

纪念《应用声学》创刊30周年

电容 MEMS 超声换能器研究进展

栾桂冬[†]

(北京大学信息科学技术学院 北京 100871)

摘要 MEMS (micro-electromechanical systems) 超声换能器 (MEMS ultrasonic transducer, 简称 MUT) 是采用微电子和微机械加工技术制作的新型超声换能器。与传统超声换能器相比, MUT 具有体积小、重量轻、成本低、功耗低、可靠性高、频率控制灵活、频带宽、灵敏度高以及易于与电路集成和实现智能化等特点。是超声换能器的重要的研究方向之一。MUT 的研究主要包括压电 MUT (piezoelectric MUT, 简称 PMUT) 和电容 MUT (capacitive MUT, 简称 CMUT) 两个方面。本文概述了 CMUT 研究的发展进程和研究成果, 展望了 CMUT 的研究和应用前景。

关键词 微机械, 电容, 超声换能器

中图分类号: TB552

文献标识码: A

文章编号: 1000-310X(2012)04-0241-08

Progress in capacitive MEMS ultrasonic transducer

LUAN Guidong

(School of Electronics Engineering and Computer Science, Peking University, Beijing 100871)

Abstract MEMS ultrasonic transducers device (MUT) is a new type of ultrasonic transducer which is the use of microelectronics and micromachining technology to manufacture. Compared with conventional ultrasound transducer, the MUT has the advantage of small size, light weight, low cost, low power consumption, high reliability, flexible control of frequency, frequency bandwidth, high sensitivity and easy with the integrated circuit, and implement intelligent. MUT is one of the important research directions of the ultrasonic transducers. MUT research mainly includes two aspects of the piezoelectric MUT (PMUT) and the capacitive MUT (CMUT). This article provides an overview of the development process and research findings of the CMUT, and future research and application prospects of CMUT.

Key words Micro-mechanical, Capacitive, Ultrasonic transducer

1 引言

本文是“压电 MEMS 超声换能器研究进展”的下篇, 在上篇文章中, 介绍了压电 MUT (PMUT), 本篇介绍电容 MUT (CMUT), 相关的缩写英文单词见 2012 年第 3 期文章“压电 MEMS 超声换能器

研究进展”。

PMUT 是基于静电换能器的能量转换机理。其基本结构是由固定的电极板 (定极板) 和活动的电极板 (动极板) 组成的平行板电容器。定极板质量较大固定不动, 动极板通常是柔性薄膜或弹性薄板。定极板和动极板之间是气隙或真空。工作时在

2012-03-30 收稿; 2012-04-06 定稿

作者简介: 栾桂冬 (1938-), 男, 江苏泰州人, 教授, 主要研究方向: 换能器。

[†]通讯作者: 栾桂冬, E-mail: lgd@pku.edu.cn

定极板和动极板之间需要施加较高的直流偏置电压。当直流电压附加于定极板和动极板之间时，静电力将动极板向定极板吸引，同时，动极板中的应力与吸引力平衡。发射时，在交变电场的作用下动极板作弯曲振动，从而向声场辐射声波。接收时，在声压作用下，动极板发生振动，引起电容的变化，通过解调电路输出与声压成正比的电信号。

CMUT 是 MEMS 超声换能器 (MUT) 的主要研究方向之一。从上世纪 90 年代初期有文献报道以来，已经历了将近 20 年的研究。由于 CMUT 基本上可用传统的半导体工艺制作，结构较为简单，技术较为成熟，比 PMUT 较早进入应用领域。

2 空气中用 CMUT

初期的研究，由于技术水平的限制，限于空气超声的应用^[1-3]。图 1 是首次报告的 11.4 MHz 在空气中发射的 CMUT，由重掺杂体硅（定极板）、氧化物绝缘环和圆形的金属化氮化硅膜（动极板）组成^[1]。

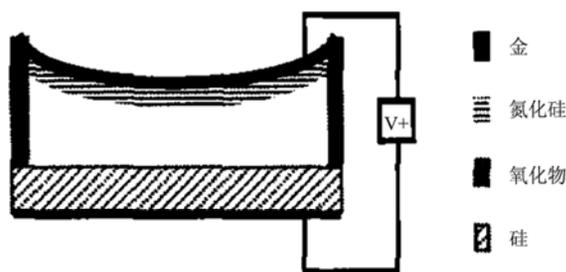


图 1 一个 MUT 单元示意图

如果在机械共振频率施加交流电压，膜被交流电压驱动，将产生大的位移并发射声波。相反，如果接收超声波，将产生能够被检测的电信号。

制作流程如图 2 所示。清洗高掺杂硅片(p+), 用湿氧化工艺在高掺杂硅片生长一层 $1\ \mu\text{m}$ 的氧化层。然后，沉积 $5000\ \text{\AA}$ 的 LPCVD 氮化硅层。当硅片背面的氧化层和氮化硅层被剥离后，沉淀 $500\ \text{\AA}$ 的金膜。然后，印刷刻蚀孔的图案，进行金和氮化硅刻蚀。最后，氢氟酸通过刻蚀孔腐蚀牺牲层（氧化层）。

换能器由空间分布相距 $25\ \mu\text{m}$ 、 $50\ \mu\text{m}$ 或 $100\ \mu\text{m}$ 周期的单元矩阵组成。可以通过适当分布不同中心频率的单元达到超高带宽。该换能器能够高功率发射和高灵敏度接收，可工作于大动态范围。

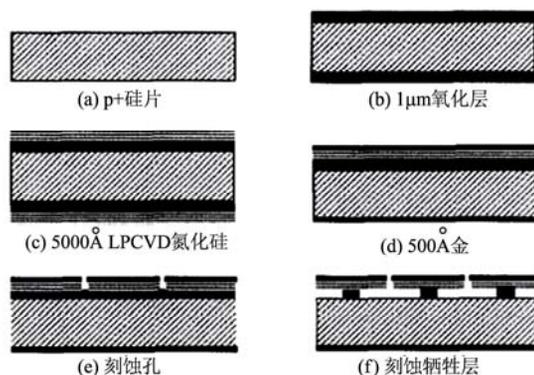


图 2 制作工艺流程

一对空间分布周期 $100\ \mu\text{m}$ 的发射和接收换能器^[3]，相距 $5\ \text{mm}$ ，极化电压 $100\ \text{V}$ ，在共振频率 $1.8\ \text{MHz}$ ，施加 $16\ \text{V}$ 、 $100\ \text{ns}$ 的电脉冲，信噪比达 $34\ \text{dB}$ 。能接收相距 $10\ \text{cm}$ 的信号（约 $44\ \text{dB}$ 的传播损失）。发射换能器的单路插入损失 $26\ \text{dB}$ ， $3\ \text{dB}$ 带宽 20% ，峰值位移 $230\ \text{\AA}/\text{V}$ ，作为比较的压电换能器插入损失 $20\ \text{dB}$ ，带宽 4% ，峰值位移是 $100\ \text{\AA}/\text{V}$ 。由于是用标准的硅微工艺制作，能够制作与电子电路集成在一起的换能器。相对压电换能器的另一个优点是，对温度不敏感。静电换能器仅被所用材料的熔点和不同的热膨胀限制。该换能器温度上近 $400\ ^\circ\text{C}$ 。

在空气中用 CMUT 激发和接收薄板兰姆波的示意图，如图 3 所示^[4]。

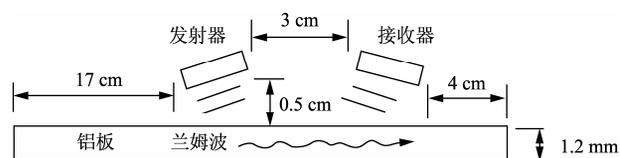


图 3 从空气中激发和接收铝板兰姆波示意图

在频率 $2.3\ \text{MHz}$ ，铝板厚 $1.2\ \text{mm}$ ，从空气到板，入射角 5.8° 耦合最低的对称模。双向转换损失 $61.5\ \text{dB}$ ，测量的信噪比 $28.4\ \text{dB}$ ，空气间隙的衰减 $8.7\ \text{dB}$ ，换能器的动态范围 $98.6\ \text{dB}$ 。对 $1.2\ \text{mm}$ 铝板的检测深度是 $0.05\ \text{mm}$ 、 $0.10\ \text{mm}$ 、 $0.15\ \text{mm}$ 、 $0.3\ \text{mm}$ 和 $0.45\ \text{mm}$ 。

3 浸沉用 CMUT

由于密封技术的进展，既能在空气中应用，又能在水中（浸沉）应用的 CMUT 相继出现^[5-8]。

一个既可以在空气中使用, 也可浸沉在水中使用的 CMUT 的尺寸为: 动极板与定极板之间的间隙小于 $1\ \mu\text{m}$ (真空或空气), 振动膜 (动极板) 厚 $1\ \mu\text{m}$ (氮化硅或多晶硅), 振动膜的直径 $50\ \mu\text{m}$ 。换能器由很多单元并联而成, 如图 4 所示^[6]。图中白色部分为金属电极和连线, 金属电极的直径约为振动膜直径的一半。由换能器可组成一维和二维阵。

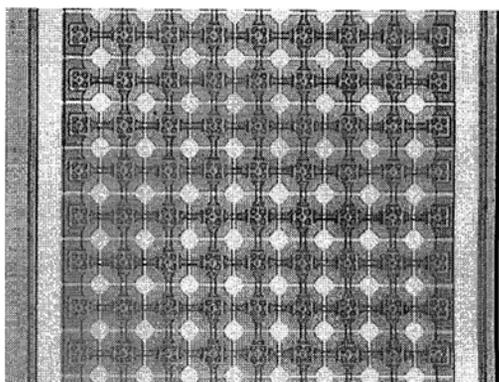


图 4 换能器由很多单元并联而成

CMUT 微加工关键步骤是用牺牲层形成密封的非晶硅氮化物空腔, 制作的主要步骤如图 5 所示。完成的接收 CMUT 的尺寸是 $0.25\ \text{cm} \times 0.25\ \text{cm}$, 发射 CMUT 的尺寸是 $1\ \text{cm} \times 1\ \text{cm}$ 。在水和空气中进行的试验表明, 空气中在 $2.3\ \text{MHz}$ 的动态范围超过 $110\ \text{dB}$, 水中能从 $1\ \text{MHz}$ 工作到 $20\ \text{MHz}$ 。对 $3\ \text{MHz}$ 的短纯音有好于 $60\ \text{dB}$ 的信噪比。

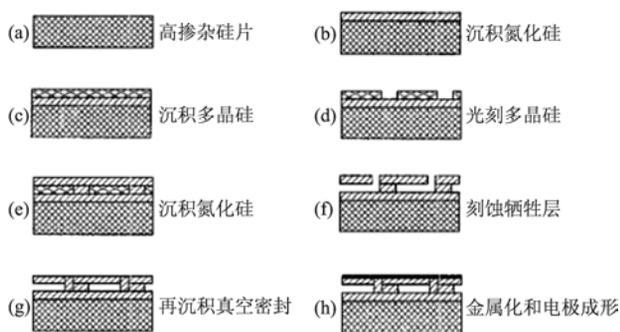


图 5 MUT 制作的主要步骤

另一对样品的单元半径 $15\ \mu\text{m}$, 缝隙厚度 $0.09\ \mu\text{m}$, 膜厚 $0.53\ \mu\text{m}$, 绝缘层厚度 $0.16\ \mu\text{m}$ 。由此单元构成 $1.75\ \text{mm} \times 1.75\ \text{mm}$ 的装置用于浸沉接收时, 信噪比不低于 $48\ \text{dB}$, 在 $4.5\ \text{MHz}$ 附近有好于 $100\ \text{dB}$ 的动态范围, 围绕中心频率有好于 100% 的带宽, 波束图近似平面活塞发射器。适于组阵, 并组成了 64 元的线阵。

用较大的 CMUT 单元组成小型合成孔径线阵, 对反射目标实现成像的换能器如图 6 所示^[9]。氮化硅薄膜厚 $0.5\ \mu\text{m}$ 到 $2\ \mu\text{m}$, 换能器宽 $200\ \mu\text{m}$ 到 $1\ \text{mm}$, 频率范围从低于 $1\ \text{MHz}$ 到 $10\ \text{MHz}$ 以上。在空气中, 用一对换能器一发一收扫描一个 20 便士硬币的成像图, 示于图 7。用两个 $10\ \text{MHz}$ 压电换能器作为声源, 用该换能器接收, 用合成孔径成像算法, 实现了浸入水中充气管的成像。

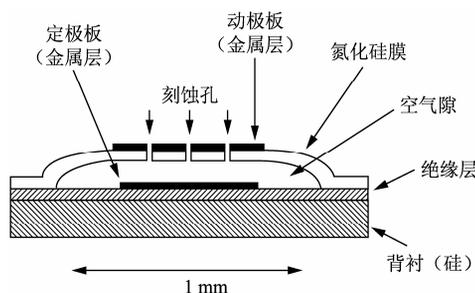


图 6 微机械换能器示意图

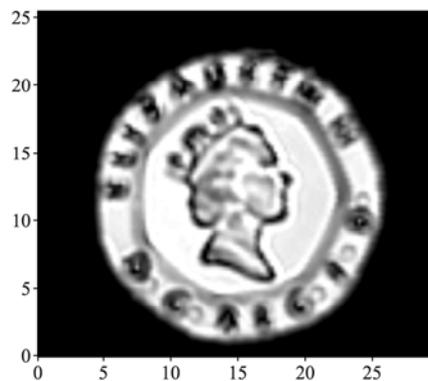


图 7 20 便士硬币成像图

文献[10]以包含一系列均匀间隔孔的背板为定极板, 以 $5\ \mu\text{m}$ 厚的金属化聚酯膜为动极板, 制作成 CMUT。实现了在 $20\ \text{mm}$ 见方的有机玻璃上 $2\ \text{mm}$ 深的凹坑的 C-扫描成像, 分辨力 $1\ \text{mm}$ 。

文献[11]用牺牲层表面微机械工艺制作了 CMUT。CMUT 的极化电压 $50\ \text{V}$, 发射时叠加 $100\ \text{V}$ 的交流电压。仅用一个 CMUT 既做发射又做接收, 用距换能器 $1.5\ \text{cm}$ 的铝板作反射体, 在油中, 进行了脉冲回波测量。在 $3\ \text{MHz}$ 至 $4\ \text{MHz}$ 的插入损失达 $73\ \text{dB}$ 至 $75\ \text{dB}$ 。

4 阵列应用

适于组阵是 CMUT 的优势之一^[12-15]。128 元和

64元一维线性 CMUT 阵如图 8 所示^[12]。其中：128 元阵的基元长 6000 μm，基元宽 200 μm；基元间距 250 μm，一个基元 750 个单元；单元直径 36 μm，膜厚 0.9 μm，气隙厚 0.11 μm，绝缘层厚 0.2 μm，背衬厚 500 μm。

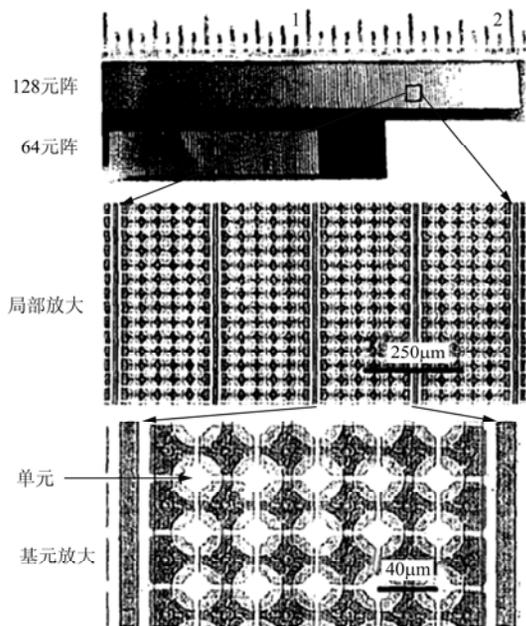


图 8 128 和 64 基元一维 CMUT 线阵和局部放大图

一维阵的中心频率 3 MHz，带宽 80%。施加直流极化电压 40 V 和 15 V、100 ns 的方波脉冲，实现了 A 型和 B 型显示。在 B-型显示，能在距离 210 mm、90° 的开角，显示动态范围 40 dB 和 60 dB，能很好的显示六个反射体。图像的本地电噪声，低于最大主瓣幅度 50 dB。

用同样单元组成 2 维阵，附加直流极化电压 20 V 和 15 V、100 ns 方波脉冲，激励在 8×16 阵元中心的 4×4 阵元，其余的用于接收，显示了四个油-树脂分界面可清楚分辨的体积表面透视图像。

文献[14-15]介绍用联合晶圆键合和牺牲层工

艺制作 CMUT 阵元和阵的方法，制作了用于水下实验的单元阵，图 9 为一个二维阵基元顶部光学图像。

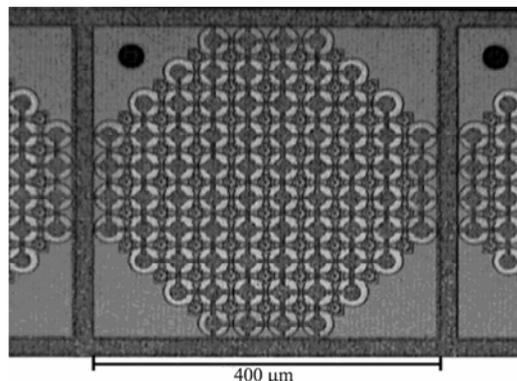


图 9 一个二维阵基元顶部光学图像

文章还对 CMUT 的单元结构 (图 10) 进行了分析讨论。图 10(a)中，当膜是高导电性时，顶电极将膜的底部完全涵盖，导致最高的电容量。当膜是绝缘体是，膜的电容被电极图案严格界定，导致最低的电容量。当膜是电阻性时，电容介于两种情况之间。膜也可以制成在中间形成如图 10(b)的形状，接近活塞运动，提高整个膜的平均位移和减小寄生电容。

文献[16]利用 CMUT 的有限元模型，分析了单个基元单元以及阵的基元之间的串扰。发现阵元之间串扰是由于两个主要来源：通过换能器水表面斯通利波传播的耦合；在基板上传播的兰姆波耦合。研究了基板厚度变化、在阵元之间蚀刻沟槽和在阵元之间设置一个墙壁对减少串扰水平的影响。并认为在阵元之间设置一个墙壁是控制阵的基元之间的串扰最有前途的方法。文献[17]建立了有限差分矩阵模型，详细分析了阵列基元及其相互耦合的性能。

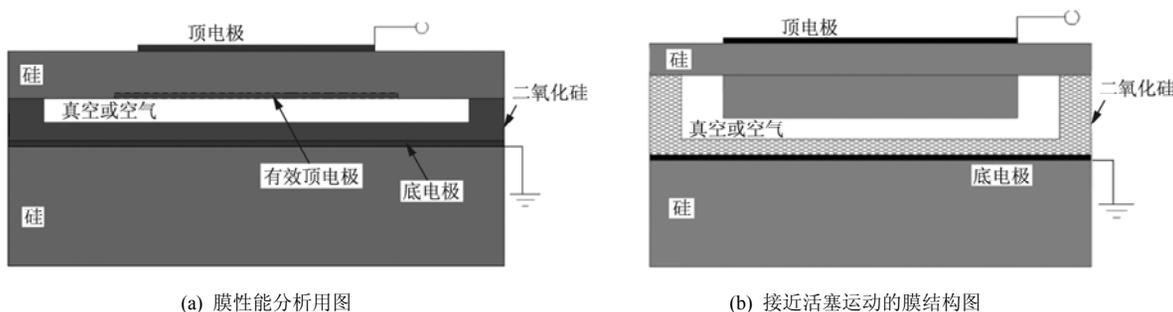


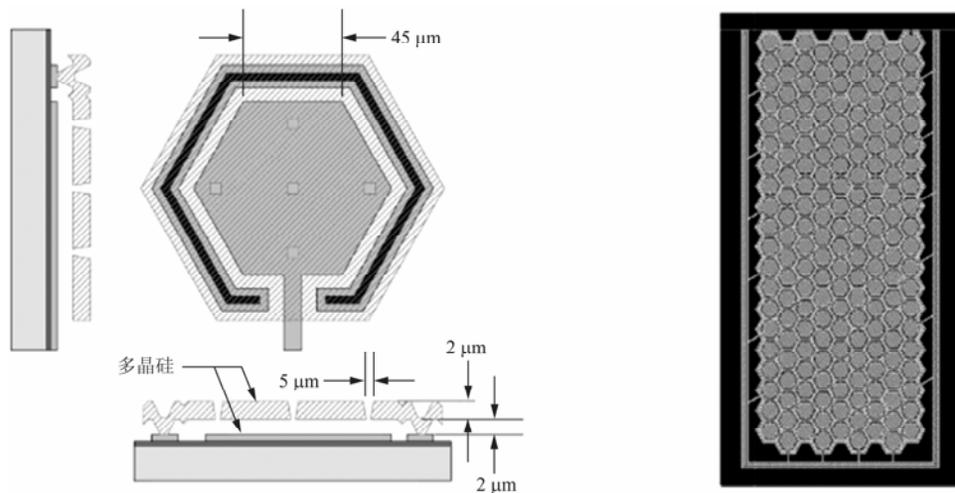
图 10 单元的结构示意图

5 固体中应用

第一时间报道直接耦合到固体的 CMUT 样品, 如图 11 所示^[18-19]。图中(a)表示一个单元的截面图。气隙 $2.0\mu\text{m}$, 多晶硅上电极厚 $2.0\mu\text{m}$, $5\mu\text{m}$ 的方孔近似距离 $30\mu\text{m}$, 以供刻蚀和振动膜释放。由于单个

膜非常小, 用 180 个膜的阵平行连接成一个换能器, 图中(b)表示 180 个单元并联的单个换能器的顶视图。

试验芯片包括九个同样单个换能器排成直线相控阵, 换能器用一种有机硅涂料粘合到待测固体中, 声耦合很好且并不损坏换能器。被粘合的膜没有显示出共振, 适合宽带检测。



(a) 单元截面图 (b) 180 个单元并联的换能器图

图 11 直接耦合到固体的 CMUT 图

6 声发射应用

用于检测声发射 (AE) 信号的共振型 CMUT 示意图, 见图 12^[20]。裂缝产生的超声波, 耦合到电容换能器的底板, 引起顶板振动, 从而产生一时变的电压信号。时变的电压信号通过数字采集系统和计算机采集和分析。

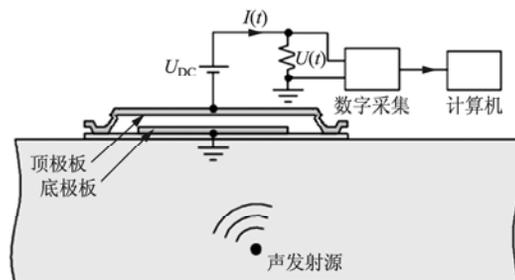


图 12 声发射 CMUT 示意图

图 13 是换能器示意图。换能器的电极板用多晶硅制作, 电极板之间的间隙是 $1.25\mu\text{m}$ 。通过紧密间隔的被腐蚀的小孔 ($3.5\mu\text{m}$ 见方, 排成品字形的阵列) 来减小阻尼。换能器每个角具有相同的支撑弹簧, 改变支撑弹簧的弹性常数可得到不同的共振频率。具有不同共振频率的四个换能器, 制作在一片 $0.5\text{cm} \times 0.5\text{cm}$ 的芯片上。声发射事件的频谱在 100kHz 和 1MHz 之间。一个极化电压 12V 的换能器样品测得的共振频率为 350kHz , 可用于代替传统的压电声发射换能器。换能器和放大器及偏置电路集成在一起成为一个紧凑的单元, 很容易测试应用。

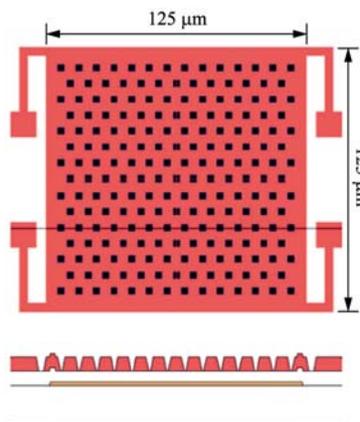


图 13 声发射 CMUT 的顶视图和横截面图

文献[21]用一种新型聚合物材料的 CMUT 检测厚铝板的声发射信号, 响应峰值在 100kHz 范围。该聚合物材料 CMUT 使用微型-立体光刻制作, 比传统硅基 CMUT 简单、便宜。

7 水中低频应用

近来有吸引力的应用是大带宽、高效率、在水中低频应用的 CMUT。研究表明, CMUT 能达到高输出功率和高接收灵敏度^[22]。

用阳极芯片键合技术制作水下 CMUT, 在适当的压力、电场和温度, 将硅片键合到玻璃芯片上, 工艺流程如图 14 所示。图中: (a)两边抛光的高掺杂 380 μm 厚的硅片; (b)刻蚀 4.5 μm 的气隙; (c)热生长 0.5 μm 的氧化硅; (d)刻蚀硅片背面的氧化硅; (e)3.2mm 厚的玻璃晶片; (f)刻蚀玻璃并热蒸镀 5 nm 铬和 45 nm 金; (g)键合两晶片; (h)在硅膜的顶上蒸镀顶电极(铝)。制作了膜的半径分别为 4 mm、5 mm 和 6 mm 的 A、B 和 C 型换能器阵, 如图 15 所示。

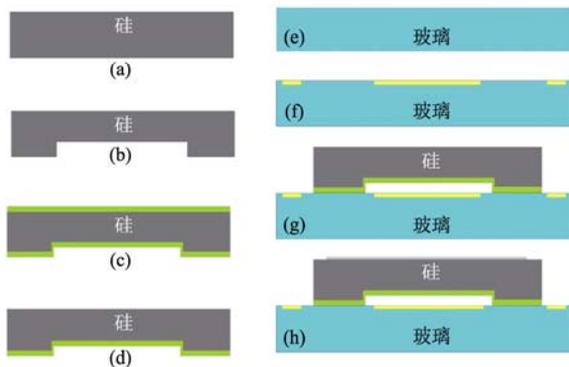


图 14 水中低频应用的 CMUT 工艺流程

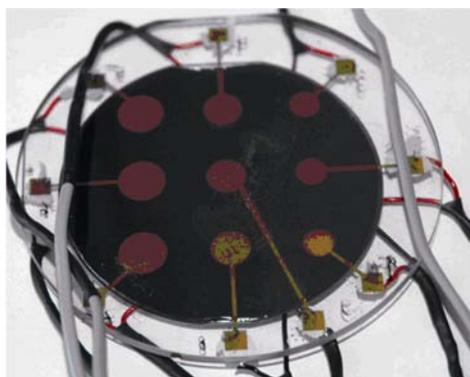


图 15 A、B 和 C 型水下 CMUT 阵

水中测试在开阔的水域(湖)水下 2 m 进行。B 型阵达到 40% 的带宽, 50 V 极化电压, 12.5 kHz、100 V_{pp} 激励, 在 1 m 外, 测得 300 Pa_{rms}, 并有 25 kHz 的强分量, 显示了 CMUT 作为水声换能器的可能性。

8 介入治疗

最近 CMUT 用于高强超声介入治疗, 值得引起关注。用于 MRI (核磁共振成像) 介入超声治疗设计的 CMUT, 如图 16 所示^[23-25]。图中, 在导电硅膜上有起重要作用的硅的圆形活塞。圆形对在换能器表面串声的高阶模态有较小的敏感度, 同时, 增加活塞的劲度, 对提高膜的平均位移有重要作用。这两个优点使其能够以连续波输出高声压(在 2.5 MHz 有 1 MPa 的峰-峰声压输出), 以满足治疗的要求。另外, 由于使用了导电的硅, 没有金属电极, 与 MRI 兼容。

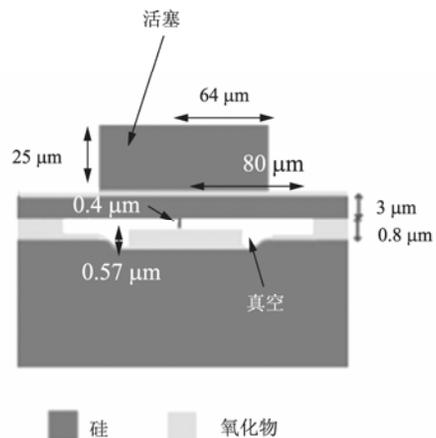


图 16 活塞 CMUT 示意图

图 17 是用于治疗腹部癌瘤的 8 元 CMUT 圆环阵的照片。8 元阵的每个圆环基元由 CMUT 单元紧密排列而成, 见图 18(a)。单元的半径 70 μm, 其余尺寸标于图 18(b)中。单元在 2.5 MHz 产生的输出声压峰峰值 1.4 MPa (16.3 W/cm²)。用中心 4 个基元聚焦, 焦点的声强为 85 W/cm², 预计用 8 个基元能够达到 500 W/cm² 到 1000 W/cm² 所需的高强度聚焦超声。

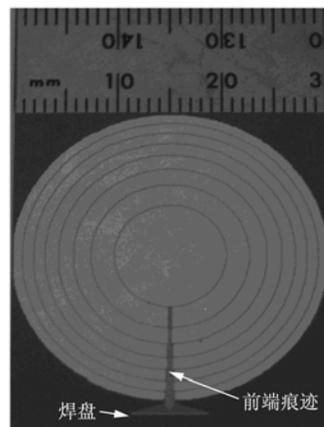


图 17 8 元同心圆阵的照片

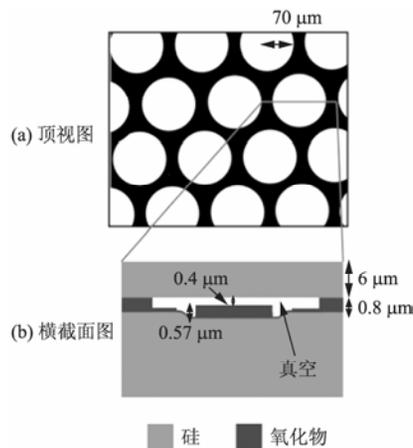


图 18 圆环单元的设计图

9 结束语

国际上, CMUT 经过近二十年的研究和应用, 设计和制作水平得到了长足提高和发展。CMUT 单元的尺寸从几微米到几毫米, 工作频率从十几 kHz 到近 100 MHz, 从小功率到高强功率, 从用于空气、液体到用于固体。特别是在医疗超声领域的应用, 已经能够制作频率 10 kHz 到 60 MHz, 从 100 μm 大小适于在血管内使用的阵到 3 cm 大小用于无创治疗的阵, 引领着 CMUT 的商品化。近来, 国外已有提供和使用多用户 MEMS 工艺 (MUMP) 构建 CMUT 工艺程序的报道, 制作成本低、使用方便^[26-27]。虽然我国 CMUT 的研究成果在国内外报道较少, 但随着 MEMS 技术总体水平的提高和需求的强劲拉动, CMUT 将会得到更多关注, 在研究和应用方面将会取得快速进展。

参 考 文 献

- [1] LADABAUM I, KHURI-YAKUB B T, SPOLIANSKY D, et al. Micromachined ultrasonic transducers (MUTs)[C]. IEEE Ultrasonics Symposium, 1995: 501-504.
- [2] LADABAUM I, JIN X, SOH H T, et al. Micromachined ultrasonic transducers [C]. IEEE Ultrasonics Symposium, 1996: 335-338.
- [3] HALLER M I and KHURI-YAKUB B T. A surface micromachined electrostatic ultrasonic air transducer[J]. IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control, 1996, 43 (1): 1-6.
- [4] HANSEN S T, HLOSSAWIR B J, ERGUN A S, et al. Air-coupled nondestructive evaluation using micromachined ultrasonic transducers[C]. IEEE Ultrasonics Symposium, 1999:1037-1040.
- [5] JIN X C, LADABAUM I and KHURI-YAKUB B T. The microfabrication of capacitive ultrasonic transducers[C]. International Conference on Solid-State Sensors and Actuators, 1997:437-440.
- [6] KHURI-YAKUB B T, DEGERTEKIN F L, JIM X C, et al. Silicon micromachined ultrasonic transducers[C]. Ultrasonics Symposium Proceedings, IEEE, 1998,2:985-991.
- [7] JIM X C, KHURI-YAKUB B T, DEGERTEKIN F L, et al. Micromachined capacitive ultrasonic immersion transducers for medical imaging[C]. Proceedings of the 20th Annual International Conference of the IEEE, 1998,2:779-782.
- [8] HANSEN S T, HLOSSAWIR B J, ERGUN A S, et al. Air-coupled nondestructive evaluation using micromachined ultrasonic transducers[C]. IEEE Ultrasonics Symposium, 1999:1037-1040.
- [9] MCINTOSH J S, HUTCHINS D A, BILLSON D R, et al. Saft imaging using immersed capacitive micromachined ultrasonic transducers[C]. IEEE Ultrasonics Symposium, 2002:1019-1022.
- [10] BASHFORD A G, SCHINDEL W and HUTCHINS D A. Characteristics of ultrasonic micromachined capacitive transducers in water[C]. IEEE Ultrasonics Symposium, 1996:955-958.
- [11] OLCUN S, ATALAR A, KOYMEN H, et al. Experimental characterization of capacitive micromachined ultrasonic transducers[C]. IEEE Ultrasonics Symposium, 2007:2131-2134.
- [12] ORALKAN O, ERGUN A S, CHENG C H, et al. Underwater acoustic imaging using capacitive micromachined ultrasonic transducer arrays[C]. Oceans '02 MTS/IEEE, 2002,4: 2354-2360.
- [13] GREVE D W, NEUMANN J J, OPPENHEIM I J, et al. Robust capacitive MEMS ultrasonics transducers for liquid immersion[C]. IEEE Ultrasonics Symposium, 2003:581-584.
- [14] ERGUN A S, HUANG Y L, ZHUANG X F, et al. Capacitive micromachined ultrasonic transducers: fabrication technology[J]. IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control, 2005,52 (12):2242-2258.
- [15] REY P, SALHI M, GIROUD S, et al. New manufacturing method for capacitive ultrasonic transducers with monocrystalline membrane[C]. Micro Electro Mechanical Systems, IEEE 20th International Conference, 2007:1293-1296.
- [16] ROH Y, and KHURI-YAKUB B T. Finite element analysis of underwater capacitor micromachined ultrasonic transducers[J]. IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control, 2002, 49 (3):293-298.
- [17] MEYNIER C, TESTON F and CERTON D. A multiscale model for array of capacitive micromachined ultrasonic transducers[J]. J. Acoust. Soc. Am. , 2010,128 (5): 2549-2561.
- [18] OPPENHEIM I J, JAIN A and GREVE D W. Electrical characterization of coupled and uncoupled MEMS ultrasonic transducers[J]. IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control, 2003, 50 (3): 297-304.
- [19] OPPENHEIM I J, JAIN A and GREVE D W. MEMS ultrasonic transducers for the testing of solids[J]. IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control, 2003, 50 (3):305-311.
- [20] WU W, GREVE D W and OPPENHEIM I J. Characterization and noise analysis of capacitive MEMS acoustic emission transducers[C]. IEEE Sensors 2007 Conference, 2007:1152-1155.
- [21] HUTCHINS D A, BILLSON D R, BRADLEY R J, et al. Structural health monitoring using polymer-based capacitive micromachined

- ultrasonic transducers (CMUTs) [J]. Ultrasonics, 2011,51:870-877.
- [22] OLCUM S, OGUZ K, SENLIK M N, et al. Wafer bonded capacitive micromachined underwater transducers[C]. IEEE International Ultrasonics Symposium Proceedings, 2009:976-979.
- [23] WONG S H, KUPNIK M, PAULY K B, et al. Capacitive micromachined ultrasonic transducers (CMUT) for MR-guided noninvasive therapeutic ultrasound applications[C]. Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems Conference, 2009:354-357.
- [24] WONG S H, KUPNIK M, WATKINS R D, et al. Capacitive micromachined ultrasonic transducers for therapeutic ultrasound applications[J]. IEEE transactions on Biomedical Engineering, 2010, 57 (1):114-123.
- [25] WONG S H, WATKINS R D, KUPNIK M, et al. Feasibility of MR-temperature mapping of ultrasonic heating from a CMUT [J]. IEEE transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, 2008, 55 (4):811-818.
- [26] LIU J, OAKLEY C, SHANDAS R. Capacitive micromachined ultrasonic transducers using commercial multi-user MUMPs process: Capability and limitations[J]. Ultrasonics, 2009, 49: 765-773.
- [27] MANZANARES A O, ESPINOSA F M. Air-coupled MUMPs capacitive micromachined ultrasonic transducers with resonant cavities[J]. Ultrasonics 2012, 52:482-489.

2012 香港国际声学大会暨中国声学学会第 9 届 全国声学会议在香港成功召开

2012年5月13日至18日,由中国声学学会、美国声学学会、香港声学学会和西太平洋声学委员会联合主办的ACOUSTICS 2012 HONG KONG在香港国际会展中心成功召开。它是中国声学学会第9届全国声学会议、美国声学学会第163届会议和第11届西太平洋声学会议的联合会议。田静理事长作为大会主席之一,领导学会机构参与了大会的组织筹备,中国声学学会500余名代表参加了会议。张仁和院士、杨士莪院士、马远良院士、吴硕贤院士,中国声学学会田静理事长、王小民副理事长、毛东兴副理事长、张春华秘书长出席了大会。

该会是中国声学学会和美国声学学会之间首次联合会议。从2002年11月18日中国声学学会第一次向美国声学学会发出邀请起,经多方努力,历经10年,最终举办了这次盛会。为本次会议的组织和筹备,中国声学学会做了大量的工作:在多次学会理事会、国内学术会议上讨论了相关事宜和进行了宣传;并决定派员担任组织委员会委员、技术委员会主席及委员;为方便大陆学者参会,学会承担部分代收服务等相关工作。会议期间,为保障大陆代表安全,采取在港设立应急协助点,在各单位代表中指定联络人等措施。

本次会议共收到投稿1300余篇,参会代表来自世界41个国家,人数达1500多人,其中大陆代表500多人,美国代表200多人,欧洲代表200多人,日本代表近200人,韩

国代表100多人,还有来自澳大利亚、俄罗斯、新加坡、埃及等国家的代表。大会邀请了四位著名学者作大会报告,其中三位来自大陆地区,一位来自美国。有相当一部分大陆学者受邀担任分会场主席。

会议上,中国声学学会和美国声学学会分别进行了颁奖活动。其中,中国科学院声学研究所的马大猷院士获得美国声学学会荣誉会士称号,他是美国声学学会成立100多年来第19个荣誉会士,第一位获得该称号的是爱迪生(1929)。为表彰美国著名声学家Leo Beranek博士在声学领域的杰出成就和其为声学教育和科学研究所作的贡献,中国声学学会为其颁发了荣誉会员的证书和奖牌,这是中国声学学会第一次授予此类称号。何琳教授和王秀明研究员获得了中国声学学会马大猷声学奖。

本次会议的成功召开,一方面体现了我国在声学研究领域有了长足的进步,研究进展受到世界的关注,科研学者国际知名度大大提高。另一方面体现了我国学者与世界一流水平学者之间的交流与合作的深入,我们充分利用这样的交流平台展现了研究的成果。中国声学学会与美国声学学会约定,不久的将来于北京再举办一次大型联合学术交流会。

(中国声学学会)