

1. 一种用于谐波成象的医学诊断超声换能器系统，该换能器系统包括：

至少一种包含第一和第二叠加层的换能器元件；

5 与该第一层相连接的第一路径；

与该第二层相连接的第二路径，可运行该第一和第二路径以在发射事件，接收事件，和这二者结合中的任何一个期间独立地处理信息；并且

10 可以运行滤波器以通过来自至少一个换能器元件的信息，该换能器元件处于基本发射频率的谐波，并且可以在基本发射频率对信息进行滤波。

2. 如权利要求1的系统，其中至少一个换能器元件包括一种含有第一和第二层的换能器元件阵列。

15 3. 如权利要求1的系统，其中可以运行第一和第二路径以在发射事件期间独立地处理信息。

4. 如权利要求3的系统，其中第一和第二路径分别包括第一和第二波形源。

5. 如权利要求1的系统，其中可以运行第一和第二路径以在接收事件期间独立地处理信息。

20 6. 如权利要求5的系统，该系统进一步包含与第一和第二路径有效连接的求和器；并且

其中该第一和第二路径包含延迟。

7. 如权利要求1的系统，其中可以运行第一和第二路径以在发射和接收事件期间独立地处理信息。

25 8. 如权利要求1的系统，其中第一路径执行频率相关的相函数。

9. 如权利要求1的系统，其中第一路径执行一种频率无关相函数，其不同于施加到第二层的相函数。

10. 如权利要求1的系统，其中第一路径在发射事件期间执行与在接收事件期间不同的与第二层相关的定相。

30 11. 一种用于谐波成象的医学诊断超声方法，该方法包括以下动作：

a: 在发射事件，接收事件，和这二者结合中的任何一个期间，独

立地处理来自换能器元件第一和第二叠层的信息；

b: 隔离来自第一和第二层信息的基本发射频率的谐波信息。

12. 如权利要求 11 的方法，该方法进一步包括对多个排列的两层换能器元件中的每一个执行 a。

5 13. 如权利要求 11 的方法，其中 a 包含：在发射事件期间独立地处理信息。

14. 如权利要求 13 的方法，其中 a 包含：

a1: 对第一层提供第一波形，和

a2: 对第二层提供第二波形。

10 15. 如权利要求 11 的方法，其中 a 包括：在接收事件期间独立地处理信息。

16. 如权利要求 15 的方法，其中 a 包括：将来自第一叠层的信息相对于来自第二叠层的信息进行延迟，并且还包含：

c: 将来自第一和第二层的信息求和。

15 17. 如权利要求 11 的方法，其中 a 包括：在发射和接收事件期间独立地处理信息。

18. 如权利要求 11 的方法，该方法进一步包括：

c: 从换能器元件发射声能发射到靶中，其中在整个成象期间没有向该靶添加对比剂。

20 19. 如权利要求 11 的方法，该方法进一步包括：

c: 确定一种想要的声学输出波形；

d: 确定激发波形为想要的声学输出波形的函数和第一及第二层的传输函数。

用于谐波成象的超声换能器系统和方法

技术背景

5 本发明涉及用于谐波成象的医学诊断超声换能器的系统和方法。特别是，提供一种换能器系统，其增加了利用来自组织、液体或对比剂的谐波回波进行成象的带宽。

将声能以基本发射频率发射进患者体内。声能从患者体内的组织、液体或其它结构反射出来。该反射包括在基频带的能量和在该基
10 频带的谐波频率产生的能量。换能器将声能转换成电信号。

换能器带宽可以限制实际响应降低谐波或其它频率的信息内容的实际响应。制造带宽为 6dB 或超过期望的频率范围 80% 的换能器既困难又昂贵。对于谐波成象，提供超过 100% 或 140% 的 6dB 带宽是可取的。例如，换能器可以在 3 至 5MHz 频率范围内发射能量，并且在 6 至 9 MHz
15 范围内接收感兴趣的的信息。

对于任何类型的超声诊断成象都希望更大带宽的换能器。例如，在相同的或不同的成象期间用宽带宽的换能器获取不同基频的信息。已经提出了几种技术提供宽带宽的换能器。例如，T. R Gururaja 等在
20 ‘中心位于 f_0 和 $2f_0$ 附近的可切换频带的医学超声换能器’《1999 IEEE 超声讨论会, 1659-1662 页》(‘Medical Ultrasonic Transducers With Switchable Frequency Bands Centered about f_0 and $2f_0$ ’, 1997 IEEE Ultrasonic Symposium, pp. 1659-1662) 一文中公开了一种采用两层电致伸缩换能器元件。对于在一层上施加选定的偏压，为了宽的带宽发射对于两层之间的电极施加发射波形。作为另一个例子，
25 J. Hossack 等在 ‘用多重压电层改善换能器性能’ 《IEEE 超声，铁电体和频率控制学报，40 卷，2 期，1993 年 3 月》(improving the Characteristics of A Transducer Using Multiple Piezoelectric Layer, IEEE Transactions On Ultrasonic, Ferroelectrics and Frequency Control, Vol. 40, NO. 2, March 1993) 一文中公开了一
30 种两层压电单个元件换能器。在发射时，向各层施加不同的波形，而在接收时，对来自一层的信号相对于另一层施加定相和延迟。作为另一个例子，为了扩展换能器的频率范围，在单层换能器元件中可以用

不同的材料。

作为参考在此收编的公开文件，编号为 No. 5, 957, 851 的美国专利，公开了一种用于谐波成象的多重压电层超声换能器。在发射或接收期间，用二极管或晶体管将一层与另一层隔离。同样的晶体管用于以基频发射并以谐波频率接收。对此被动转换系统，对于正被使用的各层执行同样的发射和接收处理。

发明内容

下面的权利要求对本发明进行界定，并且在这部分对这些权利要求没有限制。作为介绍，下面描述的优选实施方案包括用于谐波成象的一种方法和换能器系统。至少提供一种换能器元件。换能器元件包括两个叠加的压电层。该压电层沿高度或厚度方向垂直于上升-方位平面(即方位是 X 方向，上升是 Y 方向，范围在 Z 方向)的方式叠加。在发射事件，接收事件，和既发送又接收事件中任何一种发生期间来自各层的信息被独立地处理。将来自换能器元件的信息提供给滤波器。滤波器隔离用于成象的谐波信息。通过提供对于各层独立处理的多层换能器元件，为谐波成象提供一种宽带宽的换能器。与大多数换能器相联系的基频二次谐波的零信号被消除或减小。

下面结合优选方案对本发明的进一步特性和优越性进行描述。

附图描述

图 1 是用于谐波成象的医学诊断超声换能器系统方框图。

图 2A 至 2C 示出图 1 的换能器系统分别对多层换能器，换能器顶层，和换能器底层的换能器的谱响应。

优选实施方案描述

下面讨论用于谐波成象的换能器系统和方法。一个或多个换能器元件包括多层压电材料。如此处所用的，压电材料包括将声能转换成电信号和将电信号转换成声能的任何一种材料或器件，例如压电陶瓷或静电移动膜器件。在发射和接收事件二者之一或两个事件期间，对每层提供独立处理。例如，在发射事件期间向换能器元件的各层提供不同的波形。作为另一个例子，在接收事件期间将一个电信号相对于另一个延迟。独立处理是为了增加带宽，使通过换能器的谐波容量最大化。

图 1 表示用于谐波成象的超声换能器系统方框图。该换能器系统

包括与发射器 20 和接收器 22 相连接的换能器元件 10。一个不同的元件可以与发射器 20 连接，然后再与接收器 22 连接。

换能器元件 10 包括压电材料的顶层 12 和底层 14，这两层处于支撑层 16 和匹配层 18 之间。顶层和底层 12 和 14 包括相同的或不同的压电材料，例如 PZT/环氧树脂复合材料，PVDF 陶瓷，Motorola HD3303，PZT 5H，或者其它压电材料或陶瓷。在可替代的实施方案中，压电材料包括静电显微机械加工器件。层 12，14 各有相同或不同的几何。例如，对于各层用相同的厚度，例如 1/2mm。也可以用其它厚度。

最好，换能器元件 10 很好地与匹配层 18 和支撑层 16 相匹配。例如，底板块 16 包括载钨环氧树脂或另一种的支撑的块体材料。例如，其它的底板材料包括各种金属(例如铅，铜)或金属组合(例如铅，铜)，金属氧化物(例如，氧化铅，氧化钨)，玻璃微球或在聚合物中的球，例如，聚氯丁橡胶，聚氨酯或环氧树脂。作为另一个例子，匹配层 18 包括双匹配层，其含有接近于 PZT 的高阻抗匹配层(例如，声学阻抗大约 9-10 兆雷耳(Mrayl))和低阻抗匹配层(例如，声学阻抗大约 2-2.5 兆雷耳(Mrayl))。单个的或三重的匹配层也是可能的。还可以省去匹配层。对于给定的换能器元件 10 宽的带宽，可以把匹配层 18 选择为更高频率的函数(即较薄，而不是较厚)。例如，对于换能器元件 10 的最高工作频率，匹配层 18 的厚度小于波长的 1/4。换能器组件之间的接合层薄的更可取。

在一种实施方案中，给出示于图 1 的换能器元件和相关信息路径的安排。换能器元件 10 在发射或接收中输出的波形相对于每个换能器元件被延迟和切趾以产生发射或接收束流。

与换能器元件 10 相连接的发射器 20 包括第一和第二波形源 24 和 26。24 和 26 的每一个或二者包括一种模拟或数字发射束流成形器。例如，在编号为 5, 675, 554, 5, 690, 608, 6, 005, 827, 的美国专利或----(1998 年 6 月 15 日提交的申请流水号 No. 09/097, 500 中公开的束流成形器被使用，这些专利公开的内容收编于此供参考。可以采用其它的波形，例如，波形发生器或波形存储器；数字-模拟换能器和放大器。在可替代的方案中，提供单个的波形源 24, 26, 并且相对于施加到层 12, 14 的另一个的波形，延迟或滤波将施加到层 12, 14 中一个的波形进行变换。对于顶层 12 和底层 14 对波形提供独立处理。

对 12, 14 各层应用不同特性的波形, 但是在某些情况下可以用相同的波形。

与层 12, 14 相连接的接收器 22 包括连接到一个层和求和器 30 的一种处理线路 28, 接收束流成形器 32 和有效地与第一 12 和第二层 14 有效连接的滤波器 34。接收器 22 包括模拟元件, 数字元件或其结合。用标准二极管箝位线路对接收器 22 进行更好的保护。它将接收器输入端电压限制在安全的水平。另外, 在发射事件期间工作的发射线路中包括二极管隔离线路是优选的, 而在接收事件期间提供一种开线路隔离发射器源阻抗。将两个换能器层 12 和 14 的响应分别进行优选的前置放大。用晶体二极管, 背对背二极管或其它当施加的电压超过二极管的‘启动’电压(例如, 约 0.7 伏)处于“开”其它开关组合可以将第二换能器层 12 与第一换能器层 14 隔离。也可以用另外的或者没有箝位的线路, 如前置放大和隔离线路。

在一种实施方案中, 将接收器 22 的处理线路 28 和求和器 30 安装在换能器的仪器壳内以降低电缆费用和改善信号质量。其它的组件也可以放进换能器的仪器壳。

处理线路 28 包括模拟或数字延迟。包含处理器或其它数字器件之外, 对延迟数字数据, 处理线路 28 还包括寄存器和计数器。处理线路 28 有固定的或可编程的延迟量。为了简化, 在底板块 16 很好地支撑换能器 10 时用固定延迟。例如, 处理线路 28 提供一种诸如频率相关延迟量, 如频率相关的相位滤波器(例如有限脉冲响应滤波器)。

作为替代, 将频率无关相位函数应用于从两个层接收到的接收信号。在一种实施方案中, 层 12, 14 之一的响应被翻转(例如相位转 180 度), 而层 14, 12 的另一层响应不被翻转。翻转的和非翻转的予放大器是已知的。作为例子, 在发射事件期间对两层施加共同的相位信号, 得到强的基波响应。在接收事件期间, 在求和之前将一个层的响应翻转, 因而, 得到强的二次谐波响应。

在此应用的上下文中, 交替地使用相位和延迟。延迟相应于随频率的函数线性变化的相位。所应用的相位函数可以是频率相关或频率无关的。

正如已表明的, 处理线路 28 与顶层 12 连接, 没有延迟与底层 14 连接。来自顶层 12 和来自底层 14 的信息被独立地处理。将相对延迟

或定相(独立的)处理之后的两层的响应求和,然后处理成一个响应。在替代的实施方案中,如选择处理线路 29 所表示的,既对顶层也对底层提供延迟。其它组件,例如滤波器,处理器或模拟线路可以用于来自顶层和底层 12 和 14 的分立的数据路径中的一个或二者以提供独立的处理。在某些情况下独立的处理可以提供相同的过程或延迟,但是

5 如下面所述具代表性的是提供给不同的过程。

求和器 30 接收延迟的信息并包含一种模拟或数字求和器。例如,将运算放大器用于模拟信息,或将数字求和线路用于数字求和。在模拟或数字范围内根据执行程序可以产生求和。如果在模拟范围内,求和器 30 可以包括将来自两层的电流合并的导线结。也可以使用将来自层 12 和 14 各层的独立过程的信息合并的其它器件。

10

接收束流成形器 32 接收已求和的信息并且包括模拟和/或数字组件。例如,在编号为 No 5, 685, 308 的美国专利中已公开的接收束流成形器被采用,专利公开的内容结合在此供参考。该公开的接收束流成形器包括滤波器 34。在可替代的实施方案中,用分立的组件执行滤波功能和接收成形器功能。其它的接收器组件,例如,求和器 30 和/或处理线路 28 可以安置在接收束流成形器 32 中。

15

滤波器 34 接收束流成形的数据并包含数字信号处理器,专用集成电路(ASIC),有限脉冲响应滤波器,无限脉冲响应滤波器或其它模拟和/或数字部件。在一种实施方案中,滤波器 34 作为接收束流成形器 32 的部分被包含其中。滤波器 34 提供高通,带通或低通谱响应。滤波器 34 传递与期望的频率带相关的信息,例如,基本的发射频带或基频带的谐波。如在此所用的,谐波包括较高的谐波(例如,二次,三次, . . .),分数谐波($3/2$, $5/3$, . . .),或次谐波($1/2$, $1/3$, . . .)。滤波器 34 可以包括针对不同的期望频带不同的滤波器或可编程滤波器。例如,滤波器 34 将信号解调成基带。在根据基本中心频率或其它频率解调频率被编程选择,例如,二次谐波中心频率。也可用其它中心频率,例如,中间频率。用低通滤波器将与基带不接近的频率相关的信号清除。

20

25

作为对解调的替代或附加,滤波器 34 提供带通滤波。解调和/或滤波后的信号作为相位复合和正交信号输送到超声信号处理器,但是诸如射频信号之类的其它信号也可以通过。

30

在发射事件，接收事件或其事件结合的期间，采用上述的换能器系统。在一种实施方案中，在发射事件期间被编程的激发的波形被独立处理并施加到顶层和底层 12 和 14 的各层，并且在接收事件期间为了独立处理将不同的延迟施加到从顶层和底层 12 和 14 的各层接收到的信息。可替代的是，在接收事件期间从单层得到信息，或在发射事件期间使用单层。在其它可替代的实施方案中，提供切换机制以允许在用相同处理的发射或接收事件期间使用两层，例如对顶层 12 的顶电极和底层 14 的底面电极应用相同的发射波形，将中心电极接地。

对于发射事件，因为感兴趣的带宽局限于基频，可以并行地或非独立处理的运作两层 12, 14。正如在此所用的，独立处理包括至少一种组件或者给组件独立的二层中一层提供一个动作，或者给另一层提供一个动作。该独立处理可能对来自另一层的信息是有响应的。

在一种实施方案中，独立处理对于到达或来自顶层或底层 12, 14 的信息实施相位变换。对于一层的信息的相位相对于其它层的相位进行改变。相位函数是频率相关的，也可以是频率无关的。在发射中，施加到各层的波形是同布的或稍微异步(例如， 90°)。一般说来，接收的谐波信号基本上是异步(例如， 180° 左右)，因此用不同的定相去获得有意义的响应。

在以基频发射期间，借助源 24, 26 产生已定相成形的波形使换能器元件 10 产生满意的低频声波输出。可替代的是，输出高频波形用于次谐波。

换能器元件 10 可以表示成与各用于层 12, 14 的两个电压源的等价线路。从两个源之和获得换能器元件 10 的输出。这是电流叠加原理的应用。

更可取的是，对于感兴趣的所有频率点测定两个源 24, 26 的相对相位，然后对于发射期间进行补偿。在发射期间，由于来自 12, 14 各层不同的传播路径产生的相位偏移抵销了所施加的相位，并且在所有频率获得最大输出。用一种数学表示，假定顶层输出是具有单位长度相位值 θ_1 的移相器，第二层输出也是具有单位长度相位值 θ_2 的移相器。如果将 θ_2 和 θ_1 之差施加于第一层的输入，则提供两个单位长度的同步输出。

正如 J. Hossack 等在‘用多重压电层改善换能器性能’ 《IEEE

5 超声, 铁电体和频率控制学报, 40 卷, 2 期, 1993 年 3 月》(improving the Characteristics of A Transducer Using Multiple Piezoelectric Layer, IEEE Transactions On Ultrasonic, Ferro Electrics, and Frequency Control, Vol.40, NO.2, March 1993) (Hossack 的文章)文中所描述, 不存在唯一的获得规定的输出响应的将波形施加到 12, 14 各层的解决方案。在一种实施方案中, 使用所需最小输入振幅的波形。

从粒子的位移, A_F , 得到输出的力 F 。 $F = sZ_F A_F$, 此处, s 是拉普拉斯算子, Z_F 是机械阻抗。对于多层系统, 在拉普拉斯定义域内,
 10 $\bar{F} = \bar{\beta}_1 \bar{V}_1 + \bar{\beta}_2 \bar{V}_2 + V_1 \dots + \beta_N V_N$, 此处 N 是层数, β_1 是施加的电压和输出之间的传输函数, V 是施加的电压。当将 V_1 设为 1 而 V_2 设置为 0 时, 通过测量力 F 可以得到 β_1 。同样可以得到 β_2 的值。对于两层换能器, 假定施加到各层的电压幅度是相等的, $F = \bar{\beta}_1 + \bar{\beta}_2$, 或 $|F| \angle \theta = |\beta_1| \angle \theta_1 + |\beta_2| \angle \theta_2$ 。如上所述, 如果 $\theta_1 = \theta_2$, 力输出绝对值 $F \angle \theta$ 达最大值。
 15 调整 V_2 的相角以对 β_1 和 β_2 之间的相差进行补偿。通过设置 $V_2 = V_1 \angle (\theta_1 - \theta_2)$ 得到想要的结果。用反傅里叶变换获得时间域激发函数 $V_1(t)$ 和 $V_2(t)$ 。如 Hossack 的文章所述, 一旦确定了想要的声学输出波形(例如, 紧密高斯脉冲), 并且建立了双层换能器的传输函数(电压输入到压强输出), 就决定了为得到理想的脉冲形状所需要的电压激发函数。
 20 在拉普拉斯(或傅里叶)域中, 所需要的输出函数被传输函数除。因此, 确定所需要的 V_1 值。除了施加相位角 $(\theta_1 - \theta_2)$ 之外, V_2 和 V_1 是相同的。见参考文献 134-135 页。在一种实施方案中, 相角的校正作为频率的函数被执行。相应于简单的时间延迟, 作为频率函数相角校正可以是线性的。作为替代, 采用实际的或近似的非线性函数。

25 将独立产生或已处理的波形分别提供给换能器元件 10 的源 12, 14。作为响应, 换能器元件 10 产生一个声学波形。该声学波形传播进入人体, 与组织和液体相互作用并产生谐波信息。回波信号, 包括该谐波信号, 被传回到换能器元件 10。

在接收事件中, 顶层和底层 12 和 14 根据声学回波产生电信号。
 30 将来自 12, 14 两层各自的信息进行相位修正并求和。另外, 分别对层 12, 14 各层的各信号单独地提供滤波和放大。因为层 12, 14 的相对相位特性是已知的, 将信号之间的频率相关的相位差用作对来自顶层或底层 12, 14 的一个或两个信号的相位的修正。在延迟或相位被调整之后, 求和器 30 将来自两层的信号求和。然后, 求和后的信息被束

流成形。在一种实施方案中，处理线路 28 提供一种固定的延迟。可替代的是，使用动态延迟。另外，相位函数可以是动态的或固定不变的。在接收事件期间，相位函数与所施加的发射函数是不同的，例如是翻转信号。

5 在对二次谐波信息感兴趣时，将延迟应用于来自顶层 12 的信息是优选的。在替代的实施方案中，将延迟施加到来自底层 14 或层 12, 14 的组合的信息。优选地选择延迟量相应为从顶层 12 的中心到底层 14 的中心声音传播速度是优选的(例如，典型地是当层 12, 14 厚度相等时等价于通过整个一层的传播延迟)。由于相对于波长换能器元件的尺寸是有限的，所以传播速度有时是频率相关的，从而处理线路 28 可以提供延迟作为频率的函数。

正如上面提及的 J. Hossack 等在文中所述，接收事件的来自 12, 14 两层信息之间的相位关系与发射事件的来自 12, 14 两层之间的相位关系是相同的或相似的。因为该响应与对应于通过各层的发射时间的
15 时间延迟函数很相似，可以将该近似值用于实施有效延迟。作为替代，为了降低成本和减少一些性能，对层之一施加固定的相位变换。对于来自两层的消息应用独立处理的延迟和求和提供更高的峰灵敏度
和带宽，在二次谐波没有零位信号。

将来自换能器 12, 14 各层的信息用求和器 30 求和。所得到的和
20 提供宽的带宽信息。图 2A 表示独立处理和结合的信息的谱响应。响应在 3-1/3MHz 和 7 MHz 达到约 95dB 附近的峰值，此处 dB 刻度是作为傅里叶变换的结果的补偿。两个频率之间的下降作为换能器设计的函数，包括减小层厚度，材料和几何。例如，一种较低阻抗的压电材料被代替，如压电陶瓷/树脂混合物代替纯的压电陶瓷材料，和使用较重的
25 的支撑材料。图 2B 和 2C 分别代表底层和顶层 12, 14 的谱响应。如图所示，提供较低幅度。

由接收束流成形器 32 接收被结合的信息。接收束流成形器 32 获得来自多个换能器元件 10 的复合信息，应用聚焦延迟和切趾函数并且产生代表被扫描人体内一个或多个位置的同步和正交的或射频信息。

30 滤波器 34 滤波该同步和正交的或射频信息。滤波器 34 隔离或传递基本发射频率的谐波信息。带外的信息被滤除或减小。例如，滤波器 34 对基本发射频率的信息进行滤波，并且传递或隔离二次谐波带的

信息。被滤波的信息可以与其它信息结合或单独地用于在超声系统生成图象。独立地处理已分开的基本的和谐波的数据并且在探测信号之后将数据结合得到简化的斑点图象也是可能的。这种合成出现在全部的或部分的图象区域。

- 5 该谐波信息用于组织成象或对比剂成象。在组织成象中，在成象期间没有对目标靶额外附加对比剂。仅仅依赖于组织，包括血液或其它流体的特性产生超声图象。在给定的时间，对于给定的课题，医学超声成象典型地在分立的成象期间进行。例如，对所感兴趣的特定组织超声可承受的检查，成象期间可以限定在 1/4 至 1 小时区间内，然而，其它持续时间也是可能的。在这种情况下，在成象期间的任何时间没有将对对比剂引入组织。作为从组织产生的在谐波频率的回波的函数，组织谐波图象可以提供特别高的空间分辨率。特别是，在邻近区域很少存在杂波信号。另外，由于发射束是以基本频率产生，与用直接以二次谐波发射的信号形成的发射束相比较，发射束的轮廓线很少受组织相关的相畸变具体水平而发生畸变。
- 10
- 15

借助引入对比剂可以帮助成象。在对比剂谐波成象中，为了增强组织或液体的非线性响应，可将任何一种已知的超声对比剂，例如微球，加入靶或病人。该对比剂在基本频率以声穿透能的谐波辐射超声能。

- 20 用示于图 1 的换能器系统或已叙述的其它换能器系统为谐波成象产生最佳信息。此系统可以与其它超声成象技术结合使用，例如，用不同的发射或接收处理的技术。例如，作为所应用的电子发射波形的函数将换能器元件 10 各部分输出的发射波形成型以使二次谐波或任何谐波能量达到最小。考虑到任何传播或系统的非线性，元件 10 各部分输出的发射波形会发生畸变。作为另一个例子，改变从一个元件 10 到另一个的延迟和切趾以提供直线聚焦或更加扩展的束流。与各发射束流相关的相对定相可以象扫描线函数一样交替变换，然后将来自不同束流的数据相结合。也可以用其它的谐波成象技术。
- 25

- 30 提供宽的带宽的能力可以允许使用具有新的或者以前难以执行的发射或接收技术的换能器系统。例如，换能器提供足够带宽的能力限制编码激发在声学编码中的符号率。在此描述的换能器系统可用于编码激发，例如编号为 No. 5, 984, 869 的美国专利所公开的，其公开内

容在此被收编在参考中。

虽然上面关于不同的实施方案对本发明进行描述，应该理解可以做许多不超出本发明范围的改变和修正。例如，可以将第三层和第四层用于每个换能器元件。可以提供不同的独立的处理用于各层与发射或接收事件相联系的信息。各层的压电材料可以是不同的，并且层的尺寸(特别是厚度)可以是不同的。一个或多个压电层可以在厚度上变化，例如，编号为 No. 5, 415, 175 和 5, 438, 998 的美国专利所公开的平凹层，该公开内容在此被参考收编。另外，该原理可以扩展到 1.5 和 2D 排列。进而，在排列中不是所用的元件都需要包含多重压电层。例如，在 1.5D 排列中，仅仅中心元件有多重压电层。

因此，这意味着前面详细的描述应理解为对本发明优选实施方案一种说明，而不是对发明的界定。仅仅下面的权利要求包括其所有的等价权利要求旨在限定本发明的范围。

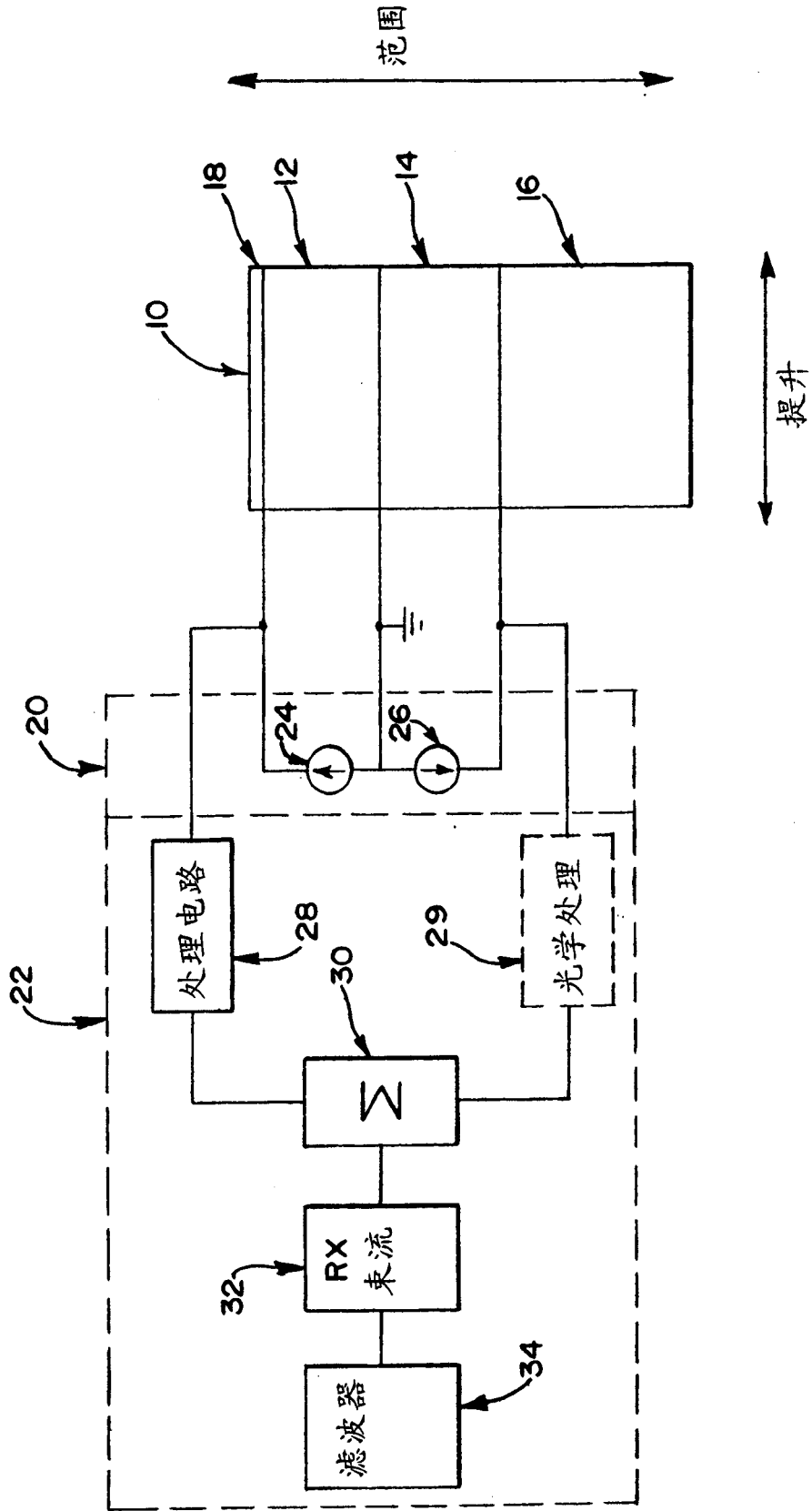
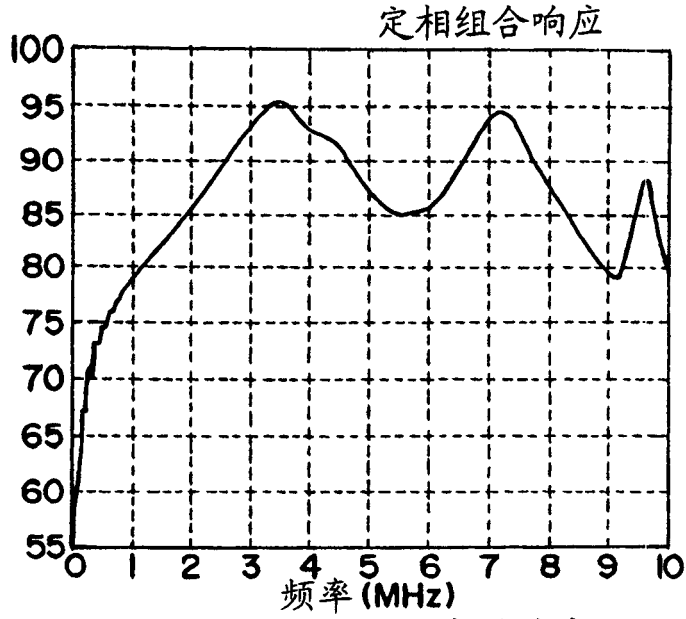


图 1

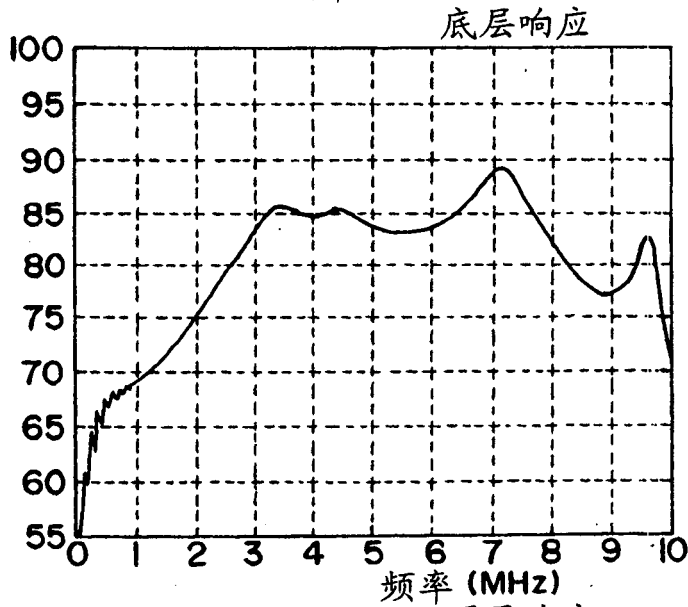
伏特
dB-未归一化

图 2A



伏特
dB-未归一化

图 2B



伏特
dB-未归一化

图 2C

