

# 低噪声电容式超声传感器的结构与电路设计

彭本贤 俞挺 于峰崎

(中国科学院深圳先进技术研究院 深圳 518055)

**摘要** 本文提出了一种紧凑的可动浮栅型电容式超声传感器 (Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducer, CMUT) 器件结构和低噪声高频电路。该结构包含通常CMUT上下电极和MOS晶体管。建模对浮栅型CMUT器件进行了直流分析和时变电容的瞬态分析, 模拟结果表明该传感器结构比传统CMUT具有更低的寄生电容和输出阻抗。在1.5 Pa超声声压下进行Cadence和ANSYS仿真, 输出信号为40.1 mV, 在1 MHz等效输出噪声为16.59 nV/Hz<sup>1/2</sup>, 直流增益为74.73 dB, 单位增益带宽为488 MHz。指标优于传统的CMUT结构, 具有医学三维成像的应用前景。

**关键词** CMUT; Spice模型; 低噪声

## The Design of Low Noise Circuit and Structure for CMUT Sensor

PENG Ben-xian YU Ting YU Feng-qi

(Shenzhen Institutes of Advanced Technology, Chinese Academy of Sciences, Shenzhen 518055, China)

**Abstract** A compact CMUT structure with movable floating gate and low noise broad bandwidth circuit is presented in this paper. The new active CMUT structure comprises two traditional CMUT electrodes and MOS transistor beneath it. Its spice model on DC analysis and transient analysis with time-varying capacitor is investigated. It exhibits low overall parasitic capacitance and low output impedance compared with traditional one. According to Cadence simulation results under 1.5Pa ultrasound pressure, the output signal amplitude is 40.1 mV, while the noise floor is 16.59 nV/Hz<sup>1/2</sup> at 1MHz operation frequency of CMUT receiver, unit gain frequency is 488 MHz and DC gain is 74.73 dB. These results show that the proposed CMUT structure is superior to existing one and has advantages to make an interesting potential application on CMUT array imaging.

**Keywords** CMUT; Spice model; low noise

## 1 引言

目前超声成像市场主要使用压电超声探头, 但压电材料的性质、低带宽及超声阻抗与电学匹配的问题制约了医学成像的质量。传统的成像技术, 利用一个一维的超声波相阵列获取平面信息, 再使用转动机构旋转一个角度获取另一平面信息, 最后组成扇形体的3D影像, 而CMUT适合制造大规模的高密度的二维面阵列, 不需要使用旋转机构直接形成3D影像。而且

CMUT能提供比压电探头更高的带宽, 从而有助于提高成像的解析度和选择适当的穿透力<sup>[1]</sup>。CMUT探头的阻抗与气体液体的阻抗级数相近, 介质阻抗匹配容易。电容式超声探头CMUT已成为超声成像发展的一个重要趋势。

但CMUT与集成电路集成需要特别的定制制程, 因为互连线的寄生电容往往要比CMUT敏感单元的电容大一个数量级, 以及输出引脚与衬底的杂散电容和下电极与衬底的寄生电容等因素, 使得器件的敏感性能大大降低。减少寄生电容是提高信噪比、提高成像质

**基金项目:** 本文得到了深圳市基础研究计划 (JC201005270363A)、深圳市三大产业发展专项资金项目 (JC201104220265A) 的支持。

**作者简介:** 彭本贤, 工程师, 研究方向为CMOS传感芯片, E-mail: bx.peng@siat.ac.cn; 俞挺, 副研究员, 研究方向为CMOS传感芯片; 于峰崎, 研究员, 研究方向为物联网、通信、无线传感网络。

量的重要因素<sup>[2]</sup>。有很多方法可用来改善寄生电容,常采用石英衬底<sup>[3,4]</sup>、硅穿孔(TVS)互连技术、修改BiCMOS制程,中途加工CMUT单元等<sup>[5,6]</sup>,但是会造成较大的特征尺寸而容易导致串扰。

电容式CMUT具有高输出阻抗,通常高于100 kΩ,超声电路系统与CMUT阵列必须进行适当的阻抗匹配,否则输出信号会产生很大的衰减和使带宽降低,然而带宽的匹配非常困难<sup>[7]</sup>。

为了解决CMUT的大寄生电容和高输出阻抗带来的信噪比和带宽的问题,本文提出了一个浮栅型CMUT结构和低噪声高频带的读出电路。

## 2 器件制造与工作原理

### 2.1 器件制造

采用0.35 μm CMOS工艺实现的CMUT器件结构见图1,悬空的振膜被四个悬臂梁支撑,整个器件由MOS晶体管、控制栅、复合介质层(二氧化硅-空气层-二氧化硅)、浮栅组成。控制栅和浮栅分别为CMUT的上下电极。控制栅和浮栅埋在二氧化硅里可以提高击穿电压和工作稳定性,同时避免电压过载产生塌陷。牺牲层金属腐蚀后形成空气间隙层,在等离子体干法刻蚀氧化硅过程中,牺牲层金属还未腐蚀释放起到保护层作用,MOS晶体管的核心结构埋在氧化硅中,等离子体对晶体管不会产生损害,使晶体管保持原有的完整性。CMUT发射单元的振膜在交变电压的激励下振动,在空气中直接产生和发射超声波,然后CMUT接受单元的振膜在接收超声声压下振动,控制栅和浮栅间的耦合电容变化转化成浮栅晶体管的漏电流的变化。

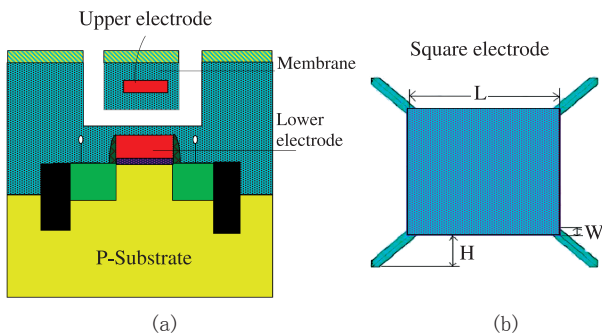


图1 (a) 器件剖面, (b) 上电极示意图

### 2.2 工作原理

CMUT接受单元的等效电路如图2所示,单元可以等效为PMOS晶体管串联一个由控制栅和浮栅构成的时变电容器,电容在超声声压 $P_i$ 下振动变化。总电容包括

栅极分别与源、漏、衬底构成的耦合电容 $C_{fs}$ 、 $C_{fd}$ 、 $C_{fb}$ 。如果浮栅初始电荷为零,根据电荷守恒,浮栅电压 $V_{FG}$ 由直流栅压叠加交流信号组成,可由公式(1-4)得出,

$$C_{fg}(V_{FG}-V_g)+C_{fb}(V_{FG}-V_b)+C_{fd}(V_{FG}-V_d)+C_{fs}(V_{FG}-V_s)-Q_{in}-Q_{it}-Q_{pre}=0 \quad (1)$$

$$V_{FG} = \frac{C_{fg}V_g + C_{fb}V_b + C_{fd}V_d + C_{fs}V_s + Q_{in} + Q_{it} + Q_{pre}}{C_{tot}} \quad (2)$$

$$i = g_m V_{FG}, \quad (3)$$

$$C_{tot} = C_{fg} + C_{fb} + C_{fd} + C_{fs}, \quad (4)$$

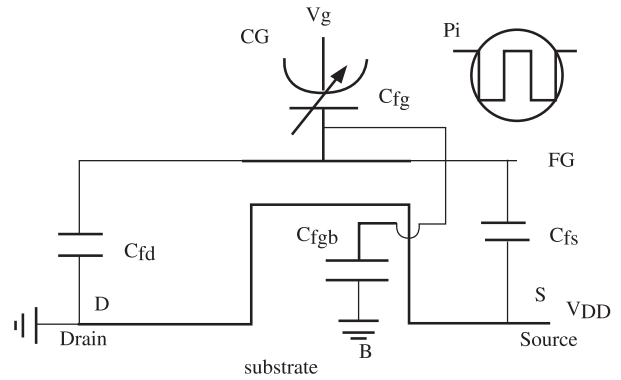


图2 CMUT接收端等效电路

其中 $V_g$ 为控制栅电压, $Q_{in}$ 、 $Q_{it}$ 、 $Q_{pre}$ 分别为反型层电荷、界面态电荷与浮栅预存储电荷。

通常振动位移幅度远小于平衡初始间隙的1/10,控制栅和浮栅间的耦合电容 $C_{fg}$ 可由公式(5)表示:

$$C_{fg} = \frac{1}{\frac{1}{C_{ox}} + \frac{1}{C_{air}} + \frac{1}{C_{ox}}} \approx C_{air} \approx \frac{\epsilon_0 S}{d_0} \left(1 - \frac{x_0 \sin \omega t}{d_0}\right) \quad (5)$$

本文提出的紧凑型CMUT单元本身可作为一个前置放大器,消除了传统CMUT单元与前置放大器互连寄生电容,同时也消除了传统CMUT单元下电极与衬底耦合寄生电容。下电极边缘与衬底的边缘寄生电容可以忽略,这样信噪比将得到明显的改善。特别是成像系统大阵列处理电路中,传统CMUT单元通过地址选择开关与前置放大器相连,选通开关带来的噪声将进一步恶化整体灵敏度和系统成像质量,而本文提出的浮栅型CMUT的地址选通开关直接与二级放大器相连,信噪比将得到显著提高。

耦合系数 $\alpha$ 为控制栅和浮栅间的耦合电容与栅电容的比例,在典型晶体管中构成的浮栅CMUT耦合系数 $\alpha$ 将很小,激励超声需要很高的栅压,与低压CMOS工艺制程不兼容。可以使用低阈值电压晶体管来降低栅压。为了不失一般性,使用典型晶体管中构成的浮栅CMUT,并增大控制栅和浮栅的面积,来提高耦合系数 $\alpha$ 、降低栅压、提高灵敏度,见结构示意图3。如果

浮栅多晶硅直接在场氧上，则导致CMUT下电极与衬底的寄生电容远大于控制栅和浮栅间的耦合电容，从而降低灵敏度。通过控制栅和浮栅互换位置，CMUT下电极通过金属接触通孔与多晶硅相连形成浮栅，无源区场氧上的多晶硅构成CMUT上电极，浮栅金属构成CMUT下电极与衬底形成的寄生电容将大大减小。其中下电极边缘与衬底边缘的寄生电容可以忽略；上电极交流短路，与衬底形成的寄生电容不影响噪声，这样信噪比将得到明显的改善。

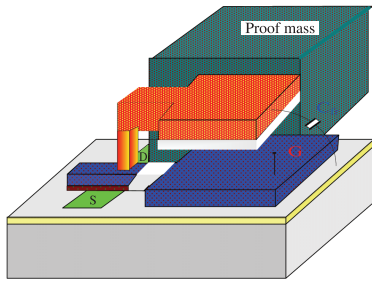


图3 CMUT接收端浮栅结构示意图

### 3 Spice 模型与电路设计

#### 3.1 Spice 模型

CMUT发射和接收实时连续振动信号，故需进行理论瞬态分析仿真。众所周知，Spice库程序不能进行时变电容器件的瞬态分析，有必要自己建立Spice模型进行仿真，等效宏模型如图4所示。根据戴维宁定理，从浮栅节点看的电压与电阻为压控电压源 $V_{fg}$ 和虚拟大电阻 $R_g$ ，压控电压源 $V_{fg}$ 可由公式(2)表示。反型层电荷 $Q_{in}$ 是直流 $V_{FG}$ 的函数，求解直流 $V_{FG}$ 通常需要解非线性方程。在实际的CMUT工作中，CMUT大的直流偏置电压会导致静态工作点漂移，故我们采用固定的直流栅压 $V_{FG}$ 和大电阻 $R_g$ ，可以进行简单的直流静态分析。瞬态分析则可以等效为压控电压源 $V_{fg}$ 和MOS晶体管，时变电容器件可等效为静态电容 $C_{fg0}$ 和交流电流源 $i_{ac}$ 。

通常振动位移幅度远小于平衡初始间隙的1/10，电容变化量近似为 $kC_{fg0}\sin(\omega t)$ ，交流电流源 $i_{ac}$ 近似为 $j\omega k C_{fg0}\sin(\omega t)$ ，其中 $V_{bias}$ ， $k$ 为常数。

通常CMUT具有高输出阻抗，对灵敏度带宽带来很大的挑战。为得到较低的输出阻抗，我们短接输入端使交流接地，在MOS管漏端施加一电压源，图7为小信号模型，输出阻抗可由公式(6)得到：

$$g_{meff} = \frac{sC_{fg}}{\frac{1}{R_g} + sC_{tot}} g_m + g_0 \approx \frac{C_{fg}}{C_{tot}} g_m \quad (6)$$

$g_{meff}$ 为从浮栅端看进去的跨导， $g_m$ 和 $g_0$ 分别为本征和沟道跨导。

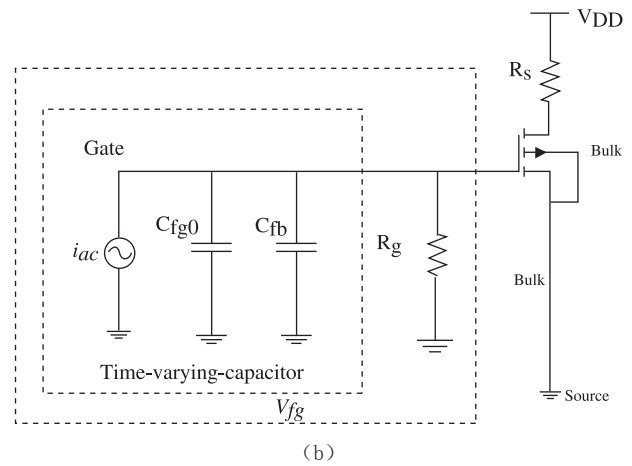
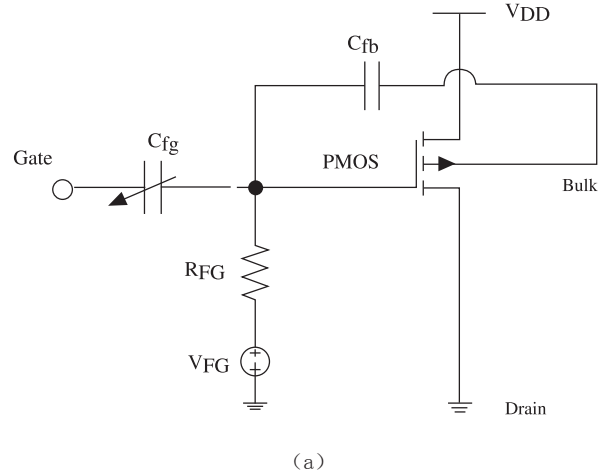


图4 (a) CMUT接收端等效宏模型；(b) 带时变电容器件的CMUT接收端等效宏模型

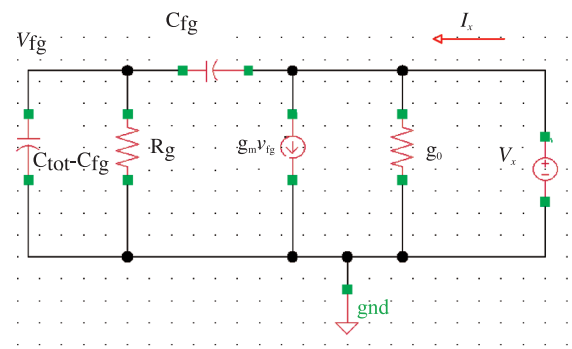


图5 CMUT输出阻抗的小信号模型

#### 3.2 读出电路

为了满足3D成像的要求，需要高解析度、高灵敏度和小尺寸，必须满足高带宽和高信噪比。而通常低噪声电路前置放大器采用较大面积的PMOS管以减少1/f噪声和具有大的增益，然而在CMUT单元中有电容结构，CMUT阵列像素尺寸在一百微米以下，空气间隙的CMUT电容值很小，与大面积的PMOS管相连会降低灵

灵敏度。本文设计的读出电路为两级放大，前置放大器（在CMUT单元内）采用较低增益，对噪声进行衰减，从而提高信噪比；第二级采用宽摆幅的轨到轨折叠共源共栅结构，整个电路不需要外部的偏置。M1、M2为CMUT浮栅晶体管，Mb3、Mb4分别为M1、M2的浮栅极提供固定偏置下浮动栅压。M1、M2提供固定的浮动偏置。M1~M4构成前置放大，M3、M4为二极管型负载，在输出节点1的噪声电压可由公式(7)得到：

$$v_{n1}^2 = \frac{i_{th\_m3}^2}{g_{m1}^2} + \frac{i_{vf\_m3}^2}{g_{m1}^2} = v_{nth\_m1}^2 \frac{1}{A_{v1}} + v_{nf\_m1}^2 \frac{L_1^2}{L_3^2} \quad (7)$$

其中前置放大增益  $A_{v1} = g_{m1} / g_{m3}$ 。由公式可看出信噪比提高到原来的  $A_{v1}^2$  倍以上。

M5~M16构成宽摆幅的轨到轨折叠共源共栅的单级放大，具有很高的带宽。

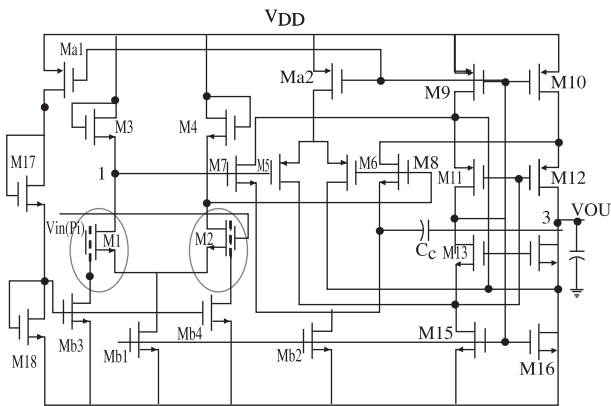


图6 CMUT读出电路

## 4 模拟与仿真

为适合3D超声成像的需求，超声频率通常在MHz

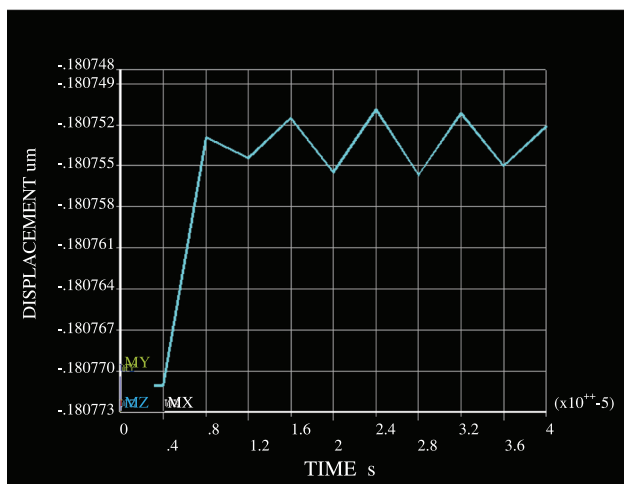


图7 CMUT ANSYS瞬态分析仿真结果

范围。在ANSYS瞬态分析时，施加60 V直流电压和1.5 Pa超声声压，仿真结果如图7所示。放大后的输出电压幅度为40.1 mV，见图8。图9可看出单位增益带宽为488 MHz。

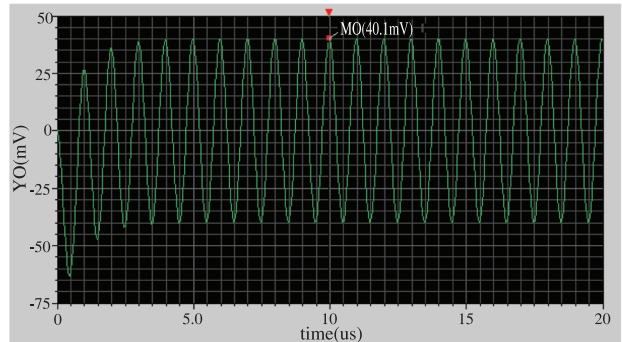


图8 CMUT输出信号仿真结果

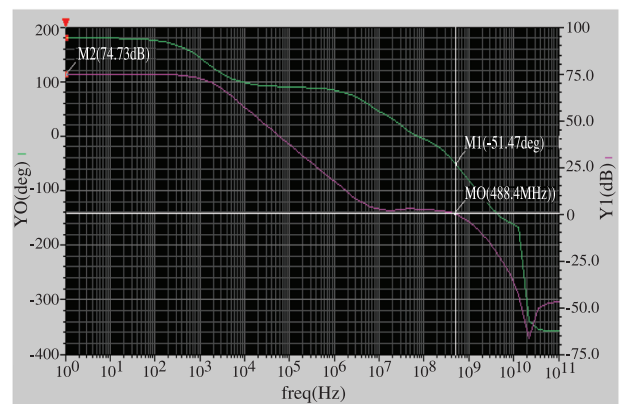


图9 CMUT频率响应仿真结果

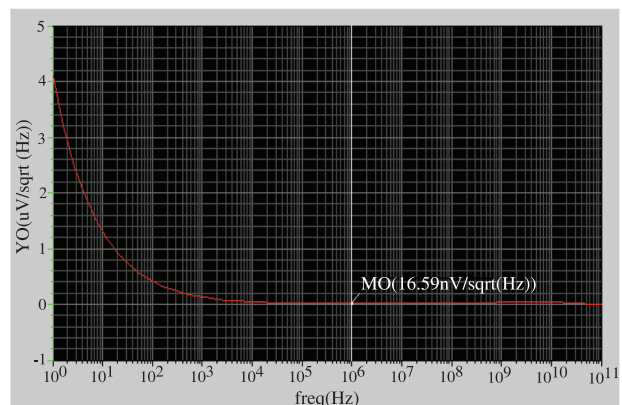


图10 CMUT等效输出噪声谱仿真结果

从图10可看出，1 MHz的工作频率下，等效输出噪声为16.59 nV/Hz<sup>1/2</sup>，从公式(6)可看出，输出阻抗远小于相同偏置条件下的MOS晶体管。输出阻抗从图11可看出为153 Ω，远小于通常的CMUT数百千欧的输出阻抗。

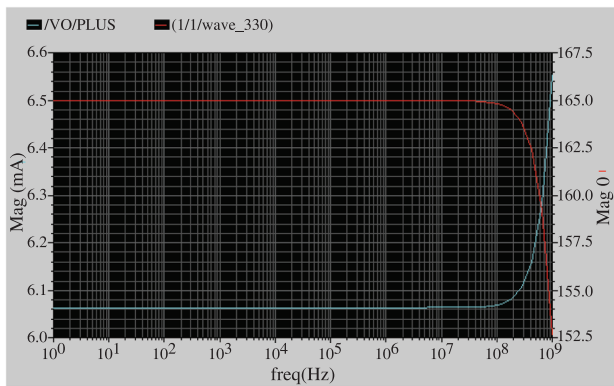


图11 CMUT输出阻抗仿真结果

## 5 结 论

本文提出了一种浮栅型CMUT器件结构和低噪声读出电路。该结构与低压CMOS兼容。我们进行了直流分析和时变电容的瞬态分析与建模。在1.5 Pa超声声压下进行Cadence和ANSYS仿真，振动位移为 $0.05 \text{ \AA}$ ，CMUT器件的输出阻抗为 $153 \text{ } \Omega$ ，经放大电路放大处理后输出信号为 $40.1 \text{ mV}$ ，在 $1 \text{ MHz}$ 等效输出噪声为 $16.59 \text{ nV/Hz}^{1/2}$ ，直流增益为 $74.73 \text{ dB}$ ，单位增益带宽为 $488 \text{ MHz}$ 。仿真结果表明我们提出的结构优于现有的CMUT结构，适用于医学超声三维成像。

## 参 考 文 献

- [1] Gurun G, Qureshi M S, Balantekin M, et al. Front-end cmos electronics for monolithic integration with cmut arrays: circuit design and initial experimental results, ultrasonics symposium [J]. IEEE, 2008, 390-393.
- [2] Wygant I O, Zhuang X, Yeh D T, et al. Integration of 2D CMUT arrays with front-end electronics for volumetric ultrasound imaging [J]. IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control, 2008, 55(2): 327-342.
- [3] Hall N A, Lee W, Degertekin F L. Capacitive micromachined ultrasonic transducers with diffraction-based integrated optical displacement detection [J]. IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control, 2003, 50: 1570-1580.
- [4] Hamilton J D, Buma T, Spisar M, et al. High frequency optoacoustic arrays using etalon detection [J]. IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control, 2000, 47: 160-169.
- [5] Wygant I, Lee H, Nikoozadeh A, An integrated circuit with transmit beamforming and parallel receive channels for real-time three-dimensional ultrasound imaging[J]. IEEE Ultrasonics Symposium, 2006: 2186-2189.
- [6] Wygant I O, Zhuang X, Yeh D T, et al. An endoscopic imaging system based on a two-dimensional CMUT array: real-time imaging results [J]. IEEE Ultrasonics Symposium, 2005: 792-795.
- [7] Guler U, Bozkurt A. A low-noise front-end circuit for 2D cMUT arrays[J]. IEEE Ultrasonic Symposium, 2006: 689-692.