

(Research Article)
**Adaptive beamforming in row-column addressed arrays for 3D
ultrasound imaging**

M. Tayebli, S.M. Sakhaei*

Faculty of electrical and computer engineering, Babol Noshirvani university of technology

Received: 2022/04/14, Accepted: 2022/11/25

Abstract

In recent years, to reduce the complexity of implementation, the use of 2D arrays with restricted row-column addressing has been considered for 3D ultrasound imaging. In this paper, two methods of adaptive beamforming based on the minimum variance method are represented in such a way that the computational load is much less than using the full adaptive beamforming method. In both proposed methods, to reconstruct each point of the image, only two covariance matrices and two weight vectors are determined. These methods perform significant improvement both in lateral resolution and contrast compared with delay and sum method. To evaluate the proposed methods, the data obtained from a 32+32 element array has been analyzed using the FIELD-II ultrasound simulator. By using a point phantom, it has been shown that the value of the full width at half maximum of the point spread function is reduced by 95% in the first method compared to the delay and sum method. Also, by using the cyst phantom, it can be seen that the contrast ratio and the contrast to noise ratio can be improved by almost 100% and 50%, respectively in comparison to the delay and sum method.

Keywords: 3-D ultrasound imaging, 2-D array transducer, Row-column addressing, Beamforming, Minimum variance.

pp. 77-87 (In Persian)

* Corresponding author E-mail: smsakhaei@nit.ac.ir

شکل دهی پرتو وفقی در آرایه های آدرس دهی سطر- ستون برای تصویربرداری فراصدای سه- بعدی

ملیحه طیب لای، سید محمود سخائی*

گروه بیوالکتریک، دانشکده ی مهندسی برق و کامپیوتر، دانشگاه صنعتی نوشیروانی بابل
دریافت: ۱۴۰۱/۰۱/۲۵، پذیرش: ۱۴۰۱/۰۹/۰۴

چکیده

در سال های اخیر و برای کاهش پیچیدگی پیاده سازی، استفاده از آرایه های دو- بعدی با آدرس دهی محدود سطر- ستون برای تصویربرداری فراصدای سه- بعدی مورد توجه قرار گرفته است. در این مقاله، دو روش شکل دهی پرتو وفقی مبتنی بر کم ترین واریانس برای آرایه های سطر- ستون ارائه شده اند به گونه ای که بار محاسباتی آن ها نسبت به استفاده از روش شکل دهی وفقی کامل، بسیار کمتر است. در هر دو روش پیشنهادی، برای بازسازی هر نقطه از تصویر، تنها دو ماتریس کواریانس و سپس دو بردار وزن محاسبه می شود. روش های پیشنهادی در مقایسه با روش معمول تاخیر و جمع، تفکیک پذیری (رزولوشن) جانبی و کنتراست به مراتب بهتری نشان می دهند. برای ارزیابی روش های پیشنهادی، داده های حاصل از یک آرایه 32×32 عنصری با استفاده از شبیه ساز فراصدای اف ای ای ال دی-II مورد بررسی قرار گرفته است. با استفاده از یک شبیح (فانتوم) نقطه ای، نشان داده شده است که مقدار پهنای لوب اصلی در نصف مقدار بیشینه تابع گسترش نقطه، در روش اول در مقایسه با روش تاخیر و جمع معمول، ۹۵ درصد کاهش پیدا می کند. هم چنین با استفاده از شبیح کیست، مشاهده شد که می توان نسبت کنتراست و نسبت کنتراست به نوفه را تا میزان تقریبی به ترتیب ۱۰۰ و ۵۰ درصد در مقایسه با روش تاخیر و جمع بهبود داد.

کلیدواژه ها: تصویربرداری فراصدای سه- بعدی، مبدل آرایه دو- بعدی، آدرس دهی سطر- ستون، شکل دهی پرتو، کم ترین واریانس.

۱. مقدمه

پیشرفت فناوری ساخت آرایه و آرایه های با آدرس دهی محدود، بسیاری از مشکلات و پیچیدگی ها کاسته شده است. روش های مختلفی برای آدرس دهی محدود ارائه شده اند. از جمله می توان به آدرس دهی سطر- ستون (آرسی ای)^۱ [۳-۴]، آدرس دهی چندبخشی سطر- ستون (اس آرسی ای)^۲ [۵]، پویش الکترونیکی سطر- ستون متعامد سریع (اف آرسی ای ای اس)^۳ [۶] و مبدل آرایه ای تنک^۴ [۷] اشاره کرد. در این مقاله، آرایه با آدرس دهی محدود سطر- ستون مورد توجه قرار گرفته است. در آدرس دهی سطر- ستون، تمام عنصرهای روی یک سطر (ستون) به عنوان یک عنصر واحد در نظر گرفته می شوند، بنابراین اتصالات کاهش پیدا می کند. برای مثال یک آرایه

تصویربرداری فراصدا یک روش تصویربرداری کم هزینه و غیرتهاجمی با کاربردهای بالینی متعدد است. با این حال، یک نقص عمده در سامانه های فراصدای مدرن، فقدان فناوری تصویربرداری سه- بعدی با کیفیت بالا و قاب بالا است [۱]. تصویربرداری فراصدای سه- بعدی، نیازمند مبدل دو- بعدی است تا یک حجم را در زمان واقعی پویش کند. تعداد عنصرها در آرایه دو- بعدی با آدرس دهی کامل، برابر با مربع تعداد عنصرها در یک- بعد است. برای کنترل همه عناصر آرایه، اتصال به هر عنصر لازم است [۲]. بنابراین آدرس دهی هر عنصر به صورت مجزا، منجر به اتصالات و مقدار داده زیاد می شود که در عمل با محدودیت های زیادی روبه رو است. امروزه با

¹ RCA; Row-Column Address

² SRCA; Split Row-Column Address

³ FORCES; Fast Orthogonal Row-Column Electronic Scanning

⁴ Sparse arrays

* نویسنده پاسخگو: smsakhaei@nit.ac.ir

در آن، به شرط حفظ علامت مطلوب، وزن‌ها به گونه‌ای تعیین می‌شود که توان خروجی کمینه گردد. تخمین توان خروجی نیز با کمک تخمین ماتریس کواریانس داده انجام می‌شود. یکی از مشکلات این روش، حجم محاسبات بالای آن برای تخمین ماتریس کواریانس داده و نیز محاسبه معکوس آن است و پیچیدگی محاسباتی آن از مرتبه N^3 است که N تعداد عناصر آرایه است.

در این مقاله، برای بهبود کیفیت تصویر حاصل از آرایه با آدرس‌دهی سطر - ستون از شکل‌دهنده پرتو ام‌وی استفاده شده است. اگر روش ام‌وی به طور مستقیم در مسئله مورد نظر به کار گرفته شود یعنی برای هر بار ارسال توسط سطر (یا ستون) و برای هر نقطه، با روش ام‌وی روی داده دریافتی توسط آرایه ستونی (یا سطری) شکل‌دهی پرتو اعمال شود، پیچیدگی محاسبات بسیار بالا خواهد بود. در این پژوهش برای حل این مشکل، دو روش با پیچیدگی محاسباتی کم ارائه شده است. علاوه بر اینکه وزن‌ها به روش و فقی ام‌وی هم‌زمان روی آرایه ارسال و دریافت اعمال می‌شوند، حجم محاسبات به مراتب کم‌تری نیز دارد. در واقع در روش‌های پیشنهادی، برای بازسازی هر نقطه از تصویر، تنها دو ماتریس کواریانس محاسبه و معکوس می‌شود. نتایج شبیه‌سازی نشان می‌دهند که روش‌های پیشنهادی در مقایسه با روش معمول دی‌ای‌اس تفکیک‌پذیری محوری و کنتراست را به میزان قابل توجهی بهبود داده است.

این مقاله از پنج بخش تشکیل شده است. در بخش بعدی، ضمن مروری بر روش شکل‌دهی پرتو کم‌ترین واریانس، به ارائه روش‌های پیشنهادی و همین‌طور نحوه ارزیابی آن‌ها پرداخته شده است. نتایج شبیه‌سازی و مقایسه تصاویر حاصل از روش‌های پیشنهادی با روش‌های موجود در بخش ۳ آمده است. در بخش ۴، بحث در مورد روش‌های پیشنهادی و در انتها و در بخش ۵، نتیجه‌گیری ارائه شده است.

۲. مواد و روش‌ها

۲-۱. شکل‌دهی پرتو مبتنی بر کم‌ترین واریانس

خروجی شکل‌دهنده پرتو، متشکل از علامت مطلوب، نوفه سفید و تداخل است. اساس شکل‌دهی پرتو کم‌ترین

دو - بعدی متشکل از ۳۲ سطر و ۳۲ ستون در آدرس‌دهی کامل شامل ۱۰۲۴ عنصر می‌شود. اما در مبدل با آدرس - دهی سطر - ستون در مجموع ۶۴ عنصر ایجاد می‌شود [۳]. در نتیجه، به مقدار قابل توجهی، تعداد مجراهای (کانال‌های) مورد نیاز برای دستیابی به تصویر حجم سه - بعدی کم می‌شود. با توجه به سادگی پیاده‌سازی، مطالعات متعددی در مورد این نوع آرایه‌ها انجام شده است [۳-۴، ۸-۱۱].

به ازای سادگی پیاده‌سازی در مبدل‌های با آدرس‌دهی محدود از جمله مبدل‌های با آدرس‌دهی سطر - ستون، کیفیت تصویر حاصله در مقایسه با مبدل‌های با دسترسی کامل افت می‌کند. بنابراین برای دستیابی به تصویر با کیفیت قابل قبول، لازم است که عملکرد شکل‌دهنده پرتو را ارتقا داد.

شکل‌دهی پرتو را می‌توان روی داده‌های ارسال (شکل‌دهی پرتو ارسال) و دریافت (شکل‌دهی پرتو دریافت) اعمال کرد تا خروجی مطلوب حاصل گردد. در آرایه‌های سطر - ستون، برای شکل‌دهی پرتو ابتدا تاخیرهایی روی سطرها اعمال می‌شود تا کانونی کردن ارسال ایجاد شود. سپس بر روی داده دریافتی از هر ستون نیز تاخیر اعمال می‌شود و کانونی کردن دریافت نیز صورت می‌گیرد. در نهایت با ترکیب و جمع داده‌ها خروجی نهایی تشکیل می‌شود. همچنین در صورت لزوم می‌توان همراه با تاخیر، وزن‌های ارسال و دریافت را هم اعمال کرد و کنترل بهتری روی شکل پرتو ایجاد کرد [۱۰].

روش ذکر شده، ساده‌ترین روش شکل‌دهی پرتو است که روش تاخیر و جمع (دی‌ای‌اس)^۱ نیز نامیده می‌شود. این روش ضمن سادگی، تفکیک‌پذیری (رزولوشن) جانبی قابل قبولی ندارد. همچنین بهبود کنتراست آن منوط به کاهش تفکیک‌پذیری در هر راستا است. در مقابل، روش‌های و فقی شکل‌دهی پرتو قادر هستند هم‌زمان تفکیک‌پذیری، کنتراست و علامت به نوفه (اس‌ان‌آر)^۲ را بهبود دهند [۱۲-۱۳]. یکی از معروف‌ترین شکل‌دهنده‌های پرتو و فقی، شکل‌دهنده پرتو و فقی کم‌ترین واریانس (ام‌وی)^۳ است که

^۱ DAS; Delay And Sum

^۲ SNR; Signal to Noise Ratio

^۳ MV; Minimum Variance

خواص آماری آن در تصاویر دی‌ای‌اس باشد، روش متوسط‌گیری زمانی^۴ بعد از هموارسازی مکانی پیشنهاد شده است [۱۶]. در این روش، ماتریس کواریانس هموارشده مکانی، در یک پنجره زمانی حول نقطه مورد نظر، که طول آن کمتر از طول تپ (پالس) تحریک است، محاسبه شده و متوسط‌گیری می‌شود.

هم‌چنین برای افزایش مقاومت روش اِم‌وی در مقابل خطاهای موجود در سامانه شامل خطا در تخمین سرعت موج در محیط و یا خطا در تعیین دقیق موقعیت عناصر آرایه، بارگذاری قطری^۵ انجام می‌شود، به این معنی که ضریب کوچکی از ماتریس همانی به ماتریس کواریانس تخمین زده شده اضافه می‌شود. بارگذاری قطری، معادل افزودن نوفه سفید به هر مجرا (کانال) و یا مقید کردن اندازه وزن‌ها است [۱۶-۱۷].

۲-۲. روش پیشنهادی

ماتریس داده‌ها $X(n)$ برای هر نقطه به‌صورت رابطه (۴) است که در آن $x_{ij}(n)$ داده‌ای است که توسط مبدل سطر i -ام ارسال و توسط مبدل ستون j -ام، در یک نقطه از فضای مورد نظر دریافت شده است.

$$R_i(n) = \frac{1}{(2K+1)p} \sum_{k=-K}^K \sum_{p=1}^{P-1} x_p(n-k) x_p^H(n-k) + \varepsilon_i I \quad (4)$$

تعداد سطرها (ارسال‌ها) برابر M و تعداد ستون‌ها (دریافت‌ها) نیز برابر با N فرض شده است. با داشتن تمامی داده‌های ارسال و دریافت شده می‌توان هر شکل‌دهی پرتو‌وفقی را روی آن اعمال کرد. لازم به ذکر است منظور از شکل‌دهی پرتو ارسال، یافتن ترکیب خطی مناسب از داده‌هایی است که روی یک عنصر دریافت می‌شوند وقتی که عناصر مختلف، ارسال علامت را انجام می‌دهند. هم‌چنین منظور از شکل‌دهی پرتو دریافت، ترکیب داده‌های دریافتی روی عناصر مختلف است وقتی که یک ارسال مشخص انجام شده است. در ادامه ابتدا تلفیق ساده روش اِم‌وی و دی‌ای‌اس و سپس دو روش پیشنهاد شده، ارائه می‌شوند.

واریانس این است که با حفظ علامت مطلوب، باید به‌گونه‌ای عمل شود که تاثیر دو عامل نوفه و تداخل به کم‌ترین مقدار برسد. در رابطه (۱) کم‌ترین انرژی علامت خروجی محاسبه می‌شود [۱۲]. با توجه به الگوی پرتو، زمانی علامت مطلوب حفظ می‌شود که مجموع وزن‌ها یک شود، می‌توان با استفاده از رابطه (۲) این تضمین را ایجاد کرد. $y(n)$ علامت خروجی در لحظه n ، $w(n)$ بردار وزن، $R(n)$ ماتریس کواریانس داده و $d(n)$ بردار تمام یک است [۱۳]. منظور از عمل گر E و H به ترتیب امید ریاضی و مزدوج ترانهاد است.

$$\min_E \left[\left\| y(n) \right\|^2 \right] = \min \{ w^H(n) R(n) w(n) \} \quad (1)$$

$$\text{s.t. } w^H(n) d(n) = 1 \quad (2)$$

ماتریس کواریانس داده، معین نامنفی است، بنابراین مساله بهینه‌سازی فوق، یک مساله محدب است و به روش لاگرانژ^۱ می‌توان وزن‌های مناسب را یافت [۱۴]:

$$w = \frac{R^{-1}d}{d^H R^{-1}d} \quad (3)$$

با توجه به اینکه علامت اصلی دریافتی از نقطه مورد نظر و علامت‌های دریافتی از سایر نقاط فقط در تاخیر زمانی متفاوت هستند، علامت منابع تداخلی، همدوس با علامت اصلی خواهد بود. در این حالت، ماتریس کواریانس R معکوس‌پذیر نخواهد بود و بنابراین نمی‌توان با کمک رابطه (۳) وزن‌ها را تعیین کرد. برای حل این مشکل، روش هموارسازی مکانی^۲ [۱۵] پیشنهاد شده است. در این روش، آرایه به تعدادی زیرآرایه یکسان و هم‌پوشان تقسیم شده، ماتریس کواریانس در هر زیرآرایه محاسبه شده، میانگین آن‌ها به‌عنوان ماتریس کواریانس داده تعیین می‌شود. برای آن‌که ماتریس کواریانس حاصله، معکوس‌پذیر باشد، لازم است طول هر زیرآرایه، از نصف تعداد کل عناصر آرایه بیش‌تر نباشد. هر چند هموارسازی سبب کوچک‌تر شدن طول موثر دهانه^۳ می‌شود، اما بهبود کیفیت تصویر در اثر استفاده از وزن‌های وفقی به روش اِم‌وی چشمگیر است [۱۵]. برای آن‌که خواص آماری محیط اسپکلی در تصاویر حاصله به روش اِم‌وی مشابه

¹ Lagrange

² Spatial smoothing

³ Aperture

⁴ Temporal averaging

⁵ Diagonal loading

۲-۱. کم‌ترین واریانس در ارسال و تاخیر و جمع در دریافت (اموی - دی‌ای‌اس)

در این روش، کم‌ترین واریانس فقط در ارسال اعمال می‌شود و دهانه دریافت به صورت تاخیر و جمع معمول در نظر گرفته می‌شود. به این ترتیب، ابتدا همه سطرهای ماتریس داده $X(n)$ با هم جمع می‌شوند و یک بردار داده ارسال را شکل می‌دهد. سپس با تقسیم بردار حاصل به تعداد P زیرآرایه، ماتریس کواریانس داده ارسالی به کمک هموارسازی مکانی تعیین می‌شود. اگر x_p عضو p -ام بردار فوق باشد، بردار داده x_p شامل داده در زیر آرایه p -ام به‌صورت زیر خواهد بود:

$$x_p(n) = [x_p(n), x_{p+1}(n), \dots, x_{p+L-1}(n)]^T \quad (5)$$

که در آن L طول هر زیر آرایه است. ماتریس کواریانس داده‌های ارسال $R_t(n)$ توسط رابطه (۶) محاسبه می‌شود که در آن، فرض شده که میانگین‌گیری زمانی علاوه بر هموارسازی مکانی انجام می‌شود. مقدار K به‌گونه‌ای انتخاب می‌شود که طول پنجره زمانی، در حدود پهنای زمانی تپ تحریک باشد و ϵ_t مقدار کوچکی است که به‌منظور بارگذاری قطری در ماتریس یک ضرب می‌شود.

$$R_t(n) = \frac{1}{(2K+1)P} \sum_{k=-K}^K \sum_{p=0}^{P-1} x_p(n-k) x_p^H(n-k) + \epsilon_t I \quad (6)$$

در ادامه وزن‌های بهینه ارسال (وزن‌های هر سطر) طبق رابطه (۷) به‌دست می‌آیند:

$$w_t(n) = \frac{R_t^{-1}(n)d(n)}{d^H(n)R_t^{-1}(n)d(n)} \quad (7)$$

خروجی کل (Y_{MV-DAS}) در این روش برابر حاصل جمع داده ارسال‌شده با روش کم‌ترین واریانس و داده دریافت‌شده با روش تاخیر و جمع است (رابطه ۸):

$$y_{MV-DAS} = w_t^H(n) \sum_{p=0}^{P-1} x_p(n) \quad (8)$$

در این حالت برای هر وکسل فقط یک‌بار از روش کم‌ترین واریانس استفاده می‌شود.

۲-۲. کم‌ترین واریانس ارسال-دریافت مشترک (جی‌تی‌آر)^۱

در این روش پیشنهادی، وزن‌های عناصر ارسال و عناصر دریافت جداگانه محاسبه می‌شوند و به‌طور هم‌زمان به $X(n)$ اعمال می‌شوند. بردار وزن دریافت با $W_r(n)$ و بردار وزن ارسال با $W_t(n)$ نمایش داده شده است. مراحل انجام کار به این صورت است که ابتدا برای محاسبه $W_r(n)$ ، ماتریس کواریانس داده دریافتی $R_r(n)$ تعیین می‌شود [۱۸]. ماتریس کواریانس داده دریافتی با استفاده از هموارسازی روی هر یک از سطرهای ماتریس داده $X(n)$ محاسبه می‌شود. فرض کنید $x_{r,i}^1(n)$ برداری شامل داده سطر i -ام ماتریس داده $X(n)$ و در زیر آرایه i -ام باشد:

$$x_{r,i}^1(n) = [x_{i1}, x_{i,(1+1)}, \dots, x_{i,(1+L_r-1)}]^T \quad (9)$$

که در آن برای سادگی، از نمایش متغیر زمانی n صرف نظر شده است و L_r طول هر زیر آرایه سطر است. ماتریس کواریانس $R_r(n)$ با کمک رابطه زیر تعیین می‌شود:

$$R_r(n) = \frac{1}{M(N-L_r+1)} \sum_{j=1}^M \sum_{i=1}^{N-L_r+1} x_{r,i}^1(n) x_{r,i}^{1H}(n) + \epsilon_r I \quad (10)$$

با داشتن ماتریس کواریانس داده دریافتی، می‌توان وزن‌های مناسب هر ستون را طبق رابطه (۱۱) محاسبه نمود؛ $d(n)$ بردار تمام یک است.

$$w_r(n) = \frac{R_r^{-1}(n)d(n)}{d^H(n)R_r^{-1}(n)d(n)} \quad (11)$$

به همین ترتیب ماتریس کواریانس داده ارسالی با اعمال هموارسازی مکانی و بارگذاری قطری نیز به‌صورت رابطه (۱۲) محاسبه می‌شود و L_r بیان‌گر تعداد زیرآرایه ستون است:

$$R_t(n) = \frac{1}{N(M-L_r+1)} \sum_{j=1}^M \sum_{i=1}^{N-L_r+1} x_{r,i}^1(n) x_{r,i}^{1H}(n) + \epsilon_t I \quad (12)$$

برداری وزن هر سطر با داشتن ماتریس کواریانس داده ارسالی طبق رابطه (۱۳) محاسبه می‌شود؛ $d(n)$ بردار تمام یک است.

$$w_t(n) = \frac{R_t^{-1}(n)d(n)}{d^H(n)R_t^{-1}(n)d(n)} \quad (13)$$

ماتریس داده $\hat{X}(n)$ به‌صورت رابطه (۱۴) تعریف می‌شود:

$$\hat{X}(n) = \frac{1}{(N-L_r+1)(M-L_r+1)} \sum_{i=1}^{M-L_r+1} \sum_{j=1}^{N-L_r+1} \begin{bmatrix} x_{i,j}(n) & \cdots & x_{i,j+L_r-1}(n) \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ x_{i+L_r-1,j}(n) & \cdots & x_{i+L_r-1,j+L_r-1}(n) \end{bmatrix} \quad (14)$$

¹ Joint transmitting-receiving (JTR) minimum variance

روش جی تی آر، وزن های بهینه تنها یکبار در ارسال و یکبار در دریافت محاسبه می شوند. دیده می شود که تفاوت مهم این روش و روش جی تی آر در نحوه محاسبه خروجی است و این تفاوت در روابط (۱۵) و (۱۸) دیده می شود.

۳-۲. شرایط شبیه سازی

در این مطالعه مجموعه داده شامل دو محیط نقطه و کیست در شبیه ساز فراصدای اف ای ای ال دی-II^۲ ساخته شده است و به منظور ارزیابی روش های پیشنهادی، مورد استفاده قرار می گیرد. در ابتدا باید ویژگی های مبدل از جمله تپ (پالس) تحریک مشخص شود. موج تحریک، باید طول زمانی محدودی داشته باشد تا امکان تمایز بین دو پژواک فراهم شود. تپ آرمانی، تپ با پهنای خیلی باریک است. اما در این صورت، پهنای باند بسامدی خیلی بزرگ می شود. در شبیه سازی ها، بسامد تحریک ۳/۵ f، مگاهرتز و بسامد نمونه برداری ۱۰۰ مگاهرتز در نظر گرفته شده است. شکل موج تپ تحریک و پاسخ ضربه الکترومکانیکی مبدل های سامانه به صورت رابطه (۱۹) و به طول زمانی برابر با دو دوره تناوب از علامت تحریک فرض شده است.

$$h(t) = \sin(2\pi f_c t) \quad (19)$$

مبدل در نظر گرفته شده برای انجام شبیه سازی، مبدل دو-بعدی سطر-ستون ۳۲×۳۲ است. شبه سنج های اولیه در جدول ۱ ارائه شده اند.

جدول ۱ شبه سنج های اولیه.

مقدار	نماد	مشخصات
۳/۵	f _c	بسامد مرکزی (مگاهرتز)
۱۰۰	f _s	بسامد نمونه برداری (مگاهرتز)
۱۵۴۰	c	سرعت صوتی (متر بر ثانیه)
۳۲	no_ele _x	تعداد عناصر سطر
۳۲	no_ele _y	تعداد عناصر ستون
۰٫۳	pitch _x	فاصله ی بین مرکز دو عنصر سطر (میلی متر)
۰٫۳	pitch _y	فاصله ی بین مرکز دو عنصر ستون (میلی متر)

در واقع $\hat{X}(n)$ میانگین همه زیرماتریس های $L_r \times L_s$ از ماتریس داده $X(n)$ است.

در نهایت خروجی با داشتن ماتریس داده ها و وزن های سطر و ستون طبق رابطه (۱۵) تعیین می شود.

$$y_{JTR} = w_r^H(n) \hat{X}(n) [w_s^H(n)]^T \quad (15)$$

همان طور که مشاهده می شود در این روش، وزن های ارسال و دریافت یک بار محاسبه و به صورت هم زمان بر ماتریس داده دریافتی اعمال می شود.

۳-۲-۲. حداقل واریانس ارسال - دریافت آمیخته (ام تی آر)^۱

در روش های مطرح شده حداقل واریانس، بردار وزن پرتو دریافتی $W_r(n)$ به طور کامل توسط ماتریس کواریانس دریافتی $R_r(n)$ تعیین می شود و هم چنین بردار وزن پرتو ارسالی $W_s(n)$ نیز به طور مشابه کامل توسط ماتریس کواریانس ارسالی $R_s(n)$ محاسبه می شود که در آن دو مسئله بهینه سازی در ارسال و دریافت مجزا هستند. بنابراین اطلاعات هم دوس بین دهانه ارسال و دهانه دریافت از بین می رود [۱۹]. روش پیشنهادی این است که برای محاسبه بردارهای وزن از هر دو ویژگی ارسال و دریافت استفاده شود. وزن های دریافت و ارسال توسط رابطه (۱۶) و (۱۷) تعریف می شوند.

$$w_r = \frac{R_s^{-1} d}{d^H (R_r^{-1} + R_s^{-1}) d} \quad (16)$$

$$w_s = \frac{R_r^{-1} d}{d^H (R_r^{-1} + R_s^{-1}) d} \quad (17)$$

روش هموارسازی مکانی و بارگذاری قطری نیز برای تخمین ماتریس های کواریانس در فرآیند فوق قابل استفاده است. بنابراین R_r و R_s مشابه روش جی تی آر محاسبه می شوند. خروجی نهایی طبق رابطه (۱۸) برابر با مجموع خروجی در دهانه دریافت و خروجی در دهانه ارسال است.

$$y_{MTR} = \hat{w}_r^H x_r + \hat{w}_s^H x_s \quad (18)$$

که در آن x_r و x_s به ترتیب متوسط مقادیر زیرآرایه های سطر و زیرآرایه های ستون است. در این حالت نیز مانند

² FIELD-II

¹ Mixed Transmitting-Receiving (MTR) minimum variance

در بررسی‌ها، یک شبح نقطه‌ای و یک شبح کیست استفاده شده است. در شبح نقطه‌ای دو نقطه در مختصات (۳۵، ۲/۵-) میلی‌متر و (۳۵، ۲/۵) میلی‌متر در محیطی با ابعاد ۸×۸×۸ (میلی‌مترمکعب) در نظر گرفته شده است. شبح کیست شامل محیط اسپکلی است و یک کیست استوانه‌ای با شعاع دو میلی‌متر در عمق ۱۶ میلی‌متر و به موازات محور y در آن واقع شده است. برای شبیه‌سازی محیط اسپکلی، تعداد N پراکننده در محیط به صورت تصادفی فرض شده که مقدار آن از رابطه (۲۲) محاسبه شده است:

$$N = \left\lceil \frac{(x_s \times y_s \times z_s)}{\lambda^3} \times 10 \right\rceil \quad (22)$$

که در آن x_s ، y_s و z_s بیانگر ابعاد محیط و λ طول موج تپ تحریک است. دامنه پراکننده‌ها یک متغیر تصادفی بهنجار با میانگین صفر و انحراف معیار یک تعریف شده است. در داخل کیست استوانه‌ای، مقادیر دامنه پراکننده‌ها، صفر فرض شده است.

تصاویر هر شبح با چهار روش شکل‌دهی پرتو دی‌ای‌اس، ام‌وی-دی‌ای‌اس، جی‌تی‌آر و ام‌تی‌آر بازیابی می‌شود. برای شبح نقطه‌ای، ابتدا منحنی پی‌اس‌اف^۴ استخراج و سپس مقدار عددی اف‌دابل‌یو‌اچ‌ام برای هر کدام از شکل‌دهنده‌های پرتو محاسبه می‌شود. برای شبح کیست نیز شبه‌سنگ‌های سی‌آر و سی‌ان‌آر محاسبه می‌شوند.

۳. نتایج

در شکل ۱، تصاویر شبح نقطه‌ای حاصل از چهار روش شکل‌دهی پرتو نشان داده شده است. لازم به ذکر است که تصاویر سه-بعدی هستند و برای نمایش صفحه xz ، $y=0$ انتخاب شده است. می‌توان هر صفحه‌ی دیگر در فضا را انتخاب و مشاهده کرد.

همان‌طور که در شکل (۱-الف) نشان داده شده است، روش دی‌ای‌اس کیفیت مطلوبی ندارد. کیفیت تصویر لحاظ تفکیک‌پذیری جانبی در شکل (۱-ب) که تصویر حاصل از روش ام‌وی-دی‌ای‌اس است مطلوب‌تر از سایر روش‌ها است و تفکیک دو نقطه بهتر انجام شده است. شکل‌های (ج) و (د) کیفیت مشابهی دارند که برای

در هر سه روش مبتنی بر ام‌وی طول زیر را یک برابر نصف طول آرایه (یعنی ۱۶) و مقدار بارگذاری قطری برابر یک‌دهم متوسط عناصر روی قطر ماتریس کواریانس انتخاب شده‌اند. ضمناً به منظور کم کردن حجم محاسبات، از میانگین‌گیری زمانی صرف‌نظر شده است. در شبیه‌سازی‌ها، محیطی که هدف تصویربرداری است، یک حجم سه-بعدی با طول و عرضی برابر ابعاد مبدل (۹/۳ میلی‌متر) و عمق ۱۲ میلی‌متر تا ۲۰ میلی‌متر در نظر گرفته شده است. سپس فضای سه-بعدی تعریف‌شده با فواصل یک‌چهارم طول موج تقسیم‌بندی شده و در هر نقطه (وکسل) دامنه تصویر با چهار روش شکل‌دهی پرتو دی‌ای‌اس، ام‌وی-دی‌ای‌اس، جی‌تی‌آر و ام‌تی‌آر بازیابی شده است.

کیفیت تصویر نهایی تشکیل‌شده از داده‌های شبیه‌سازی با استفاده از سه کمیت عددی پهنای کامل در نصف دامنه (اف‌دابل‌یو‌اچ‌ام)^۱، نسبت کنتراست (سی‌آر)^۲ و نسبت کنتراست به نوفه (سی‌ان‌آر)^۳ سنجیده می‌شود. اف‌دابل‌یو‌اچ‌ام برابر است با پهنای کامل دو طرف تابع گسترش نقطه که در آن مقدار دامنه به نصف مقدار بیشینه خود (یا شش در مقیاس دسی‌بل) می‌رسد. این کمیت برای شبح (فانتوم) نقطه‌ای به عنوان شاخص تفکیک‌پذیری ارائه می‌شود. سی‌آر و سی‌ان‌آر نیز از شاخص‌های مهم سنجش کیفیت تصویر هستند، که به عنوان معیاری از کنتراست ارائه می‌شوند. شبه‌سنگ سی‌آر برابر تفاضل میانگین پوش علامت کیست و پس‌زمینه (سی‌آر) توسط رابطه (۲۰) تعریف می‌شود. μ_c و μ_b به ترتیب میانگین پوش علامت کیست و پس‌زمینه هستند [۲۰].

$$CR = |\mu_c - \mu_b| \quad (20)$$

شبه‌سنگ سی‌ان‌آر نیز با استفاده از رابطه (۲۱) محاسبه می‌شود که در آن σ_c^2 و σ_b^2 به ترتیب واریانس پوش در محیط کیست و پس‌زمینه هستند.

$$CNR = 20 \cdot \log_{10} \left(\frac{|\mu_c - \mu_b|}{\sqrt{\frac{\sigma_c^2 + \sigma_b^2}{2}}} \right) \quad (21)$$

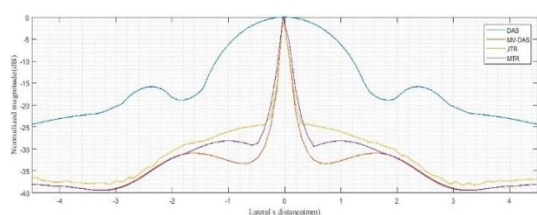
¹ FWHM; Full Width at Half Maximum

² CR; Contrast Ratio

³ CNR; Contrast to Noise Ratio

⁴ PSF

ایجاد می‌شود. با توجه به این موضوع و شکل ۲ مشاهده می‌شود که پهنای لوب اصلی در روش دی‌ای‌اس به مقدار قابل توجهی بزرگ‌تر از سه روش دیگر است. کم‌ترین پهنای لوب اصلی حاصل از شکل‌دهی پرتو با روش ام‌وی-دی‌ای‌اس است و لوب اصلی جی‌تی‌آر و ام‌تی‌آر نزدیک به یکدیگر است. در مقایسه دامنه لوب‌های جانبی مشاهده می‌شود دی‌ای‌اس بیش‌ترین مقدار و ام‌وی-دی‌ای‌اس کم‌ترین مقدار را دارد.



شکل ۲ پی‌اس‌اف حاصل از شبخ نقطه‌ای در عمق ۳۵ با استفاده از روش‌های دی‌ای‌اس، ام‌وی-دی‌ای‌اس، جی‌تی‌آر و ام‌تی‌آر در راستای جانبی.

با استفاده از شکل ۲ می‌توان کاهش دامنه ۶ دسی‌بل را برای هر یک از روش‌ها استخراج کرد و شاخص کمی فیدابلیوایچ‌ام را محاسبه نمود. جدول ۲ شاخص فیدابلیوایچ‌ام در چهار روش مطرح‌شده را نمایش می‌دهد.

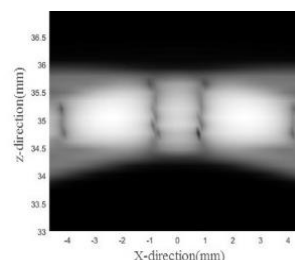
جدول ۲ شاخص عددی فیدابلیوایچ‌ام در چهار روش دی‌ای‌اس، ام‌وی-دی‌ای‌اس، جی‌تی‌آر و ام‌تی‌آر.

روش	فیدابلیوایچ‌ام (میلی‌متر) (جانبی)
دی‌ای‌اس	۱٫۹۶
ام‌وی-دی‌ای‌اس	۰٫۰۹
جی‌تی‌آر	۰٫۱۰
ام‌تی‌آر	۰٫۱۷

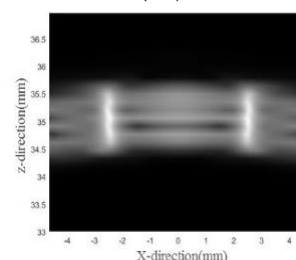
هر چه این مقدار کم‌تر باشد تصویر تفکیک‌پذیری جانبی بهتری دارد. در نتیجه همان‌طور که انتظار می‌رفت روش ام‌وی-دی‌ای‌اس کم‌ترین مقدار را به خود اختصاص می‌دهد و تفاوت زیادی با روش معمول دی‌ای‌اس دارد. در روش جی‌تی‌آر و ام‌تی‌آر نیز فیدابلیوایچ‌ام کم‌تر از روش دی‌ای‌اس است که بیان‌گر بهبود عملکرد تصویربرداری است.

برای مقایسه کنتراست روش‌های مختلف، شکل ۳ تصویر

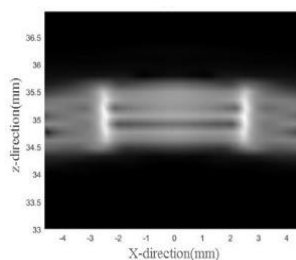
مقایسه دقیق‌تر این روش‌ها بهتر است از تابع گسترش نقطه کمک گرفت.



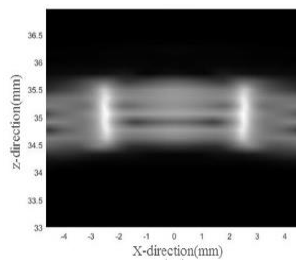
(الف)



(ب)



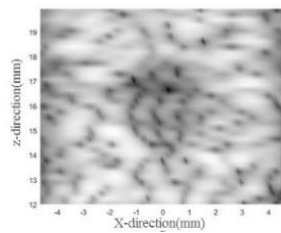
(ج)



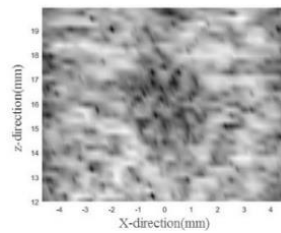
(د)

شکل ۱ تصویر دو نقطه با فاصله پنج میلی‌متر و در عمق ۳۵ میلی‌متر، (الف) روش دی‌ای‌اس، (ب) روش ام‌وی-دی‌ای‌اس، (ج) روش جی‌تی‌آر و (د) روش ام‌تی‌آر.

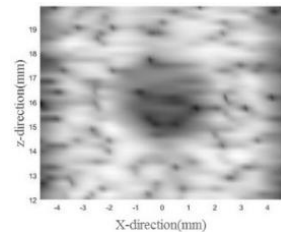
شکل ۲ پی‌اس‌اف حاصل از چهار روش دی‌ای‌اس، ام‌وی-دی‌ای‌اس، جی‌تی‌آر و ام‌تی‌آر را نشان می‌دهد. این منحنی برای یک نقطه تنها در عمق ۳۵ میلی‌متر رسم شده است. هر چه پهنای لوب اصلی کم‌تر باشد تفکیک‌پذیری جانبی و در نتیجه کیفیت تصویر بهتر است و در مقابل هر چه دامنه لوب‌های فرعی کم‌تر باشد کیفیت بهتری از تصویر



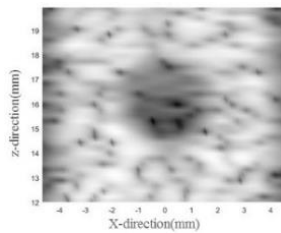
(الف)



(ب)



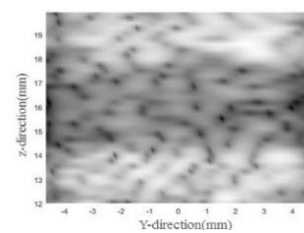
(ج)



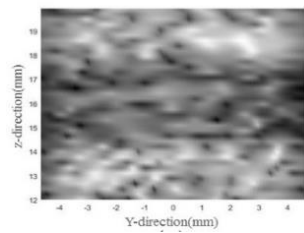
(د)

شکل ۴ بازسازی تصویر کیست استوانه‌ای در صفحه XY و در راستای محور Y در محیط شامل نوفه اسپیکل (الف) روش دی‌ای‌اس، (ب) روش ایم‌وی-دی‌ای‌اس، (ج) روش جی‌تی‌آر و (د) روش ایم‌تی‌آر.

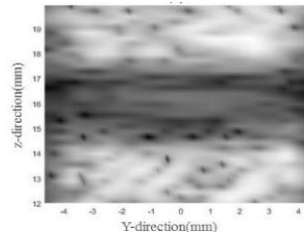
هم از جهت روشنایی و یکنواختی محیط زمینه و هم تاریک بودن ناحیه داخل کیست، قابل مشاهده است. شکل ۴ هم‌چنین نشان می‌دهد که روش دی‌ای‌اس نمی‌تواند لبه‌های کیست را به خوبی از محیط متمایز کند و هم‌چنین شعاع کیست را کمتر از مقدار واقعی نشان می‌دهد. این پدیده ناشی از پهنای لوب اصلی تابع گسترش نقطه است که سبب می‌شود تغییرات سریع دامنه در دو نقطه مجاور هم به خوبی نمایش داده نشود و به این ترتیب تاییدکننده کیفیت پایین تصویر حاصل از روش دی‌ای‌اس از نظر تفکیک‌پذیری است. برای مقایسه کمی کنتراست تصاویر حاصل از



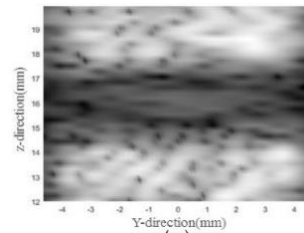
(الف)



(ب)



(ج)



(د)

شکل ۳ بازسازی تصویر کیست استوانه‌ای در صفحه ZY و در راستای محور Y در محیط شامل نوفه اسپیکل، (الف) روش دی‌ای‌اس، (ب) روش ایم‌وی-دی‌ای‌اس، (ج) روش جی‌تی‌آر و (د) روش ایم‌تی‌آر.

بازسازی‌شده شیخ کیست را در صفحه ZY نشان می‌دهد. همان‌طور که در این شکل مشاهده می‌شود تمایز دامنه در داخل کیست استوانه‌ای و بیرون آن، در روش‌های جی‌تی‌آر و ایم‌تی‌آر بهتر از میزان تمایز در روش‌های دی‌ای‌اس و ایم‌وی-دی‌ای‌اس است. به‌خصوص در دو روش جی‌تی‌آر و ایم‌تی‌آر علامت در هر یک از دو ناحیه داخل کیست و بیرون آن، یکنواخت‌تر دیده می‌شود. این ویژگی‌ها در شکل ۴ هم مشاهده می‌شود که در آن، تصویر کیست از نمای دیگر (صفحه XZ) نمایش داده شده است. در اینجا نیز روش‌های جی‌تی‌آر و ایم‌تی‌آر (شکل ۴-ج و ۴-د) کیفیت بهتری نسبت به بقیه دارند. این برتری،

آرسی‌ای از مرتبه N^2 است در حالی‌که بار محاسباتی روش‌های وفقی معرفی‌شده از مرتبه N^2 است و بار محاسباتی اعمال روش‌های وفقی کامل روی آرایه آرسی‌ای از مرتبه N^4 است. به این ترتیب، روش‌های پیشنهادی با افزایش کمی در بار محاسباتی، قادرند کیفیت تصویر را در مقایسه با روش مرسوم دی‌ای‌اس به میزان چشم‌گیری بهبود دهند. به خصوص روش‌های جی‌تی‌آر و ام‌تی‌آر هم در بهبود تفکیک‌پذیری و هم در افزایش کنتراست بهبود قابل ملاحظه‌ای در مقایسه با روش دی‌ای‌اس ایجاد می‌کنند.

نکته قابل ذکر دیگر اینکه می‌توان مانند شکل‌دهی پرتو وفقی در آرایه‌های خطی، از روش‌های با پیچیدگی محاسباتی کم مانند روش فضای پرتو [۲۱-۲۲]، روش ام‌وی تنک [۲۳]، روش‌های تکراری [۲۴] یا روش‌های چندپرتوی [۲۵] نیز استفاده کرد و به این ترتیب، کاهش بیش‌تری در پیچیدگی محاسباتی ایجاد کرد.

۵ نتیجه‌گیری

در این مقاله، دو روش برای اعمال شکل‌دهی پرتو وفقی مبتنی بر ام‌وی برای استفاده در آرایه‌های با آدرس‌دهی سطر-ستون پیشنهاد شده است که نسبت به روش ام‌وی کامل، بار محاسباتی کم‌تری دارند. با استفاده از شبیه‌سازی، عملکرد روش‌های پیشنهادی به نام‌های جی‌تی‌آر و ام‌تی‌آر براساس معیارهای ارزیابی کیفیت تصویر (تفکیک‌پذیری و کنتراست) مورد سنجش قرار گرفت. در ابتدا تصویر یک شیخ شامل دو پراکننده نقطه‌ای مورد بررسی قرار گرفت و نشان داده شد که روش‌های پیشنهادی نسبت به روش دی‌ای‌اس تفکیک‌پذیری جانبی بهتری دارند. از جمله نشان داده شد که مقدار فادابلیوایم در دو روش پیشنهادی در مقایسه با روش تاخیر و جمع معمول به میزان ۹۱ و ۹۵ درصد کاهش پیدا کرده است.

ارزیابی کنتراست سامانه تصویربرداری با کمک یک محیط اسپکلی شامل کیست انجام و نشان داده شد که دو روش پیشنهادی قادر به بهبود قابل توجه مقدار کنتراست هستند. در شبیه‌سازی‌ها مشاهده شد که مقدار ضریب سی‌آر به میزان تقریبی ۱۰۰ درصد (معادل ۷/۵ دسی‌بل)

شکل‌دهنده‌های پرتو مختلف، در جدول (۳) مقادیر سی‌آر و سی‌ان‌آر نشان داده شده‌اند. براساس این جدول، مقدار سی‌آر در روش‌های جی‌تی‌آر و ام‌تی‌آر نسبت به روش دی‌ای‌اس بیش از ۷۰ درصد (بیش از ۶ دسی‌بل) بهبود یافته است. همچنین در روش‌های فوق مقدار سی‌ان‌آر نیز حدود ۴۰ درصد نسبت به روش دی‌ای‌اس بهبود داشته است. مقادیر جدول تایید می‌کند که روش ام‌تی‌آر نسبت به روش جی‌تی‌آر عملکرد بهتری از نظر کنتراست دارند. همچنین روش ام‌وی-دی‌ای‌اس عملکرد مطلوبی نشان نمی‌دهد.

جدول ۳ شاخص عددی سی‌آر و سی‌ان‌آر برای چهار روش دی‌ای‌اس، ام‌وی-دی‌ای‌اس، جی‌تی‌آر و ام‌تی‌آر.

روش	سی‌آر (دسی‌بل)	سی‌ان‌آر
دی‌ای‌اس	۸/۶۴	۱/۴۳
ام‌وی-دی‌ای‌اس	۷/۰۳	۰/۹۵
جی‌تی‌آر	۱۴/۵۸	۲/۰۵
ام‌تی‌آر	۱۵/۵۳	۲/۱۸

به‌طور خلاصه، ارزیابی‌ها نشان می‌دهند روش‌های پیشنهادی جی‌تی‌آر و ام‌تی‌آر برتری قابل توجهی نسبت به روش تاخیر و جمع معمول دارند. این برتری هم از جنبه تفکیک‌پذیری و هم از جنبه کنتراست محسوس است.

۴. بحث

با توجه به پیچیدگی محاسباتی شکل‌دهی پرتو وفقی، استفاده از آن در تصویربرداری سه-بعدی هزینه سنگینی دارد. زیرا لازم است در هر وکسل تصویر، محاسبات مربوط به تعیین و اعمال وزن‌های بهینه انجام شود که با توجه به تعداد زیاد وکسل‌ها، در عمل ممکن نیست. در همین راستا استفاده از روش‌های جی‌تی‌آر و ام‌تی‌آر در آرایه‌های آرسی‌ای مورد توجه قرار گرفته است تا به جای آن که به ازای هر ارسال، یک بار وزن‌های بهینه محاسبه شوند، برای همه ارسال‌ها و دریافت‌ها، برای هر نقطه تنها دو بار، محاسبه وزن‌های بهینه انجام شود و به این ترتیب، پیچیدگی را به میزان زیادی کاهش می‌دهد. به بیان دقیق‌تر، بار محاسباتی اعمال روش دی‌ای‌اس روی آرایه

- Stuart, E.V. Thomsen, J.A. Jensen, "Imaging performance for two row-column arrays," IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, vol. 66, pp. 1209-1221, 2019.
- [9] H. Bouzari, M. Engholm, M.B. Stuart, E.V. Thomsen, J.A. Jensen, "Improved focusing method for 3-D imaging using row-column-addressed 2-D arrays," IEEE International Ultrasonics Symposium, pp. 1-4, 2017.
- [10] M.F. Rasmussen, J.A. Jensen, "3-D ultrasound imaging performance of a row-column addressed 2-D array transducer: A measurement study," IEEE International Ultrasonics Symposium, pp. 1460-1463, 2013.
- [11] M.F. Rasmussen, J.A. Jensen, "3D ultrasound imaging performance of a row-column addressed 2D array transducer: A simulation study," Ultrasonic Imaging, Tomography, Therapy, vol. 8675, pp. 86750C, 2013.
- [12] M. Sasso, C. Cohen-Bacrie, "Medical ultrasound imaging using the fully adaptive beamformer," IEEE International Conference on Acoustics, Speech, Signal Processing, vol. 2, pp. ii-489, 2005.
- [13] B.M. Asl, A. Mahloojifar, "Minimum variance beamforming combined with adaptive coherence weighting applied to medical ultrasound imaging," IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, Frequency Control, vol. 56, pp. 1923-1931, 2009.
- [14] J. Sanches, J. Dias, J. Marques, "Minimum total variation in 3D ultrasound reconstruction," In IEEE International Conference on Image Processing, vol. 3, pp. III-597, 2005.
- [15] J.F. Synnevag, A. Austeng, S. Holm, "Benefits of minimum variance beamforming in medical ultrasound imaging," IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, Frequency Control, vol. 56, pp. 1868-1879, 2009.
- [16] J.F. Synnevag, C.I. Nilsen, S. Holm, "Speckle statistics in adaptive beamforming," Proc. IEEE Ultrasonics Symposium, pp. 1545-1548, 2007.
- [17] J.F. Synnevag, A. Austeng, S. Holm, "Adaptive beamforming applied to medical ultrasound imaging," IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, Frequency Control, vol. 54, pp. 1606-1613, 2007.
- [18] J. Zhao, Y. Wang, X. Zeng, J. Yu, B.Y.S. Yiu, A.C.H. Yu, "Plane wave compounding based on a joint transmitting-receiving adaptive beamformer," IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, Frequency

و مقدار ضریب سی‌ان‌آر به میزان حدود ۵۰ درصد بهبود پیدا کرده است.

تقدیر و تشکر

بدینوسیله از معاونت پژوهشی دانشگاه صنعتی نوشیروانی بابل تقدیر و تشکر می‌گردد.

تضاد منافع

نویسندگان مقاله هیچ تضاد منافی با فرد یا موسسه‌ای ندارند.

فهرست منابع

- [1] I. Ben Daya, "Systematic Characterization Framework of Row-Column Ultrasound Imaging Systems," Master's thesis, University of Waterloo, 2015.
- [2] O.T. Von Ramm, S.W. Smith, "Real time volumetric ultrasound imaging system," Journal of Digital Imaging, vol. 3, no. 4, pp. 261-266, 1990.
- [3] H. Bouzari, E. Mathias, T. Lehrmann Christiansen, B. Christopher, L. Anders, S. Matthias, N. Svetoslav Ivanov, E. Vilain Thomsen, J.A. Jensen, "Volumetric synthetic aperture imaging with a piezoelectric 2D row-column probe," Ultrasonic Imaging and Tomography, vol. 9790, pp. 263-271, 2016.
- [4] C.H. Seo, T.Y. Jesse, "A 256 x 256 2-D array transducer with row-column addressing for 3-D rectilinear imaging," IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, frequency control, vol. 56, no. 4 pp. 837-847, 2009.
- [5] Li. Xu, J. Yanping, M. Ding, M. Yuchi, "The design and analysis of split row-column addressing array for 2-d transducer," Sensors 16, vol. 10, pp. 1592, 2016.
- [6] C. Ceroici, T. Harrison, R.J. Zemp, "Fast orthogonal row-column electronic scanning with top-orthogonal-to-bottom electrode arrays," IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, Frequency Control, vol. 64, no. 6, pp. 1009-1014, 2017.
- [7] S. Harput, K. Christensen- Jeffries, A. Ramalli, J. Brown, J. Zhu, G. Zhang, C.H. Leow, M. Toulemonde, E. Boni, P. Tortoli, R.J. Eckersley, C. Dunsby, M-X. Tang, "3-D super-resolution ultrasound imaging with a 2-d sparse array," in IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, vol. 67, no. 2, pp. 269-277, 2020.
- [8] H. Bouzari, M. Engholm, S.I. Nikolov, M.B.

- Control, vol. 62, no. 8, pp. 1440–1452, 2015.
- [19] Y. Wang, Y. Qi, Y. Wang, “A Mixed Transmitting-receiving beamformer with a robust generalized coherence factor: enhanced resolution and contrast,” IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, Frequency Control, vol. 67, pp. 1573-1589, 2020.
- [20] M.A. Lediju, G.E. Trahey, B.C. Byram, J.J. Dahl, “Short-lag spatial coherence of backscattered echoes: Imaging characteristics,” IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, Frequency Control, vol. 58, no. 7, pp. 1377–1388, 2011.
- [21] C.C. Nilsen, I. Hafizovic, “Beam-space adaptive beamforming for ultrasound imaging,” IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, vol. 56, pp. 2187 – 2197, 2009.
- [22] A.M. Deylami, B.M. Asl, “A fast and robust beam-space adaptive beamformer for medical ultrasound imaging,” IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, vol. 64, pp. 947-958, 2017.
- [23] S.M. Sakhaei, “A decimated minimum variance beamforming for ultrasound imaging,” Ultrasonics, vol. 59, pp. 119-127, 2015.
- [24] A.M. Deylami, B.M. Asl, “Iterative minimum variance beamformer with low complexity for medical ultrasound imaging,” Ultrasound in Medicine & Biology, vol. 44, pp. 1882-1890, 2018.
- [25] H. Keyhanian, S.M. Sakhaei, “A new fast multi-beam-based method for adaptive beamforming in ultrasound imaging,” Biomedical Engineering, vol. 12, no. 3, pp. 235-248, 2018. (In Persian)