



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103202708 B

(45) 授权公告日 2015. 02. 11

(21) 申请号 201210011310. 4

(22) 申请日 2012. 01. 13

(73) 专利权人 深圳市开立科技有限公司

地址 518000 广东省深圳市南山区玉泉路毅
哲大厦 4 楼

(72) 发明人 赵传东 陈欣

(74) 专利代理机构 深圳市深佳知识产权代理事

务所 (普通合伙) 44285

代理人 唐华明

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006. 01)

(56) 对比文件

JP 特开 2010-246070 A, 2010. 10. 28, 全文.

US 7456600 B1, 2008. 11. 25, 全文.

CN 201781417 U, 2011. 03. 30, 全文.

JP 特开平 5-143168 A, 1993. 06. 11, 全文.

JP 特开 2008-191393 A, 2008. 08. 21, 全文.

US 2004/0267119 A1, 2004. 12. 30, 全文.

US 2004/0039283 A1, 2004. 02. 26, 全文.

JP 特开 2010-136527 A, 2010. 06. 17, 全文.

US 6188186 B1, 2001. 02. 13, 全文.

审查员 熊狮

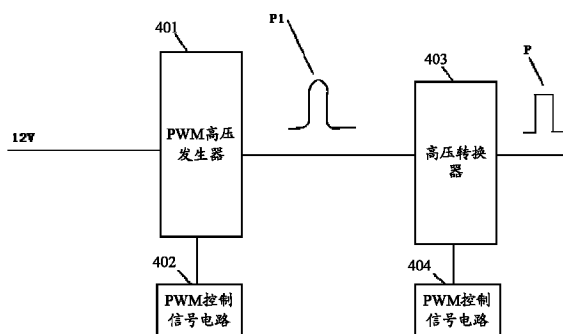
权利要求书2页 说明书5页 附图5页

(54) 发明名称

一种应用于彩色超声诊断仪的高压转换方法及装置

(57) 摘要

本发明公开了一种应用于彩色超声诊断仪的高压转换方法及装置,该方法包括:PWM 控制信号电路接收彩色超声诊断仪的负载电路发送的控制指令,并将控制指令发送至 PWM 高压发生器;PWM 高压发生器根据控制指令产生高压波形并输出至高压转换器;该高压波形为一个幅度和时间均可调的脉冲电压;转换控制信号电路接收彩色超声诊断仪的负载电路发送的转换指令,并将转换指令发送至高压转换器;高压转换器根据转换指令将上述高压波形转换至幅度小于 100 伏以及转换速度小于等于 600 微妙的高压并输出。本发明使得彩色超声诊断仪的高压转换简单又便捷,而且由于元件数量较少,使得系统体积、重量都较小,降低了系统发热以及能量损耗。



1. 一种应用于彩色超声诊断仪的高压转换方法,其特征在于,包括:

脉宽调制控制信号电路接收所述彩色超声诊断仪的负载电路发送的控制指令,并将所述控制指令发送至脉宽调制高压发生器;

所述脉宽调制高压发生器根据所述控制指令产生高压波形并输出至高压转换器;所述高压波形为一个幅度和时间均可调的脉冲电压;

转换控制信号电路接收所述彩色超声诊断仪的负载电路发送的转换指令,并将所述转换指令发送至所述高压转换器;

所述高压转换器根据所述转换指令将所述高压波形转换至幅度小于 100 伏以及转换速度小于等于 600 微妙的高压并输出。

2. 根据权利要求 1 所述的高压转换方法,其特征在于,所述脉宽调制高压发生器根据所述控制指令产生高压波形并输出至高压转换器,包括:

所述脉宽调制高压发生器根据所述控制指令将 12 伏电压转换成高压波形并输出至高压转换器。

3. 根据权利要求 1 所述的高压转换方法,其特征在于,所述转换指令至少携带有将所述高压波形转换成高压所对应的幅度信息以及转换速度信息。

4. 根据权利要求 1、2 或 3 所述的高压转换方法,其特征在于,所述脉宽调制控制信号电路是将所述彩色超声诊断仪的负载电路发送的控制指令在低端取一值并发送至脉宽调制高压发生器,使所述脉宽调制高压发生器在脉冲开始时先于所述高压转换器转换前开始工作,并在脉冲结束时滞后于所述高压转换器转换后再停止工作的电路。

5. 根据权利要求 1、2 或 3 所述的高压转换方法,其特征在于,所述转换控制信号电路是将所述彩色超声诊断仪的负载电路发送的控制指令在高端取一值并发送至所述高压转换器,使所述高压转换器在脉冲开始时延迟于所述脉宽调制高压发生器进行转换,并在脉冲结束时提前于所述脉宽调制高压发生器结束的电路。

6. 一种应用于彩色超声诊断仪的高压转换装置,其特征在于,包括:

脉宽调制控制信号电路,用于接收所述彩色超声诊断仪的负载电路发送的控制指令,并将所述控制指令发送至脉宽调制高压发生器;

所述脉宽调制高压发生器,用于根据所述控制指令产生高压波形并输出至高压转换器;所述高压波形为一个幅度和时间均可调的脉冲电压;

转换控制信号电路,用于接收所述彩色超声诊断仪的负载电路发送的转换指令,并将所述转换指令发送至所述高压转换器;

所述高压转换器,用于根据所述转换指令将所述高压波形转换至幅度小于 100 伏以及转换速度小于等于 600 微妙的高压并输出。

7. 根据权利要求 6 所述的高压转换装置,其特征在于,所述脉宽调制高压发生器具体用于根据所述控制指令将 12 伏电压转换成高压波形并输出至高压转换器。

8. 根据权利要求 6 所述的高压转换装置,其特征在于,所述转换指令至少携带有将所述高压波形转换成高压所对应的幅度信息以及转换速度信息。

9. 根据权利要求 6、7 或 8 所述的高压转换装置,其特征在于,所述脉宽调制控制信号电路是将所述彩色超声诊断仪的负载电路发送的控制指令在低端取一值并发送至脉宽调制高压发生器,使所述脉宽调制高压发生器在脉冲开始时先于所述高压转换器转换前开始工

作,并在脉冲结束时滞后于所述高压转换器转换后再停止工作的电路。

10. 根据权利要求 6、7 或 8 所述的高压转换装置,其特征在于,所述转换控制信号电路是将所述彩色超声诊断仪的负载电路发送的控制指令在高端取一值并发送至所述高压转换器,使所述高压转换器在脉冲开始时延迟于所述脉宽调制高压发生器进行转换,并在脉冲结束时提前于所述脉宽调制高压发生器结束的电路。

一种应用于彩色超声诊断仪的高压转换方法及装置

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗设备技术领域,具体涉及一种应用于彩色超声诊断仪的高压转换方法及装置。

背景技术

[0002] 彩色超声诊断仪在进入某些模式后,会对其电压有特殊的要求,例如彩色超声诊断仪在进入 CFM 模式后,其工作状态会呈现彩色与黑白的交替,而在彩色与黑白的交替过程中,电压呈现出如图 1 所示的高低脉冲式的供电方式。在图 1 中,脉冲 P 是彩色超声诊断仪的电压状况,P_{bot} 为彩色状态下的低压供电 20V,P_{top} 为黑白状态下的高压 78V,两种电压不断交替,当电压从 P_{bot} 转换成 P_{top} 时,转换速度要求为 40us 以下,而且在 P_{bot} 期间的 t₂ 时间内,P_{bot} 的电压值恒定,不能上下跳动或者出现慢慢上升或下降。

[0003] 目前,现有技术中一般采用如图 2 所示的复合式高压切换系统来实现彩色超声诊断仪的高压转换。如图 2 所示,该复合式高压切换系统由 100V 高压发生器 3、75V 高压发生器 4、50V 高压发生器 5、高压切换器 6、切换控制信号电路 7,高压转换器 8 以及转换控制信号电路 9 组成。其中,三路高压发生器 3、4、5 先工作,将三路电压送到高压切换器 6,切换控制信号电路 7 接收到彩色超声诊断仪的负载电路发送的切换控制指令后控制高压切换器 6 输出其中某一路高压至高压转换器 8,转换控制信号电路 9 接收到彩色超声诊断仪的负载电路发送的转换指令后,控制高压转换器 8 将高压切换器 6 输出某一路高压转成符合要求的高压 P 并输出。

[0004] 实践中发现,上述的复合式高压切换系统的结构设计复杂,而且由于元件数量较多,导致系统体积、重量都较大,并且系统发热严重以及能量损耗也较大。

发明内容

[0005] 针对上述缺陷,本发明实施例提供了一种应用于彩色超声诊断仪的高压转换方法及装置,用于对彩色超声诊断仪进行高压转换。

[0006] 一种应用于彩色超声诊断仪的高压转换方法,包括:

[0007] 脉宽调制控制信号电路接收所述彩色超声诊断仪的负载电路发送的控制指令,并将所述控制指令发送至脉宽调制高压发生器;

[0008] 所述脉宽调制高压发生器根据所述控制指令产生高压波形并输出至高压转换器;所述高压波形为一个幅度和时间均可调的脉冲电压;

[0009] 转换控制信号电路接收所述彩色超声诊断仪的负载电路发送的转换指令,并将所述转换指令发送至所述高压转换器;

[0010] 所述高压转换器根据所述转换指令将所述高压波形转换至幅度小于 100 伏以及转换速度小于等于 600 微妙的高压并输出。

[0011] 一种应用于彩色超声诊断仪的高压转换装置,包括:

[0012] 脉宽调制控制信号电路,用于接收所述彩色超声诊断仪的负载电路发送的控制指

令,并将所述控制指令发送至脉宽调制高压发生器;

[0013] 所述脉宽调制高压发生器,用于根据所述控制指令产生高压波形并输出至高压转换器;所述高压波形为一个幅度和时间均可调的脉冲电压;

[0014] 转换控制信号电路,用于接收所述彩色超声诊断仪的负载电路发送的转换指令,并将所述转换指令发送至所述高压转换器;

[0015] 所述高压转换器,用于根据所述转换指令将所述高压波形转换至幅度小于 100 伏以及转换速度小于等于 600 微妙的高压并输出。

[0016] 基于上述技术方案,本发明实施例结合一个脉宽调制高压发生器即可实现彩色超声诊断仪的高压转换,从而使得彩色超声诊断仪的高压转换既简单又便捷,而且由于元件数量较少,使得系统体积、重量都较小,降低了系统发热以及能量损耗。

附图说明

[0017] 为了更清楚地说明本发明或现有技术中的技术方案,下面将对实施例中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图仅仅是本发明的一些实施例,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0018] 图 1 为现有彩色超声诊断仪进入 CFM 模式后的电压波形图;

[0019] 图 2 为现有彩色超声诊断仪的复合式高压切换系统的结构图;

[0020] 图 3 为本发明实施例提供的一种应用于彩色超声诊断仪的高压转换方法的流程图;

[0021] 图 4 为本发明实施例提供的一种应用于彩色超声诊断仪的高压转换装置的结构图;

[0022] 图 5 为本发明实施例提供的 PWM 高压发生器 401 输出的高压波形 P1 与高压转换器 403 输出的高压脉冲 P 的关系示意图;

[0023] 图 6 为图 4 所示的高压转换装置的可用能量与耗散能量的示意图;

[0024] 图 7 为本发明实施例提供的一种高压转换器 403 输出的高压脉冲 P 的波形图;

[0025] 图 8 为本发明实施例提供的另一种 PWM 高压发生器 401 输出的高压波形 P1 与高压转换器 403 输出的高压脉冲 P 的关系示意图。

具体实施方式

[0026] 下面将结合本发明实施例中的附图,对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例仅仅是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有作出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0027] 本发明实施例提供了一种应用于彩色超声诊断仪的高压转换方法及装置,用于对彩色超声诊断仪进行高压转换。本发明实施例使得彩色超声诊断仪的高压转换既简单又便捷,而且由于元件数量较少,使得系统体积、重量都较小,降低了系统发热以及能量损耗。以下通过具体的实施例进行详细说明。

[0028] 实施例一:

[0029] 请参阅图 3, 图 3 为本发明实施例提供的一种应用于彩色超声诊断仪的高压转换方法的流程图。如图 3 所示, 该方法可以包括以下步骤:

[0030] 301、脉宽调制 (Pulse Width Modulation, PWM) 控制信号电路接收彩色超声诊断仪的负载电路发送的控制指令, 并将该控制指令发送至 PWM 高压发生器。

[0031] 本实施例中, 彩色超声诊断仪的负载电路是指彩色超声诊断仪的超声发射电路。

[0032] 本实施例中, 彩色超声诊断仪的负载电路发送的控制指令用于指示 PWM 高压发生器产生高压波形并输出至高压转换器。

[0033] 302、PWM 高压发生器根据该控制指令产生高压波形并输出至高压转换器; 其中, 高压波形为一个幅度和时间均可调的脉冲电压。

[0034] 作为一种可选的实施方式, PWM 高压发生器可以根据该控制指令将 12V 电压转换成高压波形并输出至高压转换器。其中, PWM 高压发生器的具体结构以及功能属于本领域技术人员所公知的常识, 本发明实施例不作赘述。

[0035] 303、转换控制信号电路接收彩色超声诊断仪的负载电路发送的转换指令, 并将该转换指令发送至高压转换器。

[0036] 本实施例中, 上述转换指令至少携带有将高压波形转换成高压所对应的幅度信息以及转换速度信息。

[0037] 304、高压转换器根据该转换指令将 PWM 高压发生器输出的高压波形转换至幅度小于 100 伏以及转换速度小于等于 600 微妙的高压并输出。

[0038] 举例来说, 高压转换器可以根据该转换指令将 PWM 高压发生器输出的高压波形转换至幅度为 50V 或 75V 的, 转换速度小于等于 600 微妙的高压并输出。

[0039] 本实施例中, PWM 控制信号电路是一种将彩色超声诊断仪的负载电路发送的控制指令在低端取一值并发送至 PWM 高压发生器, 使 PWM 高压发生器在脉冲开始时先于高压转换器转换前开始工作, 并在脉冲结束时滞后于高压转换器转换后再停止工作的电路。

[0040] 相应地, 本实施例中, 转换控制信号电路是一种将彩色超声诊断仪的负载电路发送的控制指令在高端取一值并发送至高压转换器, 使高压转换器在脉冲开始时延迟于 PWM 高压发生器进行转换, 并在脉冲结束时提前于 PWM 高压发生器结束的电路。

[0041] 本实施例结合一个 PWM 高压发生器即可实现彩色超声诊断仪的高压转换, 从而使得彩色超声诊断仪的高压转换既简单又便捷, 而且由于元件数量较少, 使得系统体积、重量都较小, 降低了系统发热以及能量损耗。

[0042] 实施例二:

[0043] 请参阅图 4, 图 4 为本发明实施例提供的一种应用于彩色超声诊断仪的高压转换装置的结构图。如图 4 所示, 该装置可以包括 PWM 高压发生器 401、PWM 控制信号电路 402、高压转换器 403 和转换控制信号电路 404。

[0044] 其中, PWM 控制信号电路 402, 用于接收彩色超声诊断仪的负载电路发送的控制指令, 并将控制指令发送至 PWM 高压发生器 401;

[0045] PWM 高压发生器 401, 用于根据该控制指令产生高压波形并输出至高压转换器 403; 其中, 该高压波形为一个幅度和时间均可调的脉冲电压;

[0046] 转换控制信号电路 404, 用于接收彩色超声诊断仪的负载电路发送的转换指令, 并将该转换指令发送至高压转换器 403;

[0047] 高压转换器 403, 用于根据该转换指令将 PWM 高压发生器 401 输出的高压波形转换至幅度小于 100 伏以及转换速度小于等于 600 微妙的高压并输出。

[0048] 作为一种可选的实施方式, PWM 高压发生器可以根据该控制指令将 12V 电压转换成高压波形并输出至高压转换器。其中, PWM 高压发生器的具体结构以及功能属于本领域技术人员所公知的常识, 本发明实施例不作赘述。

[0049] 本实施例中, PWM 高压发生器 401 的工作状态受控于 PWM 控制信号电路 402。其中, 负载电路 (超声发射电路) 发出的控制指令和转换信号各自进入 PWM 控制信号电路 402 与转换控制信号电路 404, 其中, PWM 控制信号电路 402 的导通电压比转换控制信号电路 404 的导通电压低, 所以 PWM 控制信号电路 402 会提前一段时间导通。经过一段时间后, PWM 高压发生器 401 输出 PWM 输出高压波形 P1, 这时转换控制信号电路 404 开始导通, 高压转换器 403 工作, 高压转换器 403 打开其内部的电压开关, 这时系统输出的高压脉冲 P 是瞬间上升的, 满足了彩色超声诊断仪的负载电路快速上升的要求。

[0050] 而在高压波形 P1 结束时, 转换控制信号 404 因为导通电压高, 会在高压波形 P1 结束时先于 PWM 控制信号电路 402 截止, 提前送出截止信号, 这时高压转换器 403 将输出切换到低压状态, 输出一个完整的需求高压脉冲 P。

[0051] 请一并参阅图 5, 图 5 是 PWM 高压发生器 401 输出的高压波形 P1 与高压转换器 403 输出的高压脉冲 P 的关系示意图。其中, P 也是高压转换装置的输出高压脉冲, 而 P1 是高压转换装置的 PWM 高压发生器 401 的输出高压脉冲。可以看出, P1 与 P 是一个点接触的类似于切线关系, 极似于高频电路里的包络线, 因此, 本实施例中提供的高压转换装置又可以称为“包络线式高压转换装置”。

[0052] 请一并参阅图 6, 图 6 是上述高压转换装置 (即包络线式高压转换装置) 的可用能量与耗散能量的示意图。耗散能量 1 与可用能量 2 的关系可直接看出, 只有一少部分电能能量损失掉了, 大部分的能量被利用, 减少了 12V 功率的用电, 这在电池供电的彩超中, 意义更加深远。

[0053] 本实施例中, 高压转换装置 (即包络线式高压转换装置) 的另一个好处是, 减少了交叉调制的风险。在图 2 所示的方案中, 高压切换器 6 的动作与高压转换器 8 的动作要高度一致, 否则就会出现高压脉冲 P 的波形前沿或者后沿被切除掉的危险, 例如高压切换器 6 如果滞后于高压转换器 8, 那么在跨电压跳变的情况下, 就会出现高压脉冲 P 的前沿“二台阶”现象, 例如假设要输出一个低压时 20V, 高压时 70V 的脉冲, 高压切换器 6 滞后打开高压脉冲 P 会出现如图 7 所示的波形现象, 使负载电路无法正常工作。

[0054] 而本实施例中, 高压转换装置 (即包络线式高压转换装置) 在工作时, 就能在很大程度上避免上述情况的出现, 请参阅图 4, 在设定 PWM 控制信号电路 402 的值时, 可略低一点, 这样如果出现种种条件而引起时间上略有误差时 (例如各机器元件之间的差异等), 控制的范围就会大得多, 可以参照附图 8, 附图 8 脉冲 a 为 PWM 控制信号电路的值为理想状态时的脉冲, 脉冲 b 为 PWM 控制信号电路受控点值略低时的情况, 这时高压波形 P1 与系统输出高压脉冲 P 已经不是切点关系了, 而是相差了一定的值, 这时散耗能量 1 的值会大些, 但即使高压波形 P1 有些超前或者滞后, 也能保证输出高压脉冲 P 的值准确无变形, 虽然这时的耗散功率略有增加, 但稳定性却大大提高了。

[0055] 基于上述技术方案, 本发明实施例结合一个 PWM 高压发生器即可实现彩色超声诊

断仪的高压转换,从而使得彩色超声诊断仪的高压转换既简单又便捷,而且由于元件数量较少,使得系统体积、重量都较小,降低了系统发热以及能量损耗。

[0056] 以上对本发明所提供的一种应用于彩色超声诊断仪的高压转换方法及装置进行了详细介绍,本文中应用了具体个例对本发明的原理及实施方式进行了阐述,以上实施例的说明只是用于帮助理解本发明的方法及其核心思想;同时,对于本领域的一般技术人员,依据本发明的思想,在具体实施方式及应用范围上均会有改变之处,综上所述,本说明书内容不应理解为对本发明的限制。

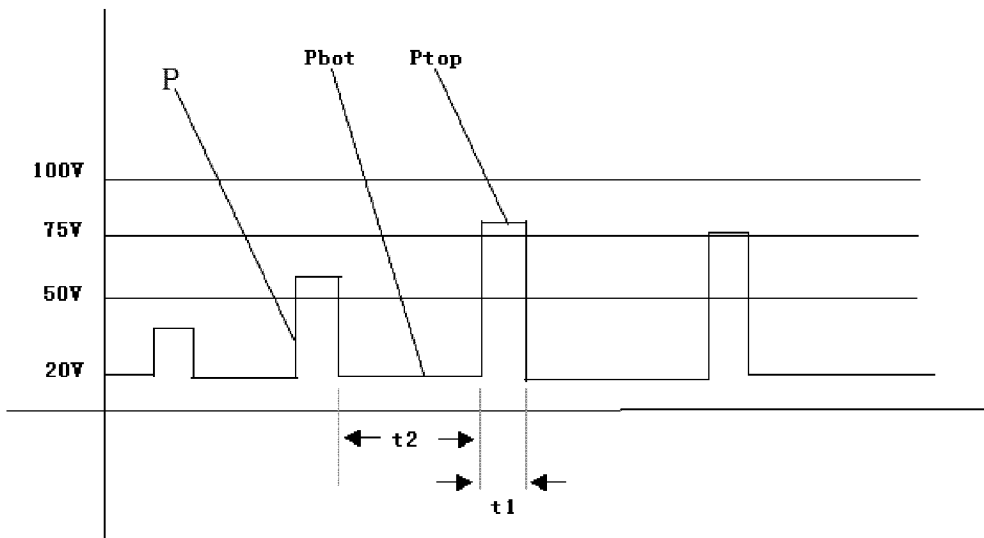


图 1

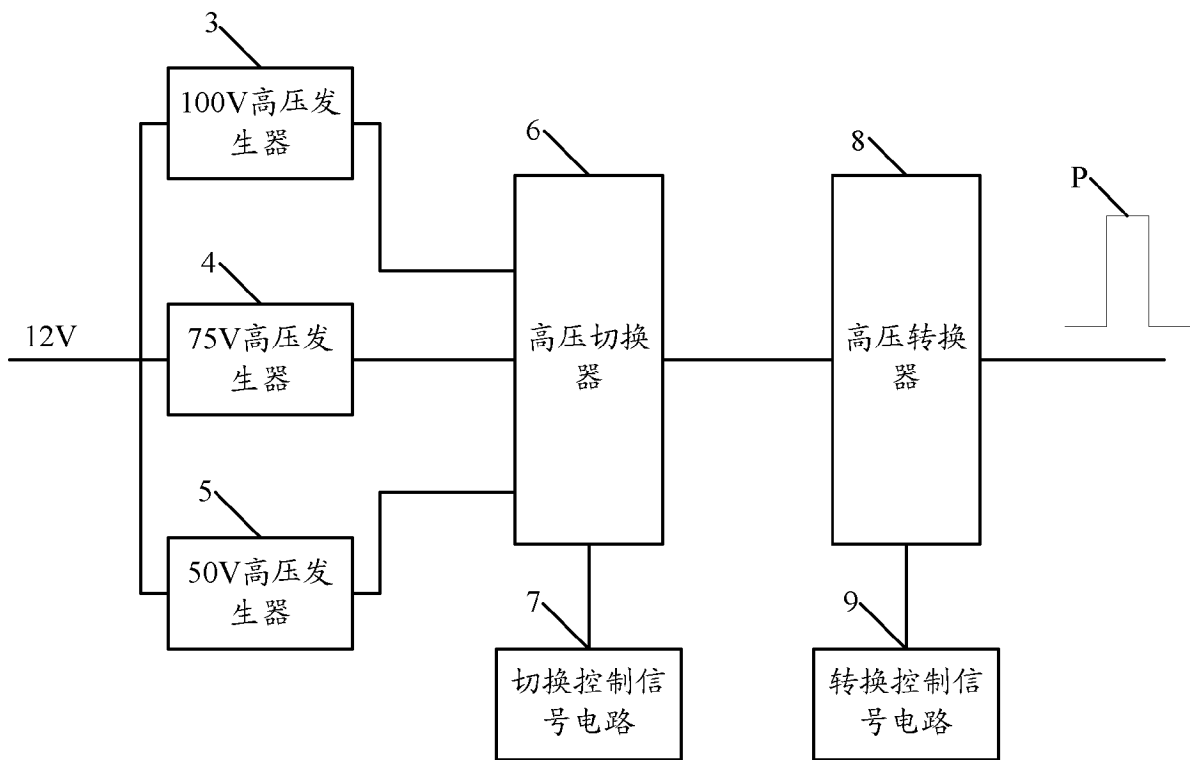


图 2

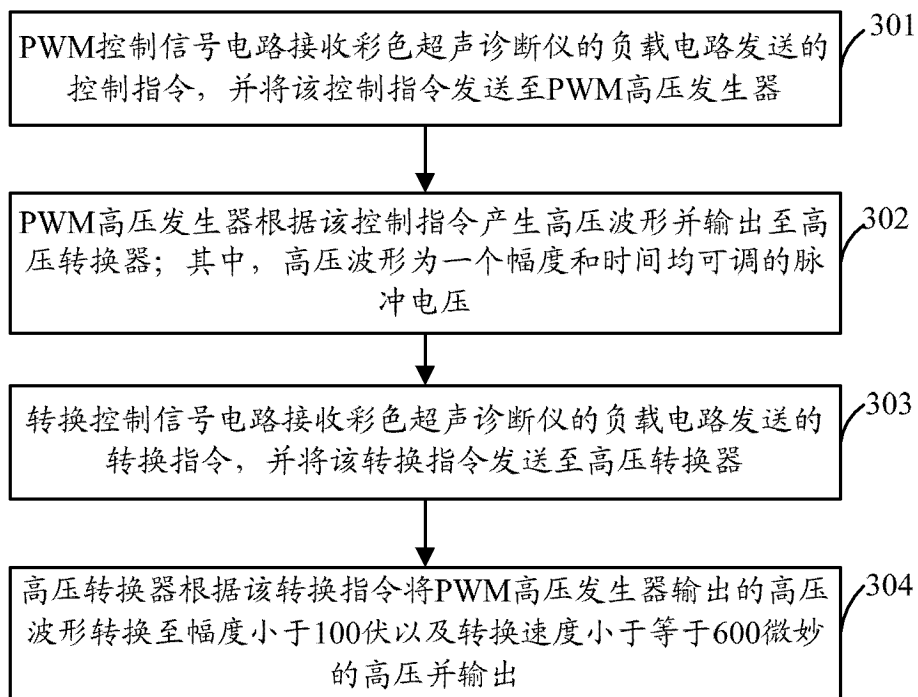


图 3

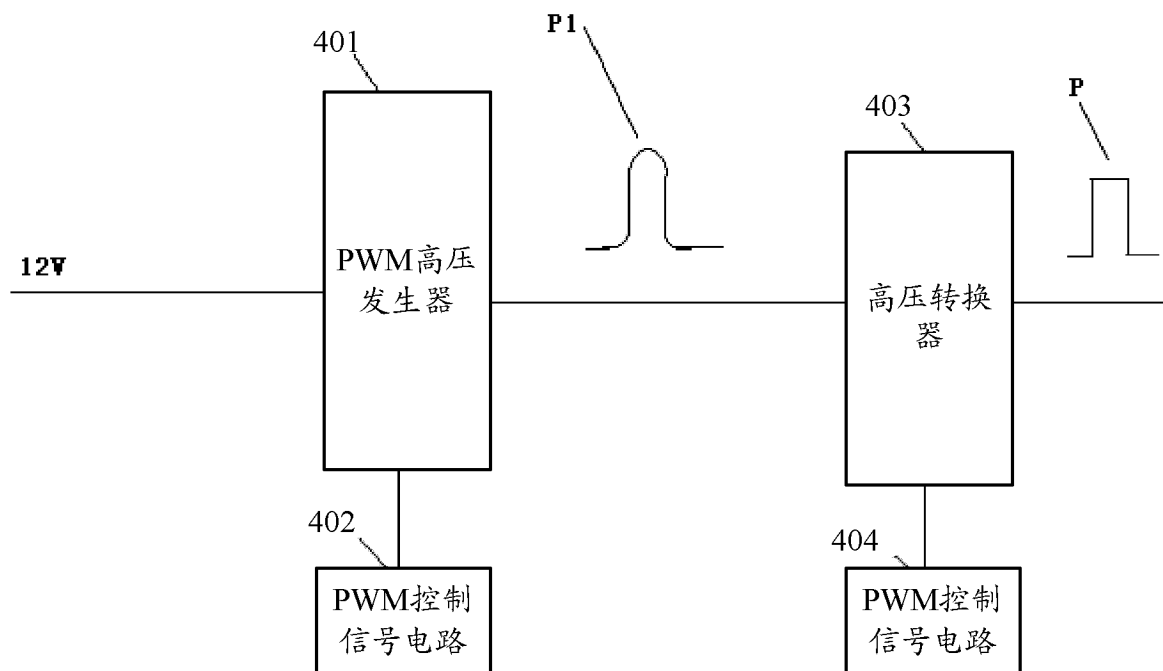


图 4

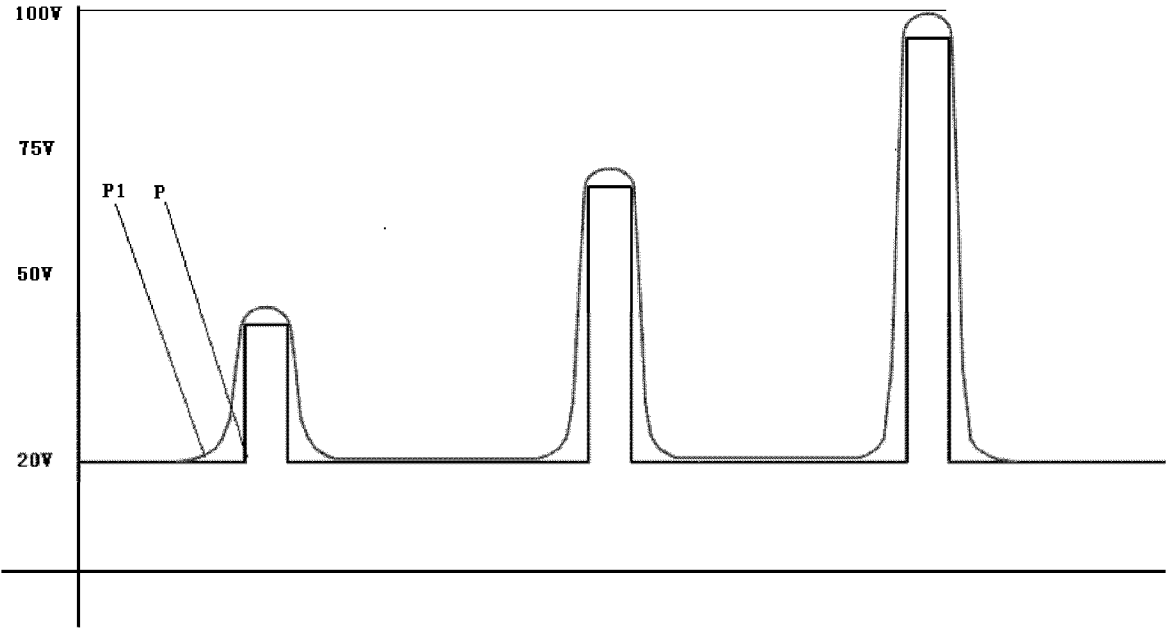


图 5

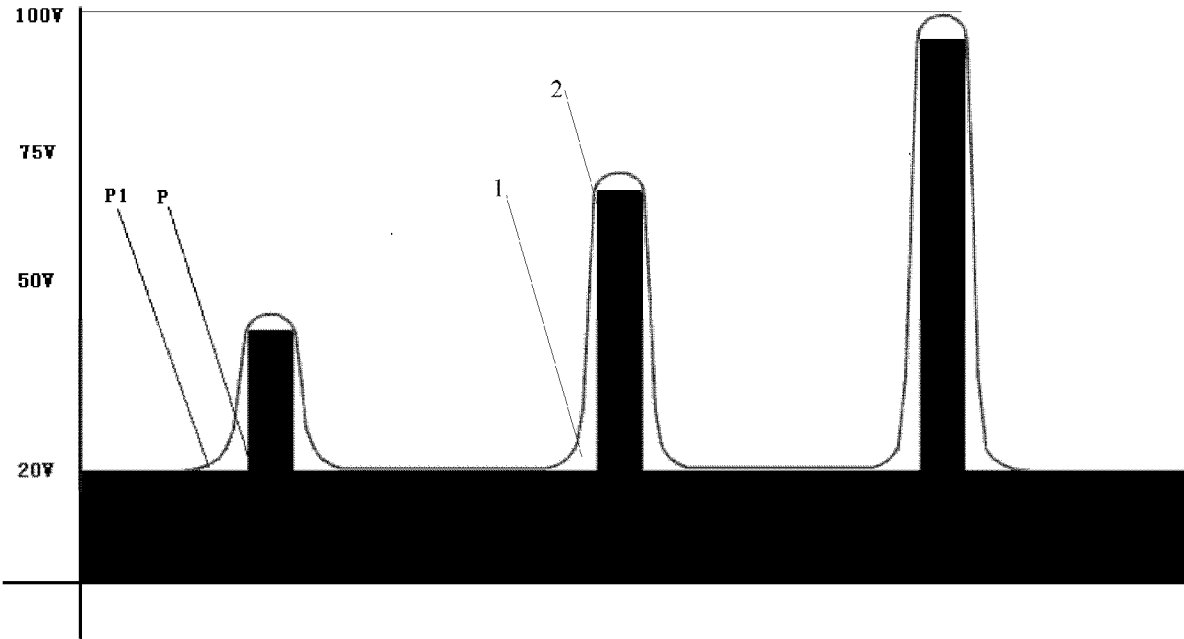


图 6

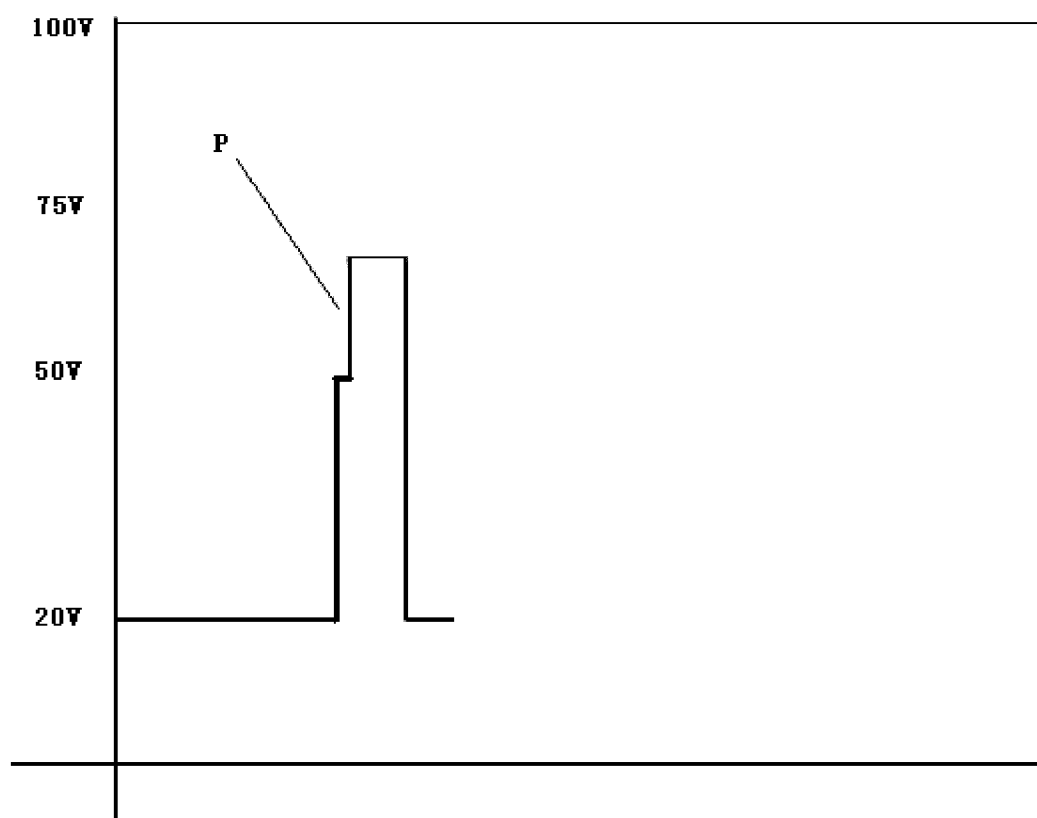


图 7

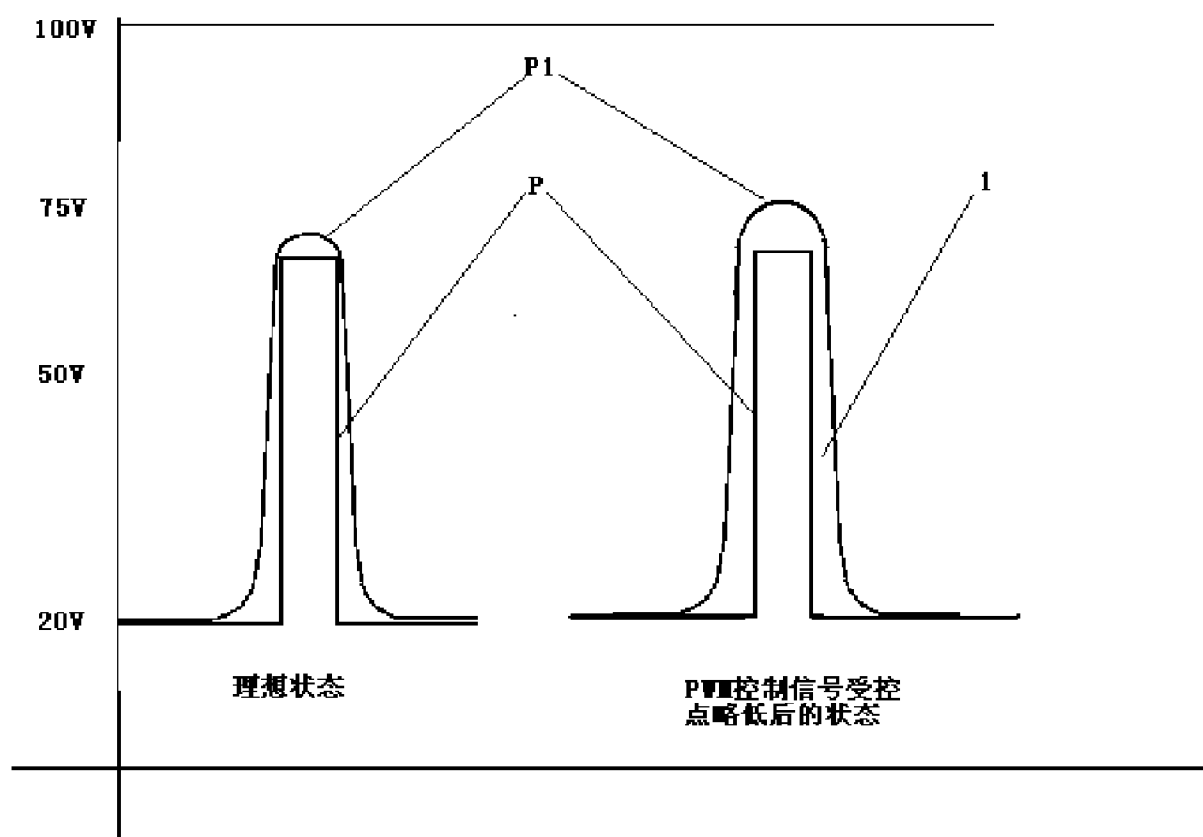


图 8

专利名称(译)	一种应用于彩色超声诊断仪的高压转换方法及装置		
公开(公告)号	CN103202708B	公开(公告)日	2015-02-11
申请号	CN201210011310.4	申请日	2012-01-13
[标]申请(专利权)人(译)	深圳市开立科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳市开立科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳市开立科技有限公司		
[标]发明人	赵传东 陈欣		
发明人	赵传东 陈欣		
IPC分类号	A61B8/00		
代理人(译)	唐华明		
其他公开文献	CN103202708A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种应用于彩色超声诊断仪的高压转换方法及装置，该方法包括：PWM控制信号电路接收彩色超声诊断仪的负载电路发送的控制指令，并将控制指令发送至PWM高压发生器；PWM高压发生器根据控制指令产生高压波形并输出至高压转换器；该高压波形为一个幅度和时间均可调的脉冲电压；转换控制信号电路接收彩色超声诊断仪的负载电路发送的转换指令，并将转换指令发送至高压转换器；高压转换器根据转换指令将上述高压波形转换至幅度小于100伏以及转换速度小于等于600微妙的高压并输出。本发明使得彩色超声诊断仪的高压转换简单又便捷，而且由于元件数量较少，使得系统体积、重量都较小，降低了系统发热以及能量损耗。

