



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200480016388.9

[45] 授权公告日 2009年6月10日

[11] 授权公告号 CN 100496405C

[22] 申请日 2004.6.10

[21] 申请号 200480016388.9

[30] 优先权

[32] 2003.6.11 [33] JP [31] 166803/2003

[86] 国际申请 PCT/JP2004/008483 2004.6.10

[87] 国际公布 WO2004/110278 日 2004.12.23

[85] 进入国家阶段日期 2005.12.12

[73] 专利权人 松下电器产业株式会社

地址 日本大阪府

[72] 发明人 中村恭大 内川晶子 秋山恒

西垣森绪 好富英德

[56] 参考文献

US4910456 1990.3.20

JP7-155324A 1995.6.20

US4596951 1986.6.24

US5694937A 1997.12.9

审查员 李玉菲

[74] 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

代理人 王英

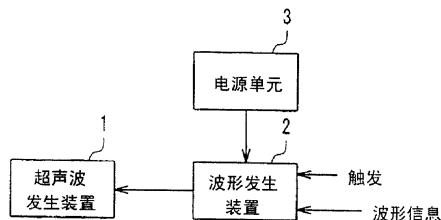
权利要求书 1 页 说明书 8 页 附图 4 页

[54] 发明名称

超声波诊断设备

[57] 摘要

本发明提供一种小型廉价的超声波诊断设备，它可以由单一电源控制，能为随模式不同而异的驱动波形提供比预定值不多也不少的发射功率，而且不影响驱动波形的特性。这种超声波诊断设备包括：一个超声波发生单元(1)，它发射超声波；一个波形发生单元(2)，它产生单脉冲或短脉冲来驱动超声波发生装置(1)，脉冲的占空因子在某个时间周期内可变，该周期对应着超声波发生装置(1)的频带之外的一个频率；一个单一电源(3)，它决定了由波形发生装置(2)产生的驱动波形的振幅。因此，要发射的超声波的声功率可以得到控制，而不需要改变发射波的振幅。



1、一种超声波诊断设备，包括；
超声波发生装置，用来发射超声波；
波形发生装置，用来产生单脉冲或短脉冲来驱动该超声波发生装置，该单脉冲或短脉冲的占空因子在如下周期的时间单位内可变，该周期对应于该超声波发生装置的频带之外的频率；
模式控制单元，其为每一种发射产生模式信息；
波形控制单元，基于该模式控制单元产生的当前模式信息，决定将由上述波形发生装置产生的驱动波形的脉冲宽度、波数和占空因子，该驱动波形与波形信息相对应，而该波形信息由每个对应于当前模式信息的模式决定；和
电源单元，其决定了由波形发生装置产生的驱动波形的振幅。

2、根据权利要求1所述的超声波诊断设备，
其中，所述波形发生装置包括：
基本波形发生装置，用于产生上述单脉冲或上述短脉冲；
调制波发生装置，在上述基本波形发生装置产生脉冲期间，该调制波发生装置产生占空因子可变的连续方波；
乘法装置，其将上述基本波形发生装置输出的波形与上述调制波发生装置输出的波形相乘，以设定用于上述超声波发生装置的驱动波形的占空因子。

超声波诊断设备

技术领域

本发明涉及到一种用于医疗领域的超声波诊断设备。

背景技术

常规的超声波诊断设备，像专利 JP2001-087263A 和 JPH08(1996)-280674A 所描的那些，已经为人们所知了。

一般说来，超声波诊断设备使用单一的 B 模式、M 模式、多普勒模式（下文被称为 D 模式）、彩色即二维多普勒模式（下文被称为 C 模式），或使用这些模式的混合模式。在这种情况下，通过控制发射功率，使得超声波发生装置与活体相接触的部分的表面温度以及从超声波发生装置传到活体的声功率不超过预定值。进一步说，在发射时驱动波形的频率、振幅、波数对每一种模式都是确定的。因此，对于随模式不同而异的驱动波形，要适当地控制发射功率使其正好达到预订值，不多也不少。

图 7 是一个常规的超声波诊断设备典型配置的框图。在图 7 里，常规超声波诊断设备由以下部分组成：超声波发生装置 71；波形发生装置 72；模式控制单元 75；波形控制单元 74 以及一个电压可变的电源单元 73。其中，超声波发生装置 71 发射超声波。波形发生装置 72 产生一个单脉冲或一个短脉冲来驱动超声波发生装置 71。模式控制单元 75 产生与发射波模式相关的模式信息。波形控制单元 74 基于模式控制单元 75 给出的模式信息控制驱动波形的振幅和波数，并通过电源电压来控制振幅，驱动波形则由波形发生装置 72 产生。电压可变的电源单元 73 决定了由波形发生装置 72 产生的驱动波形的振幅。

在这里，超声波诊断设备的可变电电压源单元 73 需要能提供超过几十到几百伏特的高压，而且为了允许在各个模式之间的电压的变化，要求在几十微秒内作出快速响应。因此，需要使用快速响应电路，

在提供不同电压的多个电源之间进行切换,或者提供具有不同输出电平的相互并联的几个波形发生装置,以为每一个模式选其中择合适的一个。

然而,在上述的常规超声波诊断设备中,因为需要使用多个电源和高速电源,所以电源单元的尺寸就增大了,这就导致了设备成本和尺寸的增大,更导致了可靠性变差。

发明内容

考虑到上述问题,本发明的一个目标就是提供一种小型廉价的超声波诊断设备,它使用单一电源单元进行控制,为随模式不同而异的驱动波形提供预定的发射功率,不多也不少,且不影响驱动波形的性质。

为了实现上述的目标,根据本发明的超声波诊断设备的第一个方面包括:一个超声波发生单元,用来发射超声波;一个波形发生单元,用来产生单脉冲或短脉冲来驱动超声波发生单元,脉冲的占空因子可变;一个电源单元,它决定了由波形发生单元产生的驱动波形的振幅。

为了实现上述的目标,根据本发明的超声波诊断设备的第二个方面包括:一个超声波发生单元,用来发射超声波;一个波形发生单元,用来产生单脉冲或短脉冲来驱动超声波发生单元,脉冲的占空因子在如下周期的时间单位内可变,该周期对应于超声波发生单元的频带之外的频率;一个电源单元,它决定了由波形发生单元产生的驱动波形的振幅。

通过上述配置,可以控制从超声波发生单元发射的超声波的声功率而不需要改变发射波的振幅,也可以抑制因占空因子变化引起的谐波成分的不必要的增加。所以,因发射不必要能量而引起的声功率的增加和表面温度的增加也可以得到抑制。

为了实现上述的目标,根据本发明的超声波诊断设备的第三个方面包括:一个超声波发生单元,用来发射超声波;一个波形发生单元,用来产生单脉冲或短脉冲来驱动超声波发生单元,脉冲的占空因子在如下周期的时间单位内可变,该周期对应于超声波发生单元的频带之

外的频率；一个模式控制单元，它为每种发射波产生模式信息；一个波形控制单元，基于该模式控制单元产生的当前模式信息，决定将由上述波形发生装置产生的驱动波形的脉冲宽度、波数和占空因子，该驱动波形与波形信息相对应，而该波形信息由每个对应于当前模式信息的模式决定；一个电源单元，其决定了由波形发生单元产生的驱动波形的振幅。

通过上述配置，可以控制由超声波发生单元发射的超声波的声功率而不需要因模式改变而改变发射波的振幅，并抑制因占空因子变化引起的不需要的二次谐波的增加。所以，除了能抑制因发射不必要能量而引起的声功率的增加和表面温度的增加，还可以使不同模式的驱动波形的振幅大小一致，从而不必要使用多个快速响应的电源单元。

根据本发明的超声波诊断设备的第四个方面包括：在第一到第三方面中，波形发生单元包括：一个基本波形发生单元，它产生单脉冲和短脉冲；一个调制波发生单元，在基本波形发生单元产生脉冲期间，该调制波发生装置产生占空因子可变的连续方波；一个乘法单元，它将基本波形发生单元产生的波形输出与调制波发生单元产生的波形输出相乘，为超声波发生单元设定一个驱动波形的占空因子。

通过这个配置，乘法单元将基本波形发生单元产生的单脉冲或短脉冲与调制波发生单元产生的具有可变占空因子的连续方波相乘。因此，通过简单地将一个调制波发生单元和一个乘法单元加到原来的基本波形发生单元，而不需要复杂的逻辑电路，就可以容易地产生一个具有可变占空因子的驱动波形。

附图说明

图 1 是示出按照本发明的实施例 1 的超声诊断设备典型配置框图；

图 2 示出了本发明的实施例 1 中，波形发生装置产生的驱动波形、其频谱、以及超声波发生装置的频率特性之间的关系；

图 3 示出了本发明的实施例 1 中，波形发生装置产生的驱动波形、其频谱、以及超声波发生装置的频率特性之间的关系，其中，可

变周期 t_2 被设定在超声波发生装置的频带之内；

图 4 示出了按照本发明的实施例 2 的超声诊断设备典型配置框图；

图 5 示出了按照本发明的实施例 3 的超声波诊断设备中波形发生装置的典型内部配置框图；

图 6 示出了图 5 中各部分的信号的波形图；

图 7 示出了一个常规超声波诊断设备的典型配置框图。

具体实施方式

以下参照各图描述了本发明优选的实施例。

实施例 1

图 1 给出了按照本发明的实施例 1 的超声诊断设备典型配置框图。

在图 1 中，本实施例的超声波诊断设备由下列部分组成：超声波发生装置 1；波形发生装置 2 和单一电源单元 3。超声波发生装置 1 发射超声波。波形发生装置 2 产生单脉冲或短脉冲来驱动超声波发生装置 1，其中，单脉冲或短脉冲的占空因子在某个周期的时间单位内可变，该周期对应着图 2 中超声波发生装置 1 的频率特性 (T) 的频带之外 (T 的高频侧) 的频率。电源 3 决定波形发生装置 2 产生的驱动波形的振幅。

波形发生装置 2 响应于触发输入来驱动超声波发生装置 1。电源 3 给波形发生装置 2 提供恒压。波形发生装置 2 产生的驱动波形的振幅与电源 3 提供的电压有关。波形发生装置 2 改变驱动波形的占空因子，籍此，超声波的功率能够如后面所述那样改变。

图 2 示出了波形发生装置 2 产生的驱动波形、其频谱、以及超声波发生装置 1 的频率特性之间的关系。

图 2 中波形 W0, W1 和 W2 为由波形发生装置 2 产生的驱动波形，它们的占空因子分别为 100%，67%和 33% (对其他频率也是这些值)。曲线 S0, S1 和 S2 表示分别对应于波形 W0, W1, 和 W2 的频谱分布。T 表示超声波发生装置 1 的频率特性。

在 W_0 至 W_2 中，周期 t_1 是按照要发射的超声波的频率来决定的，在具有 100% 占空因子（即，不变化的）的波形 W_0 中，驱动波形的谱（在 f_1 处的 S_0 ）在超声波发生装置 1 的频带（ T ）之内。周期 t_2 是让占空因子可变的周期，其被设置为具有对应于超声波发生装置 1 的频带之外的一个频率（ T 的高频侧）。

从图 2 可以清楚看到，对应于驱动波形 W_0 到 W_2 的频谱 S_0 到 S_2 中，在频率 f_1 处有峰值的分量是主要的频率分量，它将转化为超声波发生装置 1 产生的超声波。通过适当地设置占空因子，在电源单元 3 的电压固定的情况下，主要频率分量 f_1 可以增加或减小（即在图 2 中使频率 f_1 处的谱分布变高或变低）。

这里应当注意，本实施例的一个特点在于，占空因子中的可变周期 t_2 的倒数设定为超声波发生装置 1 的频带之外的一个频率值，这与通常的脉冲宽度调制方法相对应。甚至对于非常短的可变周期 t_2 ，也可获得本实施例的效果。然而，在这种情况下，为了实现这样一个可变周期 t_2 所需要的时间控制精度也需要增加，因而实现起来比较困难。因此，为了更容易获得本实施例的效果，合适的 t_1/t_2 值为一个偶数，取 4 或更大（可以看到，图 2(b)和(e)中 f_2 处的频谱没有增加）。

图 3 给出了一个使用不恰当的例子，其中，可变周期偏离了图 2 所示的合适的占空因子所对应的可变周期的值。不像图 2 那样，图 3 中的可变周期 t_2 被设定在超声波发生装置 1 的频带范围之内。和图 2 相似，图 3 给出了波形发生装置 2 产生的驱动波形、其频谱、以及超声波发生装置 1 的频率特性之间的关系。

在图 3 中， W_0 ， W_a 和 W_b 代表波形发生装置 2 产生的驱动波形，其中示出了占空因子分别为 100%，67% 和 33% 的例子。曲线 S_0 ， S_a 和 S_b 代表了分别与波形 W_0 ， W_a 和 W_b 对应的频谱分布。 T 代表了超声波发生装置 1 的频率特性曲线。

当占空因子可变周期 t_2 被设置在位于超声波发生装置 1 的频带范围内的一个频率时，谐波成分 f_2 会出现在超声波发生装置 1 的频带之内，即使占空因子减小，也会进行由于谐波成分 f_2 导致的驱

动（图 3(e)和(f)中 f_2 处的谱增加了）。因此，就不能获得抑制声功率和发热的效果。

如上所述，根据本实施例，可以控制由超声波发生装置发射的超声波的声功率，而不需要改变发射波的振幅，而且可以抑制由于占空因子的变化而引起的不必要的谐波成分的增加。所以，由于发射不必要的能量而引起的声功率和表面温度的增加也就可以得到抑制。

实施例 2

图 4 示出了本发明的实施例 2 中的超声诊断设备的典型配置框图。

在图 4 中，波形发生装置 2 产生的驱动波形的占空因子可以变化，以便控制声功率，这点和实施例 1 类似。在本实施例中，进一步地，根据模式控制单元 5 产生的当前模式信息，波形控制单元 4 决定将由波形发生装置 2 产生的驱动波形，该驱动波形与波形信息相对应，而该波形信息由每个对应于当前模式信息的模式决定。

因为声功率的给定的上限值，在一般强调分辨率的 B 模式和 M 模式中，振幅的峰值应该随波数的减小而增加。在多普勒模式（包括二维多普勒模式）中，强调的是灵敏度，所以，波数应该增大。当波数因模式不同而不同时，作为将声功率控制在一定范围内的一个方法，电源的电压可以改变。然而，在超声波诊断设备中，发射声脉冲的时间间隔在较短的情况下为几十微秒，在几个模式同时运行的情况下，不同模式的声脉冲应该交替或依次发射。结果，电源电压应该在短时间内进行切换。

然而，在本实施例中，电源电压对每个模式是不变的。模式控制单元 5 产生当前的要发送的模式信息，波形控制单元 4 保持对应于该模式的周期 t_1 ，周期 t_2 ，波数和占空因子。所以，与该当前模式对应的波形信息被送到波形发生装置 2，以便驱动超声波发生装置 1。

如上所述，按照本实施例，可以控制从超声波发生装置发射的超声波的声功率而不需要为每个模式改变发射波振幅，因而可以抑制因占空因子的变化而引起的不必要的二次谐波成分的增加。所以，除了

可以抑制由于发射不必要的能量而引起的声功率和表面温度的增加，各模式驱动波形的驱动振幅可以是大小一致的，因此不需要引入多个快速响应的电源单元。

实施例 3

图 5 主要给出了本发明的实施例 3 中超声诊断设备里的波形发生装置 2 的典型内部配置框图。

图 5 中的波形发生装置 2 可以运用到实施例 1 和实施例 2 中。图 6 是图 5 中在各部分处的信号的波形图。

在图 5 中波形发生装置 2 由基本波形发生装置 6, 调制波发生装置 7, 乘法装置 8 和一个驱动装置 9 组成。

下面要参照图 5 和图 6 来描述这样配置的波形发生装置 2 的工作原理。基本波形发生装置 6 和调制波发生装置 7 由一个触发波形 A 来触发，这两个装置输出的波形互相保持同步。基本波形发生装置 6 产生驱动波形 B 来驱动超声波发生装置 1，而驱动波形 B 由包含周期 t_1 和波数的波形信息来决定。调制波发生装置 7 输出一个波形 C，其占空因子已经被控制，之后，乘法装置 8 将波形 C 和波形 B 相乘，使波形 D 的占空因子可变。波形 C 由周期 t_2 和占空因子决定，它的长度包括了波形 B 整个周期 ($t_3 < t_4$)。这里，在数字电路的情况下，乘法装置 8 可以是一个如 XOR 电路和 AND 电路那样的电路。

本实施例中的基本波形发生装置 6 可以是包括在常规超声波诊断设备中的一种，执行超声波束的偏转和会聚，以及产生驱动超声波发生装置 1 的波形。尽管图 5 示出了复杂的配置，其中包含了驱动装置 9 来在高压下驱动超声波发生装置 1，但是本实施例可以通过简单地将调制波发生装置 7 和乘法装置 8 加到一个常规超声波诊断设备上来实现。

如上所述，按照本实施例，乘法装置将单脉冲或短脉冲与一个占空因子可变的连续方波乘起来，单脉冲或短脉冲由基本波形发生装置产生，方波由调制波发生装置产生。因此，具有可变占空因子的驱动波形可以通过简单地将一个调制波发生装置和一个乘法装置加到一

个现有的基本波形发生装置上来产生，而不需要复杂的逻辑电路。

这里应该注意，尽管以上所述的实施例 1 到 3 均以单极方形脉冲波来举例和描述，但是本发明不局限于这些，它也可以应用到具有正、负极性的双极方形脉冲。

如上所述，按照本发明可以获得如下的特殊效果：可以提供一种小型廉价的超声波诊断设备，它可以由单一电源单元进行合适的控制，能为随模式不同而异的驱动波形提供预定的发射功率，不多也不少，而且不影响驱动波形的特性。

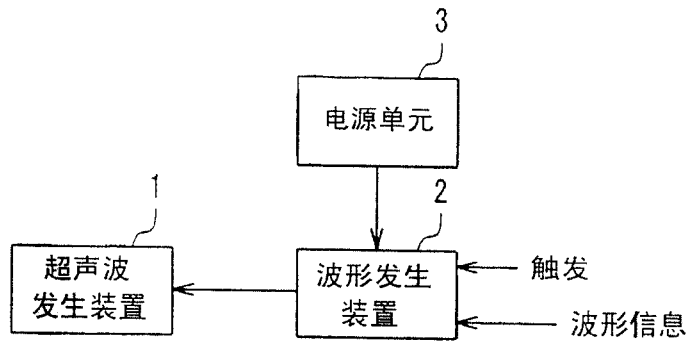


图1

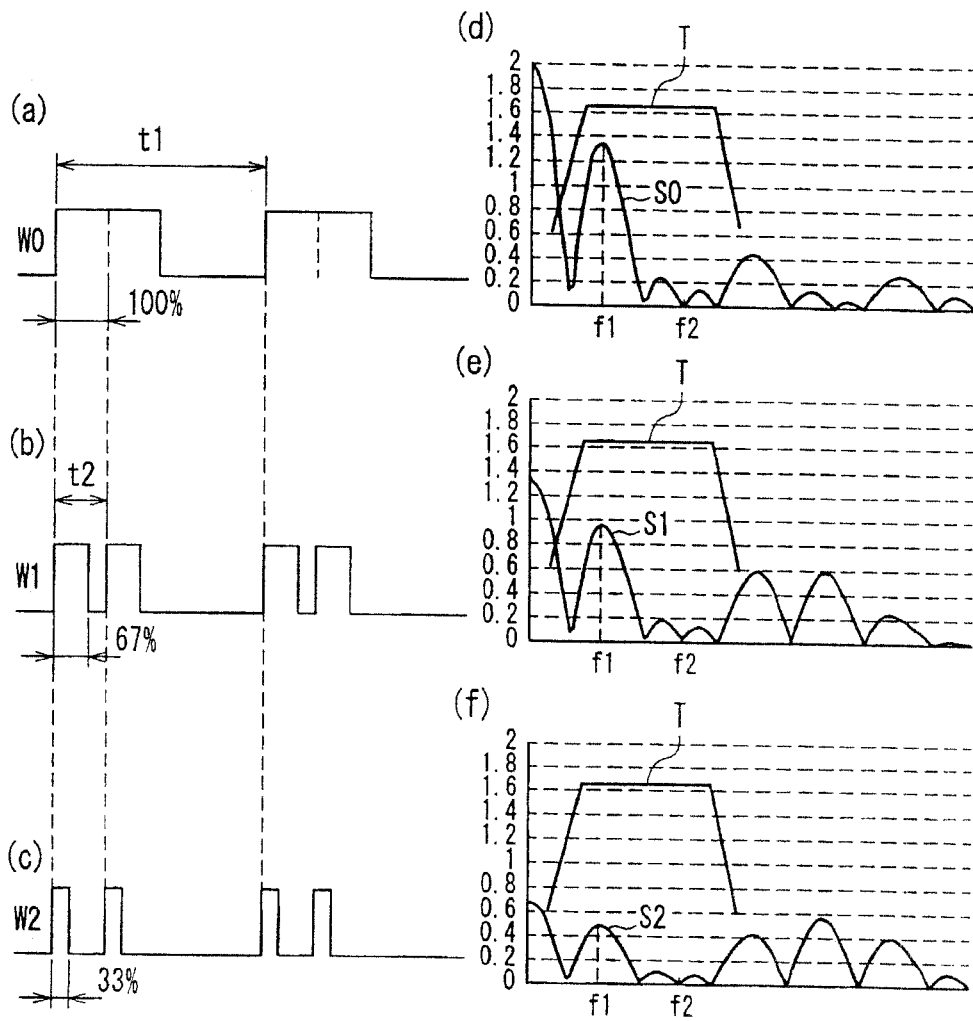


图2

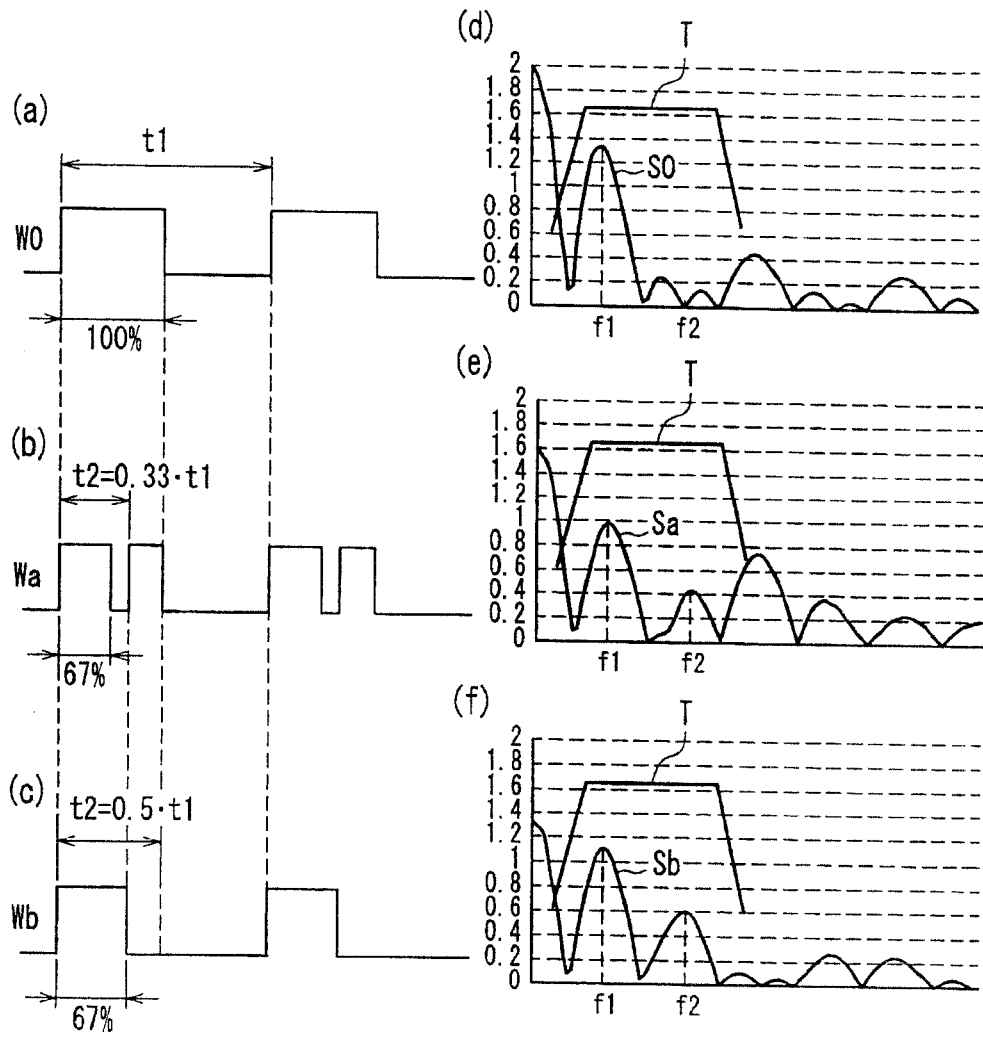


图3

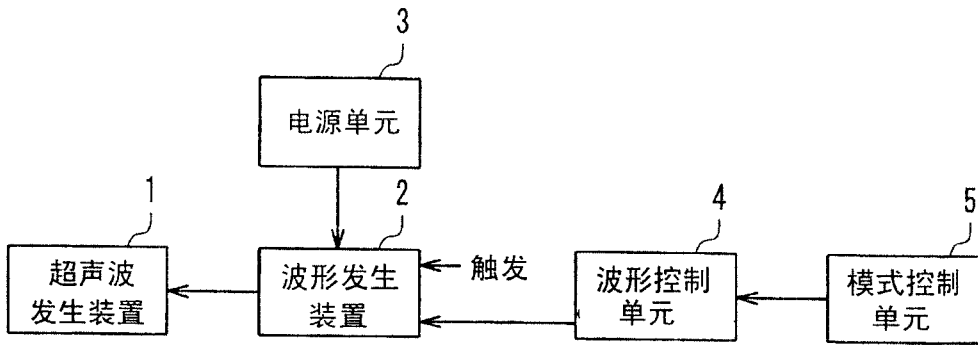


图4

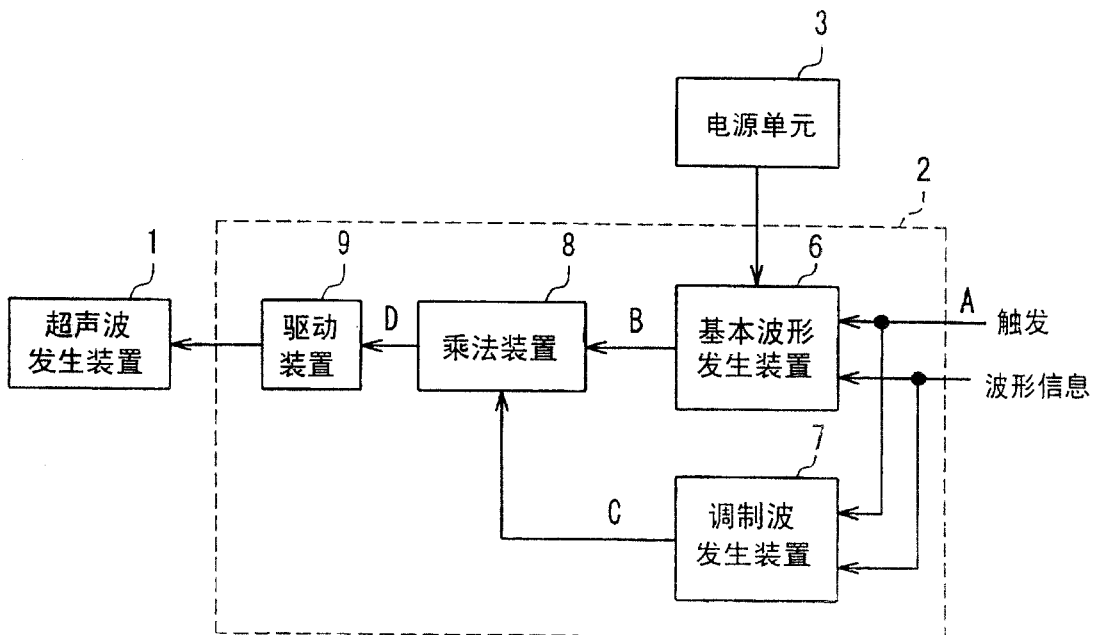


图5

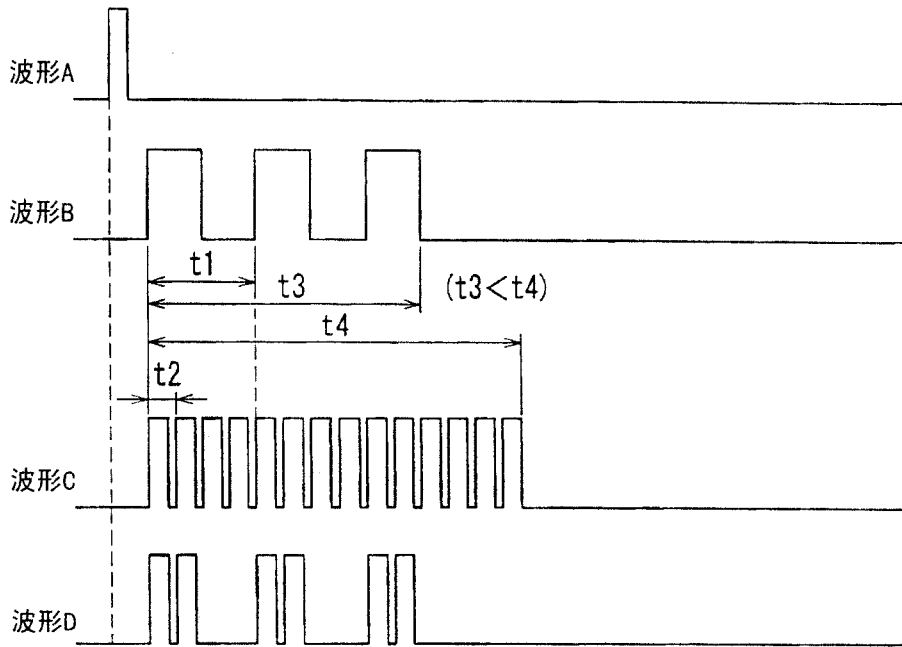


图6

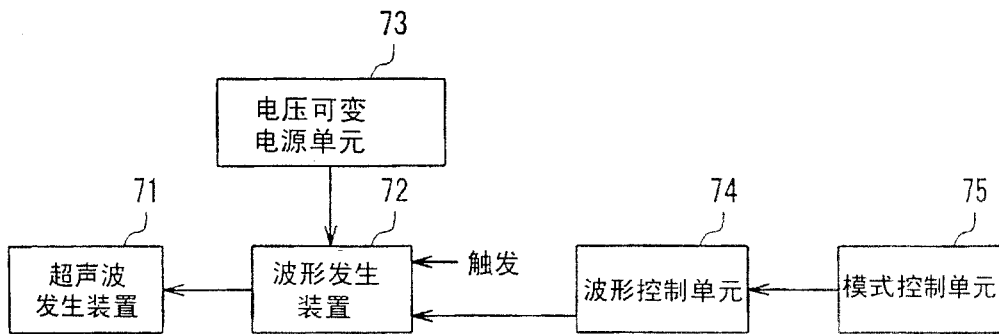


图7