

مقایسه فناوری CMUT با پیزوالکتریک برای کاربرد در تصویربرداری التراسونیک

نیمیا زادعلی

حسین سلیمانی

نیمیا احمدی شیخ سرمست

امین دمیا

کارشناسی برق - الکترونیک

دکتری برق - مخابرات

دکتری مکانیک - انرژی

دکتری برق - الکترونیک

گروه برق، دانشگاه ملی مهارت، تهران ایران گروه برق، دانشگاه ملی مهارت، تهران ایران گروه برق، دانشگاه ملی مهارت، تهران ایران گروه برق، دانشگاه ملی مهارت، تهران ایران

a.damya@urmia.ac.ir

Hsoleimani@nus.ac.ir

n-ahmadi@nus.ac.ir

a.damya@urmia.ac.ir

چکیده - فناوری مبدل خازنی التراسونیک میکروماشین کاری شده (CMUT¹) که بر اساس فناوری میکروماشین ساخته شده از زمان ظهور آن مخصوصاً در یک دهه اخیر بطور پیوسته پیشرفت کرده است. محققان همچنان به بهبود CMUT ها و استفاده از ویژگی های منحصر به فرد آنها برای کاربردهای جدید ادامه می دهند CMUT ها جایگزین مناسبی برای مبدل های پیزوالکتریک در تصویربرداری اولتراسونیک پزشکی هستند. پهنای باند فرکانسی وسیعتر و مراحل ساخت کمتر آنها در مقایسه با مبدل های پیزوالکتریک زمینه استفاده و توسعه آن را فراهم کرده است. در این مقاله خلاصه ای از مزایا، چالش ها و فرصت های پیش رو و همچنین پیشرفت های اخیر در تحقیق و توسعه CMUT ها ارائه شده است.

کلید واژه- CMUT، فراصوت، مبدل، تصویربرداری التراسونیک

۱- مقدمه

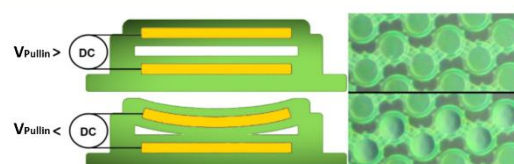
در تحقیقات جدید امکان استفاده از ماده متخلخل بعنوان دی الکتریک جهت افزایش ظرفیت خازنی نیز مورد بررسی قرار گرفته است. استفاده از ماده متخلخل علاوه بر این باعث کاهش ولتاژ تحریک و امکان کاهش ابعاد مبدل را نیز فراهم می کند [۳]. در روش پیوند ویفر، حفره و غشاء روی ویفرهای جداگانه ایجاد می شود سپس ویفر غشایی بر روی ویفر حفره در فشار بالا و دمای معین چسبانده شده و سپس الکترودهای بالایی و متالیزاسیون بعدی روی سطح بالایی برای تکمیل ایجاد می شود.

CMUT ها با اعمال یک اختلاف پتانسیل الکتریکی (ولتاژ) در غشاء و الکترودهای بستر آن عمل می کنند این ولتاژ منجر به یک نیروی الکتریکی جاذب و غیر خطی، متناسب با مجذور ولتاژ اعمالی می شود [۴]. این نیروی الکتریکی می تواند غشای معلق را به سمت بستر ثابت بکشد. یک نیروی بازگردان مکانیکی (کشسان) مخالفت برای بازگرداندن غشای CMUT به حالت اولیه خود عمل می کند. بنابراین تغییر ولتاژ اعمال شده می تواند باعث ایجاد نوسان در غشا و انتقال موج صوتی شود. می توان سختی لایه غشا را با اعمال یک ولتاژ بایاس ثابت تغییر داد که در نهایت فرکانس رزونانس ذاتی کل سیستم بدین صورت قابل تنظیم خواهد بود. البته باید ولتاژ اعمالی پایین تر از ولتاژ فروپاشی^۵ باشد تا باعث جذب کامل الکترودهای بالایی به الکترودهای پایینی نگردد. عموماً ولتاژ اعمالی بصورت یک بایاس DC کمتر از ولتاژ فروپاشی بوده که ولتاژ ac با فرکانس معین بر روی آن قرار می گیرد [۵].

قطر CMUT عامل مهم تعیین کننده فرکانس ذاتی یا طبیعی آن است. به عنوان مثال، طیفی از قطرهای ۲۰ تا ۴۰۰ میکرومتر می تواند با فرکانس های مرکزی که همان فرکانس ذاتی سیستم است از ۵۰

مبدل های خازنی التراسونیک میکروماشین کاری شده (CMUT) سیستم های با ساختار میکرو-الکترومکانیکال بر پایه سیلیکون هستند که بر اساس تحریک الکترواستاتیک طراحی شده اند. یک سلول CMUT از یک غشاء معلق در بالای بستر، با یک فاصله هوایی یا یک ماده متخلخل با ضخامت دقیقاً مشخص بین آنها تشکیل شده است که غشاء و بستر هر دو دارای یک الکتروده مجزا هستند و معمولاً لایه های نازک عایق را در سطوح داخلی قرار می دهند. مبدل های CMUT با استفاده از تکنیک های پردازش ویفر سیلیکونی مانند اکسیداسیون، لایه نشانی بخار شیمیایی (CVD)^۲، فوتولیتوگرافی و روش های زدایش یون-غیرفعال ساخته میشوند [۱]. این روش های ریزماشین کاری عموماً امکان لایه نشانی های متعدد با کنترل بسیار دقیق ضخامت لایه ها و ترکیب مواد و همچنین وضوح بالای ویژگی ها در ابعاد مختلف در حد چند میکرومتر تا ده ها نانومتر را فراهم می کنند (شکل ۱).

در ساخت CMUT از دو رویکرد ماشینکاری سطح بکمک لایه قربانی^۳ و پیوند ویفر^۴ استفاده می شود [۲]. ابعاد و ضخامت لایه غشایی اهمیت بسیاری در فرکانس مبدل خازنی دارد.



شکل ۱: یک سلول و آرایه CMUT با اعمال ولتاژ DC کوچکتر و بزرگتر از ولتاژ فروپاشی

$$\sigma_{\theta} = \frac{E}{1-\nu^2} \left\{ \left[v \left(\frac{\partial u}{\partial r} + \frac{1}{2} \left(\frac{\partial w}{\partial r} \right)^2 \right) + \frac{u}{r} \right] - z \left(v \frac{\partial^2 w}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \left(\frac{\partial w}{\partial r} \right) \right) \right\} \quad (4)$$

بنابراین E و ν نشان دهنده مدول یانگ و نسبت پواسون از ریز صفحه دایره ای است. با توجه به ادغام شعاعی و محیطی تنش ها بر عرض ریز صفحه، جزء شعاعی و محیطی نیرو به صورت حرکات شعاعی و جانبی استخراج می شود:

$$N_r = \frac{Eh}{1-\nu^2} \left[\frac{\partial u}{\partial r} + \frac{1}{2} \left(\frac{\partial w}{\partial r} \right)^2 + \nu \frac{u}{r} \right] \quad (5)$$

$$N_{\theta} = \frac{Eh}{1-\nu^2} \left[\nu \left[\frac{\partial u}{\partial r} + \frac{1}{2} \left(\frac{\partial w}{\partial r} \right)^2 \right] + \frac{u_M}{r} \right] \quad (6)$$

در آخرین معادله، h ضخامت صفحه است و با مراجعه به قانون دوم نیوتن، معادله جابجایی شعاعی و جانبی در شکل دینامیکی با اعمال عبارت الکترواستاتیکی نیرو به صورت زیر استخراج می شود:

$$-\frac{1}{r} \left[\frac{\partial}{\partial r} (r N_r) - N_{\theta} \right] + \rho h \frac{\partial^2 u}{\partial t^2} + C_2 \frac{\partial u}{\partial t} = 0 \quad (7)$$

$$\nabla^2 (D \nabla^2 w) - \frac{1}{r} \left[\frac{\partial}{\partial r} \left(r N_r \frac{\partial w}{\partial r} \right) + (\rho h) \frac{\partial^2 w}{\partial t^2} + C_1 \frac{\partial w}{\partial t} + P_D - P_e - P(r, t) \right] = 0 \quad (8)$$

که در آن C_1 و C_2 نسبت های میرایی معادل هستند، سفتی خمشی غشا $D = \frac{Eh^3}{12(1-\nu^2)}$ است، P_D فشار توزیع شده ناشی از فشردگی مواد دی الکتریک متخلخل بین دو الکترود، $P(r, t)$ فشار خارجی اعمال شده و P_e عبارت الکترواستاتیک فشار ناشی از ولتاژ اعمال شده به صفحه انعطاف پذیر است.

$$P_e = \frac{\kappa(p) \epsilon_0 V^2}{2(G-w)^2} \quad (9)$$

که G نشان دهنده فاصله اولیه (شکاف) میکروپلیت های انعطاف پذیر و ثابت است، ϵ_0 ابتدایی بودن خلاء است، و ولتاژ اعمال شده با V نشان داده شده. κ ضریب دی الکتریک مواد متخلخل پر شده بین دو الکترود است.

مطابق فرمول (9) نیروی الکتریکی روی یک غشای CMUT متناسب با مجذور ولتاژ اعمال شده است، بنابراین پالس های فشار

مگاهرتز تا ۱ مگاهرتز را ایجاد نماید [۶]. برای دریافت سیگنال های صوتی برخوردی و تبدیل آنها به سیگنال های الکتریکی بدلیل ضعیف بودن آنها، باید روی CMUT شارژ وجود داشته باشد، بنابراین یک ولتاژ بایاس DC در سراسر الکترودها مورد نیاز است. ولتاژ فروپاشی CMUT نیز تحت تأثیر ارتفاع شکاف حفره، هندسه، مواد و خواص مکانیکی غشا و ضخامت و کیفیت لایه های عایق قرار دارد [۷]. CMUT ها عموماً در یکی از این سه حالت کار می کنند: حالت متداول^۶، عقب گرد^۷ و فروپاشی^۸. در حالت متداول، مجموع ولتاژهای بایاس و تحریک هرگز از ولتاژ فروپاشی تجاوز نمی کند و غشا می لرزد اما هرگز با بستر برخورد نمی کند، بنابراین پاسخ صوتی CMUT می تواند خطی به نظر برسد. در حالت عقب گرد، بایاس کمتر از ولتاژ فروپاشی است، اما یک ولتاژ تحریک اضافی (با دامنه و زمان کافی) می تواند از این آستانه فراتر رود تا به طور خلاصه غشاء را به سمت فروپاشی بکشاند. در حالت سوم نیز ولتاژ تحریک به تنهایی بالاتر از ولتاژ فروپاشی بوده و بنابراین بخشی از غشاء همیشه با زیرلایه یا بستر در تماس است که می تواند باعث ایجاد نقص دائمی در آن گردد [۹].

۲- معادلات حاکم

تنش ها در جهت های شعاعی و محیطی که باعث جابجایی های عرضی و شعاعی در صفحه دایره ای می شوند، می توانند با استفاده از تنش های غیرخطی فوپیپل-فون کارمن (Föppl-von Kármán) در شرایط متقارن محوری بیان شوند:

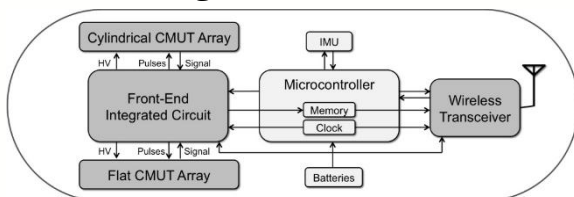
$$\epsilon_r = \frac{\partial u}{\partial r} + \frac{1}{2} \left(\frac{\partial w}{\partial r} \right)^2 - z \frac{\partial^2 w}{\partial r^2} \quad (1)$$

$$\epsilon_{\theta} = \frac{u}{r} - \frac{z}{r} \left(\frac{\partial w}{\partial r} \right) \quad (2)$$

در اینجا u و w به ترتیب نشان دهنده جابجایی های عرضی (عمودی) و شعاعی صفحه هستند. بنابراین، r و z موقعیت های شعاعی و عمودی را در صفحه های دایره ای مشخص می کنند. رابطه تنش-کرنش با استفاده از تئوری هوک (Hook's theory) به صورت زیر به دست می آید:

$$\sigma_r = \frac{E}{1-\nu^2} \left\{ \left[\frac{\partial u}{\partial r} + \frac{1}{2} \left(\frac{\partial w}{\partial r} \right)^2 + \nu \frac{u}{r} \right] - z \left(\frac{\partial^2 w}{\partial r^2} + \nu \frac{1}{r} \left(\frac{\partial w}{\partial r} \right) \right) \right\} \quad (3)$$

بندی می شود. سپس با استفاده از تکنولوژی ماشین کاری سطحی و پیوند ویفر لایه CMUT بر روی آن ایجاد می شود [۲].



شکل ۳: باوک دیگرام سیستم تصویربرداری توسط امواج التراسونیک با آرایه CMUT

عناصر نزدیک به هم در آرایه های CMUT، برای جداسازی صوتی و الکتریکی مانند پیزوالکتریک ها، نیازی به فرآیند برش^{۱۱} ندارند. امکان تنظیم و ساخت بروس فوتولیتوگرافی باعث انعطاف پذیری بیشتری در طراحی آرایه ها و باعث کاهش هزینه ها خواهد شد. شکل ۴ نمونه عملی یک نقشه یکپارچه آرایه CMUT را نشان می دهد. در مبدل های CMUT می توان بسیاری از مراحل مونتاژ مرسوم را حذف کرد و هزینه پایین تری را نسبت به پروب های پیزوالکتریک ارائه داد [۱۴]. از دیگر جنبه های جذاب عملکرد CMUT تغییر ولتاژ بایاس DC به طور موثر امکان فعال سازی انتخابی و خاص عناصر آرایه CMUT را فراهم می کند و امکان سوئیچینگ بین دیافراگم های فرعی مختلف و آدرس دهی به یک مجموعه الکترونیکی از لحاظ ارسال و دریافت را فراهم می کند.

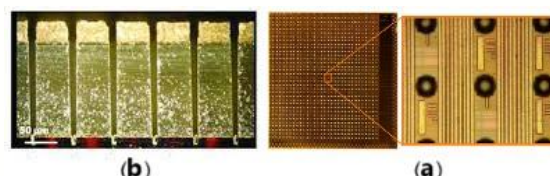
از دیگر مزایای مهم و کلیدی CMUT ها در مقایسه با مبدل های پیزوالکتریک، پهنای باند عالی آنها می باشد که تصویربرداری با وضوح بالاتر را امکان پذیر می کند. علاوه بر این، CMUT ها پتانسیل ارسال و دریافت در طیف وسیعی از فرکانس ها را دارند که می تواند برای طیف وسیعی از کاربردها مورد استفاده قرار گیرد، به عنوان مثال، از تصویربرداری عمقی شکم با فرکانس های پایین، تا تصویربرداری کم عمق با وضوح بالا با فرکانس های بالا و همینطور تصویربرداری فوتوآکوستیک^{۱۲} (PA) همه با یک پروب آرایه قابل انجام است [۱۵]. یک رویکرد در این راستا ساخت سلول CMUT با دو قطر غشاء مختلف در یک آرایه است. همچنین امپدانس تشعشعی صوتی دستگاه های CMUT معمولاً کاملاً به امپدانس صوتی پوست و بافت نرم نزدیک است، که نیاز به چندین لایه تطبیق صوتی که معمولاً در پروب های تصویربرداری پیزوالکتریک استفاده می شوند را برطرف می کند. این می تواند مونتاژ پروب را پس از فرایند ساخت ویفر سیلیکونی و کامل شدن یکپارچه سازی دستگاه بسیار ساده کند [۱۶].

خروجی از CMUT شامل اجزای هارمونیک مرتبه بالاتر هستند. این مشخصه توانایی CMUT ها را برای انجام تصویربرداری هارمونیک به چالش می کشد اگرچه می توان از این هارمونیک ها برای تصویربرداری در فرکانس های بالاتر بهره برد [۴].

۳- چالش ها و فرصت های CMUT در رقابت با مبدل های پیزوالکتریک

عناصر آرایه مبدل پیزوالکتریک معمولی از رزنانس های حجیم ایجاد شده اند و اساساً از بلوک های ریز سرامیکی با استحکام عایقی بالا ساخته می شوند و در تولید باید آزمایش های سخت محیطی و پایداری را تحمل کنند [۱۰].

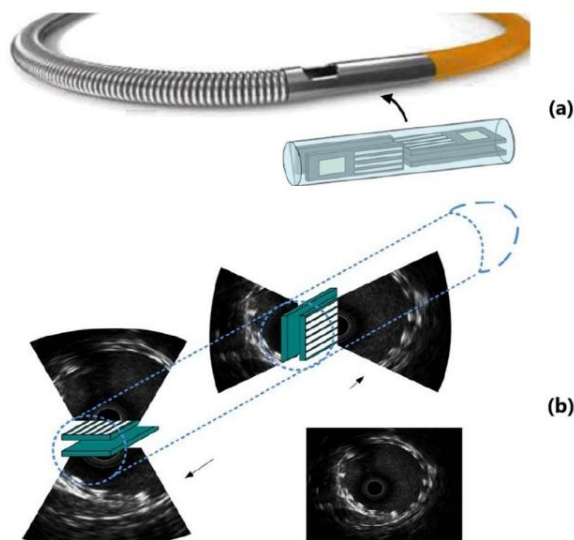
تا به امروز، مبدل های پیزوالکتریک معمولاً از CMUT در این معیارها بهتر عمل کرده اند و نسبت سیگنال به نویز (SNR) و عمق نفوذ تصویربرداری بیشتری نسبت به دستگاه های CMUT دارند. نسبت سیگنال به نویز CMUT کاملاً به فرکانس تحریک آن بستگی دارد (وقتی به فرکانس رزونانس نزدیکتر است بالاتر است) و می تواند با افزایش ولتاژ بایاس بهبود یابد (شکل ۲) [۱۱]. این یک دلیل اساسی و مهم است که چرا هنوز CMUT ها با مبدل های پیزوالکتریک جایگزین نشده اند. علاوه بر این چالش دیگر کلیدی برای CMUT ها در پاسخ غیرخطی ذاتی آنها است [۱۲].



شکل ۲: (a) آرایه CMUT (b) مبدل پیزوالکتریک

علی رغم تمام این چالش های ذکر شده، فناوری CMUT مزایای بالقوه امیدوارکننده ای را ارائه می کند که تا به امروز به تحقیقات پایدار و محبوبیت برای تجاری شدن آن منجر می شود [۱۳]. نکته اصلی و محبوبیت CMUT ها پتانسیل یکپارچه سازی جامع و پردازش گروهی است. ساختن یک آرایه CMUT در بالای یا در مجاورت قسمت جلویی یک مدار مجتمع ویژه ASIC^۹ آنالوگ کم نویز با استفاده از تکنیک های پردازش سیلیکونی یکسان و ایجاد بسیاری از چنین دستگاه هایی به طور همزمان روی همان ویفر امکان پذیر است (شکل ۳) [۱۴]. برای ساخت یکپارچه CMUT بر روی مدار CMOS، ابتدا مدار ASIC که شامل پردازشگر، حافظه و مدارات کنترلی بر اساس تکنولوژی CMOS می باشد ساخته شده و سپس با لایه نشانی یک لایه SiO₂ بروش CVD^{۱۰} بر روی آن همراه با ایجاد اتصالات، عایق

می توان بکار برد. تحقیقات متعددی برای ساخت کاتتر سونوگرافی داخل عروقی صورت گرفته است [۲۱] شکل ۵.

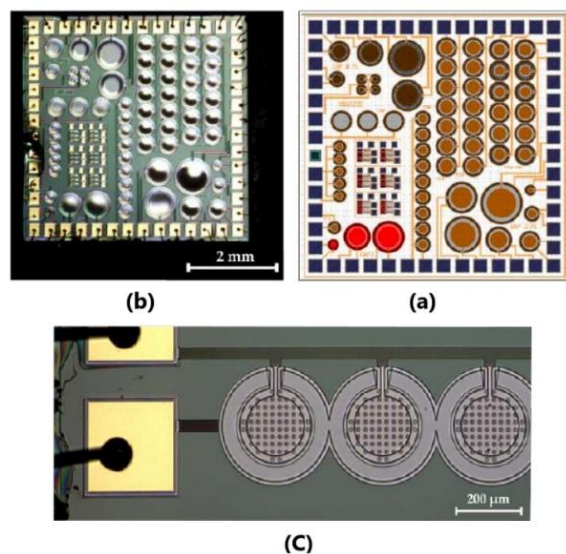


شکل ۵: (a) شماتیک سونوگرافی داخل عروقی با دو آرایه عمود بر هم (b) دو تصویر عمود بر هم جهت ایجاد تصویر ۳۶۰ درجه

۴- تجاری و صنعتی سازی CMUT ها

در سال ۱۹۹۸ شرکت زیمنس تلاشهایی را در جهت استفاده از CMUT برای اندازه گیری حجم گاز عبوری از لوله انجام داد که منجر به نتیجه نشد. اما اولین پروب فراصوت مبتنی بر CMUT در سال ۲۰۰۹ توسط شرکت هیتاچی برای کاربردهای تصویربرداری سینه با فرکانس ۱ مگاهرتز در بازارهای تجاری سازی و بصورت محدود تولید شد [۲۲]. نسل چهارم این پروب های CMUT نیز توسط همین شرکت در سال ۲۰۲۰ در آمریکا و چین در دسترس قرار گرفت [۲۳]. شرکت Kolo Medical پروب های CMUT با آرایه خطی و ماتریسی را برای تصویربرداری سطحی و پیش بالینی با پهنای باند و فرکانس بالا (۱۵-۳۰ مگاهرتز) بعنوان جابگزین برای ترانسیدوسرهای پیزوالکتریک معرفی و بکمک شرکت Verasonics با توانایی تصویربرداری هارمونیک از بافت (^{15}THI) تولید کرده است [۲۴].

شرکت Butterfly Network اولین پروب CMUT-on-ASIC را در سال ۲۰۱۸ آرایه کرد و محصول نسل بعدی با ۹۰۰۰ عنصر و توانایی ارتباط مستقیم با تلفن هوشمند با پهنای باند گسترده در سال ۲۰۲۰ در دسترس قرار گرفت درحالیکه برای تصویربرداری پیزوالکتریک از همین نوع نیاز به چندین پروب ویژه می باشد [۲۵] (شکل ۶). حاصل یک پروب قابل حمل و روان با قیمت کمتر از ۲۰۰۰ دلار بوده که برای دانشجویان و پزشکان در کاربردهای کلینیکی قابل



شکل ۴: (a) نقشه یکپارچه آرایه CMUT (b) چیپ ساخته شده (c) نمای از بالا از چند CMUT با قطر 200 μm

از طرف دیگر، CMUT را می توان به صورت دو حالت استفاده کرد. به عنوان مثال، در حالت معمولی جهت ارسال موج التراسونیک در فرکانس پایین و حالت دوم، استفاده از حالت فروپاشی که برای دریافت پاسخ هارمونیک ها در فرکانس های بالا می باشد [۱۷]. توانایی عملکرد همزمان تصویربرداری و تمرکز التراسونیک با شدت بالا ($^{13}\text{HIFU}$) با یک آرایه مبدل در محدوده فرکانسی بزرگ از مزایای استفاده از CMUT ها در این خصوص می باشد در حالیکه مبدلهای پیزوالکتریک بدلیل پدیده خود گرمایی این توانایی را ندارند [۱۸]. برای تصویربرداری با فرکانس بالا (۲۰-۴۰ مگاهرتز) نیز ساخت آرایه های مبدل پیزوالکتریک بدلیل اینکه بسیار نازک و شکننده هستند دشوار است، در حالی که CMUT ها در این خصوص مزایای ذاتی دارند [۱۹].

با این وجود مبدل های CMUT طول عمر کمتری نسبت به مبدل های پیزوالکتریک دارند. [۲۰] اما بدلیل امکان ساخت یکپارچه آنها با مدار الکترونیکی در تصویربرداری سه بعدی و توانایی عملکرد در فرکانس های بالا همراه با کاهش هزینه های ساخت می توان نوع یکبار مصرف آن را در کاربردهای دستگاه های کاتتر برای سونوگرافی داخل عروقی ($^{14}\text{IVUS}$) استفاده کرد. کاتترهای سونوگرافی داخل عروقی معمول بصورت استوانه ای و با آرایه های جانبی ساخته شده اند. درحالیکه آرایه CMUT را برای ساخت کاتتر سونوگرافی داخل عروقی بکمک قرار دادن آرایه ها در زوایای مختلف جهت ایجاد تصویر ۳۶۰ درجه ای و یا با دید مستقیم در ابعاد کمتر از ۲ میلی متر و تعداد سیم کمتر

<https://doi.org/10.3390/mi10020152>, URL <http://www.mdpi.com/2072-666X/10/2/152>.

[3] Y. Tsuji, M. Kupnik, BT. Khuri-Yakub. Low temperature process for CMUT fabrication with wafer bonding technique. In: Proceedings - *IEEE Ultrasonics Symposium*. p. 551–554. <https://doi.org/10.1109/LTSYM.2010.5935632>.

[4] H. Köymen, A. Atalar, E. Aydogdu, C. Kocabas, HK. Oguz, S. Olçum, A. Ozgurluk, A. Ünlügedik. An improved lumped element nonlinear circuit model for a circular CMUT cell. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control* 2012;59(8):1791–1799. <https://doi.org/10.1109/TUFFC.2012.2383>.

[5] A. Nikoozadeh, B. Bayram, GG. Yaralioglu, BT. Khuri-Yakub. Analytical calculation of collapse voltage of CMUT membrane. In: Proceedings - *IEEE Ultrasonics Symposium*, vol. 1; 2004. p. 256–259. <https://doi.org/10.1109/ultsym.2004.1417715>.

[6] O. Oralkan, B. Bayram, GG. Yaralioglu, A. Sanli Ergun, M. Kupnik, DT. Yeh, IO. Wygant, BT. Khuri-Yakub. Experimental characterization of collapse-mode CMUT operation. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control* 2006;53(8):1513–1523. <https://doi.org/10.1109/TUFFC.2006.1665109>.

[7] B. Bayram, GG. Yaralioglu, M. Kupnik, AS Ergun, O. Oralkan, A. Nikoozadeh, BT. Khuri-Yakub. Dynamic analysis of capacitive micromachined ultrasonic transducers. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control* 2005;52(12). <https://doi.org/10.1109/TUFFC.2005.1563269>.

[8] B. Bayram, M. Oralkan, AS. Ergun, E. Hægström, GG. Yaralioglu, BT. Khuri-Yakub. Capacitive micromachined ultrasonic transducer design for high power transmission. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control* 2005;52(2):326–338. <https://doi.org/10.1109/TUFFC.2005.1406558>.

[9] Y. Yu, SH. Pun, PU. Mak, CH. Cheng, J. Wang, PI. Mak, MI. Vai. Design of a collapse-mode CMUT with an embossed membrane for improving output pressure. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control* 2016;63(6):854–863. <https://doi.org/10.1109/TUFFC.2016.2554612>.

[10] JK. Kimotho, T. Hemsell, W. Sextro. Estimation of remaining useful lifetime of piezoelectric transducers based on self-sensing.

استفاده است. شرکت ژاپنی CANON نیز بر روی سیستمهای تصویربرداری فتوآکوستیک سه بعدی با کمک آرایه های دو بعدی CMUT تحقیق می کند. به طور کلی، تخمین زده می شود که در مجموع حدود بیشتر از ۲۳ شرکت در جهان وجود دارد که محصولات CMUT را ارائه می دهند [۲۶].



شکل ۶: پروب قابل اتصال به تلفن هوشمند شرکت باترفلای

۵- نتیجه گیری

فناوری CMUT در دو دهه گذشته پیشرفت چشمگیری داشته است. پاسخ پهنای باند وسیع CMUT ها برای تصویربرداری مبتنی بر فراصوت مناسب بوده و رویکردهای جدید برای طراحی عملکرد آنها را بهبود بخشیده است. امکان قرار گرفتن سنسور بر روی مدار الکترونیکی همراه با تصویربرداری سه بعدی توسط پروب های تجاری سازی شده جدید از این نوع باعث فراگیر شدن هرچه بیشتر آنها شده است، با در نظر گرفتن اینکه هزینه های ساخت نیز در آنها کمتر می باشد. اگرچه فناوری CMUT از لحاظ SNR و عمق تصویربرداری هنوز با فناوری پیزوالکتریک فاصله دارد ولی با مزایایی چون پهنای باند بیشتر و مراحل ساخت ساده تر شروع به باز کردن جایگاه خود در چشم انداز مبدل های فراصوت بالینی کرده است و تأثیر آن در سال های آینده به طور فزاینده ای احساس خواهد شد.

مراجع

- [1] MI Haller, BT. Khuri-Yakub. A surface micromachined electrostatic ultrasonic air transducer. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectric Frequency Control* 1996;43(1). <https://doi.org/10.1109/58.484456>.
- [2] K. Brenner, A. Ergun, K. Firouzi, M. Rasmussen, Q. Stedman, B. KhuriYakub. Advances in capacitive micromachined ultrasonic transducers. *Micromachines* 2019;10(2):152.

- [18] K. Brenner, A.S. Ergun, K. Firouzi, M.F. Rasmussen, Q. Stedman and BT. Khuri-Yakub, 2019. Advances in capacitive micromachined ultrasonic transducers. *Micromachines*, 10(2), p.152.2022
- [19] EF. Arkan, FL. Degertekin. Analysis and design of high frequency 1- D CMUT imaging arrays in non-collapsed mode. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control* 2018. <https://doi.org/10.1109/TUFFC.2018.2887043>.
- [20] M. Saccher, S. Kawasaki, R. Dekker. The long-term reliability of precharged CMUTs for the powering of deep implanted devices. In: *IEEE International Ultrasonics Symposium, IUS. IEEE Computer Society*; 2021. <https://doi.org/10.1109/IUS52206.2021.9593683>.
- [21] RP. Zangabad, JG. Bosch, F. Mastik, RH. Beurskens, VA. Henneken, JW. Weekamp, AF. Van Der Steen, G. Van Soest. Real-Time Coded Excitation Imaging Using a CMUT-Based Side Looking Array for Intravascular Ultrasound. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control* 2021;68(6):2048–2058. <https://doi.org/10.1109/TUFFC.2021.3054971>.
- [22] S. Akifumi, I. Kazunari, F. Makoto, A. Katsunori, S. Shuzo, I. Mikio. Development of ultrasonic transducer 'Mappie' with cMUT technology, Tech. rep. *Hitachi Medical Corporation*; 2009.
- [23] T. Otake, H. Tanaka, A. Sako, M. Fukada, M. Imagawa, M. Sato. Development of 4G CMUT (CMUT Linear SML44 probe). *Adv Ultras Diganosis Therapy* 2020;4(4):379–382
- [24] T. Otake, H. Tanaka, A. Sako, M. Fukada, K. Imagawa, M. Sato. Development of 4G CMUT (CMUT Linear SML44 probe). *Advanced Ultrasound in Diagnosis and Therapy*, 2020, 4(4): 379-382.
- [25] M. Hamilton-Basich, Butterfly Network, ACC Partner for New POC Ultrasound for Cardiac Care, Axis Imaging News; 2020.
- [26] K. Brenner, A.S. Ergun, K. Firouzi, M.F. Rasmussen, Q. Stedman and BT. Khuri-Yakub, 2019. Advances in capacitive micromachined ultrasonic transducers. *Micromachines*, 10(2), p.152.
- IEEE Trans Reliab* 2017;66(3):914–923. <https://doi.org/10.1109/TR.2017.2710260>.
- [11] p. Butaud, G. Bourbon, P. Le Moal, E. Joseph, B. Verdin, et al. CMUT sensors based on circular membranes array for SHM applications. *Smart Structures + Nondestructive Evaluation*, Mar 2019, Denver, United States. {hal-02370490}
- [12] A. Lohfink, PC. Eccardt. Linear and nonlinear equivalent circuit modeling of CMUTs. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control* 2005;52(12):2163–2172. <https://doi.org/10.1109/TUFFC.2005.1563260>.
- [13] J. Joseph, B. Ma, BT. Khuri-Yakub. Applications of capacitive micromachined ultrasonic transducers: a comprehensive review. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control* 2022;69(2):456–467. <https://doi.org/10.1109/TUFFC.2021.3112917>.
- [14] T-H. Hsu, AA. Zope, M-H Li, S-S. Li. A compact monolithic CMUT receiver front-end in a TiN-C CMOS-MEMS platform. 2020 *IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS)*, Vol. 2020- September. *IEEE*; 2020. p. 1–4. <https://doi.org/10.1109/US46767.2020.9251733>.
- [15] ABE. Attia, G. Balasundaram, M. Moothanchery, US. Dinish, R. Bi, V. Ntziachristos, M. Olivo. A review of clinical photoacoustic imaging: Current and future trends (12 2019). <https://doi.org/10.1016/j.pacs.2019.100144>.
- [16] I. Wygant, BT. Khuri-Yakub, M. Kupnik. Performance parameters and frequency response of CMUTs in transmit, receive, and pulse-echo operation. *IEEE International Ultrasonics Symposium, IUS*, vol. 2019-October. *IEEE Computer Society*; 2019. p. 766–769. <https://doi.org/10.1109/ULTSYM.2019.8926031>.
- [17] MM. Mahmud, X. Wu, JL. Sanders, AO. Biliroglu, OJ. Adelegan, IG. Newsome, FY. Yamaner, PA. Dayton, O. Oralkan O. An Improved CMUT structure enabling release and collapse of the plate in the same Tx/Rx cycle for dual-frequency acoustic angiography. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control* 2020;67(11):2291–2302. <https://doi.org/10.1109/TUFFC.2020.3001221>.

- | | | | |
|--|---------------|------------|--|
| ¹ Capacitive Transducer | Micromachined | Ultrasonic | ⁸ collapse |
| ² Chemical Wafer Deposition | | | ⁹ Application-Specific Integrated Circuit |
| ³ Sacrificial Layer | | | ¹⁰ Chemical Vapor Deposition |
| ⁴ Wafer Bonding | | | ¹¹ dicing process |
| ⁵ Pull in voltage | | | ¹² Photo-Acoustic |
| ⁶ Conventional | | | ¹³ High Intensity Focused Ultrasound |
| ⁷ Snap back | | | ¹⁴ intravascular ultrasound |
| | | | ¹⁵ Tissue Harmonic Imaging |