



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101108133 B

(45) 授权公告日 2011. 02. 09

(21) 申请号 200710136114. 9

(22) 申请日 2007. 07. 18

(30) 优先权数据

2006-195837 2006. 07. 18 JP

2006-346326 2006. 12. 22 JP

(73) 专利权人 阿洛卡株式会社

地址 日本东京

(72) 发明人 曹景文 大西隆之 纲野和宏

小菅正之

(74) 专利代理机构 北京戈程知识产权代理有限公司

公司 11314

代理人 程伟

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

(56) 对比文件

说明书第 16 段第 1 行到第 4 行, 第 51 段第 3 行到第 6 行, 第 90 段第 5 行到第 9 行, 图 1, 9A, 9B.

US 5902243 A, 1999. 05. 11, 第 3 栏第 64 行到第 4 栏第 24 行, 图 1、2a、2b.

CN 1487845 A, 2004. 04. 07, 权利要求 3, 说明书第 4 页第 9 行到第 15 行, 第 5 页第 6 行到第 17 行, 图 1.

US 2004/0059221 A1, 2004. 03. 25, 说明书第 16 段第 1 行到第 4 行, 第 51 段第 3 行到第 6 行, 第 90 段第 5 行到第 9 行, 图 1, 9A, 9B.

CN 1744858 A, 2006. 03. 08, 全文.

翟栋材, 赵玉珍. 组织谐波成像及其临床应用. 中华超声影像学杂志 II 4. 2002, II(4), 250-251.

审查员 毕亚琼

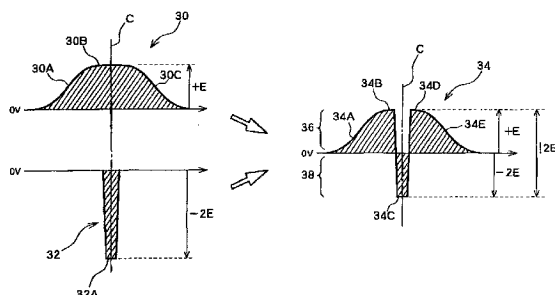
权利要求书 2 页 说明书 8 页 附图 7 页

(54) 发明名称

超声波诊断装置

(57) 摘要

提供一种具有产生发射信号的发射电路的超声波诊断装置。发射信号相应于梯形波形和脉冲形状波形(脉冲部分)的合成波形。在示例性发射信号中,前斜坡部分、平坦部分和后斜坡部分存在于正极性侧。脉冲部分具有从偏移电平伸出、经过基线并进入相反极性侧的形状。由于梯形波形的中心频率在 DC 分量附近,所以梯形波形基本上能够被忽略。脉冲部分具有大的幅度,但是由于脉冲部分存在于两个极性上,所以设计发射电路时不需要为每个极性提供特殊的高压应对措施。相反极性的梯形波形可以加在梯形波形之前。



1. 一种超声波诊断装置,包括:  
超声波转换器,其发射和接收超声波;以及  
发射器,其将发射信号提供给超声波转换器,其中  
所述发射信号包括在基线和一个极性侧上的偏移电平之间平缓变化的平缓部分,以及  
具有从所述偏移电平延伸,经过所述基线,并进入相反极性侧形状的脉冲部分。
2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中  
所述平缓部分具有比所述超声波转换器的频段更低的中心频率。
3. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中  
所述平缓部分包括存在于所述脉冲部分之前的前平缓转变部分和存在于所述脉冲部分之后的后平缓转变部分。
4. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中  
所述平缓部分存在于所述脉冲部分之前或之后的其中之一处,以及  
所述发射信号包括存在于所述脉冲部分之前或之后的另一处并在所述偏移电平和所述基线之间陡变的脉冲形状部分。
5. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中  
所述偏移电平和所述脉冲部分的峰值电平之间幅度的绝对值相应于所述基线和所述偏移电平之间幅度绝对值的大约两倍。
6. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中  
所述发射信号的波形相应于一种合成波形,其中形成所述平缓部分和具有所述偏移电平的平坦部分的梯形波形和形成所述脉冲部分的反转脉冲形状波形被合成。
7. 根据权利要求6所述的超声波诊断装置,其中  
沿着时间轴方向所述梯形波形的宽度是沿着时间轴方向所述反转脉冲形状波形宽度的8倍或更大。
8. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置还包括:  
接收器,其处理来自所述超声波转换器的接收信号;以及  
图像处理器,其在所述接收信号在所述接收器中经过处理之后形成所述接收信号中包含的谐波分量的图像。
9. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置还包括:  
接收器,其处理来自所述超声波转换器的接收信号;以及  
图像处理器,其在所述接收信号在所述接收器中经过处理之后形成所述接收信号中包含的基波分量的图像。
10. 一种超声波诊断装置,包括:  
超声波转换器,其发射和接收超声波;以及  
发射器,其将第一发射信号和第二发射信号提供给所述超声波转换器,其中  
所述第一发射信号包括具有在基线和一个极性侧上的偏移电平之间平缓变化形状的第一平缓部分,以及具有从所述偏移电平延伸,经过所述基线,并进入相反极性侧形状的第一脉冲部分,以及  
所述第二发射信号包括具有在所述基线和相反极性侧上的偏移电平之间平缓变化形状的第二平缓部分,以及具有从所述相反极性侧上的偏移电平延伸,经过所述基线,并进入

另一极性侧形状的第二脉冲部分。

11. 根据权利要求 10 所述的超声波诊断装置,其中

所述第一发射信号和所述第二发射信号形成用于通过脉冲反相方法形成超声波图像的发射信号对,以及

所述第一发射信号和所述第二发射信号处于关于所述基线反相的关系。

12. 一种超声波诊断装置,包括:

超声波转换器,其发射和接收超声波;以及

发射器,其将发射信号提供给所述超声波转换器,其中

所述发射信号包括在不同的时间位置上形成的第一波形部分和第二波形部分,

所述第一波形部分包括在基线和一个极性侧上的偏移电平之间平缓变化的第一平缓部分,以及具有从所述偏移电平延伸,经过所述基线,并进入相反极性侧形状的脉冲部分,以及

所述第二波形部分包括在所述基线和相反极性侧上的偏移电平之间平缓变化、并与所述第一平缓部分处于相反极性关系的第二平缓部分。

13. 根据权利要求 12 所述的超声波诊断装置,其中

通过所述第一波形部分和所述第二波形部分的后面波形部分去掉或减少由所述第一波形部分和所述第二波形部分的前面波形部分积累在所述发射器中的电荷。

14. 根据权利要求 12 所述的超声波诊断装置,其中

所述第二波形部分在所述第一波形部分之前。

15. 根据权利要求 12 所述的超声波诊断装置,其中

所述第二平缓部分的频段基本上处于比所述超声波转换器的频段更低的波段。

16. 根据权利要求 12 所述的超声波诊断装置,其中

所述第二平缓部分的频段基本上处于与所述第一平缓部分关于所述基线轴对称的关系。

## 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,并尤其涉及一种用于产生发射信号波形的技术。

### 背景技术

[0002] 在超声波诊断装置中,将多个发射信号提供给多个转换器元件,并由该多个转换器元件将超声波发射给活体。各发射信号由发射电路产生,已知有多种电路可作为发射电路(例如,参考 JP 2001-245881 A 和 JP 2001-087263 A)。例如,已知两种电路,在一种电路中通过简单切换产生发射脉冲作为发射信号,在另一种电路中产生正极性的波形和负极性的波形,并且对波形进行组合以产生发射信号。在近几年中,一种电路被商品化,其中通过从存储器读取表示发射波形的数字信号来产生发射信号,然后将数字信号转换成模拟信号,并通过线性放大器放大该模拟信号。

[0003] 为了提高图像中深度方向上的分辨率(轴向分辨率),必须产生具有窄脉冲宽度的发射脉冲(即,具有宽波段的脉冲)。此外,为了提高灵敏度,希望增大发射信号的电压。尤其是,因为接收信号中包含的谐波分量(尤其是第二阶谐波分量)与基波分量相比弱了约 -20dB,所以在谐波成像模式(例如,参见 JP 2002-165796 A 和 US 专利 No. 5, 902, 243)中,强烈希望提高谐波分量的灵敏度。通常,第二阶谐波分量正比于发射声压的平方,因此,希望增大发射声压,也就是,增大发射电压。

[0004] 不过,当大幅度的发射脉冲简单形成为正极性脉冲或负极性脉冲时,必须在发射电路中产生高压,所以必须使用能够耐受这种高压的电路结构(例如具有高压耐受性的线性放大器和具有高压耐受性的开关电路)。

[0005] 为了形成谐波分量的图像,必须去掉接收信号中包含的基波分量而只取出谐波分量。作为实现该过程的一种方法,已知有一种脉冲反相方法或相位反相方法(例如,参见 JP 2002-165796 A 和 US 专利 No. 5, 902, 243, 如上所述)。在这种方法中,交替发射第一发射脉冲和第二发射脉冲,其中第二发射脉冲是第一发射脉冲的反相脉冲,而加入分别对应于第一和第二发射脉冲的第一接收信号和第二接收信号。US 专利 No. 6, 190, 322 公开了一种相位反相方法,其中交替发射第一非对称超声波脉冲和第二非对称超声波脉冲,第二非对称超声波脉冲是第一非对称超声波脉冲的反相脉冲。图 4 的 US 专利 No. 6, 190, 322 示出第一非对称超声波脉冲的波形。非对称超声波脉冲具有一个深的压力峰值和存在于该峰值前后的两个浅的压力峰值。不过该波形不表示电发射信号。US 专利 No. 6, 190, 322 没有公开有意义的负向偏移的用处,尤其是,包括形成冲击部分基础的负向偏移的电发射信号的产生。

### 发明内容

[0006] 本发明的优点在于产生新颖的发射信号,其能够提高超声波图像的图像质量。尤其是,能够产生能用于代替形成在一个极性侧上的窄脉冲宽度和高压的简单脉冲的发射波形。

[0007] 本发明的另一个优点在于利用具有常见电压耐受性的发射电路来实现较高的轴向分辨率和高灵敏度,而不使用具有高压耐受性的特殊发射电路。

[0008] 本发明的又一个优点在于将发射信号频谱实现为在超声波转换器的频段内具有减少数量的波纹。

[0009] 根据本发明的一个方面,提供一种超声波诊断装置,包括发射和接收超声波的超声波转换器,和把发射信号提供给超声波转换器的发射器,其中发射信号包括平缓部分和冲击部分,平缓部分在基线和一个极性侧上的偏移电平之间平缓变化,冲击部分具有从偏移电平处延伸,经过基线,并进入相反极性侧的形状。

[0010] 在这种结构中,提供给超声波转换器的发射信号包括平缓部分(或斜坡部分)和冲击部分。平缓部分是在基线和一个极性侧上的偏移电平之间平缓变化的部分。更具体的是,平缓部分包括在冲击部分之前和之后存在的两个平缓转变部分或包括在冲击部分之前或之后存在的一个平缓转变部分。理想的是,平缓部分从形成偏移电平的平坦部分继续。冲击部分具有从偏移电平处延伸,经过基线,并进入相反极性侧的独特形状。利用这种结构,冲击关于偏移电平在相反侧上上升,从而与从基线上升的相关技术的简单脉冲不同。换句话说,利用上述结构,偏移被使用并且冲击部分在基线之上(穿过基线)形成,并且因此,可以在整个冲击部分中获得大的电压变化而不增大相应于正极性和负极性的各电路的电压耐受性(即,不使用高压电路)。也就是说,冲击部分具有与高压简单脉冲相同的脉冲波形,所以可以通过发射脉冲实现高灵敏度和高分辨率(高轴向分辨率)。

[0011] 存在于一个极性侧上的平缓部分是如上所述的平缓变化波形部分,而平缓部分的中心频率处于低波段或在DC分量附近。从与超声波转换器频段的关系角度来看,希望平缓部分的频率分量对发射和接收没有贡献或仅仅贡献很小的量。利用平缓部分产生偏移电平,可以减轻或忽略偏移电平的形成带来的影响。偏移电平是基本上与基线间隔的电平,并希望是相应于冲击部分的一半或近似一半的电平。

[0012] 根据本发明的另一方面,优选的是,在该超声波诊断装置中,平缓部分具有低于超声波转换器频段的中心频率。通常,在将具有窄宽度的矩形脉冲用作冲击部分时,中心频率在DC分量附近,但是频率分量存在于较宽的频率范围内,并且尤其是,频率分量存在于超声波转换器的整个频段内。根据本发明的另一方面,优选的是,在该超声波诊断装置中,平缓部分包括存在于冲击部分之前的前平缓转变部分和存在于冲击部分之后的后平缓转变部分。可以将前者定义为上升平缓转变部分而将后者定义为下降平缓转变部分。

[0013] 根据本发明的另一方面,优选的是,在该超声波诊断装置中,平缓部分存在于冲击部分之前和之后的其中之一,而发射信号包括脉冲形状部分,其存在于冲击部分之前和之后的另一处,并且其在偏移电平和基线之间陡变。利用这种结构,陡变脉冲形状部分存在于冲击部分的一侧上而平缓部分存在于冲击部分的另一侧上。利用这种结构,冲击部分的影响可得到增强,同时留下一定程度的平缓部分的影响。因此,这种结构在灵敏度更高优先于轴向分辨率时是有用的。脉冲形状部分的宽度可以与冲击部分的宽度相匹配或可以配置成可变的。

[0014] 根据本发明的另一方面,优选的是,在该超声波诊断装置中,偏移电平和冲击部分的峰值电平之间的幅度绝对值相应于基线和偏移电平之间幅度绝对值的大约两倍。利用这种结构,冲击部分变成以基线为中心,近似垂直对称。因此,正极性侧和负极性侧电路的电

压耐受性可以设置成彼此近似相等,并且因此,这种配置有效。

[0015] 根据本发明的另一方面,优选的是,在该超声波诊断装置中,发射信号的波形相应于一种合成波形,其中形成平缓部分和具有偏移电平的平坦部分的梯形波形以及形成冲击部分的反相冲击形状的波形被合成。可以准备和存储组合波形的波形数据并读出和使用所存储的波形数据。可选地,还可以通过在发射期间对梯形波形和反相脉冲波形的波形数据进行合成来产生合成波形的波形数据。

[0016] 根据本发明的另一方面,优选的是,在该超声波诊断装置中,沿着时间轴方向的梯形波形的宽度是沿着时间轴方向反相脉冲形状波形宽度的 8 倍或更大。对于这些宽度而言,例如,使用相应于距离峰值电平 -20dB 的宽度。尤其是,优选的是,前者是后者的 15 倍或更大。

[0017] 根据本发明的另一方面,优选的是该超声波诊断装置进一步包括对来自超声波转换器的接收信号进行处理的接收器,以及在接收器处理接收信号之后、取出接收信号中包含的基波分量和谐波分量的至少一个并形成图像的图像处理器。

[0018] 根据本发明的另一方面,提供一种超声波诊断装置,其包含发射和接收超声波的超声波转换器,以及将第一发射信号和第二发射信号提供给超声波转换器的发射器,其中第一发射信号包括第一平缓部分和第一冲击部分,第一平缓部分具有在基线和一个极性侧上的偏移电平之间平缓变化的形状,第一冲击部分具有从一个极性侧上的偏移电平处延伸,经过基线,并进入相反极性侧的形状,而第二发射信号包括第二平缓部分和第二冲击部分,第二平缓部分具有在基线和相反极性侧上的偏移电平之间平缓变化的形状,第二冲击部分具有从相反极性侧上的偏移电平处延伸,经过基线,并进入另一个极性侧的形状。

[0019] 根据本发明的另一方面,优选的是,在该超声波诊断装置中,第一发射信号和第二发射信号形成用于通过脉冲反相方法形成超声波图像的发射信号对,并且第一发射信号和第二发射信号处于关于基线反相的关系。

[0020] 根据本发明的另一方面,提供一种超声波诊断装置,其包含发射和接收超声波的超声波转换器,以及将发射信号提供给超声波转换器的发射器,其中发射信号包括在不同时间位置处形成的第一波形部分和第二波形部分,第一波形部分包括第一平缓部分和冲击部分,第一平缓部分在基线和一个极性侧上的偏移电平之间平缓变化,冲击部分具有从偏移电平处延伸,经过基线,并进入相反极性侧的形状,而第二波形部分包括第二平缓部分,其在基线和相反极性侧上的偏移电平之间平缓变化,并且其与第一平缓部分处于相反的极性关系。

[0021] 当使用这种结构时,冲击部分在第一波形部分的基线之上(穿过基线)形成,并且因此,总体上可通过冲击部分实现大的电压变化,而不增加相应于正极性和负极性的各电路的电压耐受性(即,不使用高压电路)。换句话说,可以形成与高压简单脉冲相同的脉冲波形,并可以获得高灵敏度和高分辨率(高轴向分辨率)。根据本发明的另一方面,优选的是,在该超声波诊断装置中,通过第一波形部分和第二波形部分后面的波形部分可去除或减少通过第一波形部分和第二波形部分前面的波形部分积累在发射器中的电荷。换句话说,通过相反极性的第二平缓部分可去掉由第一平缓部分所积累电荷的全部或一部分,并且因此,可以事先预防发射器工作不稳定并使发射器正常工作。第一波形部分和第二波形部分优选处于关于基线轴对称的关系,但不需要具有相同的形状。在第一波形部分和第二

波形部分之间可能存在时间滞后。不过,如果第一波形部分和第二波形部分是时间连续的,就可减少发射信号的整体长度,并且因此,可以减少波形存储器中的数据。

[0022] 根据本发明的另一方面,优选的是,在该超声波诊断装置中,第二波形部分在第一波形部分之前。当第二波形部分形成于第一波形部分之后时,可能产生发射波持续到接收阶段的问题。为了防止该问题,优选在第一波形部分之前形成第二波形部分。

[0023] 根据本发明的另一方面,优选的是,在该超声波诊断装置中,第二平缓部分的频段与超声波转换器的频段相比基本上处于更低波段侧。利用这种结构,第二平缓部分基本上不被转换成超声波,并且因此,可以防止不必要的超声波发射。对于第一平缓部分而言也是如此。根据本发明的另一方面,优选的是,在该超声波诊断装置中,第二平缓部分基本上处于与第一平缓部分关于基线轴对称。

### 附图说明

[0024] 图 1 示出了根据本发明优选实施例的超声波诊断装置的框图。

[0025] 图 2 示出了本发明优选实施例中发射信号的波形图。

[0026] 图 3 是用于解释图 2 中所示发射信号的频谱与比照例子的对比图。

[0027] 图 4 是用于解释图 2 中所示发射信号的轴向分辨率的波段与比照例子的对比图。

[0028] 图 5 示出了发射信号图示,其中图 2 中所示的发射信号被反相。

[0029] 图 6 示出了梯形波形的另一个例子的图示。

[0030] 图 7 示出了梯形波形的又一个例子的图示。

[0031] 图 8 示出了发射信号的图示,其中斜坡部分形成在冲击形状部分的一侧上而脉冲形状部分形成在冲击形状部分的另一侧上。

[0032] 图 9 示出了发射信号的图示,其中斜坡部分形成在冲击形状部分的一侧上,而脉冲形状部分形成在冲击形状部分的另一侧上。

[0033] 图 10 示出了包括多个冲击形状部分的发射信号的图示。

[0034] 图 11 示出了包括多个冲击形状部分的另一种发射信号的图示。

[0035] 图 12 示出了加入前部分的发射信号的图示。

[0036] 图 13 示出了加入前部分的另一种发射信号的图示。

### 具体实施方式

[0037] 本发明的优选实施例将参考附图进行介绍。

[0038] 图 1 示出了根据本发明优选实施例的超声波诊断装置中发射器结构的框图。该超声波诊断装置用于医学领域,并且是向活体发射超声波和接收来自于活体的超声波、并基于所获得的接收信号形成超声波图像的设备。

[0039] 在超声波探测器(未示出)中,设置阵列转换器 10。阵列转换器 10 包括多个转换器元件 12。在本实施例中,将一维布置的多个转换器元件设置成阵列转换器 10。利用转换器元件 12 形成超声波束,并对超声波束进行电扫描。就电扫描方法而言,已知有例如电子扇形扫描(electric sector scanning)和电子线性扫描的多种方法。可选地,可以设置二维(2D)阵列转换器代替一维(1D)阵列转换器,以形成三维数据捕获区域。

[0040] 在本实施例中,发射波形产生器 26 包括存储器,例如 RAM。通过控制器 28 控制 RAM

的读写。控制器 28 是控制超声波诊断装置中各组件工作的主控制器。当控制器 28 将触发信号提供给发射波形产生器 26 时,发射波形产生器 26 输出数字信号,其表示存储在触发信号中的发射波形。将数字信号送给彼此并行设置的多个发射电路 14。在本实施例中,由发射波形产生器 26 产生具有独特波形形状的发射信号。发射信号的波形将参考图 2 和其他图进行详细介绍。

[0041] 现在要介绍发射电路 14。延迟电路 24 对输入的数字信号执行延迟处理,以形成发射波形。延迟处理之后将数字数据输入到权重电路 20。权重电路 20 根据存储在存储器 22 中的权重函数对输入数据执行权重处理。权重处理之后将数字数据输入到数模 (D/A) 转换器 18。在 D/A 转换器 18 中,将原本是数字数据的发射信号转换成模拟数据的发射信号。将经过转换的发射信号输入到线性放大器 16 并由线性放大器 16 放大到所需电压。将经过这样处理的发射信号输出到转换器元件 12 作为驱动信号。

[0042] 在图 1 所示的发射电路 14 中,线性放大器 16 包括正极性侧电路和负极性侧电路,并在各极性处执行线性放大处理。在本实施例中,由于将独特的波形用作发射波形,所以在各极性处不需要使用应对高压的措施。换句话说,使用这样一种电路,其中例如,可在正极性侧产生 100V 的发射信号也可在负极性侧产生 100V 的信号,所以不需要设置这样一种电路,其中例如,仅在一个极性处产生 200V 的信号。可选地,还可在各极性处提供产生高压信号的能力。

[0043] 在图 1 中,未示出设置在发射器(发射束形成器)和阵列转换器 10 之间的开关电路或类似物。此外,在图 1 中也没有示出与阵列转换器 10 相连的接收器(接收束形成器)。在本实施例中,信号处理电路连接在接收器的后级,而信号处理电路具有运用信号处理以形成谐波图像的功能。当使用后面将要介绍的脉冲反相方法时,将为每个束方向交替发射第一发射信号和第二发射信号,第二发射信号是第一发射信号的反相信号。对这样获得的两个接收信号施加例如减和 / 或加的信号处理,取出所需谐波分量或所需基波分量,然后基于这些分量形成超声波图像。

[0044] 接下来,将参考图 2 介绍本实施例中的发射信号。附图标记 34 表示提供给各转换器元件的发射信号。发射信号 34 的波形相应于梯形波形 30 和反相的冲击形状波形(也可简单称作冲击形状波形)32 相加的合成波形。在该示例性配置中梯形波形 30 仅存在于正极性侧上,并包括形成偏移电平的平坦部分 30B 和在平坦部分 30B 之前和之后存在的斜坡部分 30A 和 30C。在该示例性配置中,两个斜坡部分 30A 和 30C 形成平缓部分。斜坡部分 30A 是前平缓转变部分并从 0V 的基线平缓变化到偏移电平(例如,  $+E = +100(V)$ )。斜坡部分 30C 是后平缓转变部分并从偏移电平平缓变化到基线。在该示例性配置中,梯形部分 30 在时间轴上关于作为中心的中心线 C 左右对称(在前时和后时中)。梯形波形 30 的中心频率非常低并且是 DC 分量或接近 DC 分量。反相的冲击形状波形 32 是从基线向负极性侧上升的简单脉冲形状波形。反相的冲击形状波形 32 的峰值电平 32A 在该示例性配置中大约是偏移电平的两倍 ( $|-2E| = 2x|+E|$ )。反相的冲击形状波形 32 相应于用于执行活体超声波诊断的超声波脉冲。

[0045] 如上所述,发射信号 34 的波形相应于梯形波形 30 与反相的冲击形状波形 32 相加并合成的波形。换句话说,发射信号 34 包括沿着时间轴方向的斜坡部分 34A、平坦部分 34B、反相的冲击形状部分 34C、平坦部分 34D 和斜坡部分 34E。此处,附图标记 36 表示正极性侧

而附图标记 38 表示负极性侧。在正极性侧 36 处,整体形状是山脉形波形(其几乎是高斯分布的形状),但是中心部分陡落成深井形状。也就是说,在负极性侧 38 处表现为向下方向的突起形状。反相的冲击形状部分 34C 的电压(电压的绝对值)相应于偏移电平(的绝对值)的两倍。利用这种配置,可以使用 DC 分量附近的频率分量形成偏移电平,并且能够以偏移电平为基础产生冲击波形。因此,能够以基线为中心沿着向上和向下方向对称产生大的波形变化,并能够获得与发射可获得高分辨率和高灵敏度的简单脉冲时所得结果相似的发射结果。此外,如果考虑每个极性,就能将峰值电压 E 限制到一定值。由此,不必为正极性侧电路和负极性侧电路使用高压结构。由于在超声波的发射和接收中梯形波形基本上可忽略,所以没有由于梯形波形的形成带来的任何负面影响,并且,即使发生了这种影响,影响也会较小,并不会引起明显的问题。

[0046] 希望梯形波形的宽度是冲击形状部分宽度的 8 倍或更大,更希望是 15 倍或更大。这里所描述的宽度是例如距离峰值 -20dB 处的宽度。可以使用例如  $\cos^n$  函数, n 是例如 3 的值,来定义斜坡部分,或者可选地,可以使用数值 n 可变的配置。可选地,可以使用线性函数定义斜坡部分(或梯形波形)的形状,用以定义例如三角波或高斯函数的形状。

[0047] 图 3 示出几种发射信号的频谱。图 3(A) 示出多个频谱,其中水平轴代表频率而纵轴代表各频率分量的功率。图 3(B) 示出发射信号 32 作为第一对比示例,其是具有高压的简单单脉冲。图 3(C) 示出根据本实施例的发射信号 34。图 3(D) 示出发射信号 40 作为第二对比示例,其相应于发射信号 34 中平缓梯形波形被矩形波形所取代的信号。换句话说,发射信号 40 包括矩形波形 42 和冲击部分 44。矩形波形 42 具有平坦部分,其电平等于发射信号 34 中的偏移电平。

[0048] 在图 3(A) 中,虚线 50 表示超声波转换器的波段。在该示例性配置中,频段宽度为 5.5MHz 而中心频率为 7.5MHz。由实线表示的发射信号 34 的频谱与用双点划线示出的发射信号 32 的频谱几乎匹配。DC 附近的分量 52A 处的频谱不匹配,但是考虑到超声波转换器的波段 50,该分量基本上可以被忽略。由点划线示出的发射信号 40 的频谱在基波分量中具有明显的波纹分量(旁瓣分量),并且由于这样,二阶谐波也具有波纹分量。由于这样,可能产生问题,例如在使用发射信号 40 时轴向分辨率的降低。

[0049] 如所述的,利用发射信号 34,可以获得与发射信号 32 几乎相同的频谱,利用这种频谱能够提高轴向分辨率,并能够获得高灵敏度。此外,不再需要用于产生发射信号 32 所需的高压电路。利用发射信号 34,由于偏移电平是用平缓部分形成的,所以具有能够去掉在发射信号 40 的频谱中观察到的不需要的波纹分量的优点。利用发射信号 34,具有在图像形成时能够提高图像的图像质量的优点,尤其是对于谐波分量而言。

[0050] 下面,将参考图 4 介绍关于发射信号 34 的轴向分辨率的优点。图 4(A1) 示出发射信号 54 作为第三对比示例而图 4(B1) 示出根据本实施例的发射信号 34。发射信号 54 是产生谐波接收灵敏度的信号,其大约等于发射信号 34,具有类似于发射信号 34 的覆盖正值和负值的幅度  $|2E|$ ,并相应于 1.5 个波的脉冲。利用这样设置在一定值的接收灵敏度,能够对比两个发射信号的轴向分辨率。获得图 4 的仿真结果的条件是:超声波转换器频段的中心为 7.5MHz,发射频率为 5MHz,而衰减特性为 0.5dB/cm/MHz。点反射结构的深度为 25mm。

[0051] 图 4(A2) 示出当使用来自点反射结构的发射信号 54 时接收信号中包括的谐波分量的波形。图 4(B2) 示出当使用来自点反射结构的发射信号 34 时接收信号中包括的谐波

分量的波形。如这些图中所示,使用发射信号 34 时的波形宽度比使用发射信号 54 时的波形宽度窄。例如,当参考点取在距离峰值  $-12\text{dB}$  电平处时,在发射信号 54 的情况下长度方向上的宽度计算出为  $0.303\text{mm}$ ,而在发射信号 34 的情况下长度方向上的宽度为  $0.161\text{mm}$ 。以这种方式,利用发射信号 34,其性能与使用发射信号 54 的情况相比轴向分辨率几乎是两倍。图 4(C) 从频谱的观点示出了该表现。图 4(C) 中的点划线表示图 4(A2) 中所示接收信号中谐波分量的频谱,而实线表示图 4(B2) 中所示接收信号中的谐波分量。用点划线示出的频谱包括频谱部分 60A(零阶谐波分量)和频谱部分 60B(二阶谐波分量)。零阶谐波分量的频谱部分 60A 较小,这是因为该谐波分量受到超声波转换器频段的限制。根据本实施例,如由附图标记 62 表示的实线所示的那样,零阶谐波分量和沿着频率轴方向变宽的二阶谐波分量合成以形成较大的山脉形频谱。这意味着波段已经增大,并且因此,轴向分辨率已经得到提高。图 4(D) 示出接收信号中包括的基波分量的频谱。由点划线表示的频谱 64 表示相应于图 4(A2) 中所示接收信号中包含的谐波分量的基波分量,而由实线表示的频谱 66 表示相应于图 4(B2) 中所示接收信号中包含的谐波分量的基波分量。根据本实施例,波段也关于基波分量增大。

[0052] 接下来,将要介绍另一个示例性发射信号。图 5 中示出的发射信号 70 具有图 2 等中所示发射信号 34 关于基线被垂直反相的发射波形。在使用这种类型的发射信号 70 时,能够获得与如上所述利用发射信号 34 获得的那些优点类似的优点。在执行脉冲反相方法时,发射信号 34(图 2 等)和发射信号 70(图 5)以时分方式交替发射。使用基于两个发射信号获得的两个接收信号,利用减法计算、加法计算等,去掉基波分量时能取出谐波分量,或者去掉谐波分量时能取出基波分量。已知或已经提出多种方法用于脉冲反相方法。

[0053] 图 6 和图 7 示出用于在定义发射信号 34 时形成偏移的波形部分的另一个示例性波形。这些图形相应于在图 2 中以附图标记 30 示出的梯形波形。图 6 示出符合高斯函数的梯形波形,而图 7 示出符合线性函数的梯形(几乎是三角)波形。波形 74 包含线性斜坡部分 74A,平坦部分 74B 和斜坡部分 74C。冲击形状部分(未示出)与平坦部分 74B 的全部或部分被合成。

[0054] 图 8 和图 9 示出发射信号 76 和 76A,其中斜坡部分设置在冲击形状部分之前(或之后),而脉冲形状部分设置在冲击形状部分之后(或之前)。与上述(图 2 等)的发射信号 34 类似,发射信号 76 和 76A 包括斜坡部分 34A、平坦部分 34B、冲击形状部分 34C 和平坦部分 34D。上升沿 78 和 80 从平坦部分 34D 的末端产生直到基线。换句话说,脉冲形状部分(开口部分)从冲击形状部分 34C 继续。脉冲形状部分的宽度可以与冲击形状部分 34C 的宽度相同(参考图 8)或可以大于冲击形状部分 34C 的宽度(参考图 9)。在图 9 示出的发射信号 76A 中,平坦部分 74D 稍微长一些,而下降沿 80 在平坦部分 34D 之后立即产生。图 9 中所示脉冲形状部分(开口部分)的宽度比图 8 中所示脉冲形状部分(开口部分)的宽度更宽。以这种方式,能够任意设置占空比。在使用图 8 和图 9 的发射信号 76 和 76A 时,波段比使用发射信号 34(参考图 2)的情况要差(波段更小),但是接收灵敏度比发射信号 34 的要高(接收灵敏度可增高)。换句话说,在接收灵敏度比轴向分辨率更优先时,图 8 和图 9 的发射信号 76 和 76A 是优选的。与图 8 的发射信号 76 相比,图 9 的发射信号 76A 在接收灵敏度方面较差,但在波段方面较优。可选地,还可以使用图 8 和图 9 的发射信号 76 和 76A 分别被反相的发射信号。

[0055] 图 10 和图 11 示出其他的示例性配置。在图 10 的示例性信号中,发射信号 80 包括两个脉冲波形。同样,在图 11 中,发射信号也包括两个脉冲部分。虽然可以包括三个或更多个脉冲部分,可是从波段延伸的角度来看,脉冲部分的数目优选最小化,更优选的是一个。

[0056] 本实施例的发射信号可以用于多种工作模式,例如形成断层 X 光图像的模式,形成三维图像的模式,以及获得多普勒信息的模式。

[0057] 现在将要介绍另一个示例性发射信号。在图 12 所示的示例性配置中,发射信号具有主部分(或跟随部分)100 和前部分 102。主部分 100 和前部分 102 是时间连续的,并且前部分 102 存在于主部分 100 之前。可选地,可以在主部分 100 和前部分 102 之间设置空白期。主部分 100 包括梯形波形 104 和脉冲形状部分 106 的组合,其中梯形波形 104 具有平缓山脉形状,脉冲形状部分 106 从梯形的顶点延伸,经过基线,并到达相反极性。该示例性配置中的梯形波形 104 处在负极性侧,并形成第一平缓部分。该示例性配置中的前部分 102 通过平缓山脉形梯形波形 108 存在于正极性侧。梯形波形(第二平缓部分)108 与梯形波形 104 关于基线轴对称。换句话说,梯形波形 104 和 108 具有相似的形状,虽然极性彼此不同。梯形波形 108 的频段在 DC 分量附近或处于比超声波转换器的频段更低的波段,并且仅在很少的情况下转换成超声波。因此,可以防止不需要超声波的发射。这对于梯形波形 104 而言也是类似的。

[0058] 当仅利用主部分 100 形成发射信号时,电荷可根据发射器的电路结构,尤其是由于梯形波形 104 而积累在发射器中,其可能破坏发射器工作的稳定性。当与梯形波形 104 类似的梯形波形 108 施加在梯形波形 104 之前或之后时,能够去掉由具有不同极性的两个梯形波形产生的电荷,因此能够解决或减少电荷积累的问题。尤其是,在图 12 的示例性配置中,因为要加入的波形部分是前波形部分,所以可以防止不需要的发射波持续到接收阶段的问题。可选地,还可以在这种问题不出现时在主部分的后面增加额外的波形部分。主部分和额外部分可以在时间上分隔开,但是,利用这种配置,发射信号变得时间更长而波形存储器的存储能力必须增大。为了避免这种问题,优选设置时间相互接近或连续的主部分和额外部分。

[0059] 图 13 示出又一个示例性发射信号。该发射信号也具有主部分 100 和前部分 120,但是主部分 100 的梯形波形与前部分 120 的梯形波形 122 不同。梯形波形 122 具有更平坦的形状。还利用这种配置,能够去掉发射器中产生的不需要的电荷。优选设置梯形波形 122 的区域等于或接近于梯形部分 104 的区域。在图 12 和图 13 的示例性配置中,还可以在梯形波形之前或之后使用陡变形状。利用这些配置的任何一种,通过在两个极性之间的更低波段中补偿功率,可以避免不需要电荷的积累并使发射器稳定工作。

[0060] 虽然本发明的优选实施例已经使用频谱项进行了介绍,但是这种介绍仅用于示例性目的,并且应该理解,不背离所附权利要求范围的精神,可以进行更改和变化。

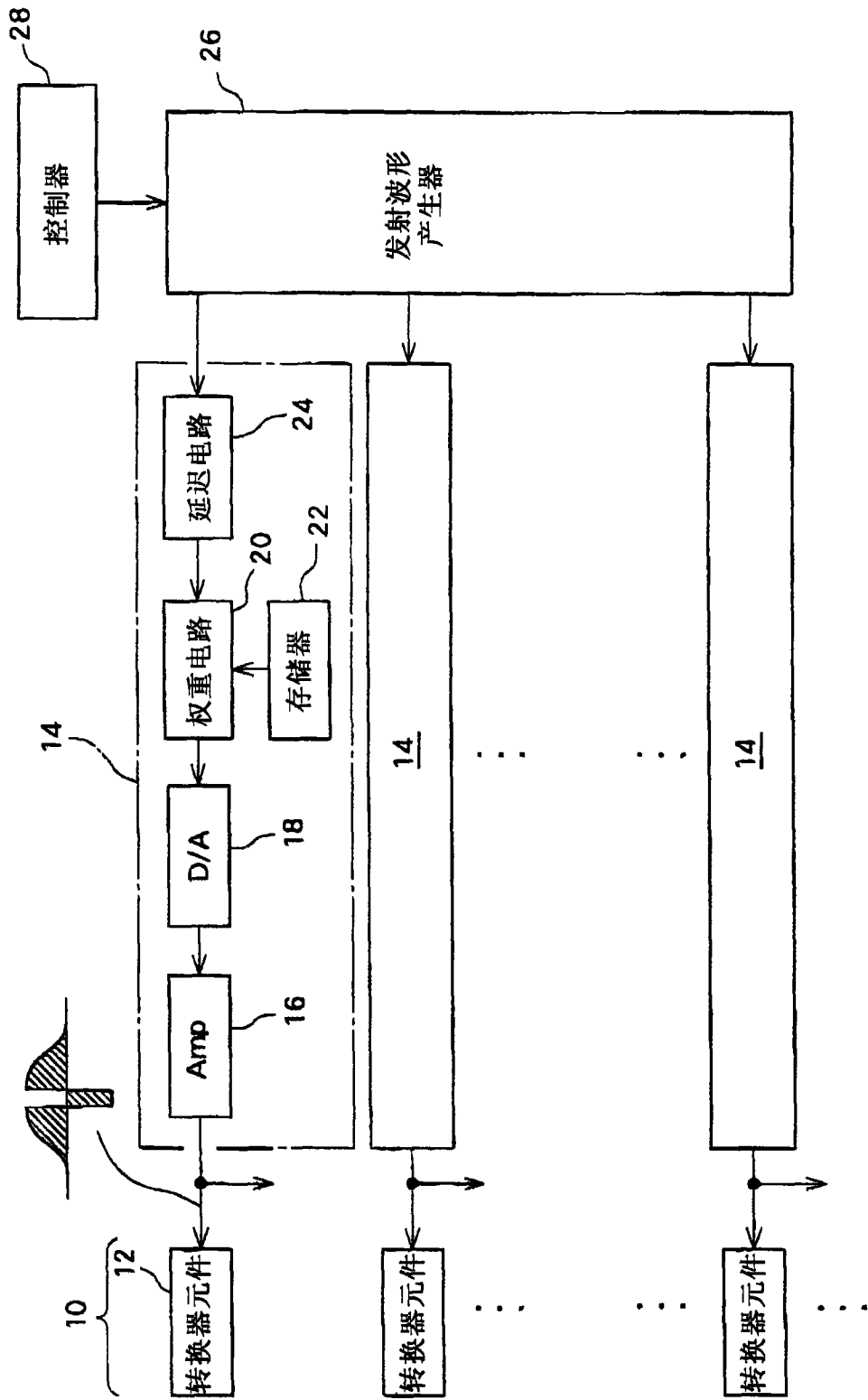


图 1

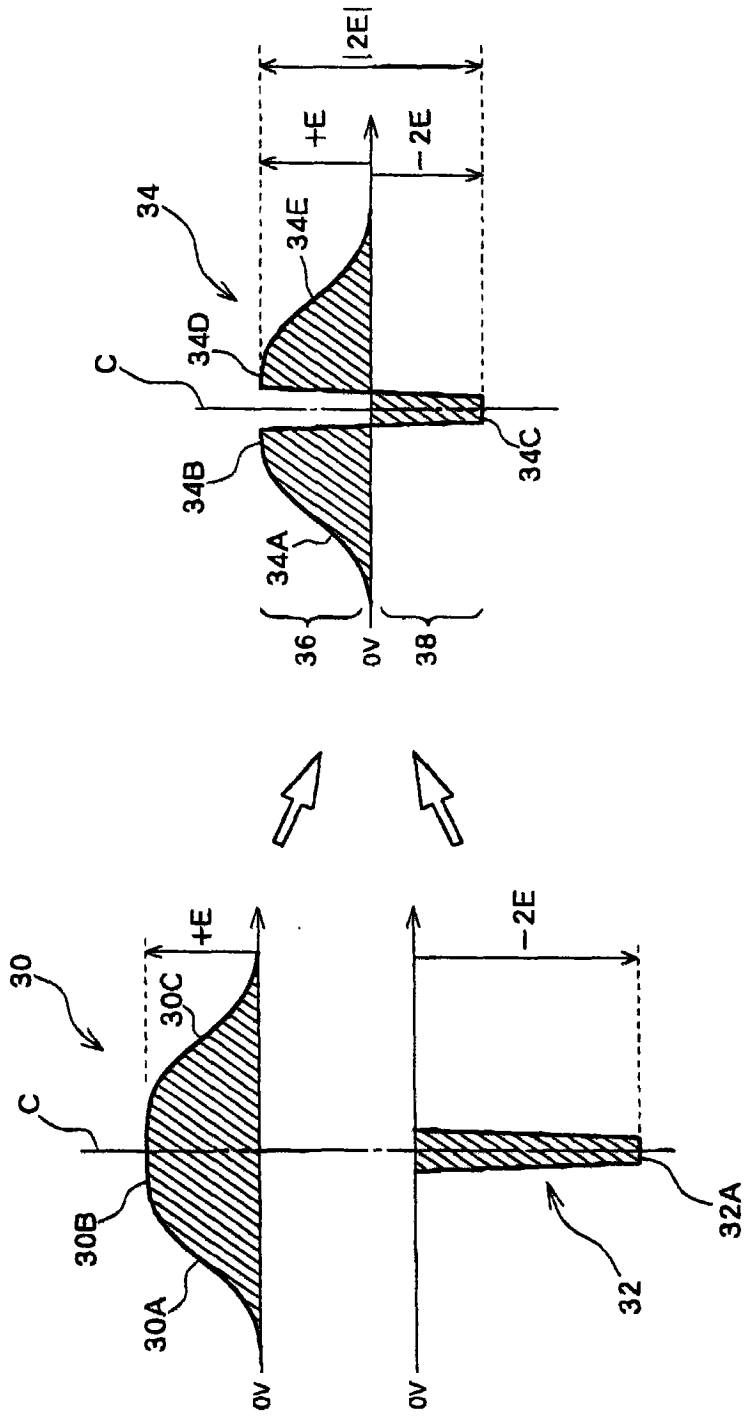


图 2

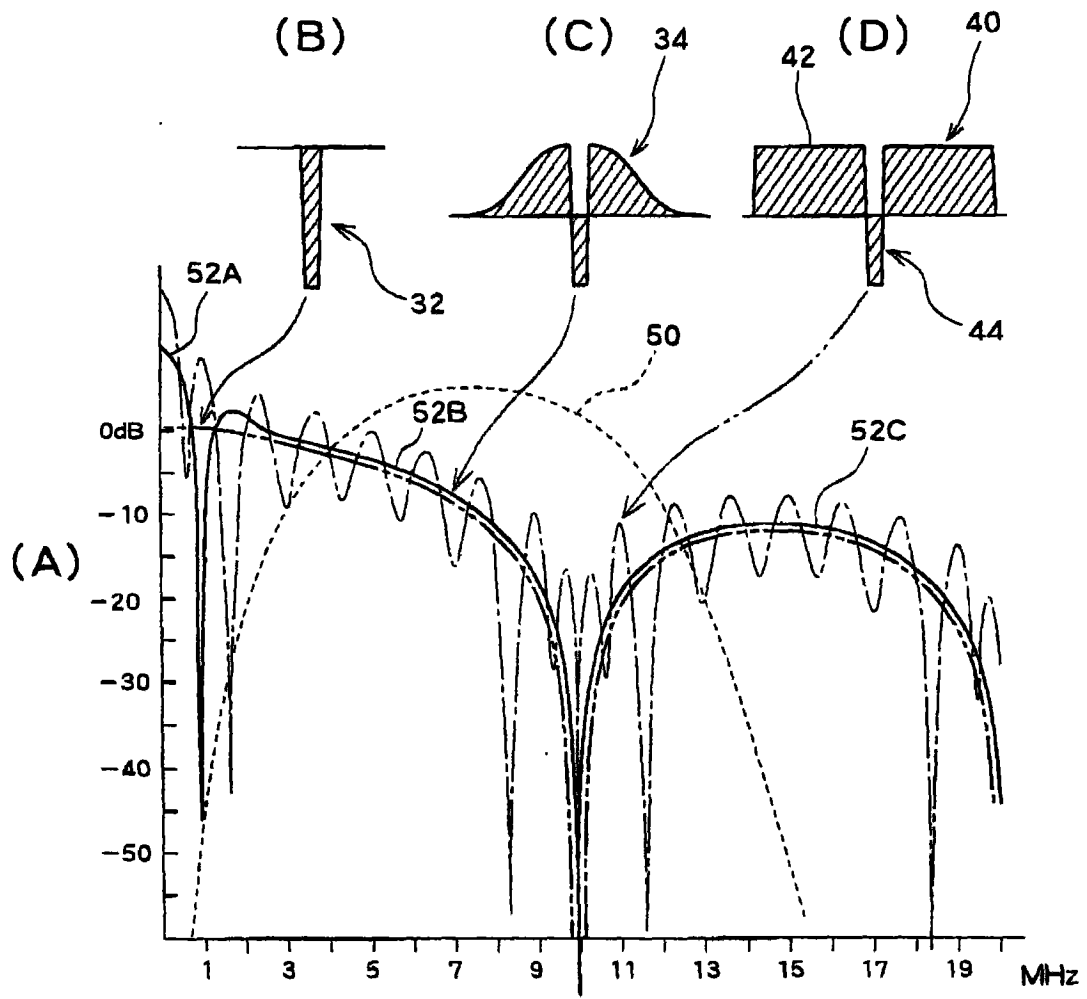


图 3

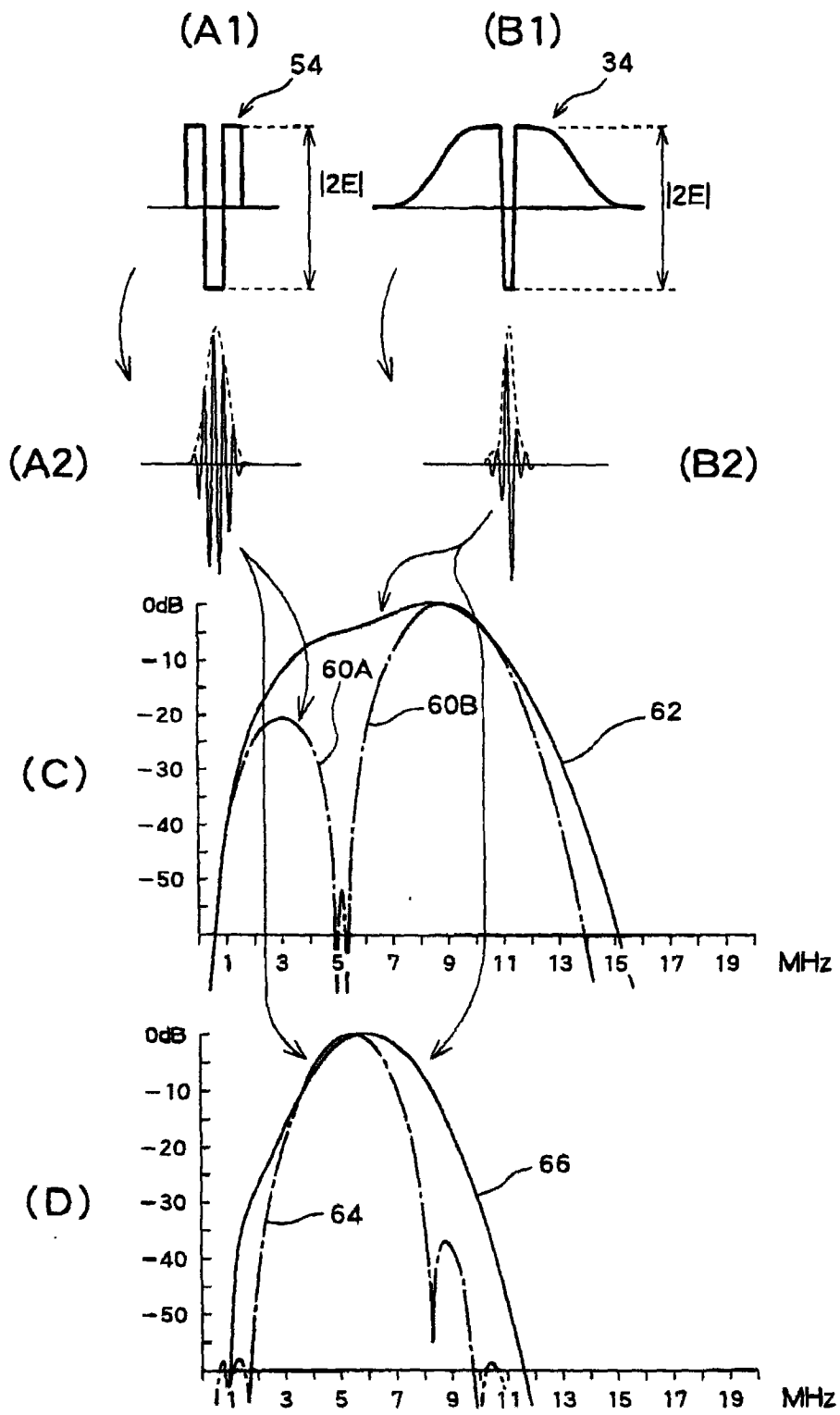


图 4

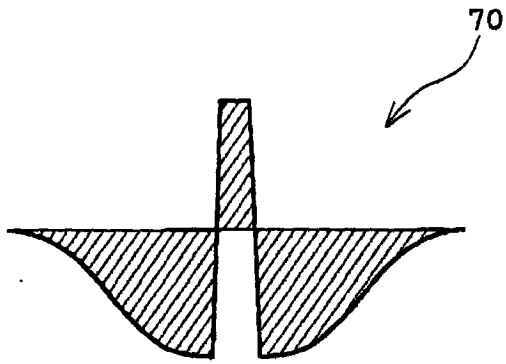


图 5

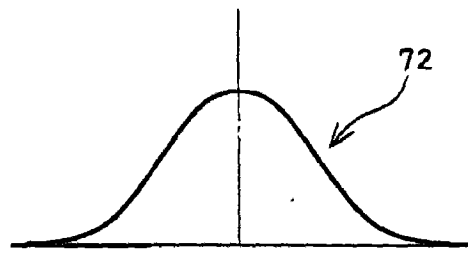


图 6

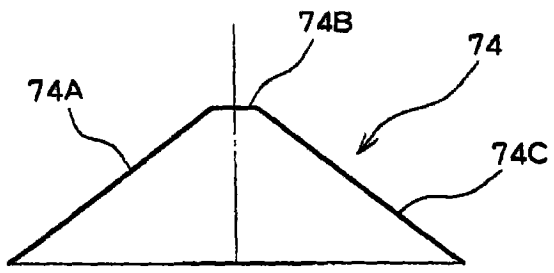


图 7

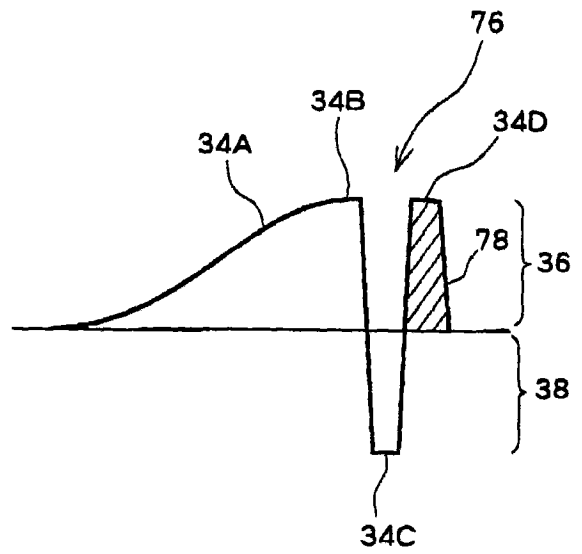


图 8

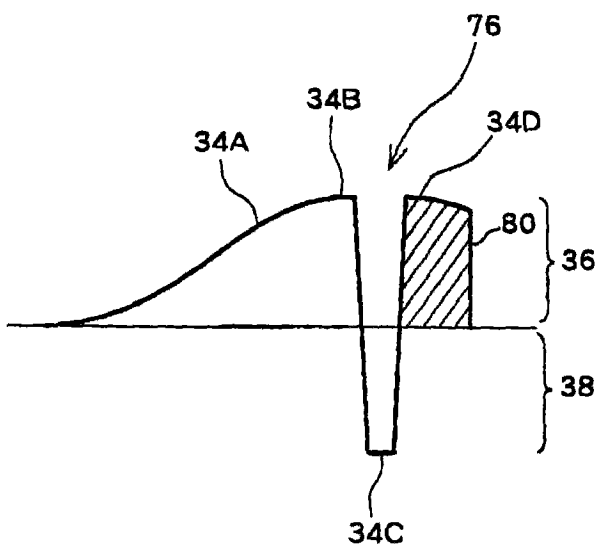


图 9

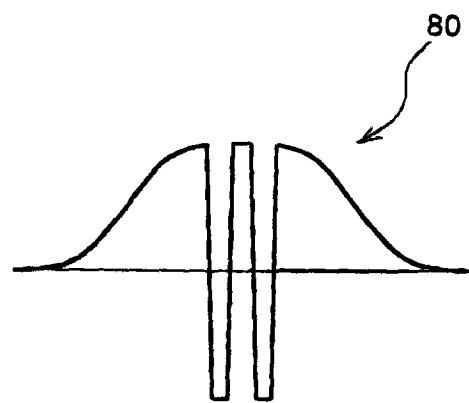


图 10

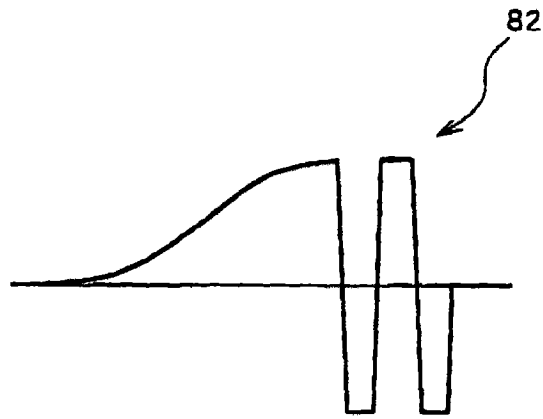


图 11

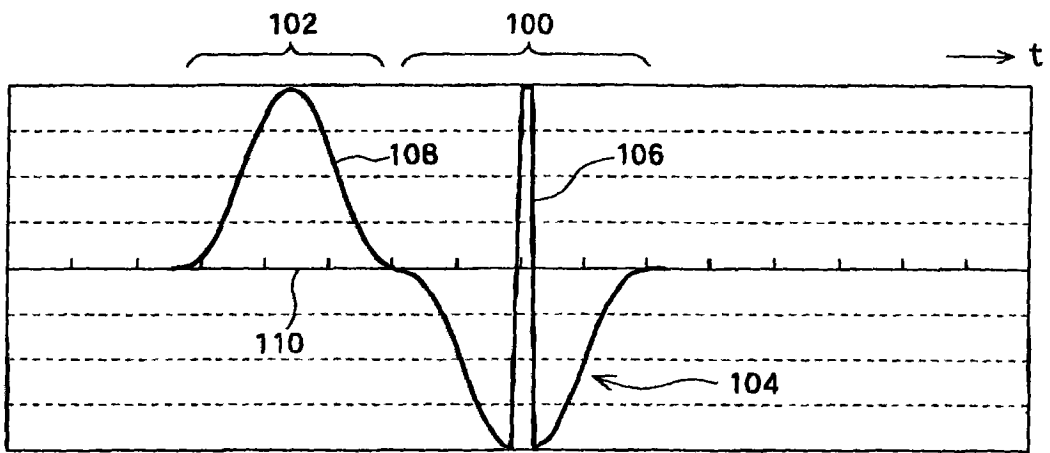


图 12

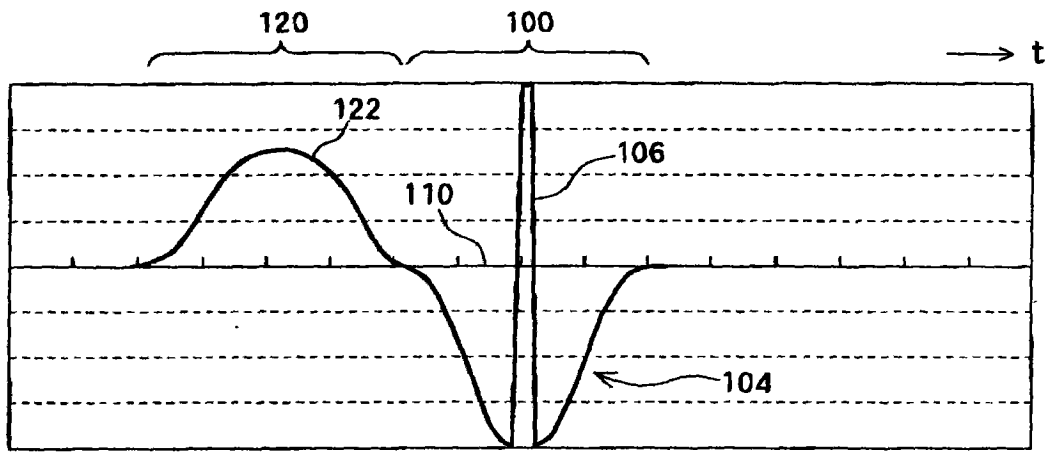


图 13

专利名称(译)	超声波诊断装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN101108133B</a>	公开(公告)日	2011-02-09
申请号	CN200710136114.9	申请日	2007-07-18
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	阿洛卡株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	阿洛卡株式会社		
[标]发明人	曹景文 大西隆之 纲野和宏 小菅正之		
发明人	曹景文 大西隆之 纲野和宏 小菅正之		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S7/5202 G01S7/52046 G01S15/102		
代理人(译)	程伟		
优先权	2006195837 2006-07-18 JP 2006346326 2006-12-22 JP		
其他公开文献	CN101108133A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

提供一种具有产生发射信号的发射电路的超声波诊断装置。发射信号相应于梯形波形和脉冲形状波形(脉冲部分)的合成波形。在示例性发射信号中,前斜坡部分、平坦部分和后斜坡部分存在于正极性侧。脉冲部分具有从偏移电平伸出、经过基线并进入相反极性侧的形状。由于梯形波形的中心频率在DC分量附近,所以梯形波形基本上能够被忽略。脉冲部分具有大的幅度,但是由于脉冲部分存在于两个极性上,所以设计发射电路时不需要为每个极性提供特殊的高压应对措施。相反极性的梯形波形可以加在梯形波形之前。

