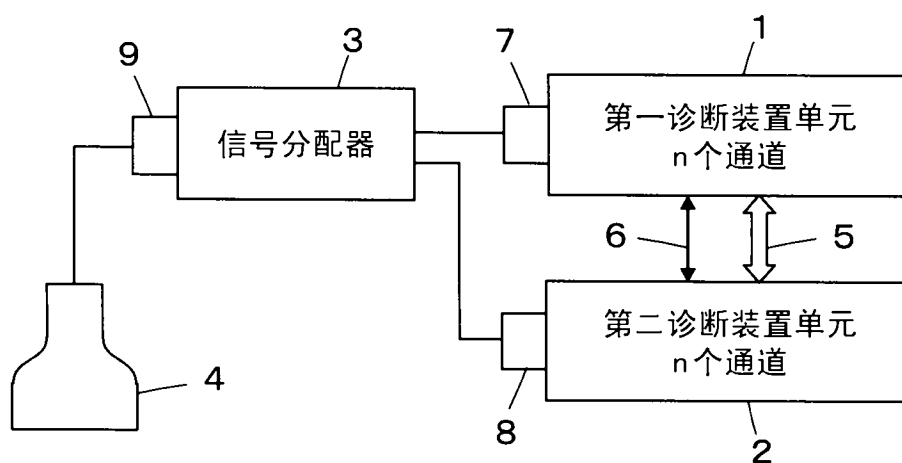


图 1

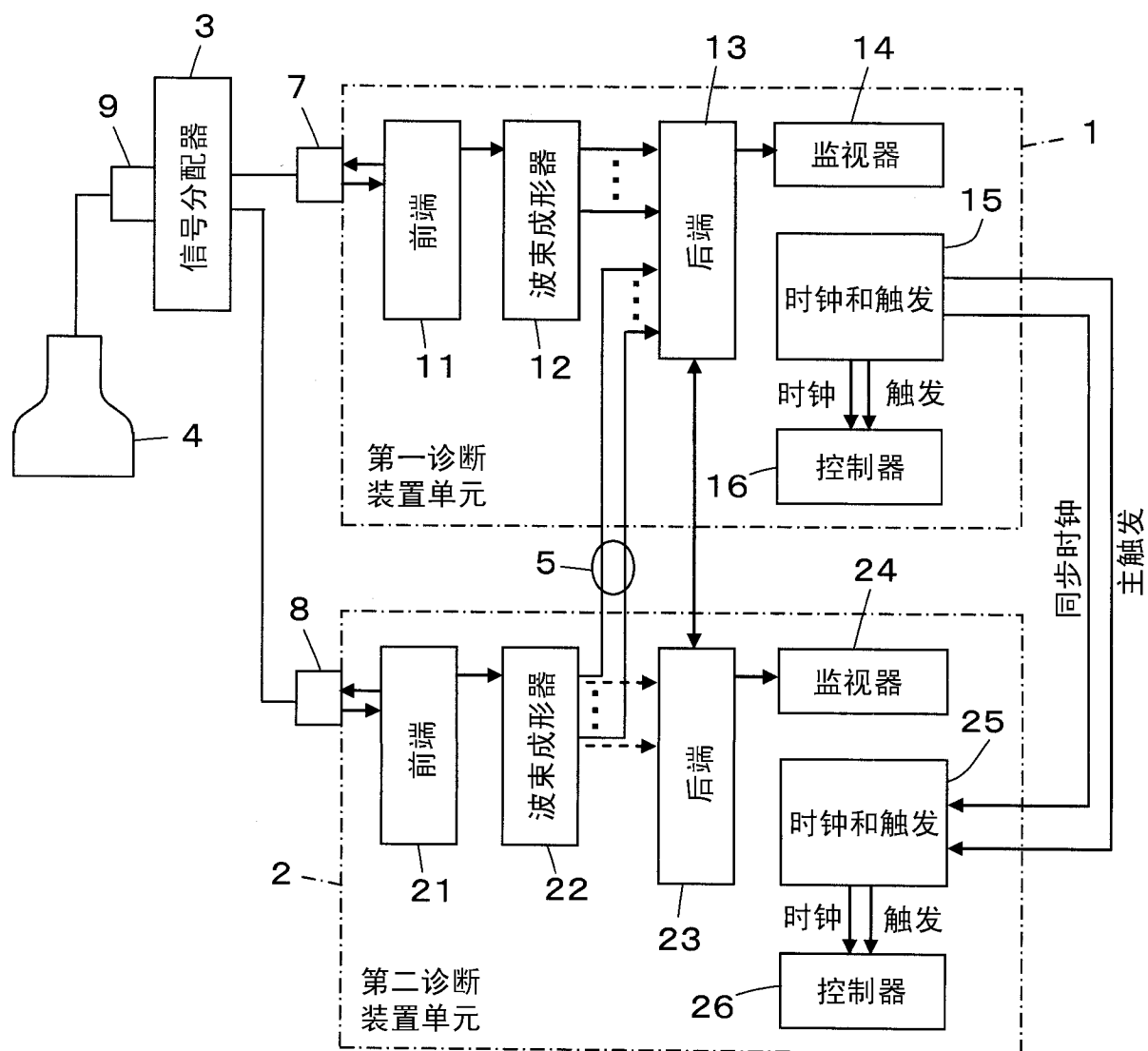


图 2

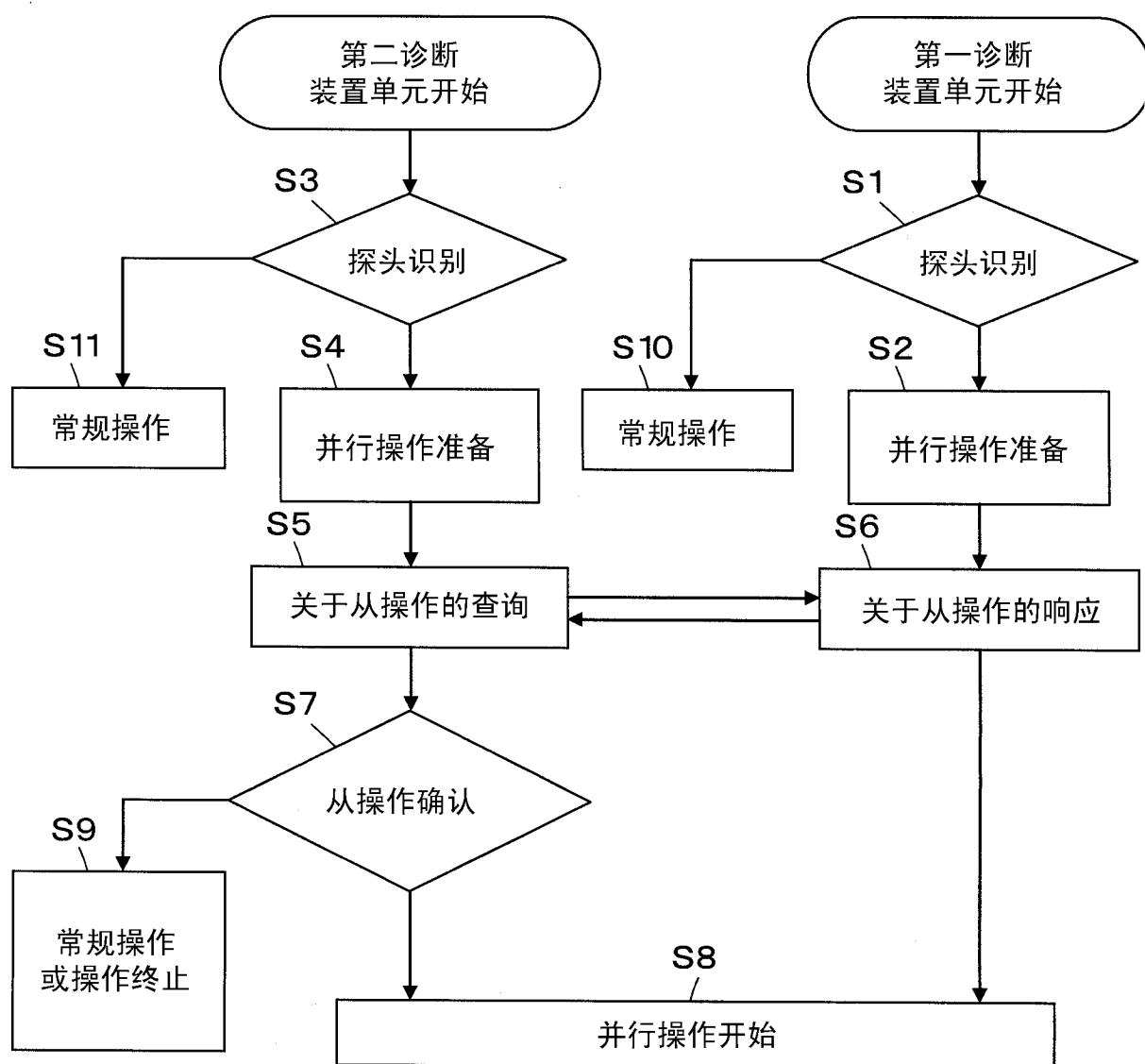


图 3

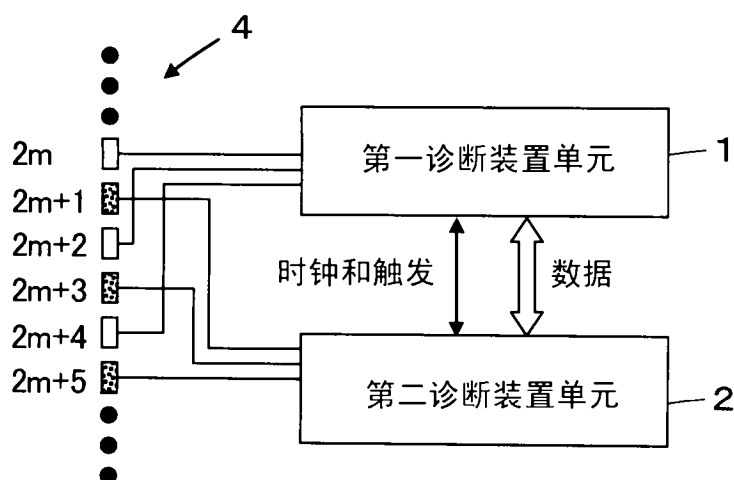


图 4

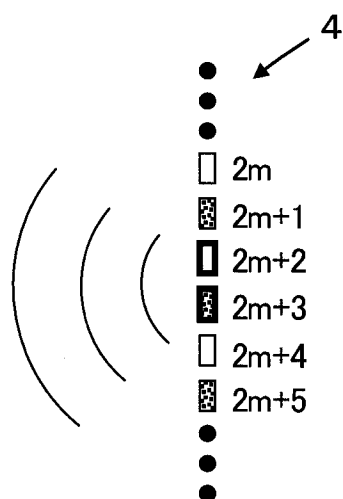


图 5

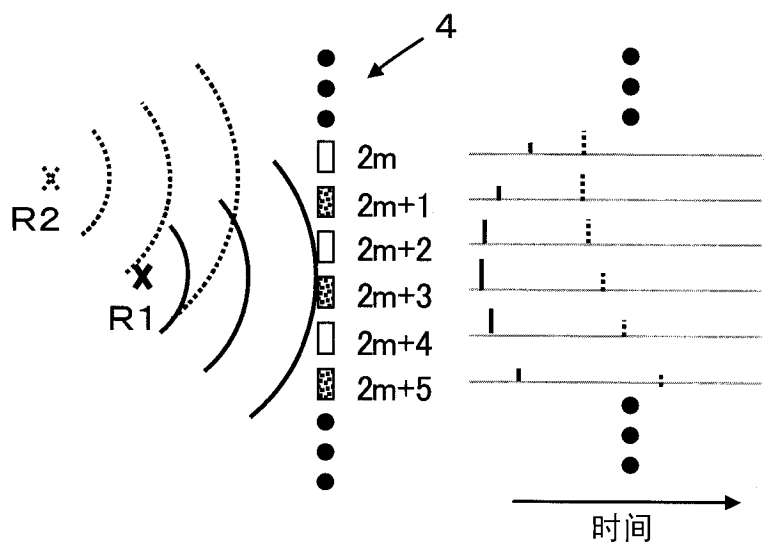


图 6

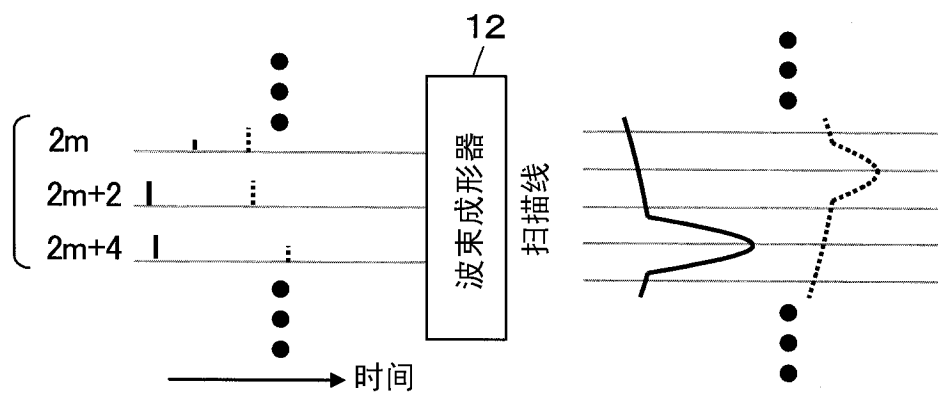


图 7A

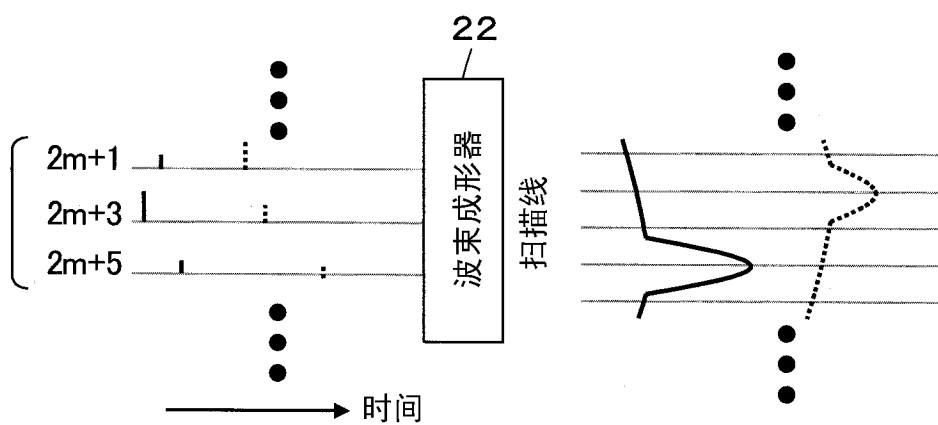


图 7B

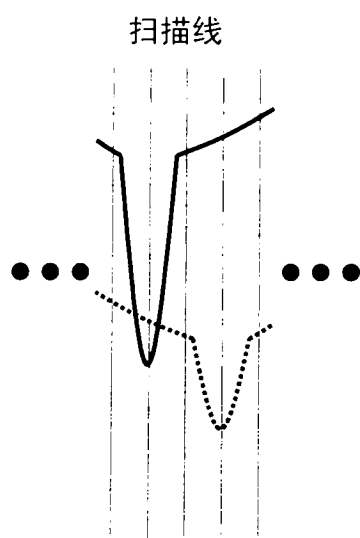


图 8

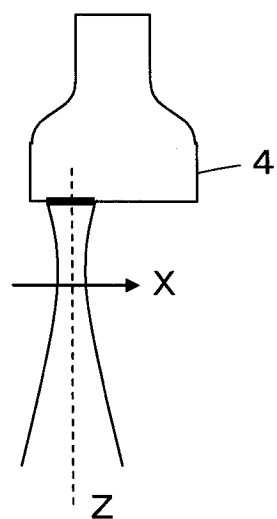


图 9

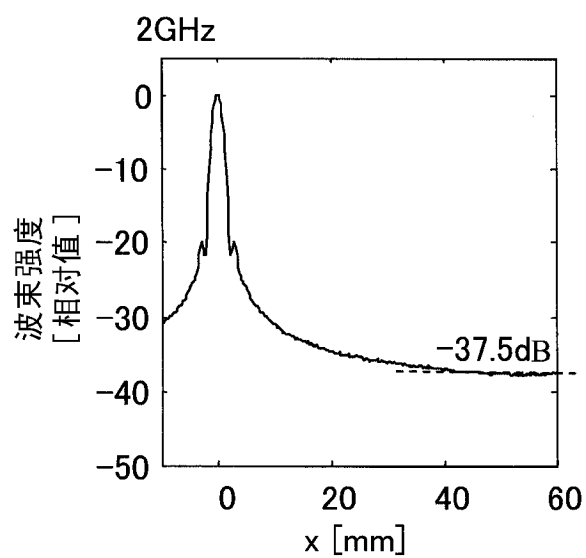


图 10A

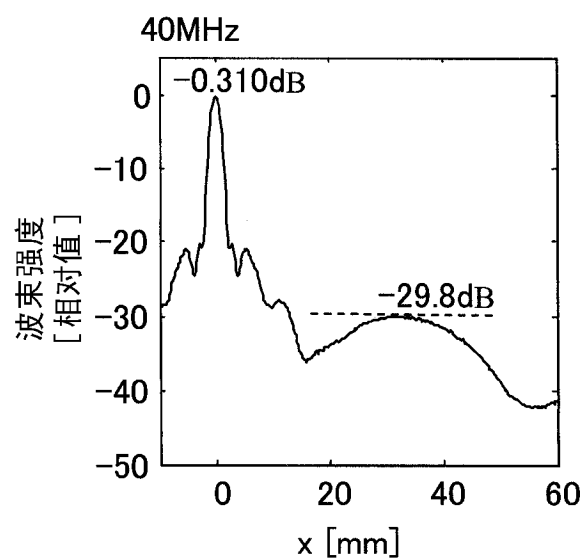


图 10B

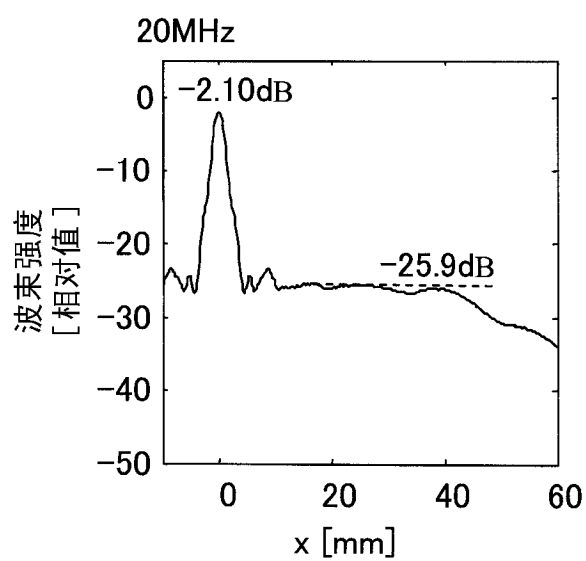


图 10C

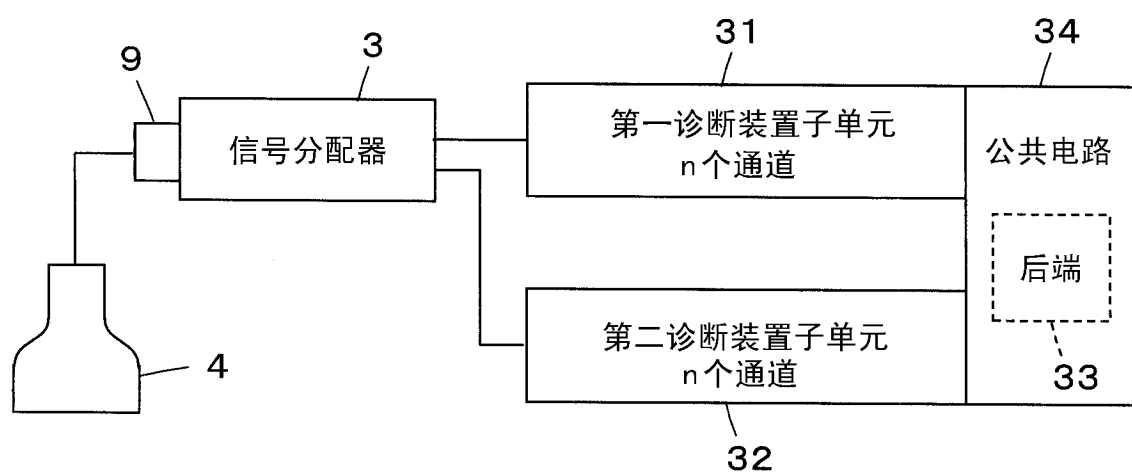


图 11

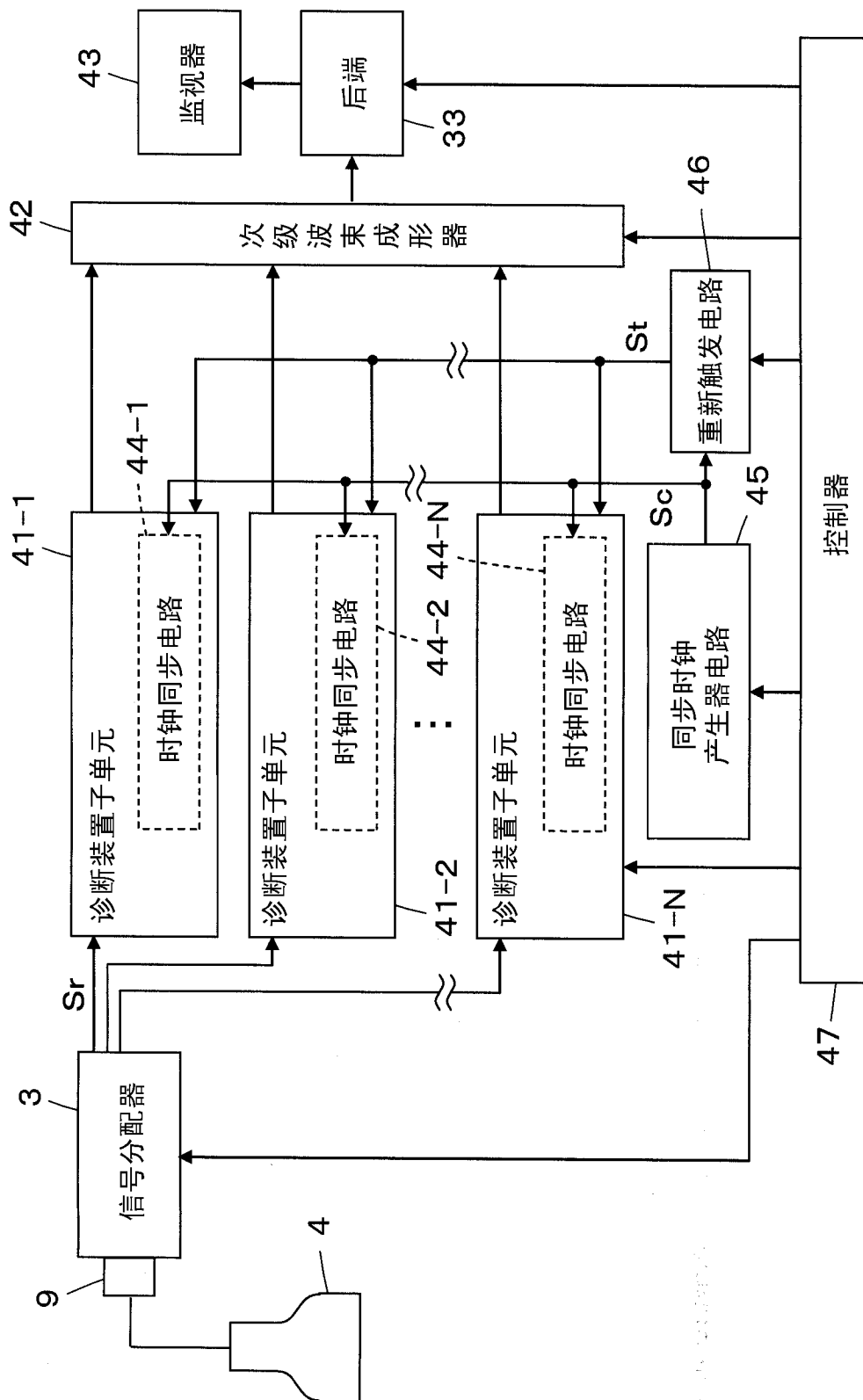


图 12

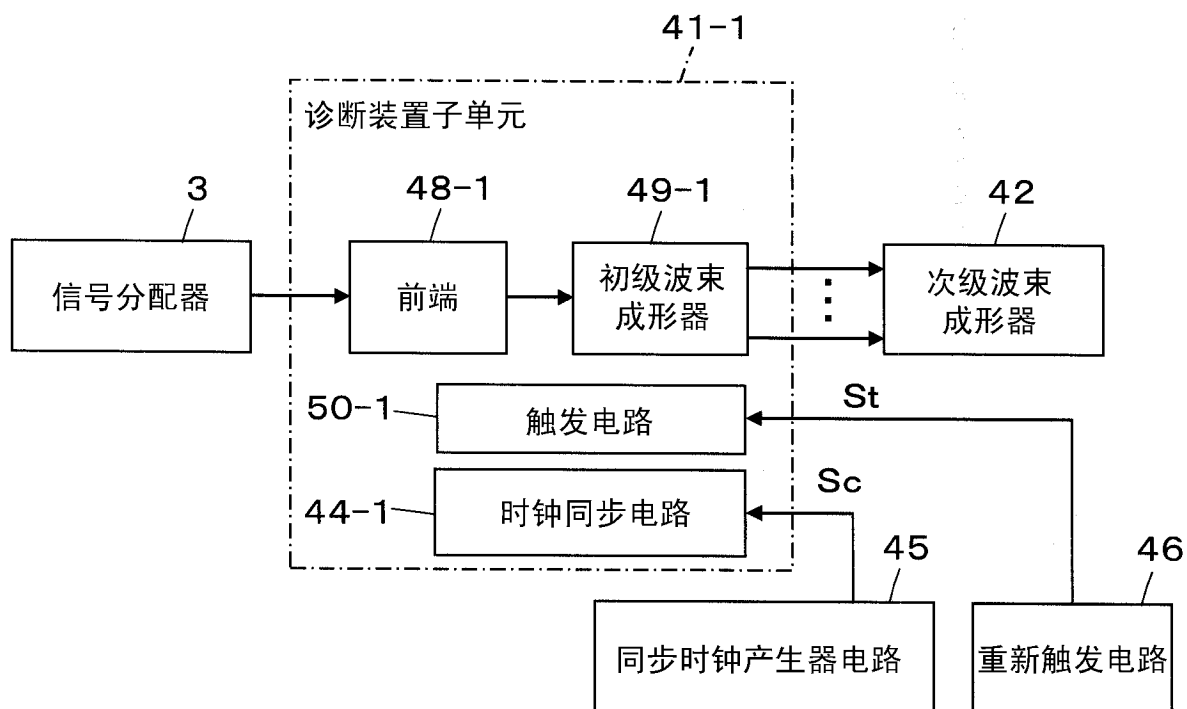


图 13

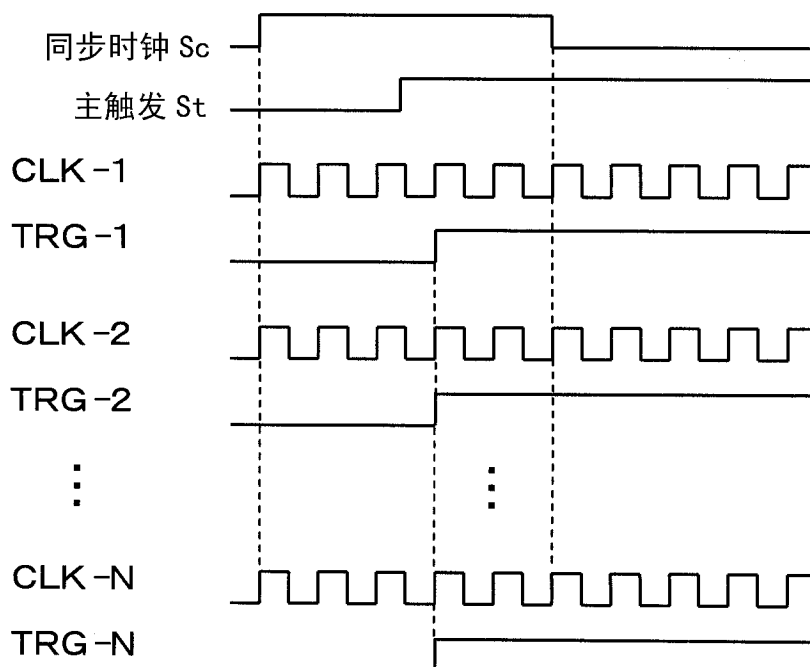


图 14

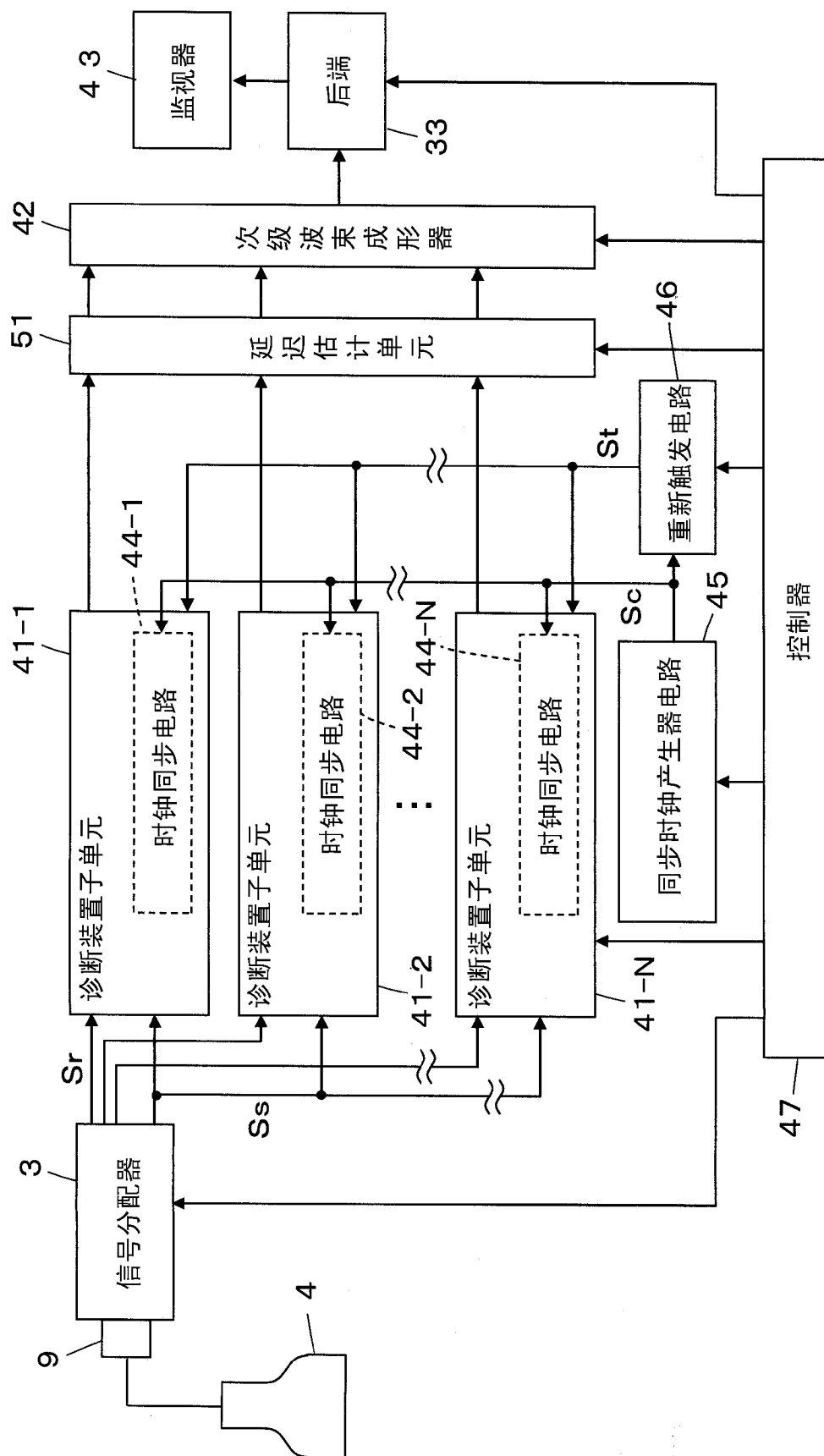


图 15

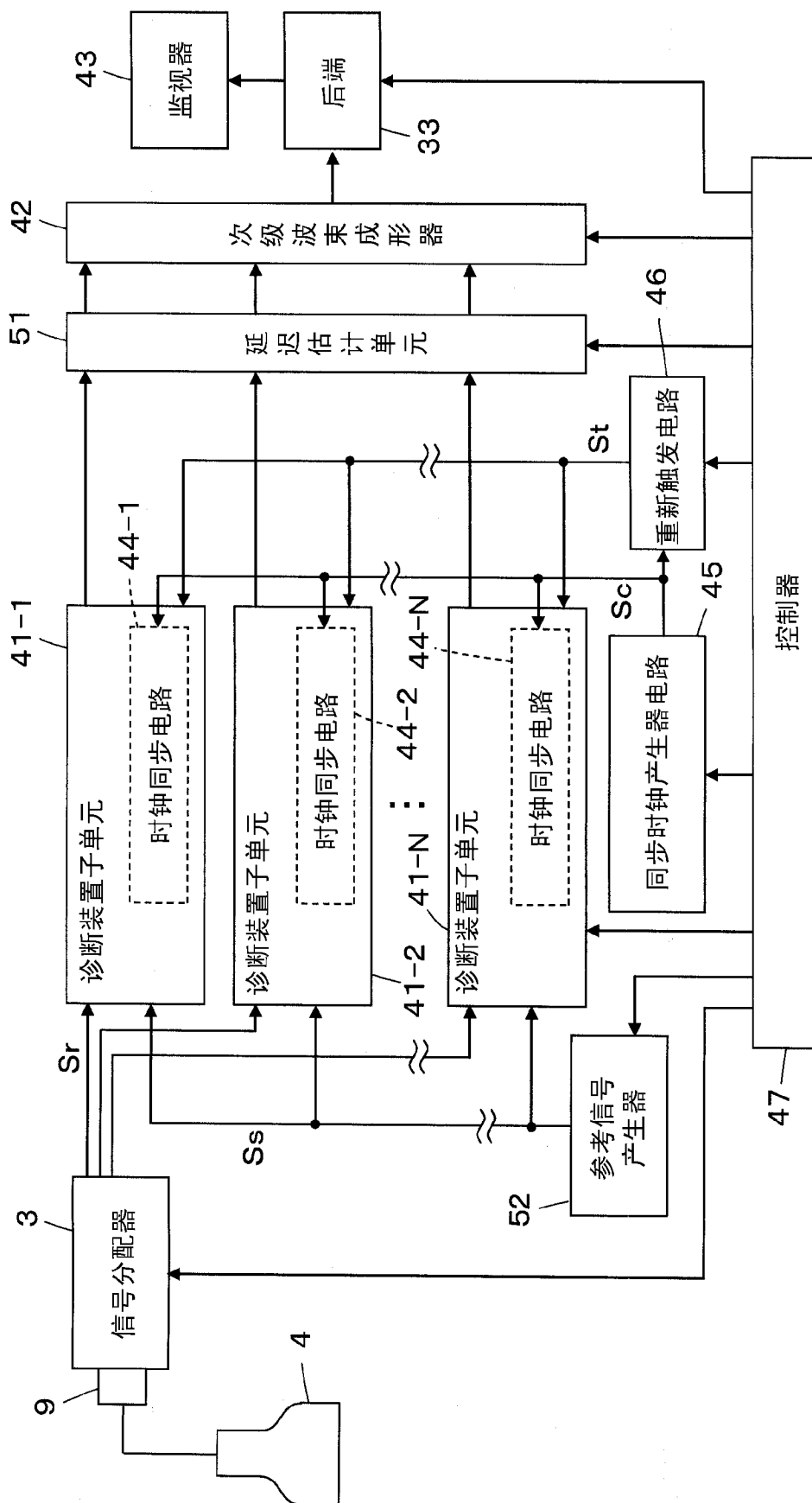


图 16

专利名称(译)	超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN102406510A	公开(公告)日	2012-04-11
申请号	CN201110281204.3	申请日	2011-09-21
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	佐藤智夫		
发明人	佐藤智夫		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/00 G01S15/8915 A61B8/54 G01S7/52082 A61B8/4444 A61B8/4483		
代理人(译)	杨静		
优先权	2010210933 2010-09-21 JP 2010211031 2010-09-21 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种超声波诊断装置，包括：超声波探头，包括传感器阵列；多个诊断装置主体，对应于所述传感器阵列的多个部分，分别用于通过对应的传感器来发送超声波，以及处理来自所述对应的传感器的接收信号；以及同步信号供应单元，用于向所述多个诊断装置主体供应公共时钟信号和公共触发信号，以引起所述多个诊断装置主体同步操作。

