

بهبود کیفیت تصاویر فراصدایی با بهره‌گیری از تخمین گرهای بیسی

ناصر حسین‌زاده اصل آخته‌خانه^۱، محمدباقر خدابخشی^{۲*}، یاسمن وجگانی^۳

۱. دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد تبریز

۲. گروه مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی همدان

۳. گروه پزشکی مولکولی، دانشکده فناوری‌های نوین پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی ایران

چکیده

تصویربرداری فراصدایی پزشکی به دلیل نزدیکی رفتار تومور سرطانی به بافت‌های بدن دارای کنتراست پایینی است. این مشکل توسط روش روزنه اصطناعی (مصنوعی) برای تصویربرداری پی‌گیری شده است. اگرچه فنّ تصویربرداری روزنه‌ی اصطناعی (مصنوعی)، کنتراست پایین تصاویر فراصدایی را در حد خوبی بهبود بخشید، اما عملکرد این روش‌ها حتی زمانی که طول داده‌ها کوتاه یا نسبت علامت به نوفه پایین باشد، قابل قبول نیست. روش بیسی، یک الگوریتم زمانی-مکانی بازسازی تصویر است که به منظور جبران عملکرد بد روش‌های وقتی پرتودیسی شکل‌دهی پرتو در نسبت‌های پایین علامت به نوفه پیشنهاد شده است. مزیت اصلی روش بیسی نسبت به روش‌های تصویربرداری روزنه اصطناعی (مصنوعی) در استفاده از یک تابع توزیع پیش تعریف شده می‌باشد که به بازسازی تصویر کمک می‌کند. در این پژوهش، از معیارهای (تخمین گر) کم‌ترین میانگین مربعات خطا (ام‌ام‌اس‌ای) و بیش‌ترین احتمال پسین (ام‌ای‌پی) به منظور بازسازی تصویر خروجی استفاده شده است. نتایج نشان دادند که در مقایسه با روش‌های متعارف، برای نسبت علامت به نوفه ۲۰ دسی‌بل، روش پیشنهاد شده لوب‌های فرعی را در خارج اهداف نقطه‌ای حدود ۲۳ دسی‌بل بهبود بخشیده است. به علاوه این مقایسه بهبود ۱۸ دسی‌بل و ۸۲ درصدی را به ترتیب در مؤلفه‌های سی‌آر و سی‌ان‌آر برای فانتوم کیست نشان می‌دهد.

کلیدواژه‌ها: روش بیسی، پرتودیسی (شکل‌دهی پرتو)، تابع توزیع.

۱. مقدمه

داده کم بوده و یا علامت به نوفه پایین می‌باشد از روش‌های بیسی به کرات برای بازسازی تصویر بهره برده شده است [۴].

به‌طور کلی تحقیقات صورت گرفته در زمینه بهره‌گیری از توابع تخمین بیسی برای بهبود کیفیت تصاویر را می‌توان در دو دسته، تحقیقات صورت گرفته در حوزه رادار و گفتار (غیرفراصدا) و تحقیقات صورت گرفته در حوزه فراصدا دسته‌بندی کرد. در حوزه رادار این روش زیاد مورد استفاده قرار گرفته و اثر آن در بهبود تصویر خروجی در علامت به نوفه‌های پایین اثبات شده است [۵-۱۰]. در حوزه فراصدا استفاده از این روش در مراحل ابتدایی قرار دارد. اگر چه هیچ مرجعی از تخمین گرهای بیسی به منظور بهبود کیفیت تصاویر فراصدای پزشکی در سی‌ان‌آر‌های پایین استفاده نکرده است اما به ذکر مراجعی که حداقل این نظر را مطرح کرده‌اند پرداخته می‌شود [۱۱-۱۲].

تصویربرداری فراصدای پزشکی به دلیل نزدیک بودن ماهیت بافت‌های مختلف بدن به هم، انرژی کم موج تابشی، تضعیف موج فراصدا در بافت و نهایتاً عمق کم نفوذ، دارای کنتراست پایینی می‌باشد [۱]. تصویربرداری فراصدا به روش روزنه‌ی اصطناعی (مصنوعی)^۱، کنتراست پایین تصاویر فراآوا را در حد خوبی بهبود می‌بخشد [۲] اما مشکلات ذیل مانع از توسعه زیاد آن برای تصویربرداری شدند: ۱- روش‌های روزنه اصطناعی (مصنوعی) به بردار جهت a خیلی وابسته هستند و تخمین غیردقیق آن به کلی کارایی آن‌ها را با مشکل مواجه می‌کند [۳]. ۲- روش‌های روزنه اصطناعی (مصنوعی) وقتی و غیروقعی، موقعی که طول داده کم یا علامت به نوفه پایین است، کارایی مناسبی ندارند. در حوزه رادار هنگامی که طول

* نویسنده پاسخگو: mb.khodabakhshi@hut.ac.ir

¹ Synthetic aperture

² SNR

نمونه‌برداری از روش ایم‌ای پی استفاده شد. ناگراج و همکاران از تخمین‌گر بی‌سی ایم‌ای پی به منظور نوفه‌زدایی، نوفه اسپکل زمینه در تصاویر فراصدایی شریان کاروتید استفاده کردند [۹]. در این پژوهش ادعا شده است که استفاده از روش بی‌سی ایم‌ای پی در فضای لگاریتمی می‌تواند باعث سرکوب نوفه اسپکل زمینه شود و کیفیت تصاویر فراصدایی کاروتید را بهبود بخشد.

اوانا و همکارانش در مرجع [۱۰] از روش یادگیری بی‌سی به منظور افزایش نرخ قاب (فریم) در تصویربرداری فراصدایی پزشکی استفاده کردند. در این پژوهش ادعا شده که برای افزایش نرخ قاب (فریم) می‌توان به جای ارسال به وسیله تمامی عناصر آرایه ارسال، فقط از تعدادی از آن‌ها استفاده کرد و برای جبران این کاهش کنتراست حاصل از ارسال به وسیله تعداد کم‌تری از عناصر ارسال از روش یادگیری بی‌سی استفاده کرد.

در مرجع [۱۱]، فردریک و همکاران برای اولین بار از الگوی بی‌سی به منظور بازسازی تصاویر فراصدایی میدان دور استفاده کردند. با توجه به اینکه الگوی پیشنهاد شده در این مرجع به صورت خطی می‌باشد و صرفاً با اعمال چند ترم کانولوشن بر روی علامت عناصر آرایه ارسال، می‌توان به علامت عناصر آرایه دریافت رسید. در نتیجه این طرح به ذهن می‌رسد که الگوی خطی پیشنهادی آن‌ها به حوزه فراصدا، میدان نزدیک و نرم‌افزار فیلد II^۴ نگاشت شود تا بهبودهای آن روی تصویر خروجی به حوزه فراصدا و برای بهبود تصاویر فراصدایی مورد استفاده واقع شود. در این پژوهش از الگوهای بی‌سی به منظور تصویربرداری فراصدایی پزشکی میدان نزدیک بهره گرفته شد و الگوی پیشنهادی برای بافت شبیه‌سازی شده مورد آزمایش قرار گرفت و اثبات شد که در علامت به نوفه‌های پایین روش پیشنهادی این پژوهش می‌تواند جایگزینی برای روش‌های شکل‌دهی پرتو ثابت و وقفی باشد.

۲. مواد و روش‌ها

۲-۱. الگوی خطی پیشنهادی برای ثبت داده

لازروار در مرجع [۵]، برای اولین بار الگوریتم کم‌ترین میانگین مربعات خطا (ایم‌اس‌ای) را در حوزه رادار و برای بازسازی تصاویر روزنه اصطناعی (مصنوعی) به کار برد. برای این منظور او روش ایم‌ای پی بازگشتی را با روش کالمن ترکیب کرد و اثبات کرد که تخمین‌گر ایم‌ای پی می‌تواند در کنار صافی (فیلتر) کالمن برای بهبود بازیابی روش تصویربرداری روزنه اصطناعی (مصنوعی) در حوزه رادار مورد استفاده قرار گیرد. اگرچه استفاده از تخمین‌گر بی‌سی در کنار روش کالمن باعث بهبود بازیابی تصویر شد اما بازگشتی بودن پروسه تخمین باعث تحمیل پیچیدگی محاسبات بیش‌تر به روش روزنه اصطناعی (مصنوعی) گردید [۵]. یو و همکاران از تخمین‌گر بیش‌ترین احتمال پسین (ایم‌ای پی)^۲ برای تصویربرداری در حوزه رادار به صورت کور بهره بردند [۶]. اطلاق واژه کور به این معنی است که اطلاعاتی راجع به محیط تصویربرداری و هم‌چنین نوفه موجود به تخمین‌گر داده نشده است. آن‌ها اثبات کردند که در تعداد تکرار زیاد، روش پیشنهادی می‌تواند به صورت کور تصویر خروجی را بازیابی کند اما برای تعداد تکرار کم بازیابی غیرقابل مقایسه با روش فوکوس در حالت دریافت (آراف)^۳ می‌باشد. فانگ و همکاران در مرجع [۷]، روشی را برای حفظ تفکیک‌پذیری (رزولوشن) تصاویر در هنگام کاهش ابعاد براساس روش ایم‌ای پی ارائه کردند. هدف اصلی آن‌ها جلوگیری از آرتیفکت‌های رنگی با حفظ تیزی لبه‌ها با استفاده از روش ایم‌ای پی در تصاویر کوچک‌شده بود. نتایج بیانگر این حقیقت هستند که روش ایم‌ای پی توانسته اطلاعات مهم تصویر مانند لبه‌ها را کامل حفظ کند [۷]. در مرجع [۸] دونگ و همکاران بار دیگر تخمین‌گرهای بی‌سی (ایم‌ای پی) را برای بهبود روش تصویربرداری روزنه اصطناعی (مصنوعی) در حوزه رادار مورد استفاده قرار دادند. آن‌ها به منظور کاهش پیچیدگی محاسبات روزنه اصطناعی (مصنوعی) از روش کاهش نرخ نمونه‌برداری از داده‌های دریافت‌شده توسط آرایه دریافت استفاده کردند. هم‌چنین برای جبران اثر این کاهش نرخ

¹ MMSE; Minimum Mean Square Error

² MAP; Maximum A Posterior

³ RF

⁴ Field II

$$y_1^{(m,n)} = h_1^{(m,n)}(O)_{m,n} + e_1 \quad (4)$$

که در رابطه بالا $(O)_{m,n}$ پاسخ اسکترینگ (دامنه) حاصل از سلول واقع شده در مکان $r = (x_n, z_m)$ می‌باشد. اگر کل سلول‌های محیط آرایه^۲ در نظر گرفته شوند در نتیجه داریم:

$$y_1 = \sum_{m,n} h_1^{(m,n)}(O)_{m,n} + e_1 \quad (5)$$

$$= [h_1^{(1,1)} \ h_1^{(1,2)} \ \dots \ h_1^{(M-1,N-1)}] O + e_1 = P O + e_1 \quad (6)$$

اگر کل عناصر آرایه دریافت در نظر گرفته شوند در نتیجه رابطه (۷) بدست می‌آید:

$$y = \begin{bmatrix} y_1 \\ \vdots \\ y_{L-1} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} P_1 \\ \vdots \\ P_{L-1} \end{bmatrix} O + \begin{bmatrix} e_1 \\ \vdots \\ e_{L-1} \end{bmatrix} = P O + e \quad (7)$$

در رابطه بالا y بیانگر ماتریس مشاهدات یا علامت عناصر آرایه دریافت می‌باشد. اگر عناصر آرایه دریافت از علامت رسیده به آن‌ها K نمونه برداشته باشند در نتیجه ماتریس مشاهدات y دارای اندازه $K * L$ خواهد بود. P ماتریس انتشار می‌باشد که شامل پاسخ ضربه از آرایه ارسال تا آرایه دریافت خواهد بود. ماتریس P دارای اندازه $KL * MN$ می‌باشد. O دامنه‌های قرار گرفته شده روی هر پیکسل از ناحیه آرایه می‌باشد و دارای سایز $M * N$ است و e نوفه اضافه شده به مشاهدات است.

۲-۲. استخراج ماتریس‌های الگو در نرم‌افزار فیلد II

در محیط فیلد II، مشاهدات y معلوم می‌باشند و هدف تخمین دامنه قرار گرفته شده روی پیکسل‌های محیط آرایه می‌باشد (\hat{O}). برای به دست آوردن شدت روشنایی (دامنه) روی پیکسل (m,n) می‌توان نوشت:

$$(\hat{O})_{m,n} = \sum_{l=1}^{L-1} w_l y(x_1, \tau_l(x_n, z_m)) \quad (8)$$

که در رابطه بالا $\hat{O}_{m,n}$ دامنه تخمین زده شده روی پیکسل (m,n) ، $y(x_1)$ علامت تأخیر داده شده عنصر l -ام آرایه دریافت برای پیکسل (m,n) ، $\tau_l(x_n, z_m)$ تأخیر متناسب با پیکسل (m,n) و w_l وزن متناسب با عنصر l -ام آرایه دریافت می‌باشند. در حوزه فراصدا رابطه بالا را می‌توان به صورت زیر بازنویسی کرد:

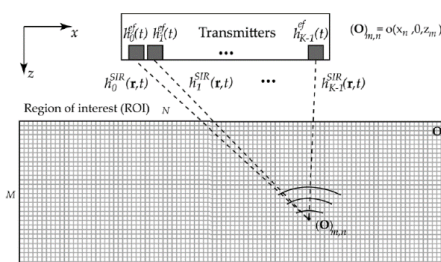
اگر همانند شکل زیر $M * N$ پیکسل واقع شده در ناحیه مطلوب^۱ در نظر گرفته شوند و اگر فرض شود که k عنصر ارسال و L عنصر دریافت وجود دارند و اگر نمادهای شکل ۱ بیانگر موارد زیر باشند:

$h_k^{f-SIR}(r, t)$: پاسخ ضربه مکانی برای عنصر k -ام ارسال.

$h_1^{b-SIR}(r, t)$: پاسخ ضربه مکانی برای عنصر 1 -ام دریافت.

$h_k^{ef}(t)$: پاسخ الکترومکانیکی برای عنصر k -ام ارسال.

$h_1^{eb}(t)$: پاسخ الکترومکانیکی برای عنصر 1 -ام دریافت.



شکل ۱ الگوی خطی پیشنهادی به منظور ثبت داده پیکسل واقع شده در مکان (m,n) [۱۱].

در این حالت پاسخ حاصل از پیکسل واقع شده در مکان (m,n) برای عنصر 1 -ام آرایه دریافت، هنگامی که کل عناصر ارسال فعال هستند به صورت زیر قابل بیان است:

$$y_1(r, t) = \underbrace{\left(\sum_{k=0}^{k-1} h_1^{f-SIR}(r, t) * h_k^{ef}(t) \right)}_{\text{پاسخ ضربه ارسال}} * u_k(t) o(r) \quad (1)$$

$$* \underbrace{\left(h_1^{b-SIR}(r, t) * h_1^{eb}(t) \right)}_{\text{پاسخ ضربه دریافت}} + e_1(t)$$

که در رابطه بالا، $u_k(t)$ علامت ورودی، $O(r)$ دامنه اسکترینگ مربوط به سلول (m,n) و $y_1(r, t)$ پاسخ عنصر 1 -ام دریافت می‌باشند. پاسخ‌های ضربه ارسال و دریافت را می‌توان به صورت یک پاسخ واحد به صورت زیر نوشت:

$$y_1(r, t) = h^f(r, t) * h_1^b(r, t) o(r) + e_1(t) \quad (2)$$

$$y_1(r, t) = h_1(r, t) o(r) + e_1(t) \quad (3)$$

که $h_1(r, t)$ پاسخ ضربه سامانه است. اگر محیط تصویربرداری به صورت دوبعدی در نظر گرفته شود و این محیط به $M * N$ پیکسل تقسیم‌بندی شود، در نتیجه پاسخ گسسته مربوط به عنصر 1 -ام آرایه دریافت به صورت زیر قابل بازنویسی خواهد بود:

² ROI

¹ Region of interest

در واقع اگر ماتریسی محاسبه شود که در ماتریس مشاهدات y ضرب شود و تخمین دامنه ناحیه آرایه را نتیجه دهد این ماتریس همان ماتریس K_4 خواهد شد. با معلوم بودن K_4 و معکوس کردن آن می‌توان ماتریس انتشار P را به راحتی محاسبه کرد. در نتیجه یکی از مجهول‌های اصلی و مهم الگوریتم بیسی با این روش قابل محاسبه خواهد بود.

۲-۳. نظریه الگوریتم بیسی

هدف الگوریتم بیسی این است که صرفاً با استفاده از اطلاعات بیش‌تر (خواص آماری نوفه و دامنه اسکتررها مانند میانگین و واریانس) تصویر خروجی را تا حد ممکن نوفه‌زدایی کند. این اطلاعات به صورت زیر خلاصه می‌شوند:

الف) نوفه اضافه شده به علامت عناصر آرایه، نوفه سفید گاوسی باشد. علت اینکه نوفه باید نوفه سفید گاوسین باشد این است که اولاً میانگین آن صفر است و هم‌چنین ماتریس کواریانس مکانی آن به صورت قطری خواهد شد. در روش‌های تصویربرداری فازی با توجه به اینکه توان یا انرژی موج صوتی در محل فوکال پوینت (نقطه فوکوس آرایه) زیاد است در نتیجه علامت به نوفه در آن مکان‌ها بیش‌تر است. در روش‌های تصویربرداری روزنه اصطناعی (مصنوعی) با توجه به اینکه آرایه تصویربرداری جایی در تصویر فوکوس داده نمی‌شود و فوکوس به صورت دینامیکی صورت می‌گیرد در نتیجه انرژی عناصر آرایه دریافت تغییرات زیادی ندارد. با توجه به اینکه نوفه استفاده شده در این پژوهش نوفه سفید گاوسین است و با توجه به اینکه ماتریس کواریانس مکانی نوفه به صورت قطری در خواهد آمد (نوفه‌های اضافه شده به علامت عناصر آرایه دریافت از هم مستقل هستند) در نتیجه برای محاسبه واریانس نوفه از میانگین واریانس‌های قرار گرفته شده روی قطر اصلی ماتریس کواریانس مکانی نوفه استفاده شد.

ب) دامنه اسکتررهای تعریف شده (O) باید مثبت باشند. الگوریتم بیسی این کار را با استفاده از تابع چگالی احتمال $p(O|y, I)$ انجام می‌دهد که در آن O دامنه پیکسل‌های ناحیه آرایه، y علامت مشاهدات عناصر آرایه دریافت و I بیانگر اطلاعاتی (خواص آماری نوفه سفید و دامنه اسکتررها) است که راجع به O معلوم می‌باشد. تابع چگالی

$$\hat{O}_{m,n} = \sum_{l=1}^{L-1} w_l y_l^T d_l^{(m,n)} \quad (9)$$

که در رابطه بالا y_l بیانگر علامت دریافت شده توسط عنصر l -ام آرایه دریافت و $d_l^{(m,n)}$ تأخیر متناسب با پیکسل (m,n) برای عنصر l -ام آرایه دریافت می‌باشد. در واقع تأخیر $d_l^{(m,n)}$ را می‌توان به صورت یک بردار با اندازه $K*1$ در نظر گرفت که یکی از درایه‌های آن ۱ و بقیه صفر می‌باشند. مکان درایه ۱ روی بردار $d_l^{(m,n)}$ را می‌توان با استفاده از رابطه زیر محاسبه کرد:

$$a = \tau_1(x_n, z_m) \times f_s = \left(\frac{y}{c_p} \sqrt{(x_l - x_n)^2 + z_m^2}\right) \times f_s \quad (10)$$

در نتیجه رابطه (۱۰) به صورت زیر قابل بازنویسی خواهد بود:

$$\hat{O}_{m,n} = \begin{bmatrix} w_0 d_0^{(m,n)} \\ w_1 d_1^{(m,n)} \\ \vdots \\ w_{L-1} d_{L-1}^{(m,n)} \end{bmatrix}^T y \quad (11)$$

اگر کل پیکسل‌های ناحیه آرایه در نظر گرفته شوند در نتیجه خواهیم داشت:

$$\hat{O} = \begin{bmatrix} w_0 d_0^{(\cdot,\cdot)} & \dots & w_{L-1} d_{L-1}^{(M-1,N-1)} \\ w_1 d_1^{(\cdot,\cdot)} & \dots & w_1 d_1^{(M-1,N-1)} \\ \vdots & & \vdots \\ w_{L-1} d_{L-1}^{(\cdot,\cdot)} & \dots & w_{L-1} d_{L-1}^{(M-1,N-1)} \end{bmatrix}^T y \quad (12)$$

$$\hat{O} = K_4 y \quad (13)$$

از مقایسه روابط (۷) و (۱۳) به وضوح مشخص است که زمانی که نوفه وجود ندارد $p = K_4^{-1}$ می‌باشد. از طرفی ماتریس K_4 بیانگر تأخیر سمپلی می‌باشد که متناسب با هر یک از پیکسل‌ها محاسبه می‌شود. این تأخیر سمپلی متناسب با زمانی است که طول می‌کشد تا موج از آرایه ارسال به پیکسل واقع شده در نقطه کانونی و از آنجا جذب آرایه دریافت شود. در نتیجه بدیهی است که ماتریس K_4 به دو مورد بستگی دارد؛ ۱. مکان پیکسل (m,n) ، ۲. مکان عناصر ارسال و دریافت.

موارد ۱ و ۲ در صورت وجود یا عدم وجود نوفه تفاوتی نمی‌کنند در نتیجه شکل‌گیری ماتریس K_4 مستقل از نوفه خواهد بود و به مکان پیکسل‌ها و مکان عناصر آرایه بستگی دارد. در نتیجه در حالت وجود نوفه در محیط هم می‌توان از فرض $P = K_4^{-1}$ بهره برد به شرطی که ماتریس K_4 معکوس پذیر باشد.

هم‌چنین با جای‌گذاری K_{MMSE} محاسبه‌شده در رابطه (۲۰) ماتریس تصویر خروجی با تخمین‌گر \hat{o}_{MMSE} با تخمین‌زده خواهد شد:

$$\hat{o}_{MMSE} = K_{MMSE} y \quad (20)$$

در حالت بازیابی تصویر با استفاده از تخمین‌گر \hat{o}_{MMSE} دو روی‌کرد وجود دارد [۱۲]:

۱. نوفه اضافه‌شده (e) و هم‌چنین دامنه نقاط اسکتر (o) هر دو دارای توزیع گاوسین هستند. در این حالت قابل اثبات است که ماتریس K_{MAP} به‌صورت زیر قابل بازیابی خواهد بود [۱۲]:

$$K_{MAP} = (C_o^{-1} + P^T C_e^{-1} P)^{-1} P^T C_e^{-1} \quad (21)$$

در رابطه بالا $C_o = E(o o^T)$ بیانگر ماتریس کواریانس دامنه اسکترها، $C_e = E(e e^T)$ بیانگر ماتریس کواریانس نوفه و P بیانگر ماتریس انتشار می‌باشند. اگر فرض شود که نوفه اضافه‌شده به عناصر آرایه دریافت، نوفه سفید گاوسی با ماتریس کواریانس نوفه $C_e = \sigma_e^2 I$ و ماتریس کواریانس دامنه اسکترها به صورت $C_o = \sigma_o^2 I$ باشند، در نتیجه رابطه (۲۱) به‌صورت رابطه (۲۲) ساده خواهد شد.

$$K_{MAP} = (\mu\mu + P^T P)^{-1} P^T \quad (22)$$

که در رابطه بالا $\mu = \frac{\sigma_e^2}{\sigma_o^2}$ در نظر گرفته شد. به‌وضوح مشخص است در حالتی که نوفه و تابع توزیع دامنه اسکترها دارای توزیع گاوسین باشند تخمین‌گرهای \hat{o}_{MMSE} و \hat{o}_{MAP} بر هم منطبق خواهند شد. با جای‌گذاری K_{MAP} محاسبه‌شده در رابطه (۲۳) ماتریس تصویر خروجی با تخمین‌گر \hat{o}_{MMSE} با تخمین‌زده خواهد شد:

$$\hat{o}_{MMSE} = \hat{o}_{MAP} = K_{MAP} y \quad (23)$$

۲. نوفه اضافه‌شده (e) دارای توزیع گاوسین و دامنه نقاط اسکتر (o) دارای توزیع نمایی و مثبت باشند. اگر فرض شود که تابع توزیع دامنه اسکترها به‌صورت نمایی و به‌صورت زیر است:

$$P(o | I) = \prod_{i=1}^{MN-1} \lambda_i \exp(-\lambda_i o_i) \quad (24)$$

و e دارای تابع توزیع گوسین باشد در نتیجه تابع توزیع احتمال $p(o|y, I)$ با رابطه (۲۵) متناسب خواهد بود:

$$p(o | y, I) \propto \frac{1}{(2\pi)^{\frac{MN}{2}} |C_e|^{MN/2}} \exp\left(-\frac{1}{2}(y - Po)^T C_e^{-1} (y - Po)\right) \prod_{i=1}^{MN-1} \lambda_i \exp(-\lambda_i o_i) \quad (25)$$

احتمال $p(o|y, I)$ بیانگر احتمالی است که با وجود اطلاعات y و I ، ماتریس تصویر o تخمین زده شود.

الگوی بی‌سی با استفاده از دو تخمین‌گر \hat{o}_{MMSE} و \hat{o}_{MAP} این کار را انجام می‌دهد. تخمین‌گر \hat{o}_{MMSE} با تخمین‌گر \hat{o}_{MAP} یک تخمین‌گر خطی و تخمین‌گر \hat{o}_{MAP} یک تخمین‌گر غیر خطی می‌باشند. تخمین‌گر \hat{o}_{MMSE} با کمینه‌کردن رابطه زیر، ماتریس تصویر خروجی را تخمین می‌زند:

$$\hat{o}_{MMSE} = \underset{o}{\operatorname{argmin}} E \left\{ \|o - \hat{o}\|^2 \right\} \quad (14)$$

اگر فرض شود که تخمین خطی شدت روشنایی روی پیکسل‌های ناحیه آرآی در الگوی \hat{o}_{MMSE} به‌صورت زیر بیان شود:

$$\hat{o} = Ky \quad (15)$$

در نتیجه می‌توان نوشت:

$$K_{LMMSE} = \underset{K}{\operatorname{argmin}} E \left\{ \|Po - Ky\|^2 \right\} \quad (16)$$

با جای‌گذاری $y = Po + e$ در رابطه بالا و کمینه‌کردن رابطه نسبت به K ، می‌توان اثبات کرد که ماتریس K_{MMSE} از رابطه زیر قابل محاسبه خواهد بود:

$$K_{MMSE} = C_o P^T (P C_o P^T + C_e)^{-1} \quad (17)$$

در رابطه بالا $C_o = E(o o^T)$ بیانگر ماتریس کواریانس دامنه اسکترها، $C_e = E(e e^T)$ بیانگر ماتریس کواریانس نوفه و P بیانگر ماتریس انتشار می‌باشد.

اگر نوفه اضافه‌شده، نوفه سفید گاوسی با ماتریس کواریانس نوفه $C_e = \sigma_e^2 I$ و ماتریس کواریانس دامنه اسکترها به فرمت $C_o = \sigma_o^2 I$ در نظر گرفته شوند در نتیجه رابطه (۱۷) به‌صورت زیر ساده خواهد شد:

$$K_{MMSE} = P^T (P P^T + \mu I)^{-1} \quad (18)$$

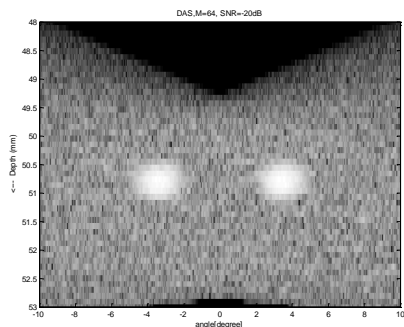
که در رابطه بالا $\mu = \frac{\sigma_e^2}{\sigma_o^2}$ در نظر گرفته می‌شود.

در این پژوهش واریانس نوفه به‌صورت میانگین واریانس‌های قرار گرفته‌شده روی قطر اصلی ماتریس کواریانس مکانی نوفه محاسبه شد. هم‌چنین با توجه به اینکه دامنه نقاط اسکتر استفاده‌شده برابر واحد در نظر گرفته شدند در نتیجه واریانس تصویر برای ناحیه آرآی با تعداد $M \times N$ پیکسل به‌صورت زیر محاسبه شد:

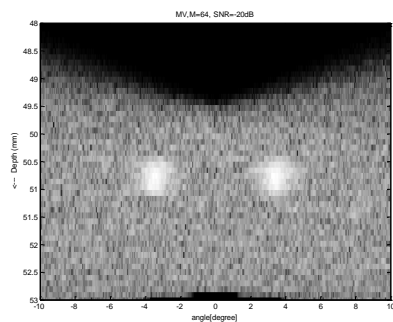
$$(19)$$

$$\sigma_o^2 = \frac{1}{MN}$$

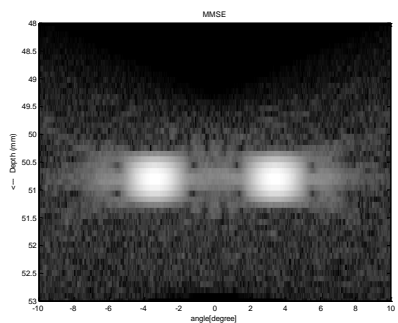
تعداد ۶۴ عنصر در شکل ۲ و ۳ نشان داده شده‌اند.



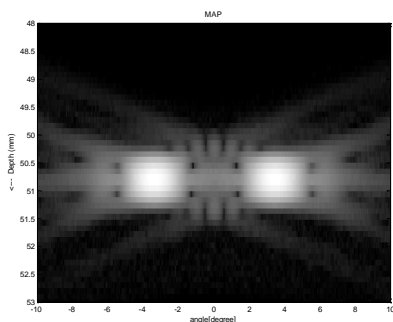
(الف)



(ب)



(ج)



(د)

شکل ۲ (الف): خروجی الگوریتم دی‌ای‌اس برای SNR=-20 dB،
 (ب): خروجی الگوریتم ام‌وی برای SNR=-20 dB، (ج): بازیابی با
 الگوریتم ام‌اس‌اس‌ای، برای SNR=-20 dB، (د): بازیابی با الگوریتم
 ام‌ای‌پی، برای SNR=-20 dB.

که در آن λ بیانگر میانگین روی ناحیه 0 می‌باشد. تخمین ام‌ای‌پی می‌تواند با بیشینه کردن رابطه (۲۵) نسبت به 0 با شرط این‌که تمامی o_i ها مثبت باشند به دست آید. این استدلال می‌تواند به صورت رابطه (۲۶) بازنویسی شود.

$$\hat{o}_{MAP} = \underset{o}{\operatorname{argmax}} p(o | y, I) = \underset{o}{\operatorname{argmax}} p(o | I) p(y | o, I) \quad (26)$$

بیشینه کردن رابطه بالا برابر با کمینه کردن منفی لگاریتم رابطه (۲۶) است. در نتیجه رابطه (۲۷) بدست می‌آید:

$$-\log p(o | y, I) = c + \frac{1}{\gamma} (y - Po)^T C_e^{-1} (y - Po) + \sum_{i=1}^{MN-1} \sigma_o^2 o_i \quad (27)$$

$$= c + \frac{1}{\gamma} (y - Po)^T C_e^{-1} (y - Po) + \lambda_o 1^T o \quad (28)$$

در نتیجه:

$$\hat{o} = \underset{o_i > 0}{\operatorname{argmin}} \left(\frac{1}{\gamma} (y - Po)^T C_e^{-1} (y - Po) + \lambda_o 1^T o \right) \quad (29)$$

در متلب یک جعبه ابزار برای حل معادلات درجه دوم با شرایط مثبت و هم‌چنین شرایط معادله‌ای وجود دارد. در این پژوهش هم برای حل معادله بالا از این جعبه ابزار استفاده شد.

۳. نتایج و بحث

در این تحقیق از آرایه‌ی ۶۴ عنصری، به طول ۱۶ میلی‌متر، ارتفاع ۵ میلی‌متر و بسامد مرکزی ۳ مگاهرتز استفاده شد. هم‌چنین محدوده دینامیکی تغییرات شدت روشنایی ۶۰ دسی‌بل بود. نرم‌افزار فیلد II برای شبیه‌سازی مورد استفاده قرار گرفت [۱۳]. شبیه‌سازی‌ها براساس این فرضیات انجام شده که توزیع نوفه گوسی و توزیع اسکتررها توزیع نمایی می‌باشند.

۳-۱. اعتبارسنجی بهبود روش‌های بی‌سی نسبت به روش‌های شکل‌دهی پرتو معمولی برای فانتوم نقطه‌ای در هر چهار الگوریتم تأخیر و جمع (دی‌ای‌اس)^۱، کمینه واریانس (ام‌وی)^۲، روش ام‌اس‌اس‌ای و ام‌ای‌پی، از فانتوم دو نقطه‌ای (اسکترر^۳) در مکان [۳/۵۰، ۰، ۳/۵۰، ۰] / ۱۰۰۰ استفاده شد. خروجی الگوریتم‌های تأخیر و جمع و روش کمینه واریانس برای حالت SNR=0 dB، SNR=-20 dB و

¹ DAS; Delay and Sum

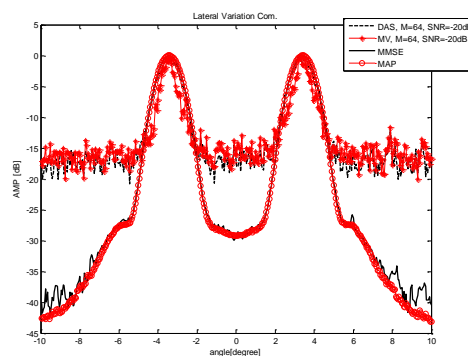
² MV; Minimum Variance

³ Scatterer

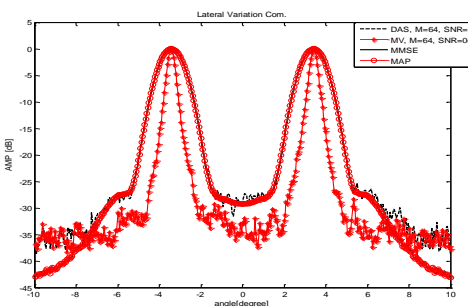
تفكيك‌پذيري با مشكل مواجه مي‌شود. روش‌هاي بي‌سي در داخل و هم در خارج منابع، لوب‌هاي فرعي را نسبت به روش دي‌ايس و روش و فقي كمينه واريانس بهتر سرکوب کرده‌اند. اين سرکوب در ناحيه داخل منابع حدود ۱۰ دسي‌بل و در ناحيه خارج منابع حدود ۲۳ دسي‌بل مي‌باشد. از مقايسه روش‌هاي بي‌سي با هم، مشخص است كه روش ايم‌ايس هم در ناحيه داخل منابع و هم در ناحيه خارج منابع، بهتر از روش ايم‌ايس ايس عمل کرده و لوب‌هاي فرعي و نوفه زمينه را بهتر سرکوب کرده است. شكل ۳- (ب)، مقايسه تغييرات جانبي براي الگوريتم دي‌ايس و ايم‌ايس را براي $SNR=0\text{ dB}$ نشان مي‌دهد از شكل واضح است كه براي $SNR=0\text{ dB}$ ، در داخل دو اسكتر روش‌هاي بي‌سي مانند روش دي‌ايس عمل کرده‌اند اما در خارج دو منبع بهتر از روش‌هاي دي‌ايس و ايم‌ايس لوب‌هاي فرعي را سرکوب کرده‌اند. مقايسه شكل ۳- (الف) براي $SNR=-20\text{ dB}$ و ۳- (ب) براي $SNR=0\text{ dB}$ بيانگر اين حقيقت هستند كه هر چه مقدار سي‌ان‌آر پايين تر بياد روش ايم‌ايس بي نسبت به روش ايم‌ايس ايس بهتر بازيابي تصوير را انجام مي‌دهد.

۲-۲. اعتبارسنجي بهبود روش‌هاي بي‌سي نسبت به روش‌هاي شكل دهی پرتو معمولی برای فانتوم كيست به‌منظور مقايسه كنتراست روش‌هاي دي‌ايس و ايم‌ايس نسبت به روش‌هاي بي‌سي از يك فانتوم مركب شامل يك كيست به شعاع ۵ ميلي‌متر در عمق ۵۴ ميلي‌متر و اهداف سيمي به شعاع‌هاي ۰/۴ ميلي‌متر در اعماق ۶۴ ميلي‌متر و ۶۸ ميلي‌متر استفاده شد. شكل‌هاي ۴ و ۵ نتايج حاصل از مقايسه روش‌هاي دي‌ايس و ايم‌ايس نسبت به روش‌هاي بي‌سي براي $SNR=-20\text{ dB}$ را نشان مي‌دهد.

از شكل واضح است كه روش‌هاي بي‌سي توانسته‌اند اولاً سفيدي خارج كيست را نسبت به روش دي‌ايس حفظ كنند و ثانياً داخل كيست را نسبت به اين الگوريتم سياه‌تر بازيابي كنند كه به‌معني كنتراست بهتر روش‌هاي بي‌سي نسبت به روش‌هاي دي‌ايس و ايم‌ايس مي‌باشد. از مقايسه شكل‌هاي ۴- (الف) و ۴- (ب) مشخص است كه در اين ايس‌ان‌آر عملکرد روش‌هاي دي‌ايس و ايم‌ايس بد مي‌باشد و كيست موجود كاملاً با نوفه پوشانده شده است.



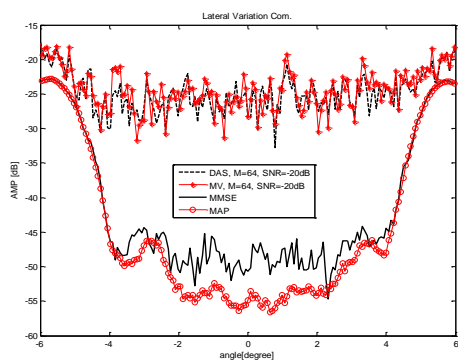
(الف)



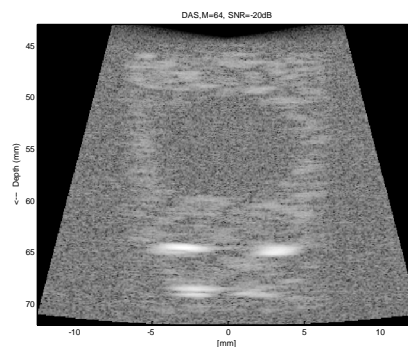
(ب)

شكل ۳ (الف): مقايسه بين الگوي جهت روش دي‌ايس و ايم‌ايس با بازيابي به روش‌هاي ايم‌ايس ايس و ايم‌ايس بي، براي $SNR=-20\text{ dB}$. (ب): مقايسه الگوي بين جهت روش دي‌ايس و ايم‌ايس با بازيابي به روش‌هاي ايم‌ايس ايس و ايم‌ايس بي براي $SNR=-20\text{ dB}$.

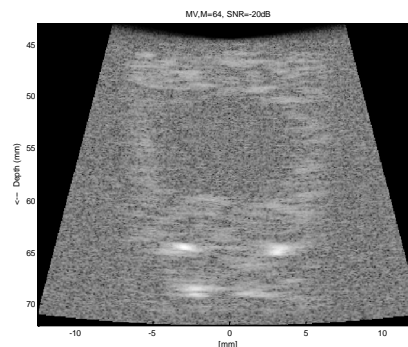
همان‌طور كه در شكل‌هاي ۲ و ۳ نشان داده شده، واضح است كه حضور نوفه در محيط باعث تأثير بر تصوير خروجي تأخير و جمع و روش كمينه واريانس گرديده است. با توجه به اينكه در اينجا علامت به نوفه كم است در نتيجه اين تأثير زياد مي‌باشد و در كل باعث شده كه عملکرد اين الگوريتم‌ها خراب شود. شكل‌هاي ۲- (ج) و ۲- (د) بازيابي با استفاده از الگوريتم‌هاي بي‌سي را نشان مي‌دهند. از شكل واضح است كه هر دو الگوريتم ايم‌ايس ايس و ايم‌ايس بي توانسته‌اند به‌خوبي نوفه موجود را سرکوب كنند و تصوير خروجي را نوفه‌زدائي كنند. از مقايسه تغييرات جانبي شكل ۳- (الف) به‌وضوح مشخص است كه اولاً روش ايم‌ايس بهبودي از نقطه‌نظر سرکوب لوب‌هاي فرعي چه در داخل دو منبع و چه در خارج آن‌ها نسبت به روش دي‌ايس نداشته است. ثانياً کاهش سي‌ان‌آر باعث مختل شدن كارايي روش‌هاي و فقي شده است و بهبود آن‌ها در سرکوب لوب‌هاي فرعي و بهبود



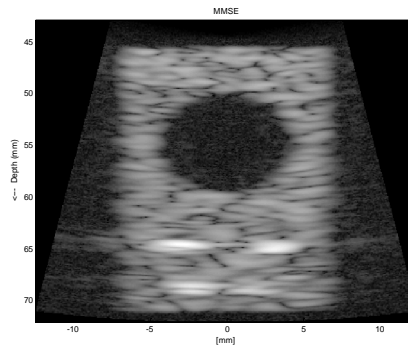
شکل ۵ مقایسه بین الگوی جهت روش دی‌ای‌اس و ام‌وی با بازیابی به روش های ام‌اس‌ای و ام‌ای‌بی.



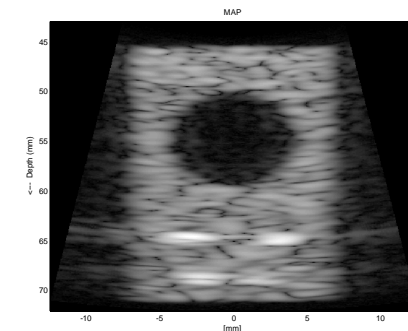
(الف)



(ب)



(ج)



(د)

شکل ۴ (الف): خروجی الگوریتم دی‌ای‌اس برای SNR=-20 dB، (ب): خروجی الگوریتم ام‌وی برای SNR=-20 dB، (ج): بازیابی با الگوریتم ام‌اس‌ای، (د): بازیابی با الگوریتم ام‌ای‌بی.

شکل‌های ۴- (ج) و ۴- (د) بازیابی با استفاده از الگوریتم‌های ام‌اس‌ای و ام‌ای‌بی را نشان می‌دهند. از شکل واضح است که این روش‌ها به خوبی توانسته‌اند نوفه موجود را سرکوب کنند و لبه‌های کیست را با دقت خوبی بازیابی کنند. به منظور مقایسه کمی بهبودهای روش‌های بی‌سی نسبت به روش‌های دی‌ای‌اس و ام‌وی از معیارهای سی‌آر^۱ و سی‌ان‌آر^۲ در داخل و خارج کیست بهره گرفته شد. مؤلفه سی‌آر به صورت قدرمطلق حاصل تفریق میانگین شدت روشنایی در داخل کیست سیاه، نسبت به میانگین شدت روشنایی در خارج از آن تعریف می‌شود [۱۴]. همچنین مؤلفه سی‌ان‌آر از حاصل تقسیم مؤلفه سی‌آر به انحراف معیار شدت روشنایی در خارج از کیست سیاه، تعریف می‌شود [۱۵].

مقایسه کمی قدرت روش‌های بی‌سی در سرکوب نوفه و بازیابی لبه‌های کیست نسبت به روش‌های دی‌ای‌اس و ام‌وی برای SNR=-20 dB در جدول ۱ خلاصه شده است. از جدول مشخص است که بهبود روش ام‌ای‌بی نسبت به روش ام‌اس‌ای و سی‌ان‌آر را به ترتیب ۲٫۸۴ دسی‌بل و ۱۱٫۵۴ درصد نسبت به روش ام‌اس‌ای بهبود دهد.

مقایسه مؤلفه‌های سی‌آر و سی‌ان‌آر برای روش‌های ام‌اس‌ای و دی‌ای‌اس، بیانگر بهبود ۱۸٫۵۳ دسی‌بل و ۸۱٫۵۷ درصد روش بی‌سی نسبت به روش دی‌ای‌اس معمولی می‌باشد. مقایسه مؤلفه‌های سی‌آر و سی‌ان‌آر برای روش‌های ام‌اس‌ای و ام‌وی، بیانگر بهبود ۱۸٫۸۵ دسی‌بل

¹ CR; Contrast Ratio

² CNR; Contrast to Noise Ratio

جدول ۱ مقایسه بین کنتراست شکل‌دهنده‌های دی‌ای‌اس و ام‌وی نسبت به روش‌های ام‌اس‌ای و ام‌ای‌پی برای حالت $SNR=-20\text{ dB}$.

| شکل‌دهنده | میانگین شدت روشنایی در داخل کیست | میانگین شدت روشنایی در خارج کیست | سی‌آر | Std در خارج کیست | سی‌ان‌آر |
|-----------|----------------------------------|----------------------------------|-------|------------------|----------|
| دی‌ای‌اس | -۳۱,۳۹ | ۲۶,۶۹ | ۴,۷۰ | ۵,۲۳ | ۰,۸۹ |
| ام‌وی | -۳,۷۴ | -۲۶,۳۶ | ۴,۳۸ | ۵,۲۷ | ۰,۸۳ |
| ام‌اس‌ای | -۵۱,۶۰ | -۲۸,۳۶ | ۲۳,۲۳ | ۴,۸۰ | ۴,۸۳ |
| ام‌ای‌پی | -۵۴,۴۳ | -۲۸,۳۶ | ۲۶,۰۷ | ۴,۷۷ | ۵,۴۶ |

گاوسی باشد.

۲. دامنه اسکترهای تعریف‌شده (o) باید مثبت باشند. الگوریتم بیسی این کار را با استفاده از تابع چگالی احتمال $p(o|y, I)$ انجام می‌دهد که در آن o دامنه پیکسل‌های ناحیه آر‌آی، y علامت مشاهدات عناصر آرایه دریافت و I بیانگر اطلاعاتی (خواص آماری نوفه سفید و دامنه اسکترها) است که راجع به o معلوم می‌باشد. مزیت اصلی روش بیسی نسبت به روش‌های شکل‌دهی فوقی در استفاده از یک تابع توزیع پیشین می‌باشد و این مزیت هنگامی که سی‌ان‌آر پایین باشد وارد مسأله می‌شود و به بازسازی تصویر کمک می‌کند. در واقع روش بیسی با استفاده از اطلاعات پیشین فرض‌شده در مورد دامنه اسکترها، به تخمین دامنه نقاط تصویر می‌پردازد.

نتایج به وضوح اثبات کردند که برای حالت $SNR=-20\text{ dB}$ کیفیت تصاویر برای روش‌های بیسی پیشنهادی بسیار بهتر از روش‌های دی‌ای‌اس و ام‌وی می‌باشند. در واقع بهره‌گیری از تابع توزیع پیشین در الگوریتم‌های بیسی باعث شد که این روش‌ها بتوانند لبه‌ی تومور را نسبت به روش‌های شکل‌دهی پرتو معمولی بهتر باز یابی کنند و در نتیجه کنتراست بهتری را نتیجه دهند. نتیجه‌ی دیگری که از مقایسه نتایج جدول ۱ قابل استنباط می‌باشد این است که به دلیل خاصیت غیرخطی بودن روش ام‌ای‌پی، این روش کارایی بهتری در سرکوب نوفه نسبت به روش ام‌اس‌ای داشته است.

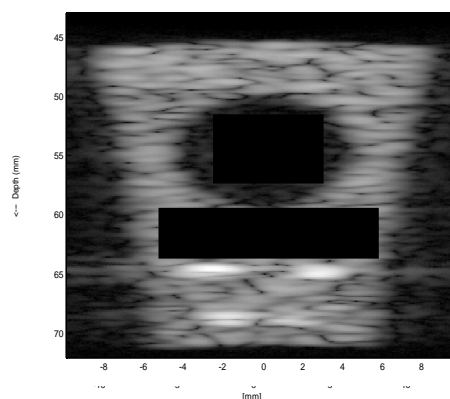
فهرست منابع

- [1] P. Gong, P. Song, S. Chen, "Improved contrast-enhanced ultrasound imaging with multiplane-wave imaging," IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, vol. 65, no. 2, 2018.

و ۱۸,۸۲ درصد روش بیسی نسبت به روش ام‌وی معمولی می‌باشند.

از شکل ۵ مشخص است که کارایی اصلی روش‌های بیسی در علامت به نوفه‌های پایین خود را نشان می‌دهد. همان‌طور که از شکل‌ها مشخص است بهبود روش بیسی نسبت به روش تأخیر و جمع معمولی برای $SNR=-20\text{ dB}$ کاملاً مشهود است. روش‌های بیسی توانسته‌اند حدود ۱۸,۵۳ دسی‌بل علامت به نوفه را بهبود دهند.

شکل ۶، ناحیه در نظر گرفته‌شده برای محاسبه میانگین‌های شدت روشنایی در داخل و خارج کیست، که مربوط به این پژوهش است، را نشان می‌دهد.



شکل ۶ محل محاسبه مؤلفه‌های سی‌آر و سی‌ان‌آر روی شکل ۴.

۴. نتیجه‌گیری

هدف الگوریتم بیسی این است که صرفاً با استفاده از یک سری اطلاعات اضافی (خواص آماری نوفه و دامنه اسکترها مانند میانگین و واریانس) تصویر خروجی را تا حد ممکن نوفه‌زدایی کند. این اطلاعات به صورت زیر خلاصه می‌شوند:

۱. نوفه اضافه‌شده به علامت عناصر آرایه، نوفه سفید

- [12] F. Lingvall, "Time-domain Reconstruction Methods for Ultrasonic Array Imaging," Ph.D dissertation, University of Uppsala, 2004.
- [13] J.A. Jensen, "Field II: A program for simulating ultrasound systems," *Medical Biological Engineering Comput*, vol. 34, no. 1, pp. 351-353, 1996.
- [14] M. O'donnell, S.W. Flax, "Phase-aberration correction using signals from point reflectors and diffuse scatterers: Measurements," *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 35, no. 6, pp. 768-774, 1988.
- [15] S. Krishnan, K.W. Rigby, M. O'donnell, "Improved estimation of phase aberration profiles," *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 44, no. 3, pp. 701-713, 1997.
- [2] N. Bottenus, W. Long, H.K. Zhang, M. Jakovljevic, D.P. Bradway, E.M. Boctor, G.E. Trahey, "Feasibility of swept synthetic aperture ultrasound imaging," *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 35, no. 7, 2016.
- [3] C.C. Gaudes, I. Santamara, J. Va, E.M. Gmez, T.S. Paules, "Robust array beamforming with sidelobe control using support vector machines," *IEEE Transactions Signal Process*, vol. 55, no. 2, pp. 574-584, 2007.
- [4] G. Rizzo, M. Tonietto, M. Castellaro, B. Raffener, A. Coran, U. Fiocco, R. Stramare, E. Grisan, "Bayesian quantification of contrast-enhanced ultrasound images with adaptive inclusion of an irreversible component," *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 24, no.8, pp. 1620-1630, 2017.
- [5] A.D. Lazarov, "Iterative MMSE method and recurrent Kalman procedure for ISAR image reconstruction," *IEEE Transactions on Aerospace and Electronic Systems*, vol. 37, no, 4, 2001.
- [6] Y. He, K.-h. Yap, L. Chen, L.-p, Chau, "Blind super-resolution image reconstruction using a maximum a posteriori estimation," *IEEE International Conference on Image Processing*, pp. 1729-1732, 2006.
- [7] L. Fang, C.A. Oscar, K. Tang, X. Wen, H. Wang, "Novel 2-D MMSE subpixel-based image down-sampling," *IEEE Transactions on Circuits and Systems for Video Technology*, vol. 22, no. 5, 2012.
- [8] X. Dong, Y. Zhang, "Sar image reconstruction from undersampled raw data using maximum a posteriori estimation," *IEEE Journal of Selected Topics in Applied Earth Observations and Remote Sensing*, vol. 8, no. 4, 2015.
- [9] Y. Nagaraj, C.S. Asha, A.V. Narasimhadhan, "Assessment of speckle denoising in ultrasound carotid images using least square bayesian estimation approach," *Tenth International Conference on Proceedings (TENCON)*, pp. 1001-1004, 2016.
- [10] O. Lorintiu, H. Liebgott, D. Friboulet, "Compressed sensing Doppler ultrasound reconstruction using block sparse Bayesian learning," *IEEE Transactions On Medical Imaging*, vol. 24, no. 2, 2017.
- [11] L. Fredrik, T. Olofsson, "On time-domain model-based ultrasonic array imaging," *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 54, no. 8, pp. 1623-1633, 2007.

Improving the quality of ultrasound images using Bayesian estimators

N. Hoseinzadeh¹, M.B. Khodabakhshi*², Y. Vejgani³

1. Department of Electrical and Computer Engineering, Islamic Azad University of Tabriz
2. Department of Electrical and Computer Engineering, Hamedan University of Technology
3. Department of Advanced Technologies in Medicine, Iran University of Medical Sciences

Abstract

Medical ultrasound imaging due to close behavior of cancer tumors to body tissues has a low contrast. This problem with synthetic aperture imaging method has been addressed. Although the synthetic aperture imaging technique solved the low-contrast problem of ultrasound images, to an acceptable limit, but the performance of these methods is not even acceptable when the signal to noise ratio (SNR) is low or the length of data is short. Bayesian method is a time-spatial image reconstruction algorithm proposed to compensate for the poor performance of adaptive Beamforming methods in low signal to noise ratio. The main advantage of the Bayesian methods as compared to synthetic aperture imaging once is due to the use of a pre-defined distribution function which aids image reconstruction. In this study, the minimum mean squared error (MMSE) and maximum a posteriori (MAP) criteria have been used for image reconstruction.

Keywords: Bayesian method, Beamforming, Distribution function.

pp. 28-37 (In Persian)

* Corresponding author E-mail: mb.khodabakhshi@hut.ac.ir