



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 110475516 B

(45) 授权公告日 2023. 07. 14

(21) 申请号 201880021555.0

(22) 申请日 2018.02.16

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 110475516 A

(43) 申请公布日 2019.11.19

(30) 优先权数据
2017-065095 2017.03.29 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2019.09.26

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/JP2018/005394 2018.02.16

(87) PCT国际申请的公布数据
W02018/179966 JA 2018.10.04

(73) 专利权人 富士胶片株式会社
地址 日本东京都

(72) 发明人 宫地幸哉 入泽觉 坪田圭司
井上知己 山本胜也

(74) 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司 11127

专利代理师 韩香花 崔成哲

(51) Int.Cl.
A61B 8/13 (2006.01)
A61B 8/14 (2006.01)

(56) 对比文件
CN 104902823 A, 2015.09.09
CN 104337500 A, 2015.02.11
US 2016303354 A1, 2016.10.20
CN 105796127 A, 2016.07.27
CN 106470614 A, 2017.03.01
US 2015182124 A1, 2015.07.02

审查员 李馥然

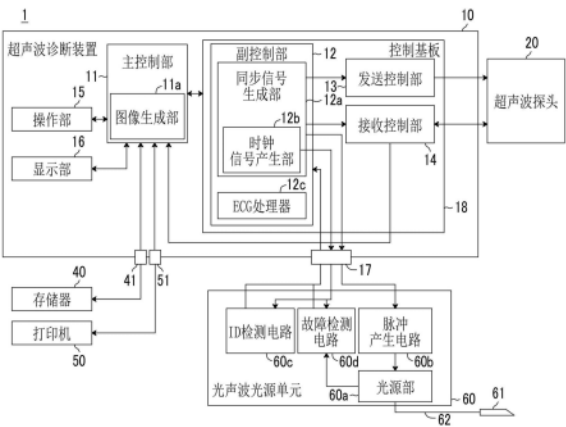
权利要求书2页 说明书13页 附图13页

(54) 发明名称

超声波诊断装置

(57) 摘要

提供一种能够以高精度使来自射出用于产生光声波的光的光源装置的光的射出与基于超声波探头的接收同步的超声波诊断装置。该超声波诊断装置具备：副控制部(12)，具有同步信号生成部(12a)，并根据通过同步信号生成部(12a)生成的第1同步信号控制超声波探头(20)；图像生成部(11a)，根据通过超声波探头(20)检测到的信号生成超声波图像；及连接器(17)，具有传递同步信号生成部(12a)中所产生的第2同步信号的同步信号线，并经由该同步信号线将第2同步信号输出至外部，连接器(17)构成为能够连接射出入射于具有光声波产生部的穿刺针(61)的上述光的光声波光源单元(60)。



1. 一种超声波诊断装置,其具备:

控制部,其具有作为同步信号生成部发挥作用的处理器,该控制部根据第1同步信号而控制超声波探头,该同步信号生成部生成用于对所述超声波探头中的超声波的收发进行控制的所述第1同步信号;

作为超声波图像生成部发挥作用的处理器,该超声波图像生成部根据通过所述超声波探头检测到的信号,生成超声波图像;以及

连接器,其具有传递所述同步信号生成部中所生成的第2同步信号的同步信号线以及与该同步信号线相互独立的传递包含识别信息在内的数据的数据线,该识别信息用于识别具备激光二极管或发光二极管的光源装置、心电图仪或心音图仪,该连接器经由该同步信号线将所述第2同步信号输出至外部,该连接器是能够连接所述光源装置、所述心电图仪或所述心音图仪的通用的连接器,

所述连接器被构成为能够连接于射出将被入射到插入物的光的所述光源装置,使得经由所述同步信号线输出所述第2同步信号,所述插入物具有吸收所述光而产生光声波的光声波产生部。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,

所述光源装置根据所述第2同步信号而射出所述光。

3. 根据权利要求1或2所述的超声波诊断装置,其中,

所述控制部借助所述连接器获取所述识别信息,该控制部根据获取的该识别信息而对所述第2同步信号的输出进行控制。

4. 根据权利要求1或2所述的超声波诊断装置,其中,

所述同步信号生成部具有生成时钟信号的时钟信号产生部,

所述连接器具有传递所述时钟信号的时钟信号线,该连接器经由该时钟信号线将所述时钟信号输出至外部。

5. 根据权利要求4所述的超声波诊断装置,其中,

构成所述超声波图像生成部的处理器根据与所述时钟信号不同的时钟信号而进行动作。

6. 根据权利要求1或2所述的超声波诊断装置,其中,

所述同步信号生成部以在通过所述超声波探头检测出1行信号的期间所述光源装置多次射出所述光的方式,生成所述第1同步信号以及所述第2同步信号。

7. 根据权利要求1或2所述的超声波诊断装置,其中,

所述同步信号生成部以在通过所述超声波探头检测出1帧信号的期间所述光源装置多次射出所述光的方式,生成所述第1同步信号以及所述第2同步信号。

8. 根据权利要求1或2所述的超声波诊断装置,其中,

该超声波诊断装置为移动型。

9. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,

所述连接器还构成为经由所述同步信号线将根据所述第2同步信号而生成的信号输出至外部。

10. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,

所述连接器还具有电源线、时钟信号线和地线。

11. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置, 其中,

所述连接器还被构成为能够连接于存储有识别信息的心电图仪或者存储有识别信息的心音图仪, 所述控制部经由所述连接器取得所述识别信息, 根据取得的该识别信息输出所述第2同步信号。

超声波诊断装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种能够连接射出用于产生光声波的光的光源装置的超声波诊断装置。

背景技术

[0002] 作为能够以非侵入的方式检查生物内部状态的图像检查法的一种,已知有超声波检查法。在超声波检查中,使用能够发送及接收超声波的超声波探头。若从超声波探头对受检体(生物)发送超声波,则该超声波在生物内部行进,并在组织界面中反射。通过超声波探头接收该反射超声波,并根据反射超声波返回到超声波探头为止的时间计算距离,由此能够图像化内部情况。

[0003] 并且,提出有使用了将吸收光而产生光声波的光声波产生部设置于前端附近的穿刺针的光声成像。在该穿刺针中,穿刺针的前端为止设置有光纤,通过该光纤引导的光照射于光声波产生部。光声波产生部中所产生的光声波由超声波探头检测,并根据该检测信号生成光声图像。在光声图像中,光声波产生部的部分作为光点来出现,从而能够使用光声图像来确认穿刺针的前端位置。

[0004] 而且,专利文献1中提出有对用于进行超声波检查的超声波诊断装置连接使光入射于上述穿刺针的光源装置,并能够获取超声波图像及光声图像这两者的系统。

[0005] 现有技术文献

[0006] 专利文献

[0007] 专利文献1:日本特开2015-231582号公报

发明内容

[0008] 发明要解决的技术课题

[0009] 在此,如上所述,当使用光声图像来确认穿刺针的前端位置时,需要将穿刺针的前端位置以0.1mm以下的距离精度来显示。这是因为,超声波测量通常以0.1mm的精度来进行。并且,穿刺针的粗细为0.3mm~1.2mm左右,例如,当使用了0.4mm的穿刺针时,需要其25%左右即0.1mm左右的精度。

[0010] 另一方面,如上所述,光声波产生部吸收从光源装置射出的光而产生光声波,并通过由超声波探头接收该光声波来检测光声图像。因此,需要来自光源装置的光的射出与基于超声波探头的接收同步。

[0011] 而且,为了实现距离精度0.1mm以下,用于使来自光源装置的光的射出与基于超声波探头的接收同步的同步信号不得偏离所期望的时间以上。具体而言,例如,当将光声波的音速设为1540[m/s]时,不得偏离 $0.1[\text{mm}]/1540[\text{m/s}]=0.06[\mu\text{s}]$ 以上。

[0012] 然而,如专利文献1所记载,当通过USB(Universal Serial Bus:通用串行总线)连接器来连接光源装置与超声波诊断装置时,由于对通信速度存在限定,因此无法以0.06[μs]以下的时间精度来传递同步信号。具体而言,例如即使在USB2.0及USB3.1等高速USB中,1

个数据包的通信时间的最小单位为125[μ s],因此无法以其以上的时间精度来传递同步信号。当同步信号偏离了125[μ s]时,若以距离计则偏离193mm,因此无法掌握准确的穿刺针的前端位置。

[0013] 本发明是鉴于上述情况而完成,其目的在于提供一种能够以高精度使来自光源装置的光的射出与基于超声波探头的接收同步的超声波诊断装置。

[0014] 用于解决技术课题的手段

[0015] 本发明的超声波诊断装置具备:控制部,具有生成用于控制超声波探头中超声波的收发第1同步信号的同步信号生成部,并根据第1同步信号控制超声波探头;超声波图像生成部,根据通过超声波探头检测到的信号,生成超声波图像;及连接器,具有传递同步信号生成部中所产生的第2同步信号或根据第2同步信号生成的信号的同步信号线,并借助该同步信号线将第2同步信号或根据第2同步信号生成的信号输出至外部,连接器构成为能够连接射入射于具有吸收光而产生光声波的光声波产生部的插入物的上述光的光源装置。

[0016] 并且,在上述本发明的超声波诊断装置中,光源装置可以根据第2同步信号射出上述光。

[0017] 并且,在上述本发明的超声波诊断装置中,连接器可以构成为能够连接与光源装置不同的其他装置。

[0018] 并且,在上述本发明的超声波诊断装置中,其他装置可以存储用于识别该其他装置的识别信息,控制部可以借助连接器获取识别信息,并根据该获取的识别信息控制第2同步信号的输出。

[0019] 并且,在上述本发明的超声波诊断装置中,连接器可以构成为能够连接心电图仪、心音图仪或连续波多普勒图像测量用探头。

[0020] 并且,上述本发明的超声波诊断装置中,同步信号生成部可以具有生成时钟信号的时钟信号产生部,连接器可以具有传递时钟信号的时钟信号线,并借助该时钟信号线将时钟信号输出至外部。

[0021] 并且,在上述本发明的超声波诊断装置中,构成超声波图像生成部的处理器可以根据与上述时钟信号不同的时钟信号进行动作。

[0022] 并且,上述本发明的超声波诊断装置中,所述同步信号生成部以在通过所述超声波探头检测出1行信号的期间所述光源装置多次射出所述光的方式,生成所述第1同步信号以及所述第2同步信号。

[0023] 并且,上述本发明的超声波诊断装置中,同步信号生成部可以以在通过超声波探头检测1帧信号的期间光源装置多次射出光的方式,生成第1同步信号及第2同步信号。

[0024] 并且,上述本发明的超声波诊断装置可以是移动式。

[0025] 发明效果

[0026] 根据本发明的超声波诊断装置,设成根据通过同步信号生成部生成的第1同步信号控制超声波探头,且设置具有传递通过同步信号生成部生成的第2同步信号或根据第2同步信号生成的信号的同步信号线的连接器,并且对该连接器能够连接射出照射于光声波产生部的光的光源装置的结构,因此能够以高精度使来自光源装置的光的射出与基于超声波探头的接收同步。

附图说明

[0027] 图1是表示使用了本发明的超声波诊断装置的第1实施方式的超声波诊断系统的概略结构的框图。

[0028] 图2是表示使用了本发明的超声波诊断装置的第1实施方式的超声波诊断系统的概略结构的框图。

[0029] 图3是使用了本发明的超声波诊断装置的第1实施方式的超声波诊断系统的外观立体图。

[0030] 图4是ECG检测模式的时序图。

[0031] 图5是包含沿穿刺针的长度方向延伸的中心轴的剖视图。

[0032] 图6是光声波图像模式的时序图。

[0033] 图7是表示第1实施方式的连接器的配线的图。

[0034] 图8是表示第1实施方式的连接器的配线的图。

[0035] 图9是表示使用了本发明的超声波诊断装置的第2实施方式的超声波诊断系统的概略结构的框图。

[0036] 图10是表示使用了本发明的超声波诊断装置的第2实施方式的超声波诊断系统的概略结构的框图。

[0037] 图11是连续波多普勒测量模式的时序图。

[0038] 图12是表示第2实施方式的连接器的配线的图。

[0039] 图13是表示第2实施方式的连接器的配线的图。

[0040] 图14是光声波图像模式的另一时序图。

[0041] 图15是表示多次发送了光声波时的光声图像的一例的图。

[0042] 图16是用于说明多次发送光声波而检测到的光声图像的处理的图。

[0043] 图17是表示通过图16所示的处理生成的光声图像的一例的图。

具体实施方式

[0044] 以下,参考附图对使用了本发明的超声波诊断装置的第1实施方式的超声波诊断系统进行详细说明。图1及图2是表示本实施方式的超声波诊断系统1的概略结构的框图。图3是本实施方式的超声波诊断系统1的外观立体图。

[0045] 如图1及图2所示,本实施方式的超声波诊断系统1具备超声波诊断装置10、超声波探头20、心电图仪单元30、光声波光源单元60、存储器40及打印机50。

[0046] 在图1所示的超声波诊断系统1中,在超声波诊断装置10的连接器17中连接有心电图仪单元30(相当于本发明的心电图仪)。如图2所示,连接器17构成为还能够连接光声波光源单元60(相当于本发明的光源装置)。即,本实施方式的超声波诊断装置10的连接器17构成为能够连接心电图仪单元30及光声波光源单元60这两者,且这些单元中的任一个单元与连接器17连接。关于连接器17的结构,将在后面详细叙述。

[0047] 图3示出了在超声波诊断装置10的连接器17中连接有光声波光源单元60的状态。如图3所示,本实施方式的超声波诊断装置10由移动式构成,且构成为超声波探头20的电缆与超声波诊断装置10的底面连接。另外,图2所示的超声波诊断系统1除了光声波光源单元60代替图1所示的超声波诊断系统1中的心电图仪单元30而与连接器17连接以外,与图1所

示的超声波诊断系统1相同。

[0048] 首先,对本实施方式的超声波诊断系统1中的超声波诊断装置10进行说明。超声波诊断装置10具备主控制部11、副控制部12(相当于本发明的控制部)、发送控制部13、接收控制部14、操作部15、显示部16及上述连接器17。并且,副控制部12、发送控制部13及接收控制部14设置于与主控制部11不同的控制基板18上。

[0049] 主控制部11为控制整个系统的部分,且具备CPU(Central Processing Unit:中央处理器)等。并且,主控制部11具备图像生成部11a(相当于本发明的超声波图像生成部)。图像生成部11a根据通过超声波探头20检测到的检测信号,生成超声波图像及光声图像。超声波图像及光声图像的生成处理例如包含相位匹配加算等图像重构、检波及对数转换等。

[0050] 副控制部12具备处理器等,且控制来自超声波探头20的超声波的发送及因该超声波向受检体的发送而从受检体反射的反射超声波的接收。并且,副控制部12控制从心电图仪单元30输出的ECG(Electrocardiogram:心电图)信号的接收,且控制来自光声波光源单元60的光的射出。

[0051] 具体而言,副控制部12具备同步信号生成部12a及ECG处理器12c。并且,同步信号生成部12a具备时钟信号产生部12b。

[0052] 时钟信号产生部12b为产生时钟信号的部分,且具备晶体振子等。而且,同步信号生成部12a具备PLL(phase locked loop:锁相环)电路等,且倍增时钟信号产生部12b中所产生的时钟信号并生成同步信号。时钟信号的频率例如能够设为40MHz,同步信号的频率例如能够设为160MHz。

[0053] 而且,同步信号生成部12a中所产生的同步信号输出至发送控制部13及接收控制部14。发送控制部13根据所输入的同步信号,控制来自超声波探头20的超声波的发送定时。并且,接收控制部14根据所输入的同步信号,控制超声波探头20的反射超声波的接收定时。另外,在本实施方式中,输入于发送控制部13及接收控制部14的同步信号相当于本发明的第1同步信号。并且,发送控制部13及接收控制部14具备进行如上所述的收发控制的电气电路等。

[0054] 并且,同步信号生成部12a中所生成的同步信号经由连接器17输出至外部,并输入于与连接器17连接的心电图仪单元30或光声波光源单元60。心电图仪单元30根据所输入的同步信号,检测ECG信号。光声波光源单元60根据所输入的同步信号,控制用于产生光声波的光的射出定时。另外,在本实施方式中,输入于心电图仪单元30或光声波光源单元60的同步信号相当于本发明的第2同步信号。

[0055] 另外,具有图像生成部11a的主控制部11的处理器优选根据与通过副控制部12的时钟信号产生部12b产生的时钟信号不同的时钟信号进行动作。如此,通过分开主控制部11的处理器时钟信号与副控制部12的处理器时钟信号,无需获取主控制部11与副控制部12的同步,无需电路上的延迟等对策,从而能够成为简单的结构。并且,主控制部11进行超声波图像及光声图像的生成处理并存储等进行这种时间上无需高精度的同步的处理,但提供各种任务,因此使用通用的CPU并通过OS(Operating System:操作系统)分配任务。

[0056] 然而,基于OS的控制在对CPU的负荷变高时容易产生延迟,从而并不适合于高精度的同步。另一方面,副控制部12需要收发控制等高精度的同步。在本实施方式中,通过主控制部11与副控制部12独立,例如,即使在主控制部11的负荷变重,副控制部12与主控制部11

独立地进行数字控制,因此能够持续进行高精度的控制。

[0057] ECG处理器12c接收根据从同步信号生成部12a输出的同步信号检测到的ECG信号,并将该接收的ECG信号与上述同步信号发送至心电图仪单元30的定时同时输出至主控制部11。主控制部11将所输入的ECG信号显示于显示部16。

[0058] 图4是表示从同步信号生成部12a输出的同步信号、基于该同步信号的超声波的发送定时、ECG信号的检测定时及超声波的接收定时的时序图。图4所示的超声波发送定时信号为从同步信号生成部12a输出至发送控制部13的同步信号,ECG信号检测定时信号为从同步信号生成部12a输出至心电图仪单元30的同步信号,超声波接收定时信号为从同步信号生成部12a输出至接收控制部14的同步信号。

[0059] 如图4所示,超声波发送定时信号、ECG信号检测定时信号及超声波接收定时信号以同一定时输出,超声波发送与ECG信号的检测同步进行。而且,接收控制部14设置自接收了超声波接收定时信号的定时起一定的Delay时间(例如 $0.1\mu\text{s}$ 左右)而开始接收反射超声波。而且,接收控制部14在一定的接收期间接收反射超声波之后,停止接收。另外,接收期间例如考虑到回声信号能够设为相当于30cm左右深度的时间 $(0.3[\text{m}] \times 2/1540[\text{m/s}] = 0.39\text{ms})$,1540[m/s]为所发送的超声波(10MHz)的音速)。而且,接收控制部14与接收了超声波接收定时信号的定时同时将反射超声波的检测信号输出至主控制部11。通过主控制部11的图像生成部11a根据反射超声波的检测信号生成超声波图像,主控制部11配合定时将超声波图像及基于ECG信号的ECG波形显示于显示部16。

[0060] 返回图1,操作部15为接收基于用户的各种操作的部分,如图3所示,具备键盘及操作按钮等。本实施方式的操作部15接收ECG检测模式的开启(ON)及关闭(OFF)操作以及光声波图像模式的开启(ON)及关闭(OFF)操作。

[0061] 当在操作部15中接收了ECG检测模式的开启(ON)操作时,同步信号生成部12a根据预先设定的控制时间表,输出ECG信号检测定时信号。并且,当在操作部15中接收了光声波图像模式的开启(ON)操作时,同步信号生成部12a根据预先设定的控制时间表,输出后述的光声波发送定时信号。

[0062] 显示部16具备液晶显示器等,且显示图像生成部11a中所生成的超声波图像及光声图像以及从ECG处理器12c输出的基于ECG信号的ECG波形。

[0063] 并且,超声波诊断装置10具备与连接器17不同的USB连接器41、51,在USB连接器41中例如连接有存储器40,在USB连接器51中例如连接有打印机50。

[0064] 接着,对心电图仪单元30进行说明。心电图仪单元30具备安装于受检体的电极组30a、放大电路30b、AD转换电路30c、ID检测电路30d及故障检测电路30e。

[0065] 放大电路30b放大通过电极组30a检测到的ECG信号。AD转换电路30c将通过放大电路30b放大的ECG信号转换为数字信号并输出至超声波诊断装置10。AD转换电路30c根据从同步信号生成部12a输出的ECG信号检测定时信号进行动作,并将ECG信号输出至ECG处理器12c。

[0066] ID检测电路30d具备存储心电图仪单元30的ID信息(相当于用于识别装置的识别信息)的存储器及从该存储器读取ID信息的读取电路等。而且,ID检测电路30d在心电图仪单元30与超声波诊断装置10的连接器17连接时或心电图仪单元30连接之后,在超声波诊断装置10启动时,将ID信息输出至超声波诊断装置10的副控制部12。另外,作为检测对超声波

诊断装置10连接有心电图仪单元30的方法,能够使用各种公知的连接检测,例如可以设置光耦合器等光学传感器,也可以通过机械结构进行检测。

[0067] 而且,副控制部12仅在操作部15中选择ECG检测模式且接收了心电图仪单元30的ID信息时进行ECG检测。即,副控制部12从同步信号生成部12a输出ECG信号检测定时信号。即使在操作部15中选择了ECG检测模式,当接收了与心电图仪单元30的ID信息不同的ID信息时,副控制部12不会输出ECG信号检测定时信号。

[0068] 具体而言,例如,当错误地光声波光源单元60与连接器17连接而不是心电图仪单元30时,副控制部12不会接收心电图仪单元30的ID信息,因此不会输出ECG信号检测定时信号。由此,能够防止光声波光源单元60的故障及来自光声波光源单元60的光的误射出。另外,在操作部15中选择了ECG检测模式的情况下,当除了心电图仪单元30以外的装置与连接器17连接时,副控制部12将该情况输出至主控制部11,主控制部11在显示部16显示警告消息等。

[0069] 在心电图仪单元30与超声波诊断装置10的连接器17连接时或心电图仪单元30连接之后,在超声波诊断装置10启动时或心电图仪单元30动作时,故障检测电路30e确认心电图仪单元30中是否存在故障。作为心电图仪单元30的故障检测,例如检测放大电路30b的输出异常。当通过故障检测电路30e检测到故障时,该检测信号经由超声波诊断装置10的副控制部12输出至主控制部11,主控制部11在显示部16显示检测到故障。

[0070] 而且,心电图仪单元30中的AD转换电路30c、ID检测电路30d及故障检测电路30e根据超声波诊断装置10的时钟信号产生部12b中所产生的时钟信号而得到数字控制。如此,通过使用超声波诊断装置10的时钟信号产生部12b,无需在心电图仪单元30中设置时钟信号产生部,从而能够实现小型化。

[0071] 接着,对光声波光源单元60进行说明。如图2所示,光声波光源单元60具备光源部60a、脉冲产生电路60b、ID检测电路60c及故障检测电路60d。

[0072] 光源部60a为射出用于产生光声波的光的部分,且具备LD(Laser Diode:激光二极管)或LED(Light Emitting Diode:发光二极管)等。脉冲产生电路60b根据从同步信号生成部12a输出的同步信号产生脉冲信号。光源部60a根据从脉冲产生电路60b输出的脉冲信号射出脉冲状的光。

[0073] 在光声波光源单元60中连接有具备光纤的光缆62的一端,在光缆62的另一端连接有穿刺针61。

[0074] 穿刺针61为本发明的插入物的一实施方式,是穿刺于受检体的针。图5是包含沿穿刺针61的长度方向延伸的中心轴的剖视图。穿刺针61在形成为锐角的前端具有开口,且包含形成为中空状的穿刺针主体61a、将从光声波光源单元60射出的光引导至穿刺针61的开口附近的光纤61b及吸收从光纤61b射出的光而产生光声波的光声波产生部61c。

[0075] 光纤61b及光声波产生部61c配置于穿刺针主体61a的中空部61d。光纤61b例如经由设置于穿刺针61的基端部的光连接器与光缆62内的光纤连接。

[0076] 光声波产生部61c设置于光纤61b的光射出端,并且设置于穿刺针61的前端附近且穿刺针主体61a的内壁。光声波产生部61c吸收从光纤61b射出的光而产生光声波。光声波产生部61c例如由混合了黑色颜料的环氧树脂、聚氨酯树脂、氟树脂及硅橡胶等形成。另外,在图5中,光声波产生部61c描绘成大于光纤61b,但并不限于此,光声波产生部61c也可以是

与光纤61b的直径相同程度的大小。

[0077] 光声波产生部61c并不限于上述,也可以将对光的波长具有光吸收性的金属膜或氧化物膜设为光声波产生部。例如,作为光声波产生部61c,能够使用对光的波长光吸收性较高的氧化铁、氧化铬及氧化锰等氧化物膜。或者,也可以将光吸收性低于氧化物但生物相容性较高的Ti(钛)或Pt(白金)等金属膜用作光声波产生部61c。并且,设置光声波产生部61c的位置并不限于穿刺针主体61a的内壁。例如也可以将光声波产生部61c即金属膜或氧化物膜通过蒸镀等在光纤61b的光射出端上例如以100nm左右的膜厚来制膜且使氧化物膜覆盖光射出端。在该情况下,从光纤61b的光射出端射出的光的至少一部分被覆盖光射出端的金属膜或氧化物膜吸收,并从金属膜或氧化物膜产生光声波。

[0078] 返回图2,ID检测电路60c具备存储光声波光源单元60的ID信息(相当于用于识别装置的识别信息)的存储器及从该存储器读取ID信息的读取电路等。而且,在光声波光源单元60与超声波诊断装置10的连接器17连接时或光声波光源单元60连接之后,在超声波诊断装置10启动时,ID检测电路60c将ID信息输出至超声波诊断装置10的副控制部12。另外,作为检测对超声波诊断装置10连接有光声波光源单元60的方法,能够使用各种公知的连接检测,例如可以设置光耦合器等光学传感器,也可以通过电结构或机械结构进行检测。

[0079] 而且,副控制部12仅在操作部15中选择光声波图像模式且接收了光声波光源单元60的ID信息时进行光声波图像测量。即从同步信号生成部12a输出光声波发送定时信号。即使在操作部15中选择了光声波图像模式,当接收了与光声波光源单元60的ID信息不同的ID信息时,副控制部12不会输出光声波发送定时信号。

[0080] 具体而言,例如,错误地心电图仪单元30与连接器17连接而不是光声波光源单元60时,副控制部12不会接收光声波光源单元60的ID信息,因此不会输出光声波发送定时信号。由此,能够防止心电图仪单元30的故障。另外,在操作部15中选择了光声波图像模式的情况下,当除了光声波光源单元60以外的装置与连接器17连接时,副控制部12将该情况输出至主控制部11,主控制部11在显示部16显示警告消息等。

[0081] 在光声波光源单元60与超声波诊断装置10的连接器17连接时或光声波光源单元60连接之后,在超声波诊断装置10启动时或光声波光源单元60动作时,故障检测电路60d确认光声波光源单元60中是否存在故障。作为光声波光源单元60的故障检测,例如检测光源部60a的电流值或电压值的异常。当通过故障检测电路60d检测到故障时,该检测信号经由超声波诊断装置10的副控制部12输出至主控制部11,主控制部11在显示部16显示检测到故障。

[0082] 而且,光声波光源单元60中的ID检测电路60c及故障检测电路60d根据超声波诊断装置10的时钟信号产生部12b中所产生的时钟信号而得到数字控制。如此,通过使用超声波诊断装置10的时钟信号产生部12b,无需在光声波光源单元60中设置时钟信号产生部,从而能够实现小型化。

[0083] 图6是表示在光声波图像模式下从同步信号生成部12a输出的同步信号和基于该同步信号的超声波的发送定时、光声波的发送定时及超声波的接收定时的时序图。图6所示的超声波发送定时信号为从同步信号生成部12a输出至发送控制部13的同步信号(相当于本发明的第1同步信号),光声波发送定时信号为从同步信号生成部12a输出至光声波光源单元60的同步信号(相当于本发明的第2同步信号),超声波接收定时信号为从同步信号生

成部12a输出至接收控制部14的同步信号(相当于本发明的第1同步信号)。

[0084] 如图6所示,除了光声波发送定时信号与超声波接收定时信号同时输出时以外,超声波发送定时信号与超声波接收定时信号以相同的定时输出,光声波发送定时信号在超声波发送定时信号之间输出。而且,接收控制部14设置自接收了超声波接收定时信号的定时起一定的Delay时间(例如 $0.1\mu\text{s}$ 左右)而开始接收反射超声波。而且,接收控制部14在一定的接收期间接收反射超声波之后,停止接收。另外,接收期间例如考虑到回声信号,能够设为相当于30cm左右深度的时间($0.3[\text{m}] \times 2/1540[\text{m/s}] = 0.39\text{ms}$, $1540[\text{m/s}]$ 为超声波(10MHz)的音速)。而且,接收控制部14与接收了超声波接收定时信号的定时同时将反射超声波的检测信号输出至主控制部11。

[0085] 而且,接收控制部14经过反射超声波的接收期间之后,在从穿刺针61的光声波产生部61c刚发送光声波之后,开始接收光声波。而且,接收控制部14在一定的接收期间接收光声波之后,停止接收。另外,光声波的接收期间例如能够设为相当于30cm左右深度的时间($0.3[\text{m}]/1540[\text{m/s}] = 0.195\text{ms}$, $1540[\text{m/s}]$ 为超声波(10MHz)的音速)。光声波的接收期间成为反射超声波的接收期间的一半。而且,接收控制部14与接收了光声波发送定时信号的定时同时将光声波的检测信号输出至主控制部11。主控制部11的图像生成部11a根据所输入的超声波的检测信号生成超声波图像,并根据所输入的光声波的检测信号生成光声图像。而且,主控制部11将光声图像重叠在超声波图像上并显示于显示部16。

[0086] 另外,超声波的发送及反射超声波的接收与光声波的发送及接收的间隔可以是1行间隔。即可以每隔1行交替进行反射超声波的检测与光声波的检测。在该情况下,能够使发送与接收1对1对应,因此能够以廉价的硬件来实现。

[0087] 并且,也可以每隔1帧交替进行反射超声波的检测与光声波的检测。并且,也可以每隔数行交替进行反射超声波的检测与光声波的检测。具体而言,例如,也可以是如下方式,即,当1帧由128行构成时,在进行1~64行的反射超声波的检测之后,进行1~64行的光声波的检测,然后,在进行65~128行的反射超声波的检测之后,进行65~128行的光声波的检测。

[0088] 接着,对超声波诊断装置10的连接器17进行说明。图7示出了对连接器17连接有心电图仪单元30的状态,图8示出了对连接器17连接有光声波光源单元60的状态。如图7及图8所示,本实施方式的连接器17具有5个配线17a~17e。

[0089] 第1配线17a为电源线,通过第1配线17a从超声波诊断装置10向心电图仪单元30或光声波光源单元60供给电力。第2配线17b为时钟信号线,通过第2配线17b从超声波诊断装置10向心电图仪单元30或光声波光源单元60供给时钟信号。第3配线17c为同步信号线,通过第3配线17c从超声波诊断装置10向心电图仪单元30或光声波光源单元60传递同步信号。

[0090] 第4配线17d为数据线,通过第4配线17d从心电图仪单元30输出的ECG信号、ID信息及故障检测信号输入于超声波诊断装置10。并且,通过第4配线17d从光声波光源单元60输出的ID信息及故障检测信号输入于超声波诊断装置10。另外,在图7及图8中,以1根线来示出第4配线17d,但优选设为2根或3根并进行并行发送。

[0091] 第5配线17e为地线,通过第5配线17e从超声波诊断装置10向心电图仪单元30或光声波光源单元60供给接地电位。

[0092] 根据上述第1实施方式的超声波诊断系统1,设成根据通过同步信号生成部12a生

成的同步信号控制超声波探头20,且设置具有传递通过同步信号生成部12a生成的同步信号的同步信号线的连接器17,并且对该连接器17能够连接光声波光源单元60的结构,因此能够以高精度使来自光声波光源单元60的光的射出与基于超声波探头20的接收同步。

[0093] 并且,设成对连接器17能够连接心电图仪单元30及光声波光源单元60这两者的结构,因此能够减少连接器的空间,从而能够实现小型化。并且,能够防止由连接器的增加引起的电安全性及EMC(Electro Magnetic Compatibility:电磁兼容性)性能的劣化。

[0094] 并且,在上述第1实施方式中,设成对超声波诊断装置10的连接器17能够连接心电图仪单元30,但也可以设成能够连接心音图仪单元(相当于本发明的心音图仪)的结构。心音图仪单元通过代替心电图仪单元30的电极组30a设置心音测量用话筒来构成。

[0095] 另外,在临床上不会同时使用ECG检测及PCG(Phonocardiogram:心音图)检测和光声波图像测量(穿刺),因此心电图仪单元30及心音图仪单元和光声波光源单元60排他性地与连接器17连接也并无多大问题。

[0096] 接着,对使用了本发明的超声波诊断装置的第2实施方式的超声波诊断系统进行说明。图9及图10是表示本实施方式的超声波诊断系统2的概略结构的框图。关于本实施方式的超声波诊断系统2的外观,与图3所示的第1实施方式的超声波诊断系统1相同。

[0097] 在上述第1实施方式的超声波诊断系统1中,构成为对连接器17能够连接心电图仪单元30及光声波光源单元60。第2实施方式的超声波诊断系统2具备构成为能够连接连续波多普勒测量用探头70及光声波光源单元60这两者的连接器19。图9示出了在超声波诊断装置10的连接器19中连接有连续波多普勒测量用探头70的状态。图10示出了在连接器19中连接有光声波光源单元60的状态。另外,图10所示的超声波诊断系统2除了在连接器19中代替图9所示的超声波诊断系统2中的连续波多普勒测量用探头70而连接有光声波光源单元60以外,与图9所示的超声波诊断系统1相同。

[0098] 首先,对本实施方式的超声波诊断系统2中的超声波诊断装置10进行说明。本实施方式的超声波诊断装置10代替第1实施方式的超声波诊断装置10的ECG处理器12c而具备CW(Continuous Wave:连续波)专用发送控制部71及CW专用接收控制部72。

[0099] CW专用发送控制部71根据从同步信号生成部12a输出的同步信号生成CW专用发送信号,并经由连接器19将该CW专用发送信号发送至连续波多普勒测量用探头70。连续波多普勒测量用探头70根据所接收的CW专用发送信号从发送用检测元件70a对受检体发送连续波的超声波。

[0100] CW专用接收控制部72根据从同步信号生成部12a输出的同步信号,进行因向受检体发送连续波的超声波而从受检体反射的反射超声波的接收控制。

[0101] 而且,当在连接器19中连接有连续波多普勒测量用探头70时,主控制部11中的图像生成部11a接收从连续波多普勒测量用探头70的接收用检测元件70b输出的检测信号,并根据该检测信号,生成CW多普勒图像。

[0102] 另外,CW专用发送控制部71及CW专用接收控制部72具备进行如上所述的收发控制的电气电路等。

[0103] 副控制部12与第1实施方式相同地,控制来自超声波探头20的超声波的发送及因该超声波向受检体的发送而从受检体反射的反射超声波的接收。并且,副控制部12控制如上所述的来自连续波多普勒测量用探头70的连续波的超声波的发送及因该超声波向受检

体的发送而从受检体反射的反射超声波的接收。并且,副控制部12与第1实施方式相同地,控制来自光声波光源单元60的光的射出。

[0104] 关于副控制部12中的同步信号生成部12a及时钟信号产生部12b的结构,与第1实施方式相同。

[0105] 而且,本实施方式的操作部15接收连续波多普勒测量模式的开启(ON)及关闭(OFF)操作以及光声波图像模式的开启(ON)及关闭(OFF)操作。

[0106] 当在操作部15中接收了连续波多普勒测量模式的开启(ON)操作时,同步信号生成部12a根据预先设定的控制时间表,输出后述的CW专用发送定时信号及CW专用接收定时信号。并且,当在操作部15中接收了光声波图像模式的开启(ON)操作时,同步信号生成部12a根据预先设定的控制时间表,输出光声波发送定时信号。

[0107] 接着,对连续波多普勒测量用探头70进行说明。连续波多普勒测量用探头70具备发送用检测元件70a、接收用检测元件70b、ID检测电路70c及故障检测电路70d。

[0108] 发送用检测元件70a由压电元件等构成,并且对受检体发送连续波的超声波。接收用检测元件70b也由压电元件等构成,并且接收因发送连续波的超声波而从受检体反射的反射超声波。

[0109] ID检测电路70c具备存储连续波多普勒测量用探头70的ID信息的存储器及从该存储器读取ID信息的读取电路等。而且,在连续波多普勒测量用探头70与超声波诊断装置10的连接器19连接时或连续波多普勒测量用探头70连接之后,在超声波诊断装置10启动时,ID检测电路70c将ID信息输出至超声波诊断装置10的副控制部12。

[0110] 副控制部12仅在接收了连续波多普勒测量用探头70的ID信息时进行连续波多普勒测量。另外,作为检测对超声波诊断装置10连接有连续波多普勒测量用探头70的方法,能够使用各种公知的连接检测,例如可以设置光耦合器等光学传感器,也可以通过机械结构进行检测。

[0111] 而且,副控制部12仅在操作部15中选择连续波多普勒测量模式且接收了连续波多普勒测量用探头70的ID信息时进行连续波多普勒测量。即从同步信号生成部12a输出CW专用发送定时信号及CW专用接收定时信号。即使在操作部15中选择了连续波多普勒测量模式,当接收了与连续波多普勒测量用探头70的ID信息不同的ID信息时,副控制部12不会输出CW专用发送定时信号及CW专用接收定时信号。

[0112] 具体而言,例如,当错误地光声波光源单元60与连接器19连接而不是连续波多普勒测量用探头70时,副控制部12不会接收连续波多普勒测量用探头70的ID信息,因此不会输出CW专用发送定时信号及CW专用接收定时信号。由此,能够防止光声波光源单元60的故障及来自光声波光源单元60的光的误射出。另外,在操作部15中选择了连续波多普勒测量模式的情况下,当除了连续波多普勒测量用探头70以外的装置与连接器19连接时,副控制部12将该情况输出至主控制部11,主控制部11在显示部16显示警告消息等。

[0113] 在连续波多普勒测量用探头70与超声波诊断装置10的连接器19连接时或连续波多普勒测量用探头70连接之后,在超声波诊断装置10启动时或连续波多普勒测量用探头70动作时,故障检测电路70d确认连续波多普勒测量用探头70中是否存在故障。作为连续波多普勒测量用探头70的故障检测,例如有发送用检测元件70a及接收用检测元件70b的配线的短路或开放的检测等。当通过故障检测电路70d检测到故障时,该检测信号经由超声波诊断

装置10的副控制部12输出至主控制部11,主控制部11在显示部16显示检测到故障。

[0114] 而且,连续波多普勒测量用探头70中的ID检测电路70c及故障检测电路70d根据超声波诊断装置10的时钟信号产生部12b中所产生的时钟信号而得到数字控制。如此,通过使用超声波诊断装置10的时钟信号产生部12b,无需在连续波多普勒测量用探头70中设置时钟信号产生部,从而能够实现小型化。

[0115] 图11是表示从同步信号生成部12a输出的同步信号、基于该同步信号的连续波的超声波的发送定时及超声波的接收定时的时序图。另外,基于超声波探头20的超声波图像的测量与基于连续波多普勒测量用探头70的连续波多普勒测量并不同时进行,而仅进行其中任一个,因此在图11中,超声波发送定时信号及超声波接收定时信号保持零的状态。

[0116] 而且,图11所示的CW专用发送定时信号为从同步信号生成部12a输出至CW专用发送控制部71的同步信号(相当于本发明的第2同步信号),CW专用接收定时信号为从同步信号生成部12a输出至CW专用接收控制部72的同步信号(相当于本发明的第2同步信号),CW专用发送信号为从CW专用发送控制部71输出至发送用检测元件70a的控制信号(相当于根据本发明的第2同步信号生成的信号),CW专用接收信号为从CW专用接收控制部72输出至接收用检测元件70b的控制信号(相当于根据本发明的第2同步信号生成的信号)。

[0117] 如图11所示,CW专用发送定时信号及CW专用接收定时信号以相同的定时输出。CW专用发送控制部71根据所输入的CW专用发送定时信号,将由连续的脉冲波构成的CW专用发送信号输出至发送用检测元件70a。发送用检测元件70a根据所输入的CW专用发送信号,对受检体发送连续波的超声波。

[0118] 另一方面,CW专用接收控制部72根据所输入的CW专用接收定时信号,对接收用检测元件70b输出CW专用接收信号。接收用检测元件70b根据CW专用接收信号,连续进行超声波的接收。而且,通过接收用检测元件70b检测到的检测信号由CW专用接收控制部72接收之后,输出至主控制部11。而且,在主控制部11的图像生成部11a中,根据所输入的检测信号生成连续波多普勒测量图像,并显示于显示部16。

[0119] 接着,对在超声波诊断装置10的连接部19中连接有光声波光源单元60时的作用进行说明。另外,光声波光源单元60的结构本身与上述第1实施方式相同。

[0120] 在本实施方式中,根据从同步信号生成部12a输出的同步信号,从CW专用发送控制部71向脉冲产生电路60b输出控制信号(相当于根据本发明的第2同步信号生成的信号),脉冲产生电路60b根据所输入的控制信号产生脉冲信号。而且,与第1实施方式相同地,光源部60a根据从脉冲产生电路60b输出的脉冲信号射出脉冲状的光。另外,CW专用发送控制部71使用单极发送输出上述控制信号。

[0121] 在本实施方式中,也通过操作部15接收光声波图像模式的开启(ON)及关闭(OFF)操作。当在操作部15中接收了光声波图像模式的开启(ON)操作时,同步信号生成部12a根据预先设定的控制时间表输出同步信号。而且,在光声波图像模式下,与第1实施方式相同地,交替进行超声波图像测量与光声波图像测量,但关于从同步信号生成部12a输出的同步信号、基于该同步信号的超声波的发送定时、光声波的发送定时及超声波的接收定时,与图6所示的时序图相同。并且,关于光声波光源单元60中的ID检测电路70c及故障检测电路70d的作用,也与上述实施方式相同。

[0122] 另外,当在操作部15中接收了光声波图像模式的开启(ON)操作时,并不进行连续

波多普勒测量。

[0123] 接着,对超声波诊断装置10的连接器19进行说明。图12示出了对连接器19连接有连续波多普勒测量用探头70的状态,图13示出了对连接器19连接有光声波光源单元60的状态。如图12及图13所示,本实施方式的连接器19具有5个配线19a~19e。

[0124] 第1配线19a为同步信号线(或也称为发送信号线),在连续波多普勒测量模式的情况下,通过第1配线19a从超声波诊断装置10向发送用检测元件70a传递CW专用发送信号。并且,在光声波图像模式的情况下,通过第1配线19a从超声波诊断装置10向脉冲产生电路60b传递光声波发送定时信号。

[0125] 第2配线19b为时钟信号线,通过第2配线19b从超声波诊断装置10向连续波多普勒测量用探头70或光声波光源单元60供给时钟信号。

[0126] 第3配线19c为数据线,通过第3配线19c从连续波多普勒测量用探头70输出的ID信息及故障检测信号输入于超声波诊断装置10。并且,通过第3配线19c从光声波光源单元60输出的ID信息及故障检测信号输入于超声波诊断装置10。另外,在图12及图13中,以1根线来示出第3配线19c,但优选设为2根并进行并行发送。

[0127] 第4配线19d为地线,通过第4配线19d从超声波诊断装置10向连续波多普勒测量用探头70或光声波光源单元60供给接地电位。

[0128] 第5配线19e为检测信号线(或也称为接收信号线),通过第5配线19e由连续波多普勒测量用探头70的接收用检测元件70b检测到的检测信号(或也称为接收信号)输出至CW专用接收控制部72。

[0129] 根据上述第2实施方式的超声波诊断系统2,设成根据通过同步信号生成部12a生成的同步信号控制超声波探头20,且设置具有传递通过同步信号生成部12a生成的同步信号的同步信号线的连接器19,并且对该连接器19能够连接连续波多普勒测量用探头70及光声波光源单元60这两者的结构,因此能够减少连接器的空间,从而能够实现小型化。并且,能够防止由连接器的增加引起的电安全性及EMC性能的劣化。

[0130] 另外,连续波多普勒测量用探头70为循环器官诊断装置,在临床上并不与光声波图像(穿刺)同时使用,因此连续波多普勒测量用探头70及光声波光源单元60排他性地与连接器19连接也并无多大问题。

[0131] 并且,在上述第1及第2实施方式中,设成对1个连接器能够连接2个装置的结构,但也可以对1个连接器能够连接3个以上的装置。例如也可以设成对1个连接器能够连接光声波光源单元60、心电图仪单元30及连续波多普勒测量用探头70的结构。

[0132] 并且,在上述第1及第2实施方式中,设成由2个装置兼用1个连接器,但并不限于此,也可以将第1实施方式的连接器17或第2实施方式的连接器19设为光声波光源单元60专用的连接器。

[0133] 并且,在上述第1及第2实施方式中,设成在光声波图像模式下,如图6所示,在1次超声波接收间隔(超声波接收定时信号之间)的期间,仅发送1次光声波,但并不限于此,也可以设成如图14所示,设置延迟间隔 ΔT 而多次发送光声波。延迟间隔 ΔT 例如当设为0.24[μs]时成为 $1540[\text{m/s}] \times 0.24[\mu\text{s}] = 0.36[\text{mm}]$ 。因此,在该情况下,如图15所示,关于穿刺针61前端的光声波产生部61c的图像,显示以0.36[mm]的间隔沿深度方向2点排列的图像。由此,能够提高穿刺针61前端的辨识性。

[0134] 另外,延迟间隔 ΔT 需要确保最初的光声波的产生结束的间隔,优选为 $0.05\mu s$ 以上。并且,超声波接收间隔可以设为通过超声波探头20检测1行信号的间隔,也可以设为通过超声波探头20检测1帧信号的间隔。

[0135] 并且,也可以生成相对于如上述方式设置延迟间隔 ΔT 而多次发送光声波来检测到的光声图像提前了与 ΔT 相应量的时间的光声图像,并生成对原来的光声图像与提前了时间的光声图像进行了加法的加算光声图像。而且,关于加算光声图像,也可以通过使用最大值的一半左右的阈值来实施阈值处理,将阈值以下的信号设为一半以下。图16为以时序排列了上述处理的示意图。另外,在图16中,处理从左向右推进。而且,图17a示出了通过最初的光声波的发送检测到的光声图像,图17b示出了通过第2次光声波的发送检测到的光声图像,图17c示出了提前了与 ΔT 相应量的时间的光声图像。而且,图17d示出了实施上述阈值处理后的光声图像。由此,能够更明确地显示穿刺针61的前端位置。另外,在本实施方式中,如图14所示,最初的光声波发送定时信号与超声波接收定时信号为相同的定时,因此成为基于最初的光声波的发送的光声图像表示真正的穿刺针61的前端。

[0136] 并且,并不限于如图16所示的处理的流程,也可以通过实施相关滤波处理,生成与通过图16所示的处理生成的光声图像相同的光声图像。

[0137] 并且,在上述第1及第2实施方式中,设成将超声波诊断装置10由移动式来构成,但本发明并不限于移动式的超声波诊断装置,也能够适用于固定式的超声波诊断装置中。

[0138] 并且,在上述第1及第2实施方式中,设成作为本发明的插入物的一实施方式使用穿刺针61,但并不限于此。插入物可以是在内部容纳射频消融术中所使用的电极的射频消融用针,也可以是插入于血管内的导管,还可以是插入于血管内的导管的导丝。或者,也可以是激光治疗用的光纤。

[0139] 以上,对本发明根据其优选实施方式进行了说明,但本发明的插入物及光声测量装置并不仅限于上述实施方式,从上述实施方式的结构实施了各种修正及变更的方式也包含于本发明的范围内。

[0140] 符号说明

[0141] 1、2-超声波诊断系统,10-超声波诊断装置,11-主控制部,11a-图像生成部,12-副控制部,12a-同步信号生成部,12b-时钟信号产生部,12c-ECG处理器,13-发送控制部,14-接收控制部,15-操作部,16-显示部,17-连接器,17a-第1配线,17b-第2配线,17c-第3配线,17d-第4配线,17e-第5配线,18-控制基板,19-连接器,19a-第1配线,19b-第2配线,19c-第3配线,19d-第4配线,19e-第5配线,20-超声波探头,30-心电图仪单元,30a-电极组,30b-放大电路,30c-AD转换电路,30d-ID检测电路,30e-故障检测电路,40-存储器,41、51-USB连接器,50-打印机,60-光声波光源单元,60a-光源部,60b-脉冲产生电路,60c-ID检测电路,60d-故障检测电路,61-穿刺针,61a-穿刺针主体,61b-光纤,61c-光声波产生部,61d-中空部,62-光缆,70-连续波多普勒测量用探头,70a-发送用检测元件,70b-接收用检测元件,70c-ID检测电路,70d-故障检测电路,71-CW专用发送控制部,72-CW专用接收控制部, ΔT -延迟间隔。

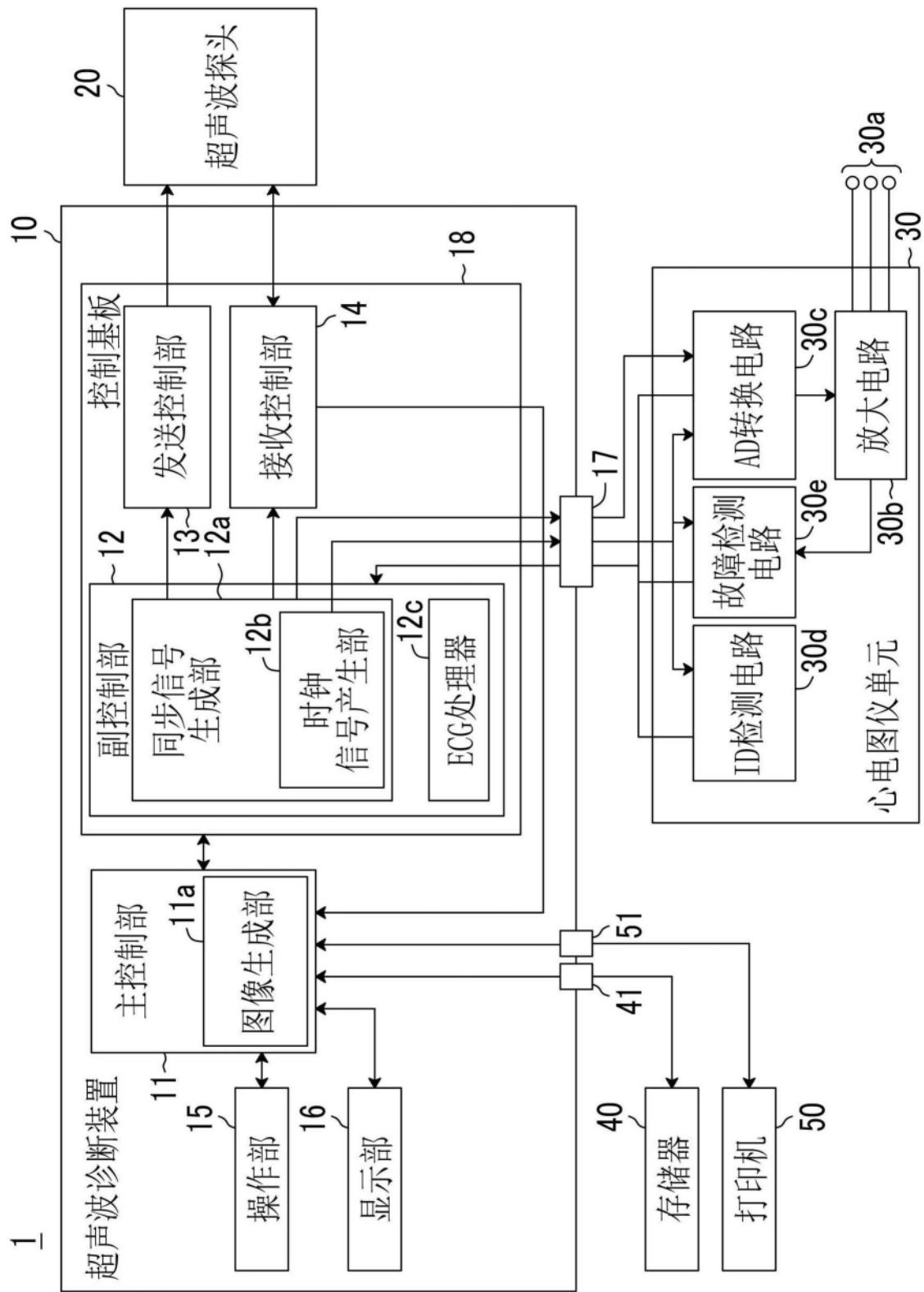


图1

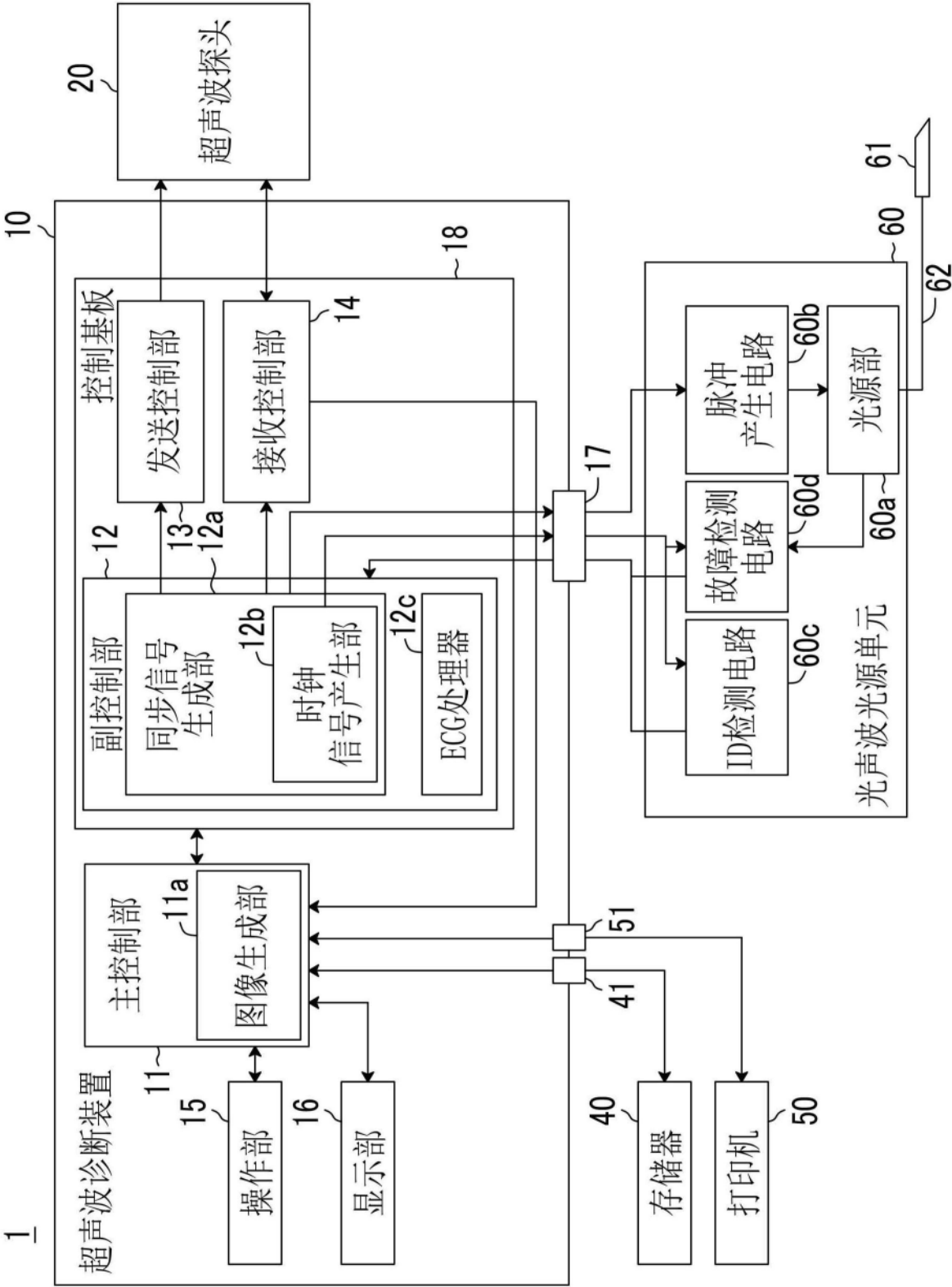


图2

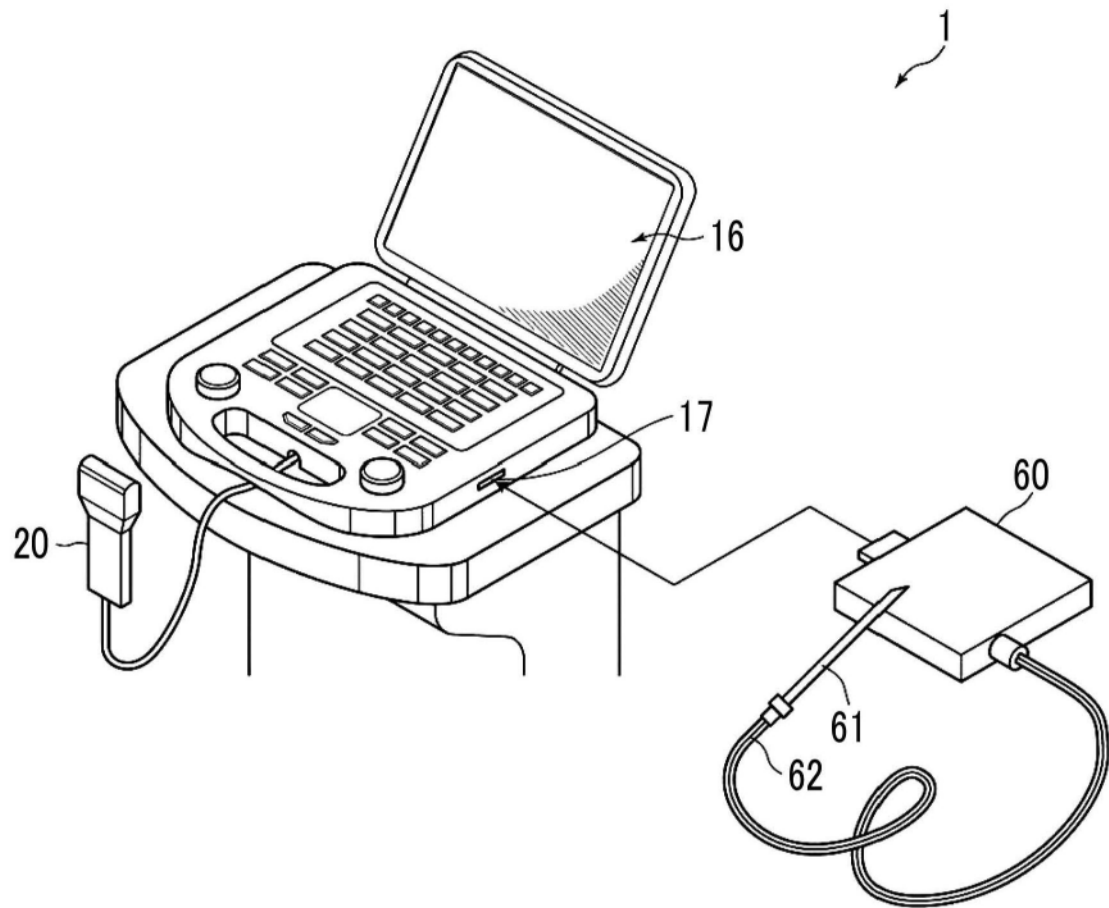


图3

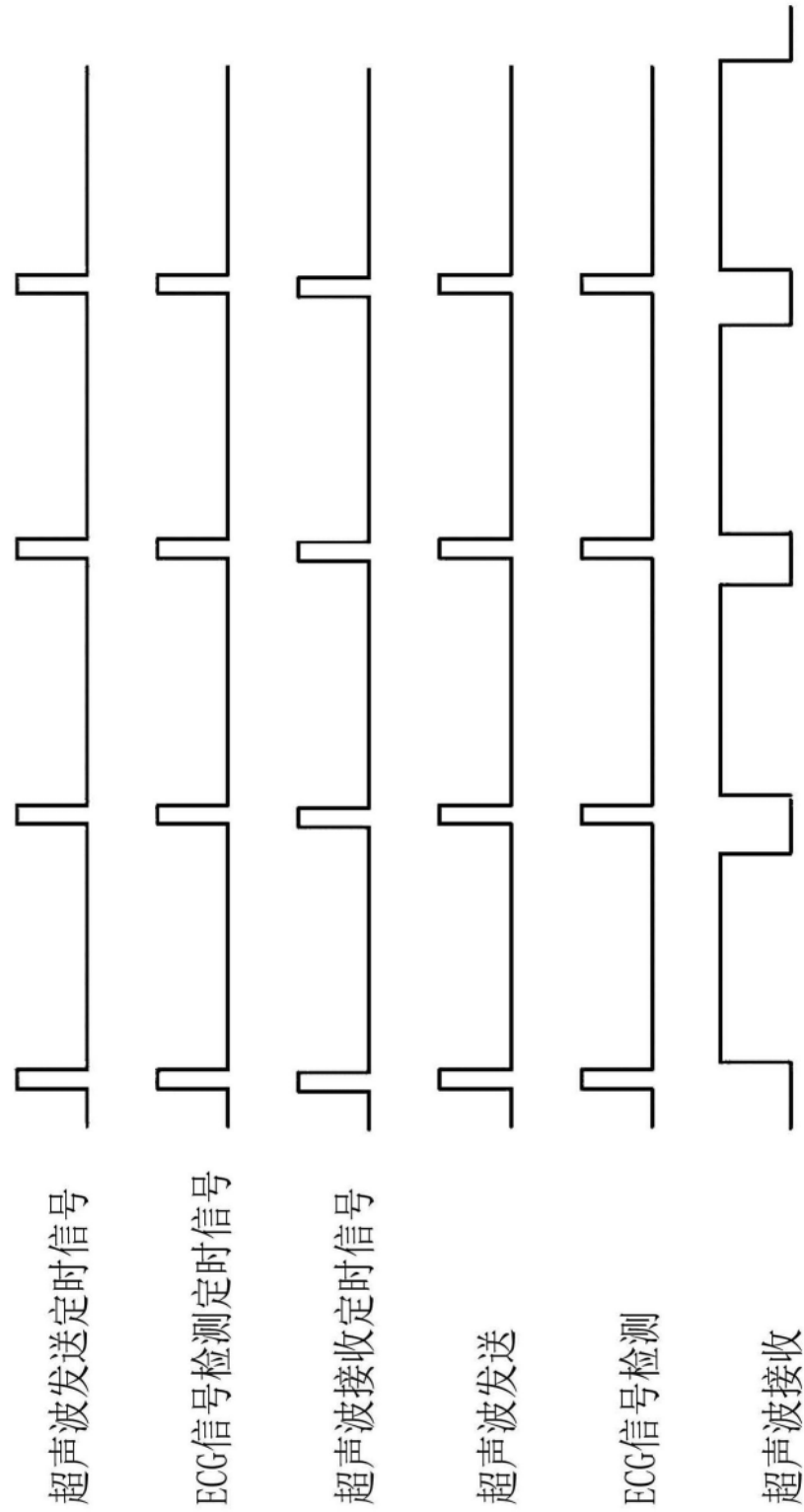


图4

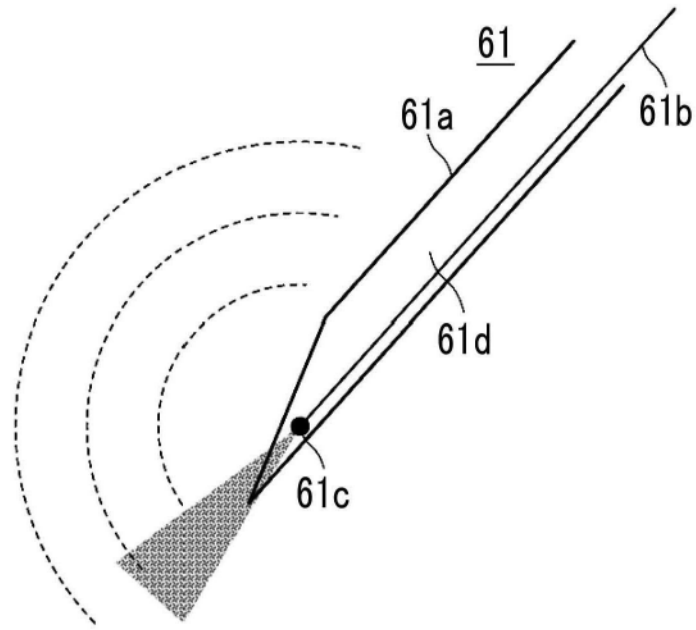


图5

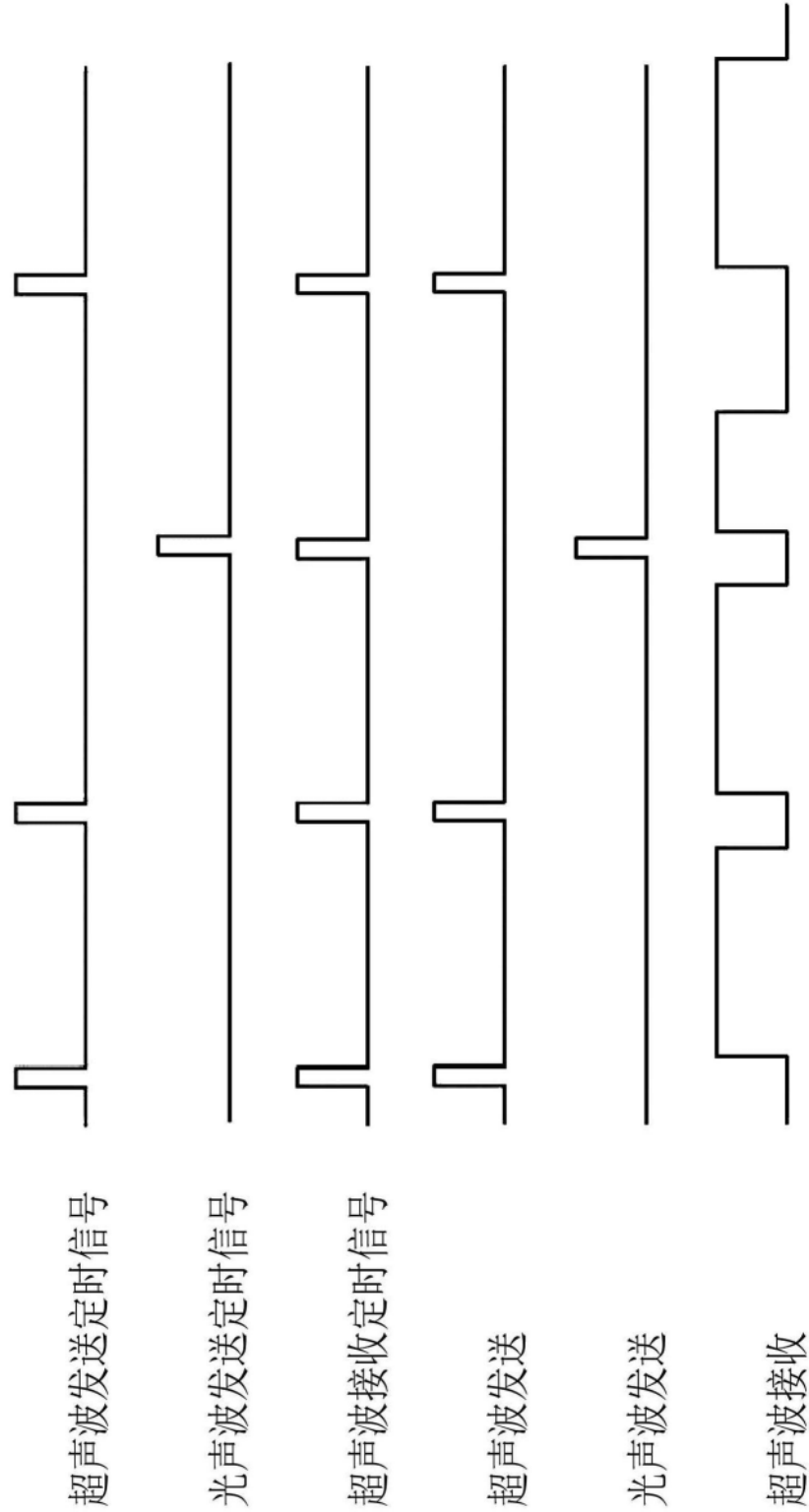


图6

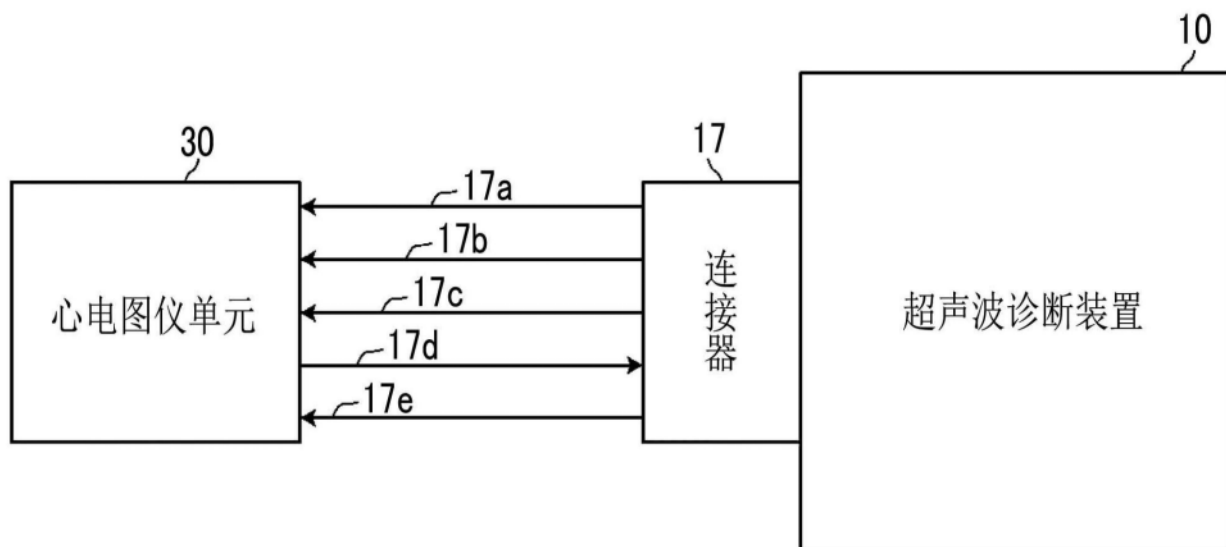


图7

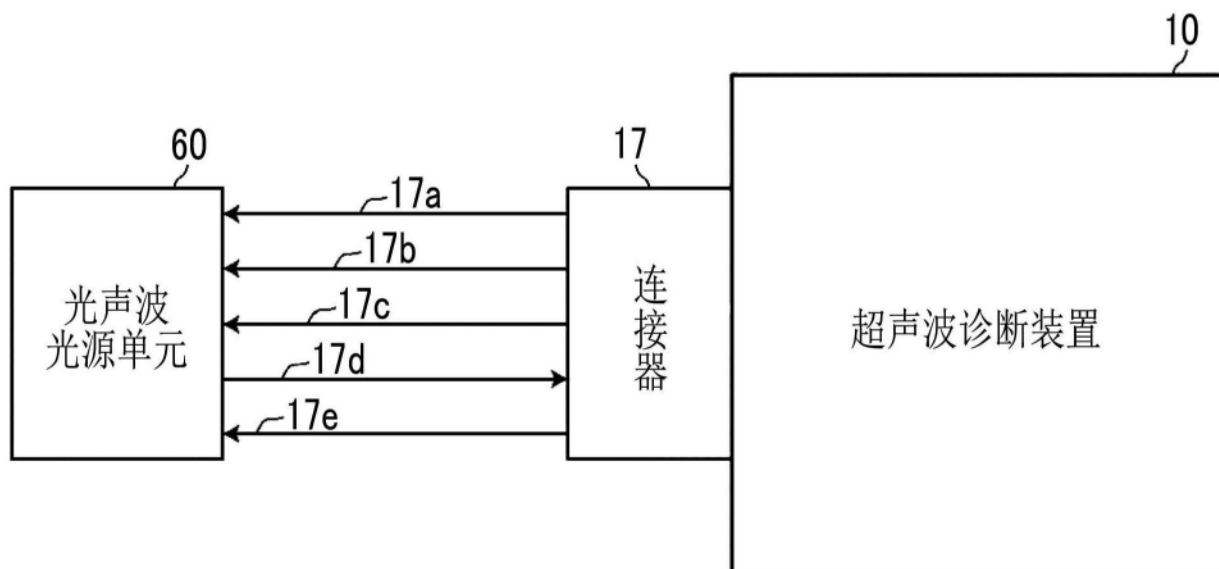


图8

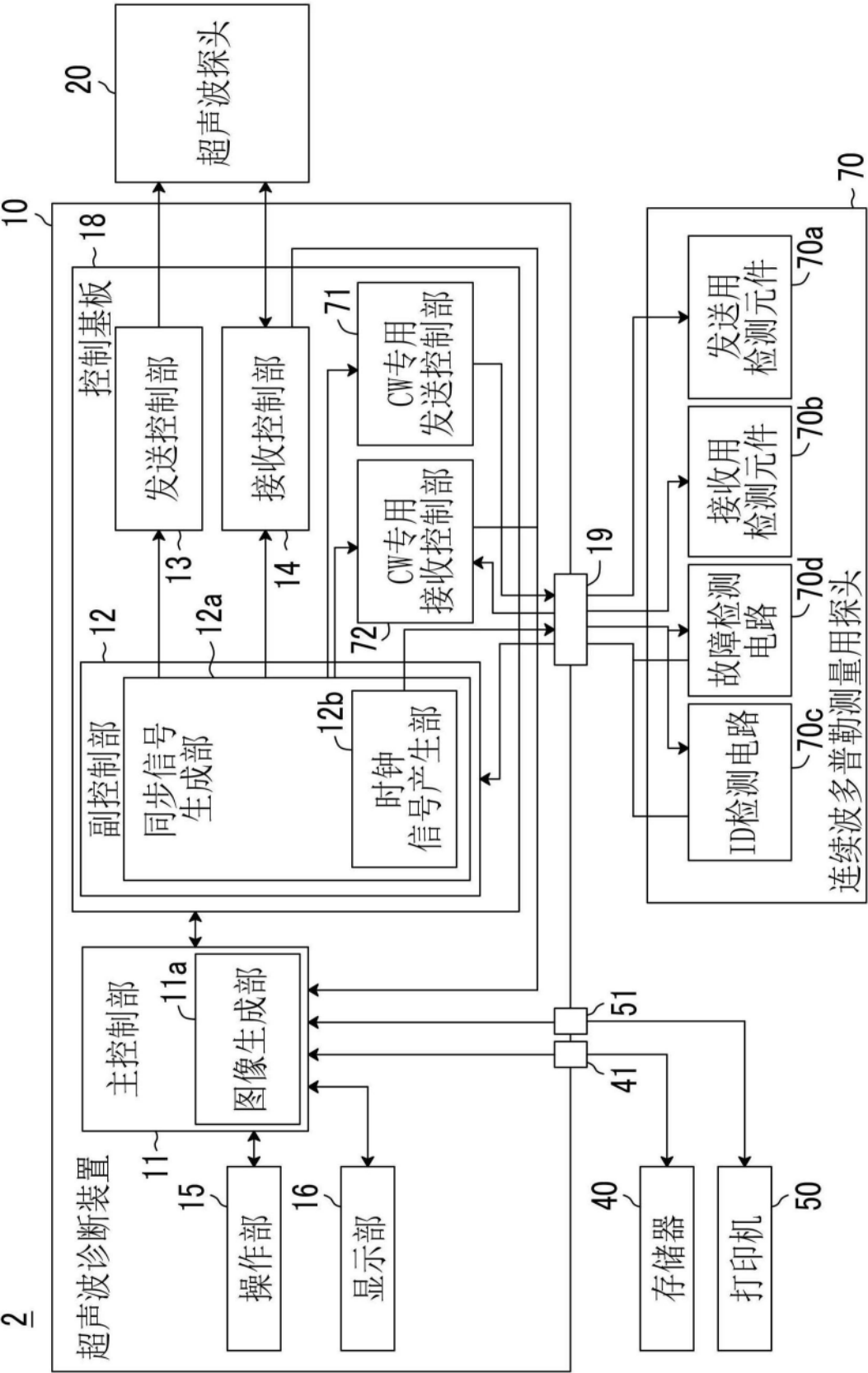


图9

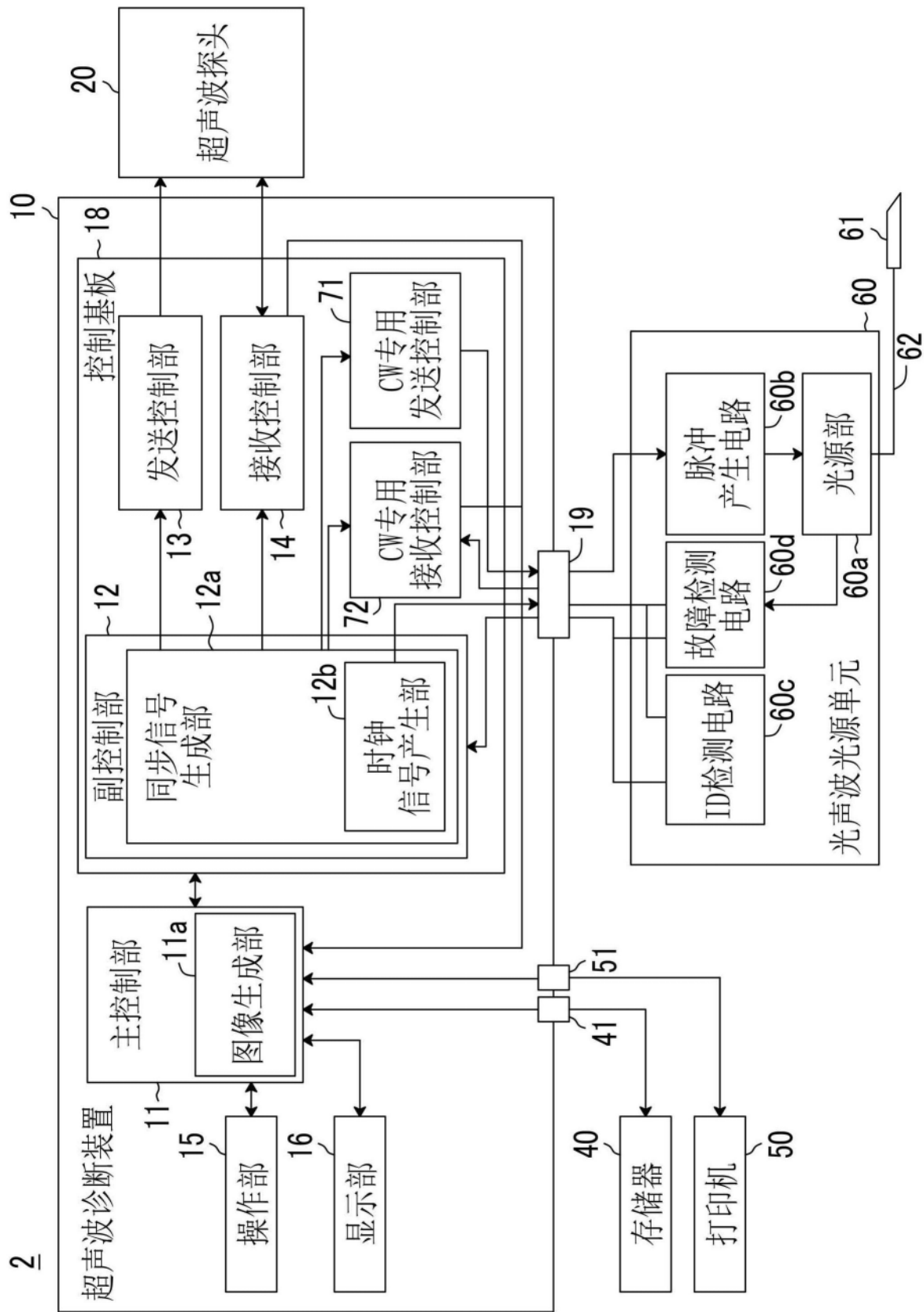


图10

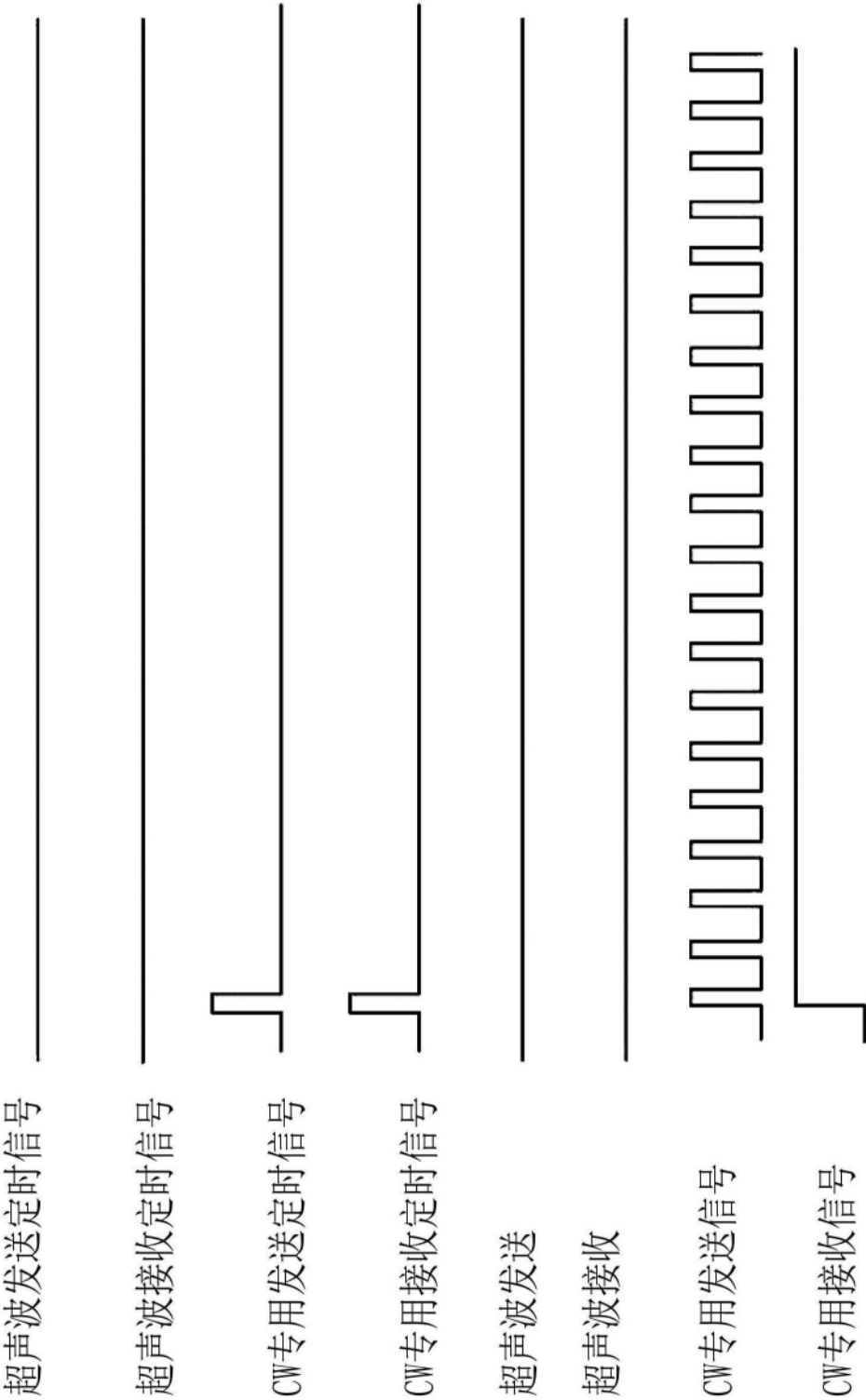


图11

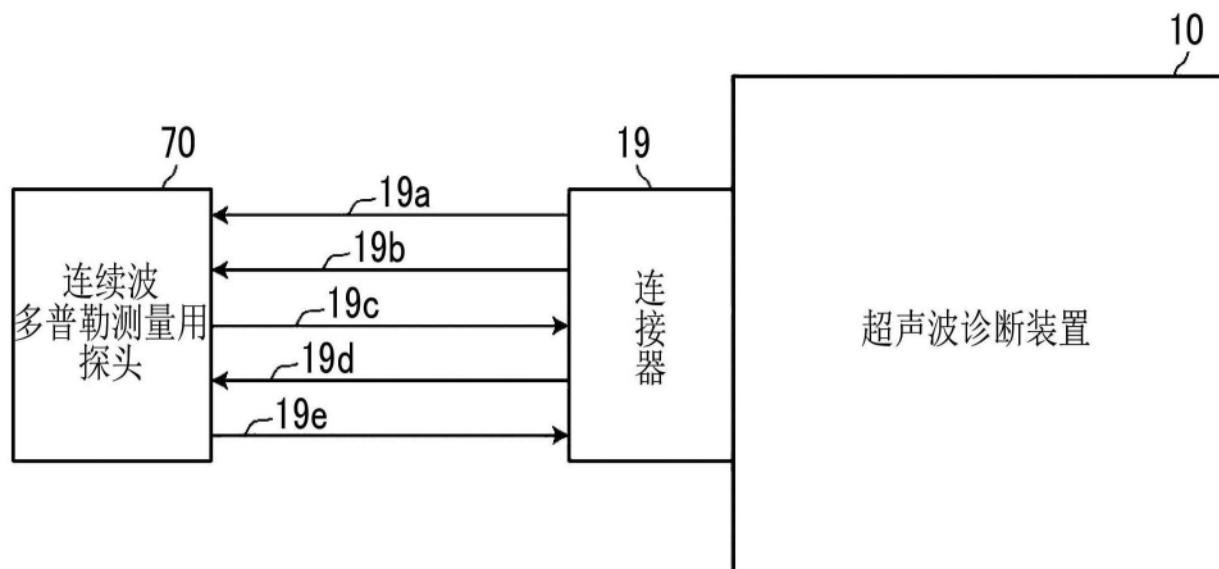


图12

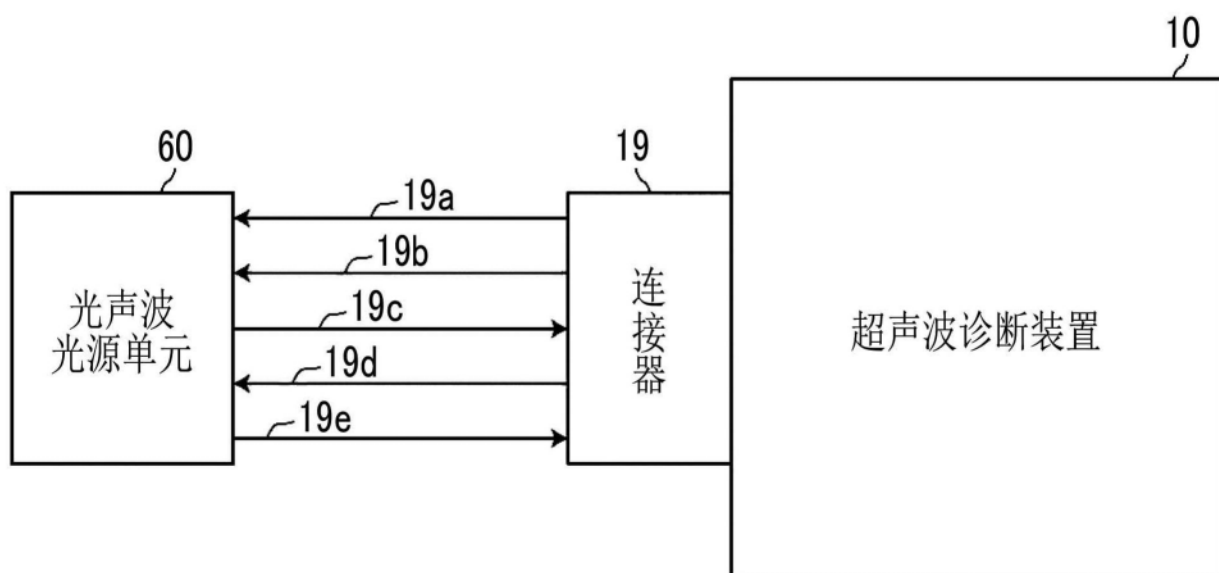


图13

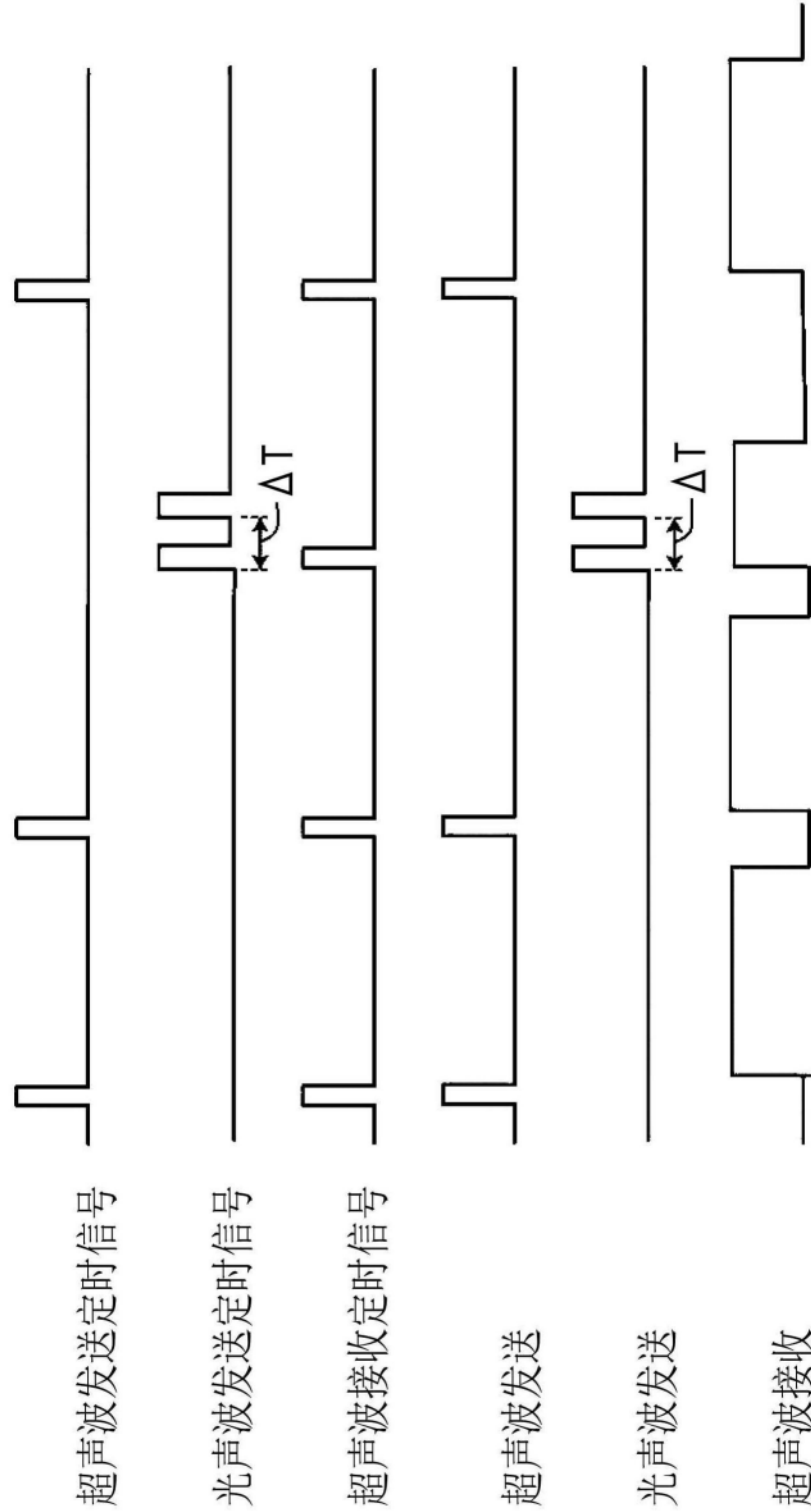


图14

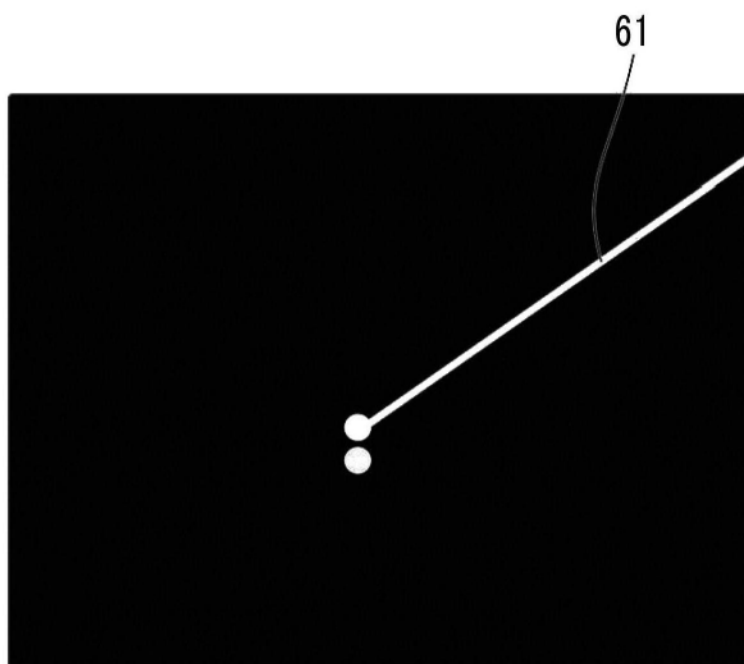


图15

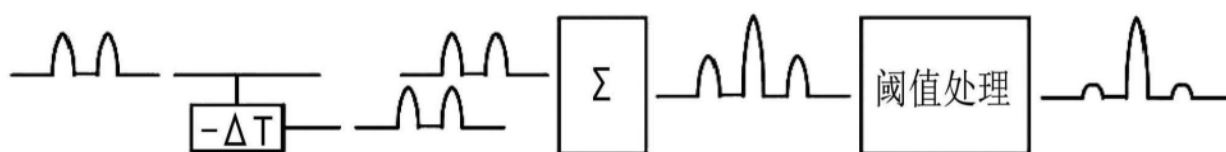


图16

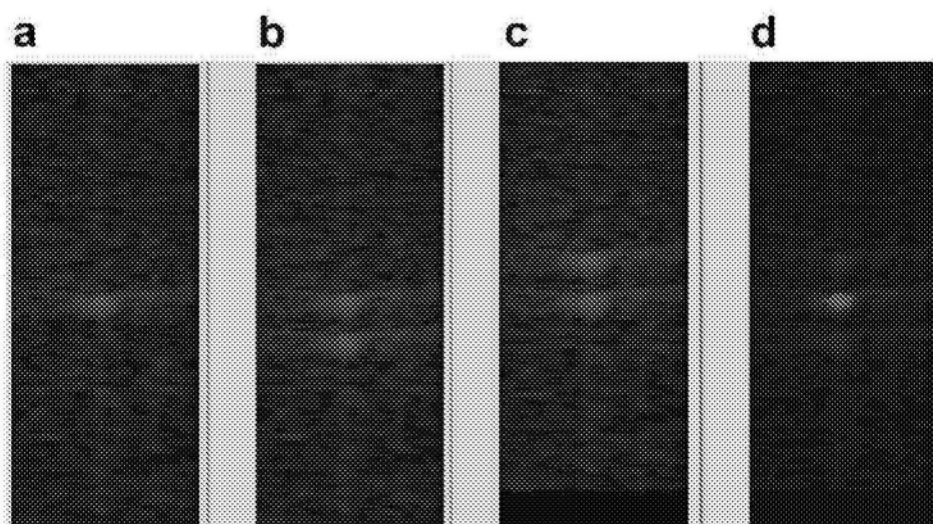


图17