کاهش پیچیدگی محاسباتی شکل‌دهنده پرتو کمینه واریانس در فضا-پرتو

علی محدث دیلمی، بابک محمدزاده اصل*

آزمایشگاه فراصدا، دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر، دانشگاه تربیت مدرس

چکیده

روش‌های متداول پرتودیسی (شکل‌دهی پرتوی) فراصدای (اولتراساوند) پزشکی مانند روش تأخیر و حاصل جمع را می‌توان به عنوان روش‌های پردازش علامت (سیگنال) در فضا-عنصر (المان) در نظر گرفت. در فضا-عنصر، داده‌های دریافتی از حسگرها (سنسورها) بعد از اعمال تأخیر و وزن‌دهی مناسب با یکدیگر جمع‌شده و خروجی نهایی آرایه ساخته می‌شود. اندیشه اصلی در شکل‌دهنده‌های فضا-پرتو این است که به جای استفاده از ویژگی‌های مکانی عنصرها در آرایه برای تمایز بین علامت (سیگنال) مورد نظر و علامت‌های تداخل، از ویژگی‌های مجموعه‌ای از پرتوهای عمود بر هم که در راستاهای متفاوت شکل‌دهی شده‌اند استفاده شود. این کار به معنی نگاشت از فضا-عنصر به فضا-پرتو می‌باشد. میزان محاسبات در فضا-پرتو به دلیل کاهش ابعاد علامت‌ها (سیگنال‌ها) کم می‌شود؛ اگرچه هزینه دیگری برای نگاشت از فضا-عنصر به فضا-پرتو وجود دارد. می‌توان این هزینه را با پیاده‌سازی بر روی هسته‌های اِف‌اِف‌تی کاهش داد.

در این مقاله روش پرتودیسی (شکل‌دهی پرتوی) کمینه (مینیمم) واریانس به منظور کاهش پیچیدگی محاسباتی آن به جای فضا-عنصر، در فضا-پرتو پیاده‌سازی شده است و نتایج شبیه‌سازی‌ها نشان می‌دهند که پرتودیسگر (شکل‌دهنده پرتو) کمینه واریانس در فضا-پرتو می‌تواند نتایج مشابهی از نظر تفکیک‌پذیری (رزولوشن) و کاهش اندازه لوب‌های کناری، همانند روش کمینه واریانس در فضا-عنصر بدست آورد.

کلید واژه‌ها: فضا-پرتو، کمینه واریانس، تصویرگری فراصدای پزشکی، پرتودیسگر (شکل‌دهنده پرتوی) وفقی

۱. مقدمه

به روش‌هایی که به منظور تمرکز (فوکوس) مجموعه‌ای از عنصرهای (المان‌های)[1] آرایه‌ای در یک راستای خاص یا یک نقطه خاص و با استفاده از اعمال وزن‌های مناسب استفاده می‌شوند، پرتودیسی (شکل‌دهی پرتو)[2] گفته می‌شود. این روش‌ها را به طور کلی می‌توان به دو دسته وفقی[3] و غیروفقی تقسیم‌بندی کرد. در روش وفقی مجموعه‌ی بهینه وزن‌ها براساس داده‌های دریافت‌شده توسط آرایه تعیین می‌شوند. به عنوان مثال در روش غیروفقی تأخیر و حاصل‌جمع، خروجی عنصرها با تأخیرهای مناسبی با یکدیگر جمع می‌شوند. در فراصدای پزشکی (اولتراساوند پزشکی)[4]، روش پرتودیسی (شکل‌دهی پرتو) تأخیر و حاصل‌جمع به عنوان یکی از روش‌های اصلی به دلیل سادگی و امکان ساخت تصویر به صورت بدون وقفه تا امروز بسیار مورد توجه بوده است. اگرچه محدودیت تفکیک‌پذیری (رزولوشن)[5] این روش باعث معرفی روش‌های وفقی شده است. روش‌های وفقی با تعیین وزن‌ها از روی داده‌های دریافتی می‌توانند پهنای لوب[6] اصلی را کاهش داده و منجر به بهبود تفکیک‌پذیری شوند و در عین حال اندازه لوب‌های کناری را نیز پایین نگه دارند [۱-۳].

کیفیت تصاویر فراصدایی (اولتراساوند)[7] توسط سامانه تصویربرداری و پارامترهای آن مانند تفکیک‌پذیری و همین‌طور توانایی آن برای حذف علامت‌های

* نویسنده پاسخگو: babakmasl@modares.ac.ir

[1] Element
[2] Beamforming
[3] Adaptive
[4] Medical ultrasound
[5] Resolution
[6] Lobe
[7] Ultrasound

[Downloaded from joasi.ir on 2026-11-22]

[DOR: 20.1001.1.23455748.1393.2.1.4.7]

(سیگنال‌های) تداخل تعیین می‌شود. الگوی پرتو یک پرتودیسگر (شکل‌دهنده)[1] پرتو توسط تعداد عنصرها و همین‌طور وزن‌های آن مشخص می‌شود. در روش‌های قدیمی‌تر، وزن‌ها به منظور کاهش اندازه لوب‌های کناری و با هزینه بزرگ شدن پهنای لوب اصلی انتخاب می‌شدند که این به معنی وجود مصالحه بین تفکیک‌پذیری، کاهش اندازه لوب‌های کناری و تضعیف علامت‌های تداخل می‌باشد [۴]. روش‌های وفقی پرتودیسی (شکل‌دهی پرتو) تلاش می‌کنند که وزن‌ها را با توجه به داده‌های دریافتی برای تخمین درست‌تر ویژگی‌های نوفه (نویز)[2] و علامت‌های تداخل انتخاب کنند. نتیجه این کار پرتودیسگر (شکل‌دهنده پرتو) با تفکیک‌پذیری بالا و وزن‌های متغیر با زمان مانند پرتودیسگر کمینه (مینیمم) واریانس[3] می‌شود. پیچیدگی بالای محاسباتی روش‌های وفقی عاملی است که پیاده‌سازی‌های عملی آن را دچار چالش کرده است. به عنوان مثال در روش کمینه واریانس پیچیدگی محاسباتی هنگام محاسبه ماتریس معکوس اتفاق می‌افتد. برای غلبه بر این مشکل روش‌های پیشنهادی غالباً بر کاهش ابعاد آرایه تأکید دارند که این روش منجر به کاهش پیچیدگی در ضمن کاهش تفکیک‌پذیری می‌شود. روش فضا-پرتو[4] می‌کوشد تا با کاهش معنادار تعداد عنصرهای آرایه، ضمن کاهش پیچیدگی محاسباتی روش‌های وفقی مثل کمینه واریانس، ویژگی‌های مطلوب این روش‌ها را نیز حفظ کند [۵].

مطالعات زیادی به منظور کاهش پیچیدگی محاسباتی پرتودیسگر (شکل‌دهنده پرتو) کمینه واریانس انجام گرفته‌اند. در مرجع [۶] با توجه به میزان محاسبات لازم برای محاسبه ماتریس معکوس و این فرض که در تصاویر فراصدای پزشکی ماتریس کوواریانس[5] باید به صورت یک ماتریس توپلیتز[6] در نظر گرفته شود، روشی برای توپلیتز کردن ماتریس کوواریانس تخمین زده شده پیشنهاد شده است که منجر به کاهش پیچیدگی محاسباتی از درجه ۳ به درجه ۲ می‌شود. در مرجع [۷] از یک مجموعه پنجره‌ی پیش‌فرض برای کمینه کردن روش کمینه واریانس استفاده شده است. این روش پیچیدگی محاسباتی روش کمینه واریانس را به صورت خطی با تعداد عنصرهای (المان‌های) آرایه و همین‌طور تعداد پنجره‌ها کاهش می‌دهد. در مرجع [۵] ابتدا نگاشتی از فضا-عنصر[7] به فضای پرتوهای عمود بر هم انجام می‌گیرد. سپس نشان داده شده است که تنها با سه پرتو می‌توان نتایجی مشابه با روش کمینه واریانس بدست آورد. بنابراین تنها نیاز به محاسبه معکوس یک ماتریس مرتبه ۳ در مقایسه با یک ماتریس به ابعاد تعداد عنصرهای آرایه وجود دارد. پایه روش پیشنهادی نیز بر مبنای همین مرجع می‌باشد. در مرجع [۸] پرتودیسی (شکل‌دهی پرتو) در فضا-بسامد (فرکانس)[8] انجام گرفته است. با توجه به امکان پیاده‌سازی‌های فضا-بسامد با پردازنده‌های اِف‌اِف‌تی[9]، می‌توان بهبودی نسبی در سرعت پرتودیسگرها (شکل‌دهنده‌های پرتو) در فضای فوریه بدست آورد.

۱-۱. پرتودیسگر (شکل‌دهنده پرتوی) وفقی در فضا-پرتو در مقایسه با فضا-عنصر (المان)

مفهوم فضا-پرتو مفهومی است که در برابر فضا-عنصر (المان) مطرح می‌شود. فضا-عنصر فضایی است که تا به حال با آن سروکار داشته‌ایم. یعنی علامت‌های (سیگنال‌های) تأخیر یافته در این فضا در وزن‌های مناسبی ضرب شده و سپس با یکدیگر جمع می‌شوند و خروجی نهایی پرتودیسگر (شکل‌دهنده پرتو) را می‌سازند. در برابر فضا-عنصر، فضا-پرتو برای کاهش پیچیدگی محاسباتی با ایجاد یک نگاشت از فضای عنصر بر روی فضای متعامدی به نام فضای پرتو که در این فضای جدید بتوان با ابعاد کم‌تری نتایجی مشابه با روش فضا-عنصر را گرفت، معرفی می‌شود [۹]. در روش پرتودیسی (شکل‌دهی پرتو) در فضا-پرتو، می‌توان پرتودیسگر (شکل‌دهنده پرتوی) کمینه

[1] Beamformer
[2] Noise
[3] Minimum variance
[4] Beam-space
[5] Covariance
[6] Toeplitz
[7] Element-space
[8] Frequency-space
[9] FFT; Fast Fourier Transform

[Downloaded from joasi.ir on 2026-11-22]
[DOR: 20.1001.1.23455748.1393.2.1.4.7]

(مینیمم) واریانس را با همان شرط‌ها و همین‌طور رابطه بهینه‌سازی این بار در فضا-پرتو مطرح نمود؛ با این تفاوت که به جای استفاده از داده‌ها به طور مستقیم از فضا-عنصر، داده‌ها این بار از فضا-پرتو بدست می‌آیند. به این معنی که فضا-پرتو، خروجی چندین پرتودیسگر تأخیر و حاصل‌جمع را که در راستاهای مختلف جهت‌دهی شده‌اند را به جای علامت‌های فضا-عنصر استفاده می‌کند [۵].

از آن‌جایی‌که به دلیل تمرکز (فوکوس) انجام‌شده، علائم تداخلی در پرتوهای اولیه قرار نمی‌گیرند، بنابراین می‌توان از این روش برای کاهش پیچیدگی محاسباتی روش کمینه واریانس استفاده کرد. نشان داده می‌شود که می‌توان با در نظر گرفتن تنها سه پرتو در مقایسه با تعداد عنصرهای زیرآرایه، به نتایجی مشابه از نظر تفکیک‌پذیری (رزولوشن) و حذف تداخلات در مقایسه با روش کمینه واریانس رسید.

در ادامه و در بخش ۲، پرتودیسگر (شکل‌دهنده پرتو) کمینه واریانس در فضای عنصر و سپس فضای پرتو بررسی می‌شود. در بخش ۳ نتایج شبیه‌سازی‌ها بررسی شده‌اند و در نهایت جمع‌بندی و نتیجه‌گیری در بخش ۴ انجام گرفته است.

۲. مواد و روش‌ها

۲-۱. پرتودیسگر (شکل‌دهنده پرتو) کمینه (مینیمم) واریانس

پرتودیسگر (شکل‌دهنده پرتو) کمینه (مینیمم) واریانس می‌کوشد که تابع انرژی (واریانس) علامت (سیگنال) خروجی را در حالی که بهره در راستای مطلوب بدون تغییر باقی بماند، کمینه کند. معادله ۱ خروجی یک پرتودیسگر و معادله ۲ تابع انرژی که توسط این روش کمینه می‌گردد را نشان می‌دهد.

$$z = \sum_{m=0}^{M-1} w_m x_m = w^H X \qquad (۱)$$

$$P = E[|z|^2] \qquad (۲)$$

X برابر با علامت رسیده به آرایه، w وزن‌های مورد نظر و z خروجی آرایه می‌باشند. این مسأله بهینه‌سازی را می‌توان به صورت زیر بیان کرد:

$$min_w w^H R w \qquad (۳)$$

که در آن:

$$R(t) = E[XX^H] \qquad (۴)$$

ماتریس کواریانس علامت ورودی است. شرط بدون تغییر ماندن بهره در راستای مطلوب را می‌توان به صورت زیر بیان کرد:

$$w^H a = 1 \qquad (۵)$$

که a بردار جهت‌دهی می‌باشد که در فراصدای (اولتراساوند) پزشکی به دلیل محاسبه تأخیرها به صورت یک بردار $\vec{1}$ در نظر گرفته می‌شود. با حل معادله بالا نتیجه زیر حاصل می‌شود:

$$w = \frac{R^{-1}a}{a^H R^{-1} a} \qquad (۶)$$

که در نهایت خروجی نهایی از رابطه ۱ بدست می‌آید.

۲-۲. شکل‌دهنده (دیسگر) فضا-پرتو

در روش پرتودیسی (شکل‌دهی پرتو) کمینه وایانس در فضاپرتو، ماتریس کوواریانس با یک ماتریس کوچک‌تر در حالی‌که کاهش چشمگیری در کارایی شکل‌دهنده پرتو رخ ندهد، جایگزین می‌شود. روش فضای پرتو ابتدا برای حالت میدان دور و باند باریک پیشنهاد شده بود، ولی می‌توان آن را به حوزه فراصدای (اولتراساوند) پزشکی که میدان نزدیک و باند پهن است گسترش داد. از آنجا که در آرایه دریافت، تمرکز (فوکوس) در حوزه زمان و پیش از اعمال به الگوریتم انجام می‌شود، بنابراین می‌توان علامت (سیگنال) رسیده به آرایه را به صورت علامت میدان دور در نظر گرفت. از طرفی مشکل باند پهن بودن علائم فراصدای پزشکی نیز با توجه به محاسبه تأخیرها در حوزه زمان مرتفع می‌شود.

مانند یک پرتودیسگر (شکل‌دهنده پرتو) معمولی که خروجی حسگرها (سنسورها)[1] را با یکدیگر ترکیب می‌کند، شکل‌دهنده (دیسگر) فضا-پرتو نیز خروجی چند پرتودیسگر مختلف را ترکیب می‌کند. در ابتدا باید پرتودیسگرهای مناسبی برای ترکیب در روش فضا-پرتو انتخاب شوند. یک آرایه با تعداد M عنصر

[1] Sensor

[Downloaded from joasi.ir on 2026-11-22]
[DOR: 20.1001.1.23455748.1393.2.1.4.7]

(المان) می‌تواند برای ساخت تعداد M پرتوی عمود بر هم در نظر گرفته شود. این کار با ضرب علامت رسیده به آرایه در یک ماتریس با نام ماتریس باتلر[1] به صورت زیر انجام می‌گیرد:

$$x_{BS}[n] = Bx[n] \qquad B \in C^{M,M} \qquad ۷$$

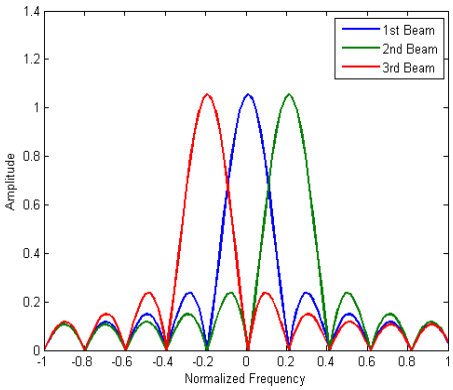
$$[B]_{m,n} = \frac{۱}{\sqrt{M}} e^{-\frac{j۲\pi mn}{M}} \qquad ۸$$

$$B^H B = I. \qquad ۹$$

به عنوان مثال در شکل ۱ سه پرتو اولیه برای یک آرایه ۱۰ عنصری نشان داده شده است.

ماتریس باتلر معادل با ماتریس تبدیل فوریه گسسته M نقطه‌ای بهنجار (نرمالیزه) شده است. می‌توان ضرب در ماتریس باتلر را به عنوان نگاشتی به فضا-پرتو در نظر گرفت که این نگاشت می‌تواند هم به علامت‌ها و هم به وزن‌ها در فضا-عنصر برای تعیین مؤلفه متناظر در فضا-پرتو اعمال شود. به عنوان مثال نگاشت وزن‌های برابر پرتودیسگر (شکل‌دهنده پرتو) تأخیر و حاصل‌جمع به فضا-پرتو به صورت زیر خواهد بود:

$$w_{BS-DAS} = Bw_{ES-DAS} = B\vec{۱} = e_۱ \qquad ۱۰$$



شکل ۱ سه پرتو اول در شکل‌دهنده (دیسگر) فضا-پرتو.

۲-۳. کمینه (مینیمم) واریانس و فضا-پرتو

می‌توان مسأله پرتودیسی (شکل‌دهی پرتوی) وفقی در فضا-پرتو را به صورت مسأله بهینه‌سازی پیدا کردن وزن‌های پرتوها به نحوی که خروجی نهایی دارای واریانس کمینه شود و با این شرط که علامت (سیگنال) اصلی دچار تغییر نشود به صورت زیر بیان کرد:

$$\min_{w_{BS}} E\left\{|y_{BS}|^۲\right\} = w_{BS}^H R_{BS} w_{BS} \qquad ۱۱$$

$$R_{BS} = E\{x_{BS} x_{BS}^H\} \qquad ۱۲$$

$$w_{BS}^H e_۱ = \vec{۱} \qquad ۱۳$$

از آن‌جا که ماتریس باتلر یک ماتریس واحد[2] است، بنابراین معادلات بالا را می‌توان به صورت زیر بازنویسی کرد.

$$\begin{aligned} w^H R w &= w^H E\{B^H B x x^H B^H B\} w \\ &= w^H B^H E\{B x x^H B^H\} B w \\ &= w_{BS}^H R_{BS} w_{BS} \end{aligned} \qquad ۱۴$$

$$w^H \vec{۱} = w^H B^H \vec{B۱} = w_{BS} e_۱ \qquad ۱۵$$

روابط نشان می‌دهند که می‌توان مسأله بهینه‌سازی و همین‌طور شرط روش کمینه (مینیمم) واریانس در فضا-عنصر (المان) را به صورت یکتایی به فضا-پرتو نگاشت کرد. بنابراین هر دو روش به نتایج یکسانی خواهند رسید. این نتیجه به این دلیل حاصل شده است که نگاشت از طریق یک ماتریس واحد انجام گرفته است که معادل یک نگاشت است و قابلیت برگشت‌پذیری نیز دارد. نتیجه نهایی وزن‌ها به صورت زیر خواهد بود.

$$w_{BS} = \frac{R_{BS}^{-۱} e_۱}{e_۱^T R_{BS}^{-۱} e_۱} \qquad ۱۶$$

اگر علامت‌های (سیگنال‌های) تداخل با علامت اصلی دارای همبستگی باشند، همان‌طور که علامت‌های فراصدای (اولتراساوند) پزشکی این ویژگی را دارند، هموارسازی مکانی برای تخمین ماتریس کوواریانس اجتناب‌ناپذیر خواهد بود. این کار در فضا-پرتو نیز باید انجام شود، یعنی پرتوها در فضا-پرتو نیز با تخمین ماتریس کوواریانس با استفاده از زیرآرایه‌ها ساخته می‌شوند و بنابراین تعداد عنصرها از M به L (L: طول زیر آرایه) کاهش پیدا می‌کند. بارگذاری قطری نیز می‌تواند همانند روش کمینه واریانس در فضا-عنصر اعمال شود که اثرات مشابهی خواهد داشت. اگر به طور مستقیم از تعداد عنصرهای آرایه کاسته شود، از کارایی آرایه کاسته می‌شود، اما اگر از تعداد پرتوهای

[1] Butler

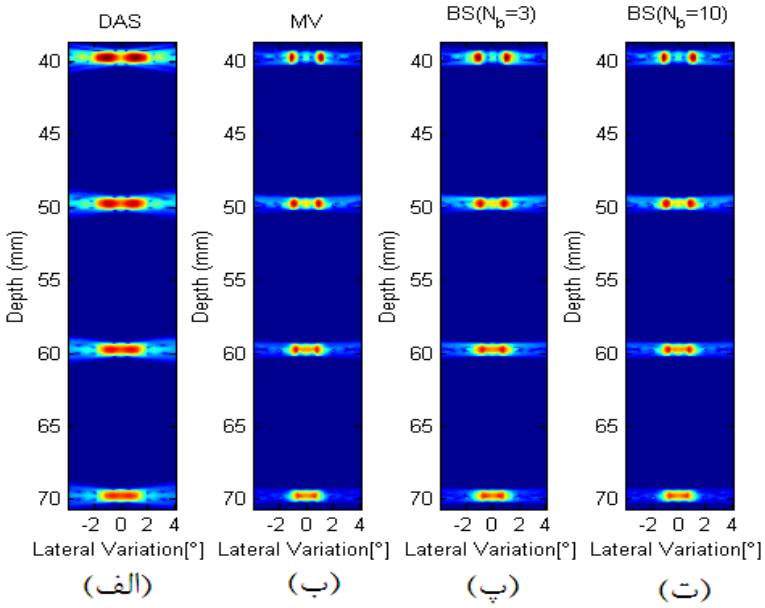
[2] Unitary

[Downloaded from joasi.ir on 2026-11-22]
[DOR: 20.1001.1.23455748.1393.2.1.4.7]

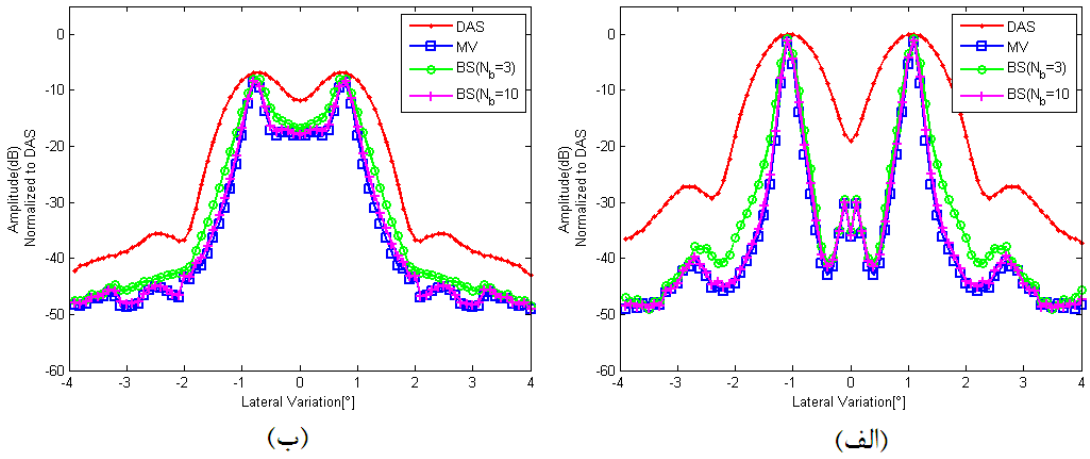
مورد استفاده کاسته شود نتایج کاملاً متفاوت خواهد بود. با کنار گذاشتن پرتوها در روش کمینه واریانس فضا-پرتو، می‌توان ادعا کرد که اطلاعات حذف شده مربوط به تداخلاتی بوده است که در راستای محور اصلی پرتوهای حذف‌شده قرار دارند. بنابراین جهت پرتوهای باقی‌مانده (N_b) نشان‌دهنده راستاهایی است که روش کمینه واریانس فضا-پرتو در آن راستاها نگاه می‌کند و بقیه راستاها را برای حذف علامت‌های تداخل در نظر نگرفته است. نتیجه ماتریس باتلر کاهش بُعد داده شده بعد از در نظر گرفتن تعداد پرتوهای محدود به صورت زیر خواهد بود:

$$\tilde{B} = \left[b_{ix(\cdot)}, \dots, b_{ix(N_b-1)}\right]^T \in C^{N_b,M} \quad , \cdot \qquad \text{۱۷}$$
$$\leq ix(m) < M$$

در صورتی که تعداد پرتوها کمتر از تعداد عنصرها در نظر گرفته شود، مسأله معکوس کردن ماتریس

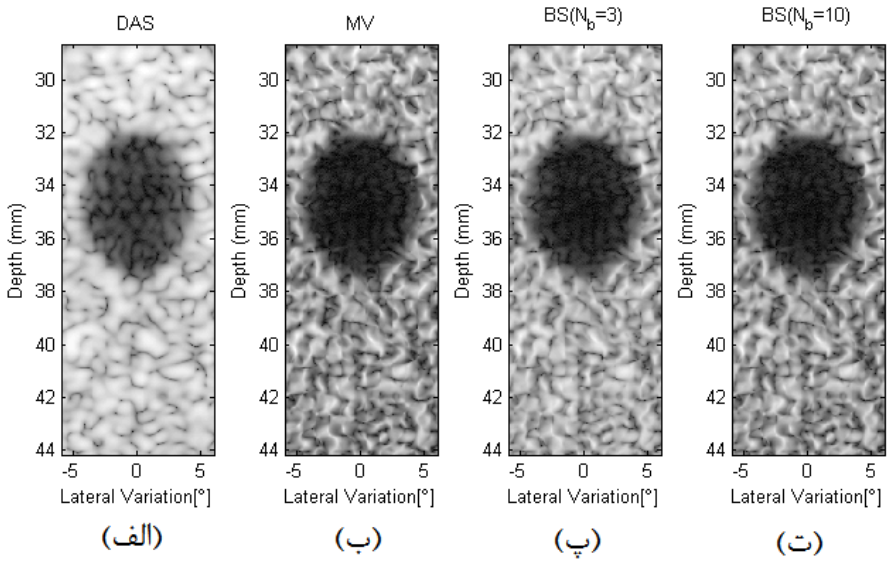


شکل ۲ فانتوم نقطه‌ای در عمق‌های مختلف. (الف) تأخیر و حاصل‌جمع، (ب) کمینه واریانس، (پ) فضا-پرتو، ۳ پرتو (پ) فضا-پرتو، ۱۰ پرتو.



شکل ۳ تغییرات زاویه برای پرتودیسگرهای (شکل‌دهنده‌های) پرتو مختلف. (الف) در عمق ۴۰ میلی‌متری، (ب) در عمق ۶۰ میلی‌متری.

[Downloaded from joasi.ir on 2026-11-22]
[DOR: 20.1001.1.23455748.1393.2.1.4.7]



شکل ۴ فانتوم کیست با پرتودیسگرهای (شکل‌دهنده‌های پرتو) مختلف (الف) تأخیر و حاصل‌جمع، (ب) کمینه واریانس، (پ) فضا-پرتو، ۳ پرتو (پ) فضا-پرتو، ۱۰ پرتو.

کوواریانس از مرتبه $O(M^3)$ به $O(N_b^3)$ کاهش پیدا می‌کند. از طرفی محاسبات دیگری نیز برای نگاشت داده‌ها از فضا-عنصر به فضا-پرتو وجود دارند. در صورتی که این کار از طریق روش اِف‌اِف‌تی انجام شود، عمل نگاشت با پیچیدگی محاسباتی از مرتبه $O(Mlog(M))$ خواهد بود. بنابراین پیچیدگی محاسباتی روش فضا-پرتو متأثر از مقادیر N_b و M خواهد بود.

۳. نتایج

در این بخش به بررسی نتایج شبیه‌سازی روش مطرح شده پرداخته می‌شود. شبیه‌سازی‌ها به نحوی انجام گرفته‌اند که بتوان کارایی روش فضا-پرتو را در حالات مختلفی بررسی کرد. بنابراین دو فانتوم مختلف شبیه‌سازی شده‌اند؛ یک فانتوم نقطه‌ای و یک فانتوم کیست. در پیاده‌سازی‌ها از یک آرایه ۹۶ عنصری (المانی) با بسامد مرکزی ۴ مگاهرتز و بسامد نمونه‌برداری ۲۰ مگاهرتز استفاده شده است. فاصله بین عنصرها برای جلوگیری از وقوع پدیده هم‌پوشانی بسامدهای مکانی برابر با نصف طول‌موج در نظر گرفته شده‌اند که در این صورت طول کل آرایه برابر با ۱۸٫۴۷ میلی‌متر خواهد بود. بعد از دریافت نتایج از نرم‌افزار فیلد ۲ [۱۰]، داده‌ها ابتدا با نوفه (نویز) سفیدی با توان علامت (سیگنال) به نوفه برابر با ۶۰ دسی‌بل تخریب شده‌اند. سپس تأخیرهای مناسبی که برابر با زمان رفت و برگشت موج به نقطه تصویرسازی است، اعمال شده‌اند. برای جلوگیری از وقوع خطای گرد (رند) کردن تأخیرها، پیش از اعمال آن‌ها ابتدا داده‌ها ۸ برابر بیش نمونه‌برداری شده‌اند. این نحوه محاسبه تأخیرها به منزله تمرکز (فوکوس) دینامیک در ارسال و دریافت می‌باشد. بعد از اعمال تأخیرها، تبدیل هیلبرت برای قابل تحلیل کردن داده‌ها اعمال شده است. طول زیرآرایه برابر با نصف تعداد عنصرها یعنی ۴۶ عنصر در نظر گرفته شده و میانگین‌گیری زمانی نیز انجام نشده است (K=۱) تمام نتایج به روش پرتودیسگر (شکل‌دهنده) تأخیر و حاصل‌جمع بهنجار شده (نرمالیزه شده) و محدوده دینامیکی ۶۰ دسی‌بل برای تصاویر در نظر گرفته شده‌اند.

۳-۱. فانتوم نقطه‌ای

در این بخش نتایج شبیه‌سازی بر روی فانتوم[1] نقطه‌ای بررسی می‌شوند. این فانتوم شامل ۸ نقطه به فاصله

[1] Phantom

[Downloaded from joasi.ir on 2026-11-22]
[DOR: 20.1001.1.23455748.1393.2.1.4.7]

۱/۵ میلی‌متر و در عمق‌های مختلف است. برای بررسی اثر انتخاب تعداد پرتوها بر روی عملکرد دیسگر (شکل‌دهنده) فضا-پرتو، نتایج برای دیسگر فضا-پرتو با تعداد ۳ و ۱۰ پرتو به همراه دیسگر تأخیر و حاصل‌جمع و کمینه (مینیمم) واریانس در فضا-عنصر (المان) در شکل ۲ نشان داده شده‌اند.

از روی این شکل مشخص است که تفکیک‌پذیری (رزولوشن) دیسگر کمینه واریانس در فضای عنصر بهتر از روش تأخیر و حاصل‌جمع است. از طرفی روش کمینه واریانس در فضا-پرتو با تعداد سه پرتو نیز توانسته است به نتایج مشابهی از نظر تفکیک‌پذیری دست یابد. برای مقایسه بهتر نتایج تغییرات زاویه‌ای برای عمق‌های ۴۰ و ۶۰ میلی‌متر در شکل ۳ نشان داده شده‌اند. با توجه به این شکل، دیده می‌شود که دیسگر (شکل‌دهنده) فضا-پرتو با تعداد سه پرتو عملکردی مشابه با روش کمینه واریانس دارد و افزایش تعداد پرتو از سه پرتو به ده پرتو تأثیر چندانی در نتایج ندارد. پرتودیسگر (شکل‌دهنده پرتو) کمینه واریانس توانسته است که اندازه لوب‌های کناری را تا حدود ۵۰ دسی‌بل کاهش دهد و روش فضا-پرتو نیز به نتایج مشابهی رسیده است، درحالی‌که این مقدار برای روش تأخیر و حاصل‌جمع حدود ۴۰ دسی‌بل است. از نظر پهنای لوب اصلی که معیاری از تفکیک‌پذیری است نیز دیسگر فضا-پرتو با تعداد سه پرتو پهنایی مشابه با کمینه واریانس دارد.

۳-۲. فانتوم کیست

در ادامه نتایج شبیه‌سازی بر روی یک فانتوم کیست بررسی شده‌اند. این فانتوم شامل یک کیست در عمق ۳۵ میلی‌متری و به شعاع ۳ میلی‌متر است که در یک محیط پراکننده (اسکترکننده) قرار گرفته است. برای شبیه‌سازی کیست شرط وجود حداقل ۱۰ نقطه پراکننده (اسکترکننده) در یاخته (سلول) تفکیک‌پذیری محقق شده است. شکل ۴ نتایج روش کمینه واریانس در فضا-عنصر و روش فضا-پرتو را نشان می‌دهد.

برای این که بتوان کنتراست[1] تصاویر را با کنتراست روش تأخیر و حاصل‌جمع مقایسه کرد، یک دایره درون کیست و یک دایره خارج از آن در نظر گرفته شده و متوسط اندازه پیکسل‌ها[2] درون این دوایر به عنوان میزان بزرگی شدت در نظر گرفته شده‌اند. کنتراست با در نظر گرفتن اختلاف این مقادیر مشخص می‌شود. نتایج محاسبه کنتراست برای این فانتوم و پرتودیسگرهای (شکل‌دهنده‌های پرتو) مختلف در جدول ۱ خلاصه شده است.

جدول ۱ متوسط شدت پیکسل‌ها درون (S_i) و خارج (S_o) از کیست. مقدار کنتراست از اختلاف این مقادیر بدست آمده است.

پرتودیسگر (شکل‌دهنده پرتو)	S_i(dB)	S_o(dB)	CR(dB)
تأخیر و حاصل‌جمع	-۴۶٫۳۳	-۱۴٫۵۵	۳۱٫۷۸
کمینه واریانس	-۵۳٫۷۲	-۲۶٫۷۷	۲۶٫۹۵
فضای پرتو (۳ پرتو)	-۵۳٫۰۲	-۲۱٫۲۹	۳۱٫۳۷
فضای پرتو (۱۰ پرتو)	-۵۳٫۵۰	-۲۵٫۶۹	۲۷٫۸۱

S_i: متوسط پیکسل‌ها درون ناحیه کیست
S_o: متوسط شدت پیکسل‌ها خارج از ناحیه کیست
$CR=S_o-S_i$

با توجه به جدول ۱، دیده می‌شود که دیسگر (شکل‌دهنده) فضا-پرتو با سه پرتو توانسته است به کنتراستی نزدیک به روش تأخیر و حاصل‌جمع دست یابد و مشکل پرتودیسگر (شکل‌دهنده پرتو) کمینه واریانس در کاهش کنتراست را تا حد قابل قبولی در ضمن بهبود تفکیک‌پذیری (رزولوشن) مرتفع کند. بنابراین هر چه تعداد پرتوهای در نظر گرفته شده کمتر باشد، نتایج به روش تأخیر و حاصل‌جمع نزدیک شده و هر چه تعداد پرتوها بیشتر باشد، نتایج به روش کمینه واریانس فضا-عنصر نزدیک می‌شوند.

۴. بحث و نتیجه‌گیری

نتایج شبیه‌سازی‌ها نشان می‌دهند که می‌توان تنها با در نظر گرفتن سه پرتو به نتایجی مشابه با روش

[1] Contrast
[2] Pixels

[Downloaded from joasi.ir on 2026-11-22]
[DOR: 20.1001.1.23455748.1393.2.1.4.7]

کمینه (مینیمم) واریانس در حوزه عنصر (المان) رسید که این تعداد پرتو مستقل از تعداد عنصرهای آرایه نتایج مشابهی دارد. در توضیح این نتیجه‌گیری باید گفت که تفکیک‌پذیری (رزولوشن) پرتو ارسالی با افزایش تعداد عنصرهای آرایه که منجر به افزایش تعداد پرتوهای در اختیار نیز می‌شود، افزایش پیدا می‌کند. بنابراین انرژی N_b پرتو مرکزی ثابت می‌ماند زیرا پرتوی ارسالی هنگام تمرکز (فوکوس) به دلیل افزایش تعداد عنصرها کوچک‌تر شده است. می‌توان عمل انتخاب تعداد پرتوها را به صورت خودکار و از روی انرژی دریافت شده در راستای همه پرتوهای دریافت شده انجام داد. در هر صورت، اگر تعداد پرتوهای انتخابی ثابت در نظر گرفته شود، تنها پرتوهای مورد نظر باید محاسبه شوند که از هزینه محاسباتی اضافه جلوگیری می‌شود. اگر داده‌های دریافتی به وسیله انحراف فاز تخریب شوند، عمود بودن پرتوها بر یکدیگر از بین می‌رود. اثر انحراف فاز بر روی پرتودیسگرهای (شکل‌دهنده‌های پرتوی) وفقی به صورت کاهش تفکیک‌پذیری است که می‌توان این اثر را با روش‌های جبران انحراف فاز کاهش داد. به طور خلاصه پیچیدگی محاسباتی فضا-پرتو برای یک آرایه M عنصری که طول زیرآرایه آن برابر با L و تعداد N_b پرتو برای آن در نظر گرفته شده است، درصورتی‌که L=M/۲ و $N_b = ۳$ فرض شوند، از پیچیدگی محاسباتی فضای عنصر کم‌تر خواهد بود که به طور معمول این فرض‌ها درست هستند.

۵. فهرست منابع

[1] J.F. Synnevag, "Adaptive beamforming for medical ultrasound imaging," Ph.D Thesis, Department of Informatics, University of Oslo, 2009.

[2] J.F. Synneva□g, A. Austeng, S. Holm, "Benefits of minimum-variance beamforming in medical ultrasound imaging," IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, vol. 56, p. 1868-1879, 2009.

[3] J.F. Synneva□g, A. Austeng, S. Holm, "Adaptive beamforming applied to medical ultrasound imaging," IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, vol. 54, p. 1606-1613, 2007.

[4] K.J. Parker, "Correspondence: Apodization and windowing functions," IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control,, vol. 60, p. 1263-1271, 2013.

[5] C.C. Nilsen, I. Hafizovic, "Beamspace adaptive beamforming for ultrasound imaging," IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, vol. 56, p. 2187-2197, 2009.

[6] B.M. Asl, A. Mahloojifar, "A low-complexity adaptive beamformer for ultrasound imaging using structured covariance matrix," IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, vol. 59, p. 660-667, 2012.

[7] J.F. Synneva□g, A. Austeng, S. Holm, "A low-complexity data-dependent beamformer," IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, vol. 58, p. 281-289, 2011.

[8] P. Kruizinga, et al., "Plane-wave ultrasound beamforming using a nonuniform fast fourier transform," IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, vol. 59, p. 2684-2691, 2012.

[9] H.L. Van Trees, "Detection, Estimation and Modulation Theory IV: Optimum Array Processing," New York, NY: Wiley, 2003.

[10] J.A. Jensen, "Field: A program for simulating ultrasound systems," Medical & Biological Engineering & Computing, vol. 34, p. 351-353, 1996.

[Downloaded from joasi.ir on 2026-11-22]

[DOR: 20.1001.1.23455748.1393.2.1.4.7]