

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

H01L 41/08 (2006.01)

A61B 8/00 (2006.01)

A61B 8/08 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200410008013.X

[45] 授权公告日 2009 年 1 月 14 日

[11] 授权公告号 CN 100452469C

[22] 申请日 2004.3.5

[21] 申请号 200410008013.X

[30] 优先权

[32] 2003.3.6 [33] US [31] 10/383990

[73] 专利权人 通用电气公司

地址 美国纽约州

[72] 发明人 K·托梅纽斯 R·A·菲舍尔

D·M·米尔斯 R·G·沃德尼基

C·R·哈扎德 L·S·史密斯

[56] 参考文献

WO2003/011749A3 2003.2.13

US5982709A 1999.11.9

US5596222A 1997.1.21

WO2003/001843A3 2003.1.3

US6004832A 1999.12.21

US6643901B1 2002.9.3

US5870351A 1999.2.9

US5894452A 1999.4.13

审查员 季茂源

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

代理人 龚海军 张志醒

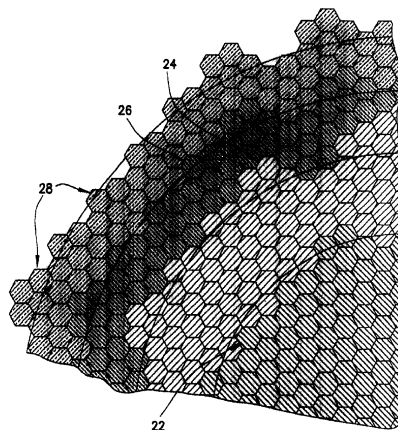
权利要求书 2 页 说明书 12 页 附图 9 页

[54] 发明名称

使用显微机械加工的超声换能器的镶嵌式阵列

[57] 摘要

一种超声换能器阵列，包括通过多个微电子开关(X1, X2, X3)实现相互连接的多个子单元(U1, U2, U3)，每个子单元包括多个各自的显微机械加工的超声换能器(MUT)单元(2)，在一个特定的子单元中的所述 MUT 单元是连接在一起的硬连线。该开关用于设置该子单元，以形成多个同心环阵元。这种设计在显著地降低了复杂性的同时，又能够在超声成像数据采集过程中在垂直方向上聚焦。



1. 一种镶嵌式阵列,包括:多个子单元;多个开关,所述的多个开关中的每一个与所述的子单元中的至少一个相连接;以及一个控制所述多个开关的编程电路,每个所述的子单元包括各自的多个显微机械加工的超声换能器单元,并且每个 MUT 单元包括一个顶部电极和一个底部电极,其中用于形成任何特定的子单元的 MUT 单元的所述顶部电极硬连线地连接在一起,并且同样的 MUT 单元的所述底部电极也硬连线地连接在一起,其中所述的编程电路控制所述的开关以形成包括第一组所述子单元的第一环形单元。

2. 如权利要求 1 所述的镶嵌式阵列,其中每个子单元还包括一个相应组的以雏菊式配置布置的 7 个 MUT 单元。

3. 如权利要求 1 所述的镶嵌式阵列,其中每个子单元还包括一个相应组的以六边形的配置布置的 19 个 MUT 单元。

4. 如权利要求 1 所述的镶嵌式阵列,其中相邻子单元由足以减少串扰的间隔分开。

5. 如权利要求 1 所述的镶嵌式阵列,还包括一个半导体基底(4),所述的开关制作在所述的半导体基底内,并且所述的 MUT 单元制作在所述的半导体基底上。

6. 如权利要求 1 所述的镶嵌式阵列,其中所述的编程电路控制所述的开关以便所述发射孔径不同于接收孔径。

7. 如权利要求 1 所述的镶嵌式阵列,其中所述的编程电路控制所述的开关以便所述第一环形单元是一个通用的环形圈。

8. 如权利要求 1 所述的镶嵌式阵列,其中所述的编程电路控制所述的开关以便所述第一环形单元的第一组子单元沿一个圆周以相等的角度间隔圆周分布。

9. 如权利要求 1 所述的镶嵌式阵列,其中所述的编程电路控制所述的开关以形成包括第二组所述子单元的第二环形单元,所述第一环形单元由所述第二环形单元包围。

10. 如权利要求 9 所述的镶嵌式阵列,其中所述的编程电路控制所述的开关以形成包括第三组所述子单元的第三环形单元,所述第二环形单元由所述第三环形单元包围。

11. 如权利要求 1 所述的镶嵌式阵列,其中所述的编程电路控制

所述的开关以便具有类似延时值的接通子单元产生转向的波束。

12. 如权利要求 1 所述的镶嵌式阵列, 其中所述的编程电路改变沿着活动孔径的偏压, 以产生一个沿着 MUT 单元的形状调制。

13. 如权利要求 1 所述的镶嵌式阵列, 其中所述的编程电路独立地调整对于每一个子单元的偏压以补偿灵敏度变化。

14. 一种超声换能器阵列, 包括通过多个微电子开关相互连接的多个子单元和编程装置, 所述编程装置用于相互连接选择的多个子单元以形成各个环形单元, 每个环形单元包括一个相应组的所述的子单元, 每一个子单元包括各自的多个 MUT 单元, 在一个特定子单元中的每个 MUT 单元硬连线地连接在一起。

15. 如权利要求 14 所述的阵列, 其中所述的各自的环形单元形成一个用电子学方法形成的环形阵列的多个同心环。

16. 如权利要求 15 所述的阵列, 其中在电子控制下在所述换能器阵列上移动所述用电子学方法形成的环形阵列。

17. 如权利要求 15 所述的阵列, 其中响应由所述子单元接收的回波和电子学方法形成的环形阵列的总波束和信号之间的时间关系用电子学方法改变所述同心环的边缘。

18. 如权利要求 14 所述的阵列, 其中所述的子单元通过微电子开关互连, 这些微电子开关可切换以便在发射期间产生第一几何配置而在接收期间产生第二几何配置, 所述第一几何配置不同于第二几何配置。

19. 如权利要求 14 所述的阵列, 其中每个子单元还包括一个相应组的以雏菊式配置方式布置的 7 个 MUT 单元。

20. 如权利要求 14 所述的阵列, 其中每个子单元还包括一个相应组的以六边形的配置方式布置的 19 个 MUT 单元。

21. 如权利要求 14 所述的阵列, 其中每个子单元由足以减少串扰的间隔分开。

使用显微机械加工的超声换能器的镶嵌式阵列

技术领域

本发明一般涉及超声换能器元件的镶嵌式阵列 (mosaic array), 以及在阵列中使用显微机械加工的超声换能器 (MUTs), MUTs 的一个特定应用是用于医学诊断的超声成像系统。

背景技术

传统的超声成像系统包括一个超声换能器阵列, 该超声传感器阵列用于发射超声波束, 然后接收从研究物体反射回来的波束。这种扫描包括一系列的测量, 其中发射被聚焦的超声波, 经过短时间间隔后, 该系统切换到接收模式, 然后接收反射的超声波、进行波束合成、显示处理。典型地, 在每次测量以从沿着一个声波束或扫描线的一系列点中采集数据时, 在相同的方向上使发射和接收聚焦。当反射的超声波被接收时, 超声接收器在沿着扫描线的一个连续范围内动态聚焦。

对于超声成像, 该阵列典型地具有多个排列在一行或多行上, 并由独立电压驱动的换能器。通过选择时间延迟 (或者相位) 和施加的电压的幅值, 能够控制给定行上的各个换能器产生超声波, 这些超声波组合形成一个超声波网 (net ultrasonic wave), 它沿着优选的矢量方向传播, 并在沿着该波束的选定区域聚焦。

当该换能器探头用于在接收模式下接收反射的超声波时, 所使用的原理也是相同的。在接收换能器上产生的电压被求和, 这样该净信号表示了从该物体单独的聚焦区域反射的超声波。在发射模式下, 通过对每个接受换能器接收的信号给予单独的时间延迟 (和/或相位偏移) 和增益来实现超声能量的这种聚焦式接收, 该时间延迟可通过增加回波信号的深度进行调整, 以在接受时提供动态聚焦。

形成的图像的质量和分辨率在一定程度上是分别组成换能器阵列的发射和接收孔径的换能器的数目的函数。相应地, 要获得高图像质量, 理想的情况是在二维或三维成像应用中采用大量的超声换能器, 该超声换能器典型地位于一个手持式换能器探头中, 该探头通过柔软的电缆连接到处理该换能器信号并产生超声图像的电子线路上。该超声探头可以带有超声发射电路和超声接收电路。

近来, 半导体工艺被应用于生产一种称为显微机械加工超声换能器 (MUTs) 的超声换能器中, 它可以是电容的 (MUT) 或压电的 (pMUT) 变化, MUTs 是带有电极的微小的膜片状装置, 它将接收的超声信号的声音振动转换成调制电容。发射时, 所述电容电荷被调制, 使该装置的膜片产生振动, 从而发射声波。

MUTs 的一个优点是它们能够通过使用半导体制作工艺, 例如分组在显微机械加工类下的显微制作工艺制成, 如美国专利 US6, 359, 367 中所描述的:

显微机械加工是使用下面方式的组合或其子集形成显微结构: (A) 图案形成工具 (通常是平版印刷术, 如投影式校准器 (projection-aligner) 或圆片步进光刻机 (wafer-steppers)), 以及 (B) 沉淀工具, 如 PVD (物理汽相淀积), CVD (化学汽相淀积), LPCVD (低压化学汽相淀积), PECVD (等离子化学汽相淀积), 以及 (C) 蚀刻工具, 如湿化学蚀刻、等离子蚀刻、离子研磨、减蚀或激光蚀刻。显微机械加工典型地是在由硅、玻璃、蓝宝石、或陶瓷制品制成的基底或晶片上进行的。这种基底或晶片通常非常扁平、光滑, 并且横向直径以英寸计。它们通常在暗盒中成组处理, 从一个处理工具传送到另一个处理工具。每个基底都能够有益地 (但不是必须的) 引入多份该产品。显微机械加工有两种常用类型: 1) 整体显微机械加工, 其中晶片或基底大部分的厚度经过了蚀刻, 和 2) 表面显微机械加工, 其中蚀刻一般仅限于表面, 特别是该表面薄的沉积膜。这里使用的显微机械加工的定義包括使用传统或已知的可进行显微机械加工的材料, 包括硅、蓝宝石、各种玻璃材料, 聚合物 (如聚酰亚胺), 多晶硅, 氮化硅, 氧氮化硅, 薄膜金属如铝合金、铜合金和钨、旋涂玻璃 (SOGs), 可移植和扩散的掺杂剂, 以及生长薄膜, 如硅的氧化物和氮化物。

这里采用了相同的显微机械加工的定義。

提高超声换能器阵列的设计的需求是持续不断的, 为了获得极佳的图像质量, 现在的超声成像系统的复杂性已经非常高了, 传统的探头典型地具有 128 个信号处理通道 (对于带有电子垂直聚焦的阵列, 增加了 5 倍那样高), 而且, 较薄的层厚也会有利于用大多数成像方式 (包括超声) 得到正确的临床诊断的潜力。在垂直 (elevation) 和方位角方向上实现动态聚焦波束是非常复杂、昂贵的, 特别是对于一

般成像（相对于超声心动图）应用。而且电子元件的体积和耗能也使这种系统难以实现便携。

发明内容

本发明运用了这样的构思：将一个超声换能器的活动（active）孔径分为镶嵌式的非常小的子单元，然后通过电子开关使它们互相连接由这些子单元形成的阵元。通过改变开关的设置，这些阵元能够沿着该镶嵌式阵列的表面进行电子式的“移动”，执行扫描。其他阵元结构允许波束转向，波束转向提供获取体数据集的能力。多个同心环状元件的结构通过将元件的形状与声学相位波前相匹配而提供了最佳的声学图像质量，本发明的一个方面是结果阵列的可重组性。

正是由于具有重组阵元和将阵元与相位波前相匹配的能力，因此显著地降低了获取高端系统图像质量的阵元（或通道）数量，由于通道很少，需要用波束合成电子元件处理的信号数量也显著减小，因此镶嵌式阵列的系统的体积和电子元件的能耗也能够与高便携式超声系统兼容。

本发明的一个方面是一种镶嵌式阵列，包括多个子单元，每个子单元包括分别的多个用显微机械加工的超声换能器（MUT）单元，每个MUT单元包括一个顶部电极和一个底部电极，这些组成任何特定子单元的MUT单元的顶部电极是连接在一起的硬连线，而相同的这些MUT单元的底部电极也是连接在一起的硬连线。

本发明的另一方面是一种超声换能器阵列，包括多个通过多个微电子开关互连的子单元，每个子单元包括分别的多个MUT单元，并且在一个特定子单元中的每个MUT单元都是连接在一起的硬连线。

本发明更进一步的一个方面是一种制造超声换能器的方法，包括以下步骤：制造一个其上具有多个微电开关的基底，并且在基底上用显微机械加工多个MUT单元，该MUT单元互连成组，每一组互连的MUT单元都连接到各自的一个微电子开关上。

而本发明的另一方面是一种超声换能器，包括：多个MUT单元，每个MUT单元包括一个各自的顶部电极和一个各自的底部电极，其中所述的MUT单元的顶部电极是连接在一起的硬连线，并且该MUT单元的底部电极是连接在一起的硬连线。一个输出端连接到所述的互连的顶部电极或所述互连的底部电极上的微电子开关，以及一个驱动电

路, 所述驱动电路的输出端连接到所述微电子开关的一个输入端, 当所述的微电子开关接通时, 用于驱动所述多个 MUT 单元产生超声波。

在下面公开了本发明的其他方面并且下面的请求保护了本发明的其它方面。

附图说明:

图 1 是一个典型的 cMUT 单元的截面图

图 2 是表示由 7 个六边形的 MUT 单元形成的“雏菊式”子单元, MUT 单元的顶部和底部电极分别是连接在一起的硬连线。

图 3 是表示由 19 个六边形的 MUT 单元形成的“雏菊式”子单元, MUT 单元的顶部和底部电极分别是连接在一起的硬连线。

图 4 是表示按照本发明另一个实施例的一个包括 4 个环形阵元的镶嵌式阵列的部分图, 每个阵元由镶嵌设置的“雏菊式”子单元组成, 并设置为每个阵元都具有近似相等的面积。

图 5. 是表示按照本发明另一个实施例的一个包括 6 个环形阵元的镶嵌式阵列的部分图, 每个阵元由镶嵌设置的“雏菊式”子单元组成, 并设置为每个阵元都具有近似相等的面积。

图 6. 是表示按照本发明更进一步的实施例的一个包括 4 个阵元的镶嵌式阵列的部分图, 每个阵元都由镶嵌设置的六边形子单元组成。

图 7. 是表示按照本发明更进一步的实施例的一个包括 6 个阵元的镶嵌式阵列的部分图, 每个阵元都由镶嵌设置的六边形子单元组成。

图 8. 表示镶嵌设置的多个“雏菊式”子单元通过间隙分隔, 以减小信号的串扰。

图 9. 表示镶嵌设置的多个“六边形”子单元通过间隙分隔, 以减小信号的串扰。

图 10. 是按照本发明的一个实施例的镶嵌式阵列的选择性驱动超声换能器级联的高压开关电路示意图。

图中设有附图标记, 其中相同的元件在不同图中的附图标记相同。

具体实施方式

本发明公开了一种独特的用显微机械加工的超声探头 (MUTs) 实现一个镶嵌式阵列的方法, 为了进行说明, 将描述本发明使用电容性的显微机械加工的超声换能器 (cMUTs) 的不同实施例, 不过, 需要

理解本发明所公开的该方面并不仅限于使用 cMUTs, 而是可以使用 pMUTs, 甚至经切割的压电陶瓷阵列, 其中每个被切割的子单元通过互连装置连接到下面的开关层。

cMUTs 是基于硅的装置, 它包括小的 (如 50 μ m) 电容性的、能够发送和接收超声能量的鼓面膜片或单元, 参见图 1, 图 1 显示了一个典型的 MUT 换能器单元 2 的横截面。这种 MUT 换能器单元的一个阵列典型地制作在一个基底 4 上, 如硅晶片。对于每个这种 MUT 换能器单元, 一个可以由氮化硅制成的薄膜或膜片 8 悬挂在该基底 4 上, 该膜片 8 的周边通过一个绝缘的支撑件 6 支撑, 该支撑件可以由氧化硅或氮化硅制成。在该膜片 8 和基底 4 之间的腔体 20 可充满了气体或空气或全部或部分抽空。一薄层或一层可导材料, 如铝合金或其它合适的可导材料, 在膜片 8 上形成一个电极 12, 另一薄层或一层可导材料在基底 4 上形成一个电极 10。可选的, 该电极 10 可以被嵌入在基底 4 中, 电极 12 也可以在膜片 8 的顶部而不是如图 1 所示那样嵌入在膜片中。

被腔体 20 分隔的两个电极 10 和 12 形成了电容, 当一个撞击的声学信号使得膜片 8 振动时, 电容的变化能够通过相关的电子元件 (图 1 中未示出) 检测出, 从而将声学信号转换为电信号。反过来, 施加到一个电极上的交流 (AC) 信号将调制该电极上的电荷, 这随后导致了电极之间的电容性作用力的调制, 后者使得膜片运动, 从而发送一个声波信号。

在工作时, 该 MUT 单元典型地具有直流偏压 V_{bias} , 它远远高于施加在电极之间随时间变化的电压 $v(t)$, 该偏压在库仑力的作用下吸引顶部电极向底部电极偏移。在这种偏移很大的例子中, 该 MUT 鼓状膜片的位移 (displacement) u 由下式给出:

$$u(t) = \frac{\varepsilon}{d^2} * V_{bias} * v(t) \quad (1)$$

其中 d 是电容器的电极或平板间的距离, ε 是该元件的有效介电常数, 当该偏压为高电平并且电极几乎靠在一起时 MUT 单元的灵敏度最大。

由于典型的 MUT 的尺寸在微米级, 数量众多的 MUT 单元典型地非常紧密地制作在一起以形成单个的换能器阵元。每个 MUT 单元可以是圆形、矩形、六边形或其他外形。六边形的外形提供了换能器阵元的 MUT 阵元的致密封装, 该 MUT 单元可以具有不同的直径, 这样该换能器

阵元将具有不同的单元尺寸的复合特性，这使该换能器具有宽带特性。

MUT 单元在显微机械加工工艺中可以连接在一起的硬导线以制成子单元，即由某种可能的智能的方式由各个 MUT 单元组成的组（下面将使用术语“子单元”来说明这种组），这些子单元可以通过微电子开关（与通过电路连接相反）实现互连而形成大阵元，如环形，其方式是在形成 MUT 子单元的硅层内排列这种开关。这种结构基于半导体工艺，因而能够低成本、大批量制造。

通过多种方法能够设计这种镶嵌式结构以获得最佳的声学特性，例如，可以在发射和接收时对相位波前进行匹配；在相邻子单元之间提供一个间隙以减小阵元之间的串扰；选择各种子单元模式以形成镶嵌式排列的晶格；以及在特定应用中选择发送和接收的各种阵元模式，以获得最好的声学特性。

按照本发明所公开的实施例，该换能器使用一个 MUT 子单元的阵列，它能够通过多种方式进行互连，以提供有关波束方向、聚焦位置和最小旁瓣和栅瓣（grating lobes）的特定声学输出。

为了进行说明，图 2 表示一个由 7 个六边形 MUT 单元 2 制成的“雏菊式”子单元 14，一个中心单元由六个单元形成的环所包围，该环中的每个单元都和中心单元以及环中相邻单元的一条边邻接。每个单元的顶部电极都是连接在一起的硬连线，同样，每个单元的底部电极是连接在一起的硬连线，形成一个七个元件构成的电容性子单元。

图 3 显示了另一个由 19 个 MUT 单元组成的六边形阵元 16，每个组中所述单元的顶部电极都是连接在一起的硬连线，同样的，连接每个组中所述单元的底部电极，从而形成一个较大的电容性的阵列。因为该 MUT 单元能够做得非常小，因而能够获得细间距的镶嵌式阵列。

在本发明的范围内，通过使用 MUT 单元和子单元形成换能器阵列的方法有多种，图 4 和图 5 是表示镶嵌式设置的子单元形成镶嵌式阵列的例子。在图 4 所示的实施例中，4 个近似环形的阵元（分别用附图标记 22、24、26 和 28 表示），每一阵元包括镶嵌式设置的“雏菊式”子单元（每个子单元上有 7 个 MUT 单元是连接在一起的硬连线），构造为每个阵元都具有近似相等的面积。在图 5 所示的实施例中，6 个近似环形的阵元（分别用附图标记 30、32、34、36、38 和 40 表示），

每一阵元包括镶嵌式设置的“雏菊式”子单元，构造为每个阵元都具有近似相等的面积。每个例子中的这种镶嵌式结构能够由多种子单元类型组成，该阵列模式不必是一个镶嵌式结构，而是可以具有无声学子单元的区域。例如，可以存在多个通路将 MUT 子单元或单元的顶部电极的置于该阵列的下面。

本发明的设置方式可以进行改变，以使各种声学参数得到最优化，如带宽、旁瓣水平或焦点深度。可选的，该子单元可以分组以形成一个用于发射操作的孔径，并立即切换到另一个用于接收的孔径。虽然图 4 和图 5 表示了近似环形的阵元，但也可以使用其他结构，例如，不连续的环，八边形环或弧形，模式的选择取决于应用的需要。

图 6 和图 7 是一些包括镶嵌式布置的“六边形”子单元的阵元模式的示例，图 6 所示的实施例具有 4 个阵元（分别参见附图标记 42、44、46 和 48），每个阵元包括镶嵌式布置的“六边形”子单元（每个子单元的 19 个 MUT 单元是连接在一起的硬连线）。该阵元不是环形的。特别的，第三个阵元是一个不连续的环，或更精确地，是多个“六边形”子单元以等角度间隔沿圆周分布形成。图 7 所示的实施例具有 6 个阵元（分别参见附图标记 50、52、54、56、58、60），每个阵元由镶嵌式布置的“六边形”子单元组成。在这个实施例中，第四个阵元是不连续的环，而第一个（即中心的）阵元是六边形而不是圆形。

应该理解图 4-7 所示的模式仅仅用于说明的目的，还可以定义许多其它模式，并且这种公开不是要将本发明的创新限制为所示出的特定形式。

在镶嵌式环形阵列中，该环形能够极大减小需被波束合成元件处理的信号的数量。例如，如果该 cMUT 分布为一个 8 阵元的环形阵列，这意味着该波束合成元件将仅需处理这些环的 8 个信号输出，这与传统的探头的例子形成鲜明的对比，传统的探头信号处理通道典型为 128 个（对于带有电子元件垂直聚焦的阵列，该数值乘以系数 5）。

按照本发明更进一步的方面，通过在子单元之间引入小的间隙可以降低在可结构重组的阵列中的串扰。图 8 表示镶嵌式设置的“雏菊式”子单元 14，其中每个“雏菊式”子单元通过间隙 62 与相邻子单元分隔。图 9 表示镶嵌式设置的“六边形”子单元 16，其中每个“六边形”子单元通过间隙 64 与相邻子单元分隔。为了进一步降低串扰，可

以在硅基底上每个子单元周围设置沟槽。

所述子单元（“雏菊式”，“六边形”或其它形状）可以通过设置在阵元下的开关动态连接。使得能够形成任意的阵元模式，或，换句话说，形成一种可结构重组的阵列。虽然这些开关能够是独立封装的元件时，但实际可以将这些开关制作在其上制造 MUT 阵列的同一半导体基底上，用于形成该 MUT 阵列的显微机械加工工艺不会对该集成电子线路产生不利的影响。

按照本发明的一个方面，能够通过使用脉冲发生器电路减小高压开关的数量，由于高阻抗 MUTs 需要的电流非常小，因此它可以做得很小。

每个 MUT 子单元可以被一个高压开关电路驱动，该电路包括两个背对背连接的 DMOS 场效应管（FET）（源极短接在一起，参见图 10 中的开关 X1-X3），以允许双极操作，这种开关电路在序列号为 10/248968 的美国专利申请中公开，其发明名称为“超声换能器阵列的集成高压开关电路”。在这个开关电路中，当两个 FET 都导通时，电流流过该开关终端，要接通该开关，这些设备的栅极电压必须比它们源极电压大一个阈值电压。在阈值电压之上时，导通电阻与栅极电压的变化相反。由于该源极电压将接近于漏极电压（为了实现低电阻和低电流），源极电压将随超声发射脉冲电压变化。为了维持栅极-源极电压不变，该栅极电压也必须随超声发射脉冲电压变化。这可以通过将源极和栅极与开关控制电路隔离，并且在栅级提供一个相对源极的固定电压而实现，这优选使用动态电平转换器来实现。

序列号为 10/248968 的美国专利申请公开了一种开关电路，包括一个高压 PMOS 晶体管，其漏极通过一个二极管连接到一个 DMOS FET 的公共栅极上。该 PMOS 晶体管的栅极接收该开关栅极导通电压 V_p ，该 PMOS 晶体管的源极偏移了一个总开关栅极偏压（通常为 5V）。为了使开关导通，该 PMOS 晶体管的栅极电压 V_p 从高电平（5V）切换到低电平（0V），使得总偏压通过 PMOS 二极管加到共享的 DMOS FET 的栅极终端。该二极管用于当该开关的栅极电压 V_p 偏移大于总的开关栅极偏压时，阻止该 PMOS 晶体管导通。只要该开关栅极电压 V_p 已经达到该开关栅极偏压，该 DMOS FET 的栅极寄生电容将保持这个电压。因此，只要栅极电压 V_p 保持稳定，该 PMOS 晶体管就能够截止以保存能量。该开

关的 ON 状态能够有效地存储在该开关的栅极电容中意味着该开关具有它自身的存储器。

如图 10 所示, 该开关电路可用作级联开关的组成部分(摘自上面引用的序列号为 10/248968 的专利文件)。在图 10 所示的该级联的例子中, 包括 3 个串联的开关 X1, X2 和 X3, 虽然应当理解多于三个也可以用所示的方式进行串联。开关 X1 到 X3 的状态分别由各自的开关控制电路 C1 到 C3 控制, 还有一个控制栅极截止电压 V_N 和栅极导通电压 V_P 的数字电路(图中未示出)。这个数字电路具有存储开关状态的内部存储器, 一个外部控制系统(图 10 中的编程电路 68)能够对所用的开关存储器进行编程, 使之为 ON、OFF 或 NO-CHANGE 状态。然后一个全局(global)选通线 70(参见图 10)将该状态应用于实际的开关控制电路中。所以直到驱动该选通线为止, V_N 和 V_P 均为 0 伏。在这个状态中, 该开关自身维持它上一次的状态。当驱动全局选通线 70 时, 通过将 V_N 置为高电平(断开该开关), 或将 V_P 置为低电平(接通该开关), 或将 V_N 和 V_P 都置为低电平(开关状态不变), 从而把保存的开关状态传递给开关自身。图 10 中每个开关 X1-X3 总的开关栅极偏压终端连接到总线 72 上, 全局选通线 70 与全局开关栅极偏压总线 72 共同作用, 允许每个开关 X1-X3 的导通电压能够被独立编程。更特殊的, 每个开关能够通过对于调整阵列中所有开关的接通阻抗的栅极开启电压进行编程的方式来调整处理过程中的变化。

仍然参见图 10, 当开关 X1 导通时, 第一个超声换能器 U1 可以通过超声驱动器 66 驱动, 当开关 X1 和 X2 都导通时, 第二个超声换能器 U2 可以通过超声驱动器 10 驱动, 当开关 X1、X2、X3 全部导通时, 第三个超声换能器 U3 可以通过超声驱动器 10 驱动, 每个超声换能器都可以是这里公开的类型之一的子单元。

结构可重组的基于 MUT 的镶嵌式阵列的应用

本发明使用了阵列结构可重组的概念。下面的示例不是用于覆盖所有可能采用的集合, 而是仅用于说明目的。

a. 环形阵列

对于已知的非镶嵌式环形阵列, 常用等面积逼近方式进行创建, 其中该中心阵元和该环形都具有相等的面积。这种方法使得沿着每个阵元的相位偏移是一致的, 它也使所有阵元的阻抗一致, 以便在电路

在驱动和接收时施加的负载相同。这有助于使每个阵元的光谱含量近似相同，并因此使发射和接收的波束合成过程达到最大的相干性。

不过，计算机仿真显示这种等面积的方法限制了该阵列的近场性能，原因在于近场中只有有限数量的阵元起作用。另一种可替换的设计方式是被称为恒焦距比数（constant f-number）的设计，它用于扁平（非预先聚焦）的环形阵列。使用这种方法，可以尝试在感兴趣区域保持一个常焦距比数，直到离开孔径。可以通过这里所公开的 MUT 子单元的结构可重组的阵列实现这些设计及其他变化。

b 非环形阵列

需要认识到 MUT 的结构可重组需要镶嵌式阵列元件在形状和尺寸上有很大的通用性。某种医疗应用可能需要其他设置方式，如椭圆性设计（在使用垂直透镜（elevation lensing）的情况下）和可能采用稀疏阵列（sparse array）设计。

c. 对于发送和接收的不同结构在 MUT 阵列基底的集成电子线路提供了对阵列阵元基本模式或结构进行快速切换的能力，这带给声学性能的一个优势是能够发射和接收具有不同的孔径。在发射时，能够相对于一个固定的焦距设置最佳孔径，而在接收时，可以实现适应动态变化的焦点（或孔径或变迹（apodization））的孔径。这不仅局限于改变该孔径的大小（如所有系统通道都能够用于发射和接收

d. 波束转向

可结构重组的阵列考虑到通过这些对于给定波束具有类似延迟值的子单元组成一组而使波束有转向的可能性，当一个侧向波束组具有环状分组时，从垂直方向偏转的波束具有弧形分组。

波束可以进行三维转向，即在方位角和垂直方向上，可结构重组的设计新增的价值在于这些被转向的波束可以通过很少的系统通道实现，因为一种典型的位相阵列以小的转角对该声学场进行了过采样。这样可以在有限通道数的情况下，通过将镶嵌式设计的阵元按照需要的时间延迟有效地组合在一起而实现波束转向。所需的不连续的延迟数与增加空间采样粗糙度时引起的旁瓣的程度有关。

II. 声学性能的增强

a. 子单元之间偏压变化

众所周知，在发送孔径振幅突变时，通过吉布斯（Gibbs）现象相关过程产生较高幅值的旁瓣，对于一维阵列，大多数制造商使用加权

(或变迹 apodization) 来减少这些旁瓣。对于镶嵌式环形阵列, 它在该阵列的表面垂直的方向发送, 变迹能够被施加到阵列每一个环形上。这就不能够使用波束转向的镶嵌式环形阵列, 因为需要在每个弧上施加不变的幅值, 并且这些弧在该镶嵌式阵列孔径的边缘中止。要解决这个问题, 可以调整沿着孔径的偏压, 以产生一个沿着 MUT 单元的球形 (或其他形状) 调制, 从而如所希望的那样改变波束合成的过程。一般情况下, 这意味着控制沿着活动孔径的偏压, 再一次, 这种控制的不连续性将由所希望的波束质量和能够容忍的电路复杂性确定。使用该偏压建立这种变迹, 即使使用环孔, 仍然能够较好地控制变迹, 因为变迹函数的形状由于单元确定, 而不是由环孔确定。

而且, 由于工艺的多样性, 子单元沿着阵列方向的声学灵敏度可能不均一, 因为灵敏度取决于偏压, 独立地调整每个子单元的电压能够补偿这种灵敏度的变化。

b. 自适应声学

可以通过隔离由阵列中的任意一个子单元 (或一组子单元) 接收的回波, 并将该回波与所有镶嵌式阵列单元的回波和 (波束和) 的时间关系进行比较来周期性的检测波束合成的质量。然后该子单元 (或组) 能够根据它与合成波束信号的相位或时间延迟重新设置到不同的环形或弧形中。

c. 谐波

这里所公开的镶嵌式阵列也提供了高带宽的优点, 希望使用镶嵌式阵列, 特别是镶嵌式环形结构, 能够比矩形孔径产生更高数量的谐波能量, 其原因在于能够更好地控制声场。进一步期望由于 MUT 的带宽的增加使得这种额外的谐波能量易于被检测到。

关于宽的带宽性能, 使用这里所公开的镶嵌式阵列法的第三谐波成像的可能性会相当高 (当前的系统仅使用第二谐波)。

而且, 这里公开的镶嵌式阵列提供了波形上的优点。诸如组织特征描述此类技术能够直接通过使用高带宽的设备, 如 MUT 获得。这是因为具有非常高的分辨率, 使得该组织 (tissue) 特性能够被更好地采样。

总之, 这里所公开的发明提供了一种出色的波束特性, 包括减薄的层厚, 在垂直方向上动态聚焦的波束, 以及对阵列进行结构重组以

提高声学性能或用于特定医学环境。本发明也由于通道数的减少而降低了系统复杂性，使得降低了能耗，降低了成本，增加了便携性。

将 MUT 技术与镶嵌式阵列进行结合，从而提供了这种对细间距阵元进行结构重组，以沿着不同超声应用匹配获得高质量图像必不可少的相位波前的能力。该 MUT 单元也是非共振结构，因此，它们能够在比传统压电阵列宽得多的频率范围内工作。这种镶嵌式阵列技术将通过比现有技术中的阵列更精确的波束合成和控制来提供实时二维成像和电子驱动三维成像。

虽然本发明通过参考前面实施例进行说明，但是本领域技术人员应当理解，在不脱离本发明的范围内可以对本发明进行多种改变，也可以用等同的元件进行替换，而且，在本发明的教导下，可以在不脱离本发明精神范围内为了适应特定情况进行多种修改，因此这意味着本发明不受作为本发明最佳实施方式而公开的具体实施例的限制，而是本发明将包括落入后附的权利要求范围内的所有实施方式。

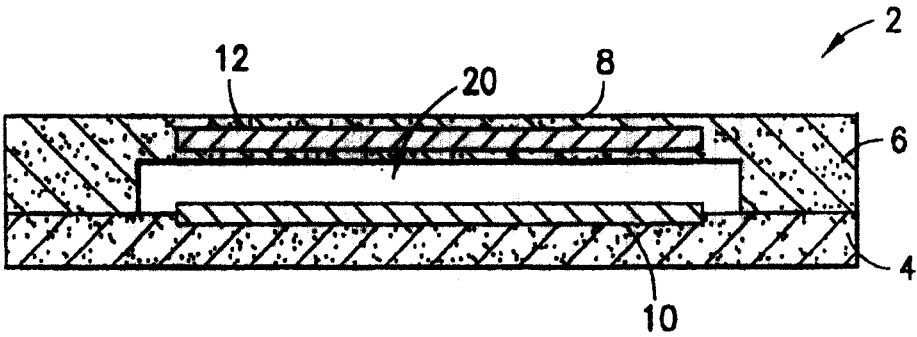


图 1

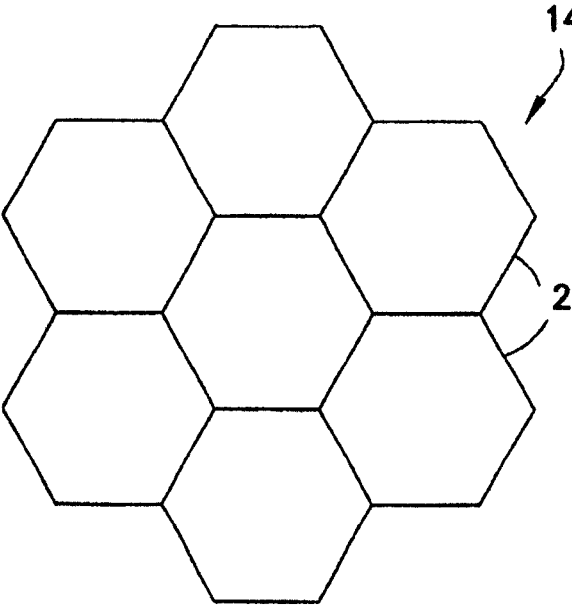


图 2

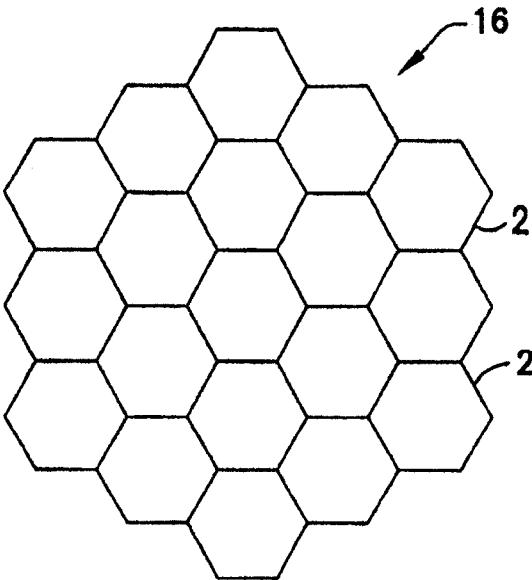


图 3

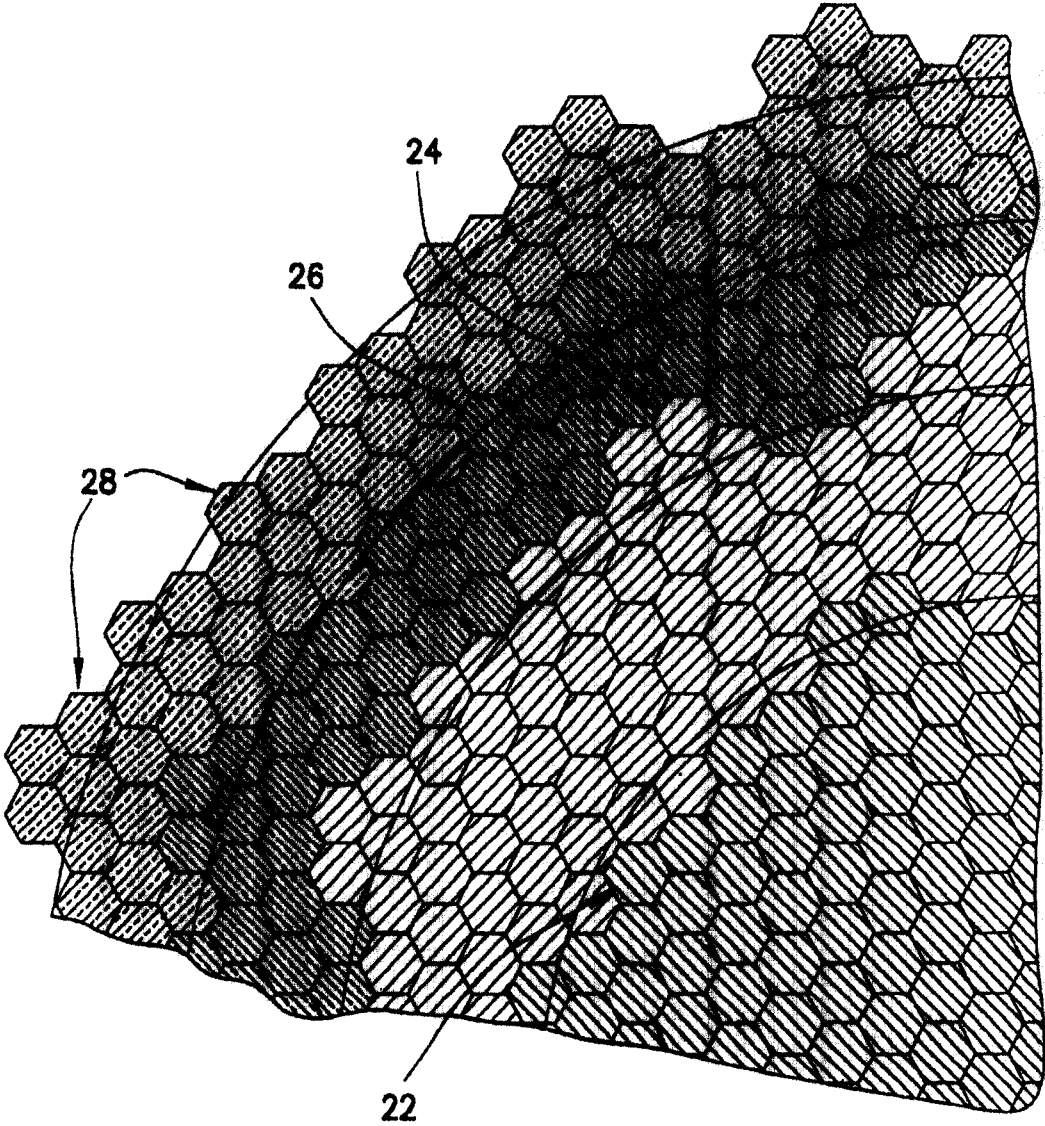


图 4

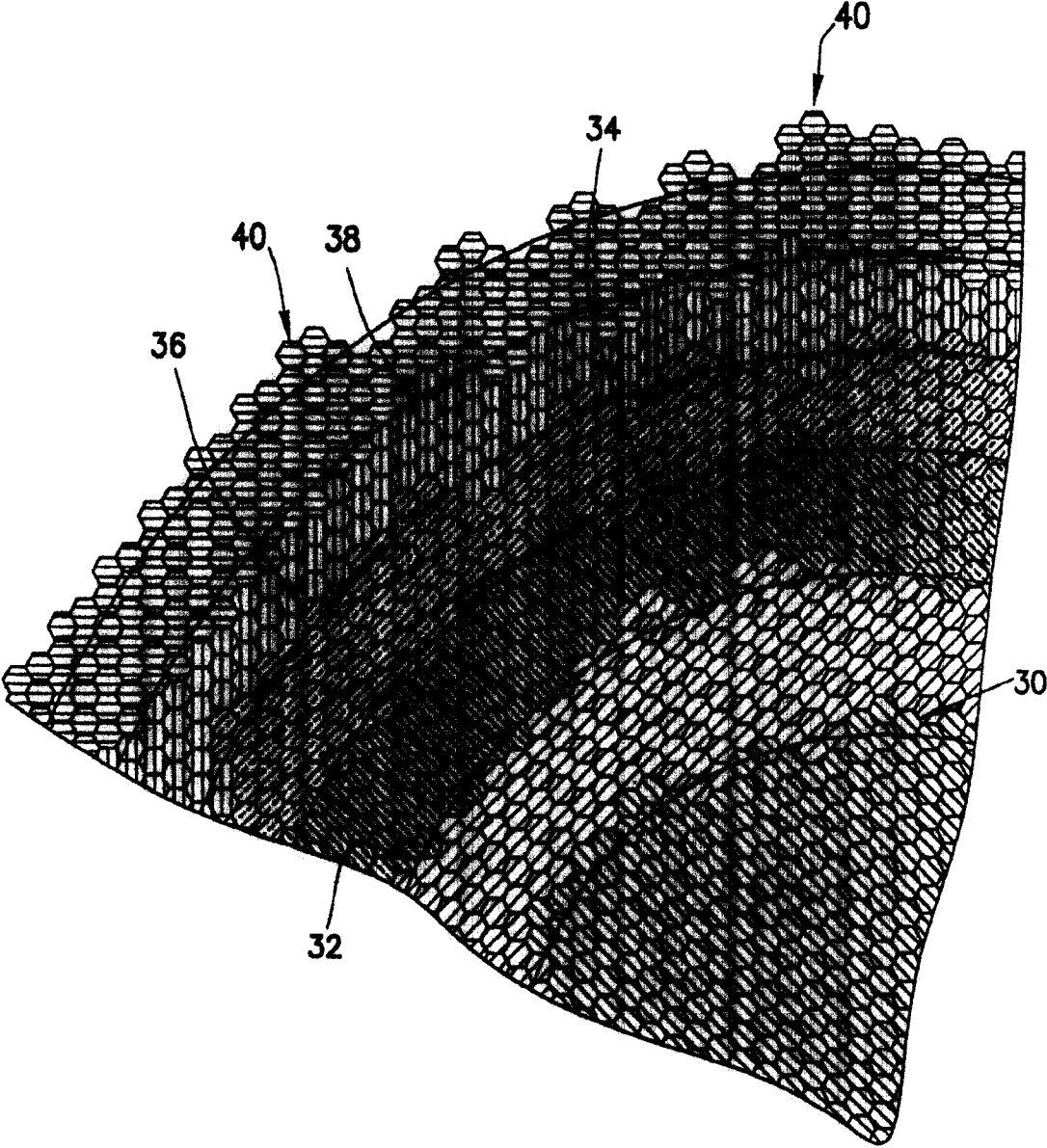


图 5

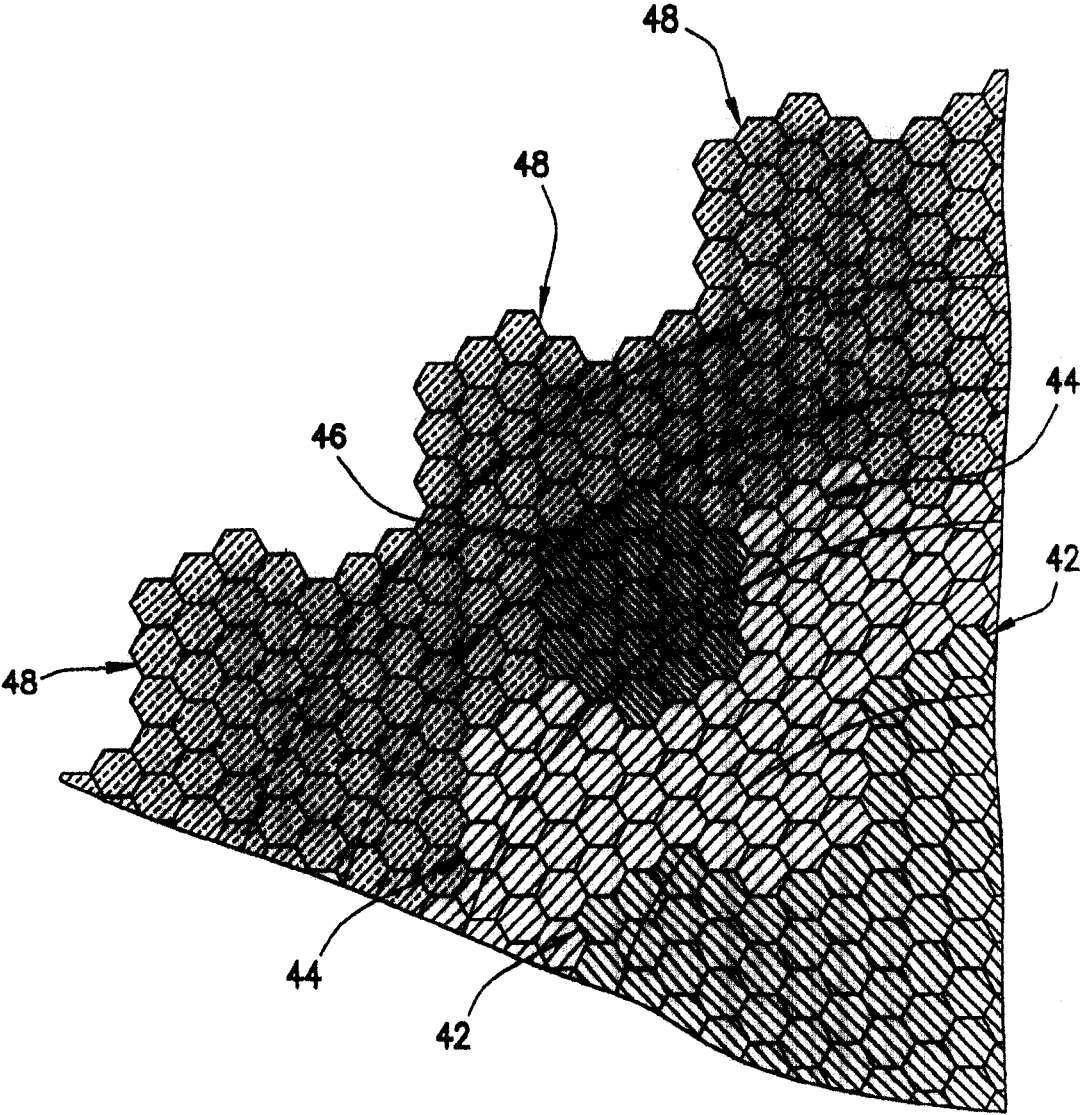


图 6

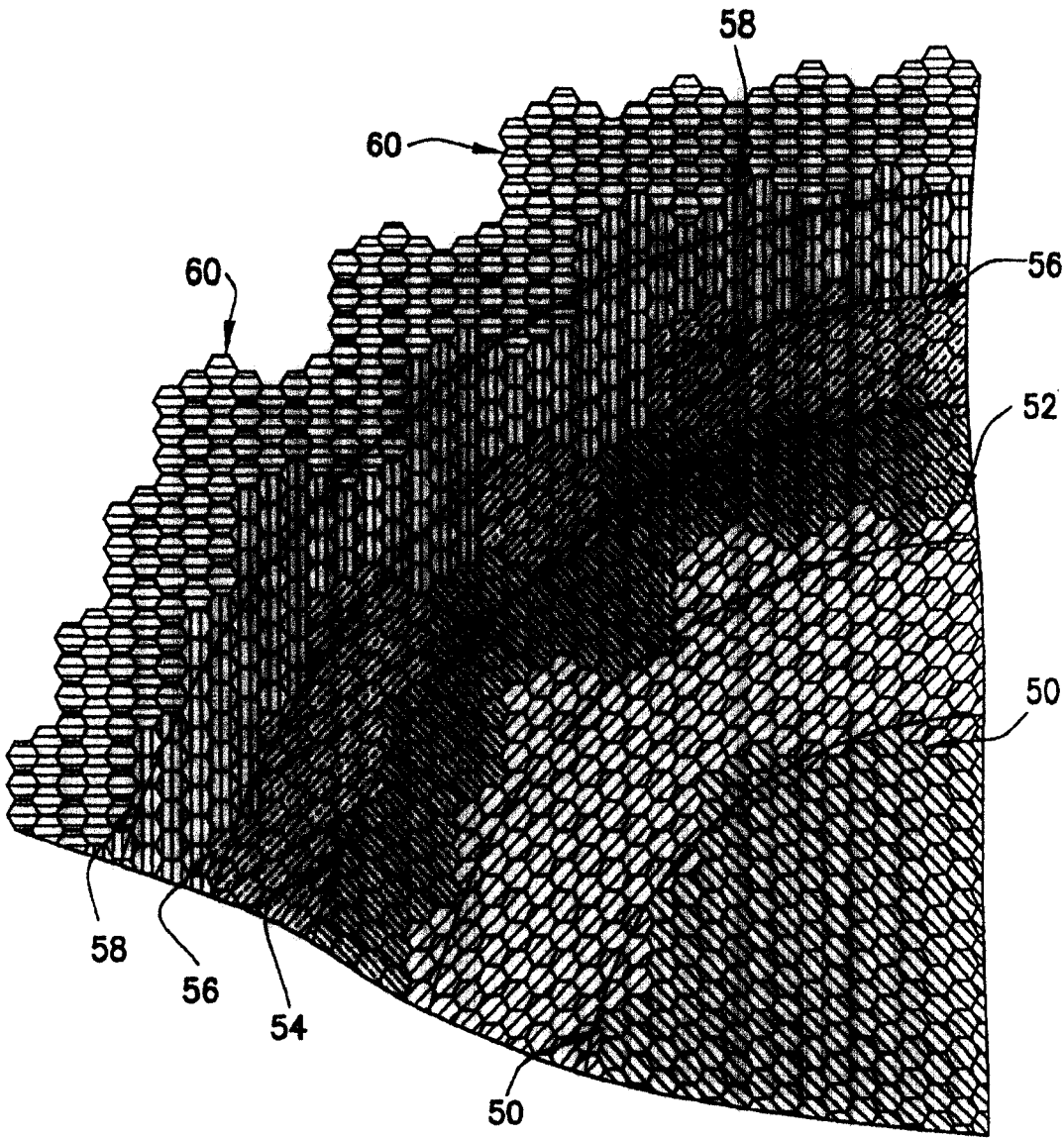


图 7

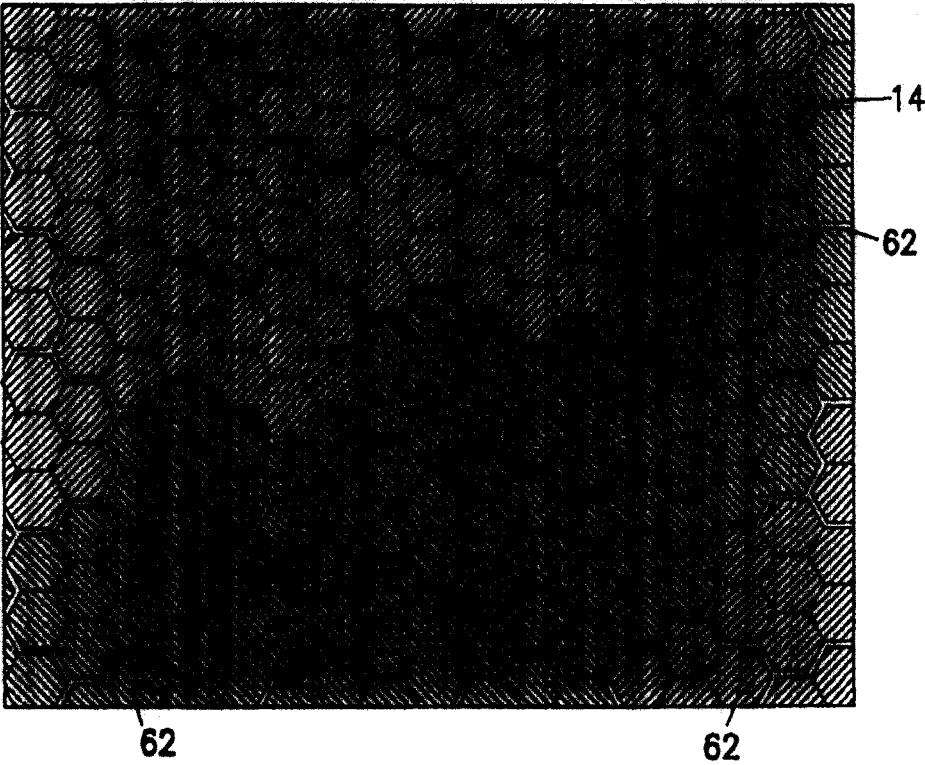


图 8

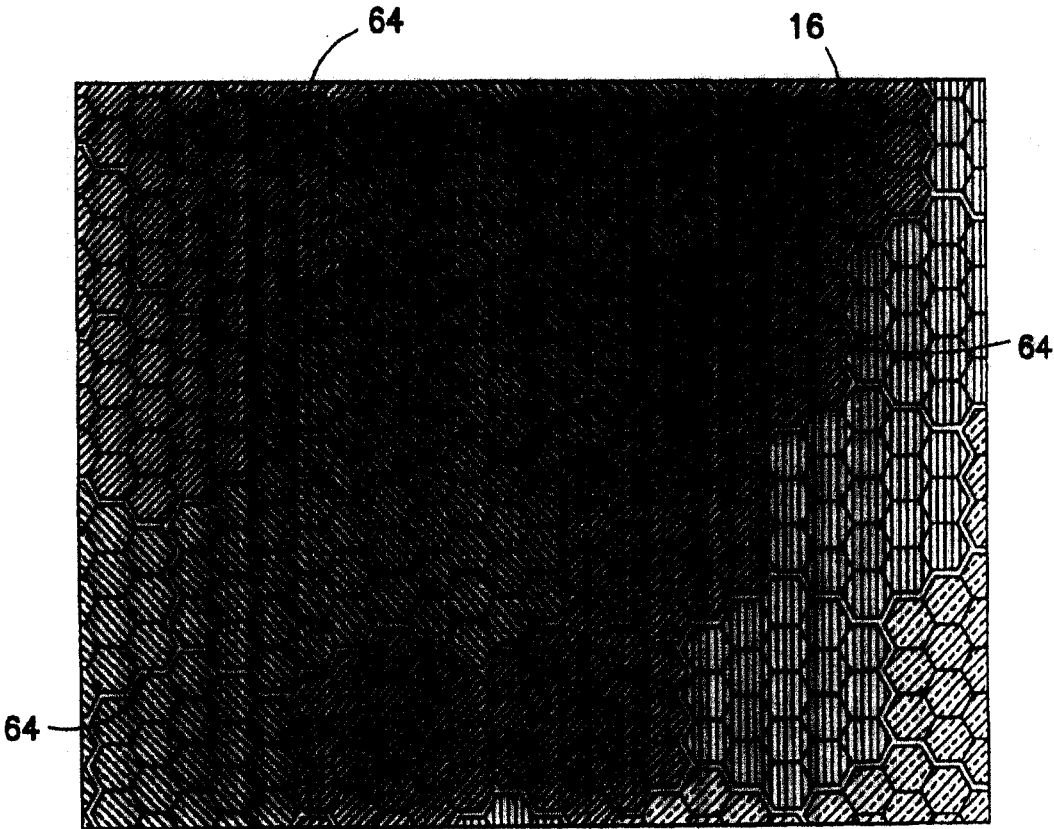


图 9

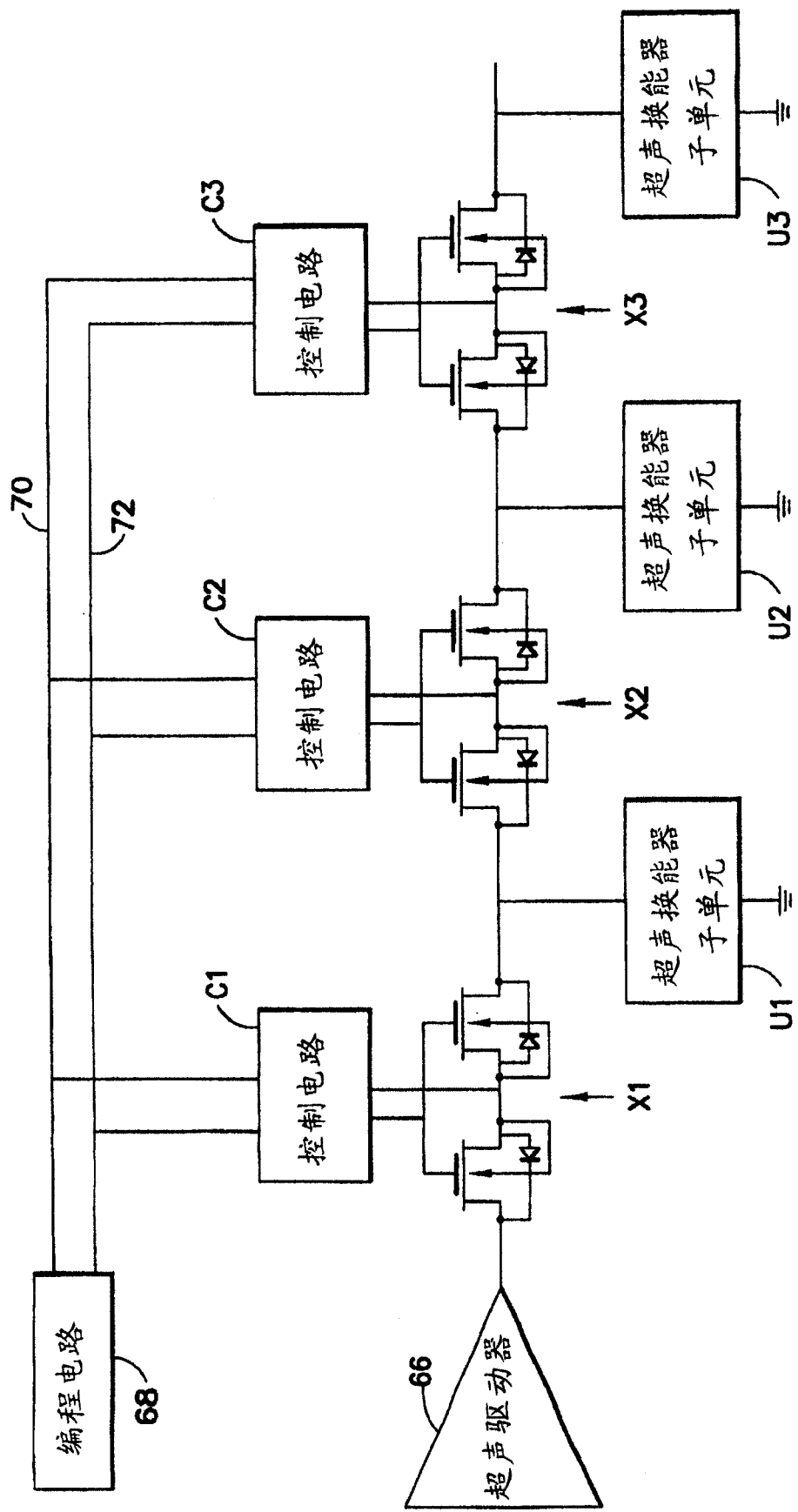


图 10