DOI: 10.22041/ijbme.2009.13406

An Efficient Adaptive Beamforming Method for Simultaneous Improvement of the Resolution and Contrast of Ultrasound Imaging

B. Mohammadzadeh Asl [1], A. Mahloojifar [2*]

[1] Ph.D Candidate, Department of Biomedical Engineering, School of Electrical and Computer Engineering, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran, b.mohammadzadeh@modares.ac.ir

[2] Associate professor, Department of Biomedical Engineering, School of Electrical and Computer Engineering, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran

Abstract

In recent years, adaptive beamforming methods have been successfully applied to medical ultrasound imaging, resulting in significant improvement in image quality compared to non-adaptive beamformers. This improvement results from the fact that their weights are chosen based on the priori knowledge of the received data and updated using current statistics of the array signal. Most of the adaptive beamformers presented in the ultrasound imaging literature are based on the minimum variance (MV) beamformer, which can improve the imaging resolution while retaining the contrast. It is desirable that the beamformer could improve the resolution and contrast, at the same time. To this end, in this paper, we have used temporal averaging besides the conventional spatial averaging to estimate the more accurate covariance matrix. Moreover, we have used the coherence factor weighting combined with MV beamforming to enhance the focusing quality and hence reducing the undesired sidelobes. The efficacy of the proposed adaptive beamforming approach is demonstrated via a number of simulated and experimental examples.

Keywords: Ultrasound imaging, Resolution; Contrast, Adaptive beamforming, Minimum variance beamforming, Coherence factor weighting, Temporal averaging, Covariance matrix estimation.

* **Corresponding author**
Address: *Ali Mahloojifar, Department of Biomedical Engineering, School of Electrical and Computer Engineering, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran*
Tel: *+98 21 82883304, +98 912 3375155*
Fax: *+98 21 82883304*
E-mail: *mahlooji@modares.ac.ir*

DOI: 10.22041/ijbme.2009.13406

ارائه یک روش شکل‌دهي پرتو وفقي کارامد براي بهبود همزمان قدرت تفکیک و کنتراست تصاویر اولتراسوند

بابک محمدزاده اصل[۱]، علي محلوجي‌فر[۲*]

[۱]دانشجوي دکترا، گروه مهندسي پزشکي، دانشکده مهندسي برق و کامپیوتر، دانشگاه تربیت مدرس، تهران
b.mohammadzadeh@modares.ac.ir
[۲] دانشیار، گروه مهندسي پزشکي، دانشکده مهندسي برق و کامپیوتر، دانشگاه تربیت مدرس، تهران

چکیده

در سال‌هاي اخیر روش‌هاي شکل‌دهي پرتو وفقي به منظور افزایش کیفیت تصاویر اولتراسوند به‌کار گرفته شده اند. این روش‌ها به دلیل استفاده از اطلاعات محیط و به‌روز کردن وزن‌هاي اعمالي به اجزاي آرایه به صورت لحظه به لحظه، موفقیت زیادي در بهبود قدرت تفکیک تصاویر اولتراسوند داشته‌اند. ولي این افزایش قدرت تفکیک به بهاي کاهش کنتراست تصاویر اولتراسوند نسبت به روش‌هاي غیروفقي به‌دست مي‌آید. در این مقاله روشي جدید براي افزایش همزمان قدرت تفکیک و کنتراست شکل‌دهنده‌هاي پرتو وفقي مینیمم واریانس ارائه شده است. در این روش براي محاسبه وزن‌هاي بهینه اعمالي به اجزاي آرایه، علاوه بر میانگین‌گیري مکاني مرسوم در تخمین ماتریس کواریانس از میانگین‌گیري زماني نیز براي تخمین دقیق‌تر ماتریس کواریانس بهره برده‌ایم و نیز به منظور بهبود تمرکزدهي و کاهش دامنه لوب‌هاي کناري از وزن‌دهي وفقي ضریب همگني سیگنال‌هاي آرایه‌اي دریافت شده به وسیله آرایه اولتراسوند استفاده کرده‌ایم. کارایي بسیار مطلوب روش ارائه شده در افزایش همزمان قدرت تفکیک و کنتراست تصاویر اولتراسوند نسبت به روش‌هاي شکل‌دهي پرتو وفقي و غیروفقي موجود به وسیله مثال‌هاي شبیه‌سازي شده و همچنین داده‌هاي تجربي نشان داده شده است.

کلیدواژگان: تصویربرداري اولتراسوند، قدرت تفکیک، کنتراست، شکل دهي پرتو وفقي، شکل‌دهي پرتو مینیمم واریانس، وزن‌دهي وفقي ضریب همگني، میانگین‌گیري زماني، تخمین ماتریس کواریانس.

* عهده‌دار مکاتبات

نشاني: تهران، دانشگاه تربیت مدرس، دانشکده مهندسي برق و کامپیوتر، گروه مهندسي پزشکي

تلفن: ۸۲۸۸۳۳۰۴، ۰۹۱۲۳۳۷۵۱۵۵، **دورنگار:** ۸۲۸۸۳۳۰۴، **پیام نگار:** mahlooji@modares.ac.ir

۱- مقدمه

تصويربرداري اولتراسوند به‌رغم قدرت تفکيک[1] و کنتراست[2] پايين، بسيار مورد توجه پزشکان است و کاربردهاي وسيعي در تصويربرداري از قلب، سينه و احشاي شکمي دارد. اين امر به دليل صرفه اقتصادي، ايجاد پرتوهاي غير يون‌ساز و غيرتهاجمي بودن آن است. امروزه در تصويربرداري اولتراسوند از روش پالس- اکو[3] همراه با آرايه‌اي از اجزاي پيزوالکتريک استفاده مي‌شود. در اين روش به دليل استفاده از آرايه اولتراسوند امکان تمرکز روي يک هدف خاص وجود دارد و مي‌توان پالس اولتراسوند را به نقطه تمرکز ارسال و پژواک‌هاي ناشي از آن را دريافت کرد. مشکل اساسي در روش پالس- اکو اين است که علاوه بر هدف اصلي، اهداف ديگر محيطي نيز به پالس ارسالي پاسخ مي‌دهند و سيگنال‌هاي پژواک دريافتي به وسيله آرايه اولتراسوند ترکيبي از سيگنال اصلي دلخواه، سيگنال‌هاي تداخلي و اغتشاش[4] هستند. در نتيجه اگر سيگنال‌هاي دريافتي به‌وسيله اجزاي آرايه را بدون پردازش با يکديگر جمع کنيم، تصوير حاصل کيفيت بسيار پاييني از نظر قدرت تفکيک و کنتراست خواهد داشت. از اين‌رو بايد سيگنال‌هاي دريافتي به‌وسيله اجزاي آرايه قبل از جمع شدن با هم پردازش شوند و تا حد امکان سيگنال‌هاي تداخلي و اغتشاش حذف شوند. از آنجا که اهداف اصلي و اهداف تداخلي در زواياي مختلفي نسبت به آرايه قرار دارند، مي‌توان از يک فيلتر مکاني به کمک اجزاي آرايه براي تخمين سيگنال‌هاي اصلي در حضور سيگنال‌هاي تداخلي و اغتشاش بهره ببريم. اين فيلتر مکاني را شکل‌دهنده پرتو و روش فيلتر کردن مکاني به کمک اجزاي آرايه را شکل‌دهي پرتو[5] گويند که کاربردهاي فراواني در زمينه‌هاي مختلف پردازش سيگنال آرايه‌اي مانند رادار، سونار و مخابرات بي سيم دارد. در روش شکل‌دهي پرتو، سيگنال‌هاي دريافتي به وسيله اجزاي مختلف آرايه وزن دهي مي‌شوند و بعد از اعمال وزن‌ها با همديگر جمع شده و پاسخ نهايي را تشکيل مي‌دهند. مهمترين موضوع در شکل‌دهي پرتو، نحوه تخمين وزن‌هاي بهينه است که به بهترين شکل سيگنال‌هاي تداخلي و اغتشاش را تضعيف کرده و سيگنال دلخواه را حفظ کند. امروزه در سيستم‌هاي تصويربرداري اولتراسوند از شکل‌دهنده‌هاي پرتو مستقل از ورودي تأخير و حاصل جمع[6] (DAS) استفاده مي‌شود. در اين شکل‌دهنده پرتو، سيگنال‌هاي دريافتي به‌وسيله اجزاي آرايه متناسب با فاصله اجزاء تا هدف اصلي تأخير داده مي‌شوند و مجموع اين سيگنال‌هاي تأخير يافته به عنوان پژواک ناشي از هدف اصلي در نظر گرفته مي‌شود.

شکل‌دهنده پرتو DAS يک شکل‌دهنده پرتوي کور و مستقل از داده ورودي به آرايه است و يک پاسخ واحد از قبل تعيين شده براي ترکيب‌هاي مختلف منابع سيگنال اصلي و تداخلي ارائه مي‌دهد. در نتيجه الگوهاي پرتو حاصل از DAS داراي لوب‌هاي اصلي[7] پهن و لوب‌هاي کناري[8] با دامنه زياد هستند که به معني قدرت تفکيک پايين و توانايي کم در حذف سيگنال‌هاي تداخليست.

در سال‌هاي اخير شکل‌دهنده‌هاي پرتو وفقي[9] که بر مبناي خصوصيات آماري سيگنال‌هاي دريافتي به‌وسيله آرايه وزن‌هاي خود را تنظيم و به‌روز مي‌کنند در حوزه‌هاي مختلف پردازش سيگنال آرايه‌اي ارائه شده‌اند [۱-۴]. مشهورترين اين شکل‌دهنده‌هاي پرتو، شکل دهنده پرتو مينيمم واريانس[10] (MV) [۵] است که در آن وزن‌هاي بهينه بر مبناي کمينه‌سازي توان خروجي شکل دهنده پرتو با شرط ثابت ماندن توان در راستاي سيگنال اصلي محاسبه مي‌شوند.

از سال ۲۰۰۲ روش‌هاي شکل‌دهي پرتو وفقي در حوزه اولتراسوند پزشکي به منظور افزايش کيفيت تصاوير اولتراسوند به‌کار گرفته شده‌اند. گروه من و والکر[11] [۶] افزايش کيفيت تصاوير اولتراسوند را با استفاده از نسخه اصلاح يافته شکل دهنده پرتو فراست[12] [۷] نشان دادند. وانگ[13] و همکاران [۸] براي دستيابي به ماتريس کواريانس مقاوم[14] از تمرکزدهي ترکيبي در ارسال[15] استفاده کردند. اگرچه نتايج روش وانگ رضايت‌بخش‌اند ولي استفاده از تمرکزدهي ترکيبي در ارسال، به دليل وجود آرتيفکت‌هاي حرکتي و نسبت سيگنال به اغتشاش پايين، به‌طور قابل

[1] Resolution
[2] Contrast
[3] Pulse-echo
[4] Noise
[5] Beamforming
[6] **D**elay **A**nd **S**um
[7] Mainlobes
[8] Sidelobes
[9] Adaptive beamformers
[10] **M**inimum **V**ariance
[11] Mann and Walker
[12] Frost
[13] Wang
[14] Robust
[15] Synthetic transmit focusing

ملاحظه‌اي كاربرد اين الگوريتم در محيط‌هاي باليني واقعي را محدود مي‌سازد. گروه ساسو[16] و همكاران [۹] و نيز گروه سينواگ[17] و همكاران [۱۰-۱۲] شكل‌دهنده پرتو MV را همراه با روش هموارسازي مكاني براي ناهمبسته كردن سيگنال‌هاي اصلي و تداخلي و به‌دست آوردن تخمين مطلوبي از ماتريس كواريانس به كار بردند.

روش‌هاي وفقي شكل دهي پرتو مانند MV كه بر مبناي پردازش سيگنال‌هاي آرايه‌اي دريافت شده به‌وسيله آرايه اولتراسوند كار مي‌كنند، در افزايش قدرت تفكيك تصاوير اولتراسوند بسيار موفق عمل مي‌كنند ولي در اين شكل دهنده‌هاي پرتو معمولاً مصالحه‌اي بين قدرت تفكيك و كنتراست تصاوير اولتراسوند وجود دارد. به عبارت ديگر، افزايش قدرت تفكيك تصاوير اولتراسوند كه در نتيجه به‌روز شدن وفقي وزن‌هاي شكل دهنده پرتو حاصل مي‌شود، به كاهش كنتراست اين تصاوير نسبت به روش‌هاي غيروفقي كه مستقل از داده‌هاي ورودي عمل مي‌كنند، منجر مي‌شود. در نتيجه، امروزه جستجوي روشي كه همزمان با بهبود قدرت تفكيك تصاوير اولتراسوند، كنتراست را نيز حفظ كند يا بهبود ببخشد، به عنوان يک زمينه تحقيقاتي مهم مطرح است.

در اين مقاله به منظور بهبود همزمان قدرت تفكيک و كنتراست شكل‌دهنده پرتو MV، از تركيب ميانگين‌گيري زماني و مكاني در تخمين ماتريس كواريانس و روش وزن‌دهي وفقي ضريب همگني سيگنال‌هاي آرايه‌اي در تعيين وزن‌هاي بهينه بهره برده‌ايم. افزودن ميانگين‌گيري زماني به شكل دهنده پرتو MV و تشكيل ماتريس كواريانس با تركيب ميانگين‌گيري مكاني و زماني به تخمين صحيح‌تر خصوصيات آماري محيط به‌ويژه اسپكل[18] زمينه منجر شده و در نتيجه ماتريس كواريانس دقيق‌تر و وزن‌هاي مناسب‌تري حاصل مي‌شود كه افزايش همزمان قدرت تفكيک و كنتراست تصاوير را به دنبال دارد. همچنين اعمال ضريب همگني به شكل‌دهنده پرتو MV با تقويت سيگنال‌هاي هم‌فاز و تضعيف سيگنال‌هاي غيرهم‌فاز با سيگنال اصلي سبب افزايش كيفيت تمركزدهي[19] و كاهش دامنه لوب‌هاي كناري و در نتيجه افزايش كيفيت تصوير حاصل مي‌شود. كارايي بسيار خوب روش ارائه شده در افزايش همزمان قدرت تفكيک و كنتراست نسبت به روش‌هاي DAS و MV به وسيله مثال‌هاي شبيه‌سازي شده و همچنين داده‌هاي تجربي نشان داده شده است.

۲- ابزارها و روش‌ها

۲-۱- شكل دهنده پرتو مينيمم واريانس

يک آرايه M جزئي[20] كه هر جزء سيگنال $\mathbf{x}_m(t)$ را دريافت مي‌كند و P+1 هدف نقطه‌اي روشن در ميدان نزديک آرايه كه هر كدام سيگنال پژواک $s_p(t)$ را ارسال مي‌كنند، در نظر بگيريد. فرض كنيد كه $s_0(t)$، سيگنال ارسالي از محل تمركز آرايه در حالت دريافت است و انعكاس دهنده‌هاي ديگر، منابع سيگنال تداخلي هستند. با اين فرض‌ها، سيگنال دريافتي به وسيله كانال m ام را مي‌توان به صورت معادله (۱) بيان كرد:

$$x_m(t) = \frac{1}{r_{m,0}} s_0(t) + \sum_{p=1}^{P} \frac{1}{r_{m,p}} s_p(t) * \delta(t - \tau_{m,p}) + n_m(t) \qquad (۱)$$

كه $r_{m,p}$ فاصله انعكاس دهنده p تا المان m ام، $\tau_{m,p}$ تأخير متناسب با اين فاصله، $n_m(t)$ اغتشاش در كانال m ام و $*$ عملگر كانولوشن را نشان مي‌دهند. M مشاهده دريافتي از محيط به وسيله اجزاي آرايه به صورت بردار مشاهدات زير قابل بيان است:

$$\mathbf{X}(t) = [x_0(t), x_1(t), ..., x_{M-1}(t)]^T. \qquad (۲)$$

بعد از اعمال تأخيرها به سيگنال‌هاي دريافتي به وسيله اجزاي آرايه به منظور تمركز در يک نقطه خاص، هدف شكل‌دهنده پرتو وفقي محاسبه وزن‌هاي بهينه براي تركيب سيگنال‌هاي تأخير يافته است. خروجي شكل‌دهنده پرتو، مجموع وزن‌دار اندازه‌گيري‌هاي مكاني انجام شده به وسيله اجزاي آرايه است:

$$z(t) = \sum_{m=0}^{M-1} w_m(t) x_m(t) = \mathbf{w}(t)^H \mathbf{X}_m(t) \qquad (۳)$$

كه $\mathbf{w}(t) = [w_0(t), w_1(t), ..., w_{M-1}(t)]^H$ بردار وزن آرايه و $w_m(t)$ وزن اعمالي به المان m ام است. شكل‌دهنده پرتو

[16] Sasso
[17] Synnevag
[18] Speckle
[19] Focusing
[20] M-elements array

MV وزن‌هاي بهينه را طوري تعيين مي‌كند كه واريانس (توان) خروجي شكل‌دهنده پرتو كمينه شود:

$$P(t) = E[|z(t)|^2], \quad (۴)$$

و به‌طور همزمان سيگنال ارسالي از نقطه تمركز با بهره واحد در خروجي شكل‌دهنده پرتو ظاهر شود. اين بهينه‌سازي به صورت معادله (۵) بيان مي‌شود [۵]:

$$\min_{\mathbf{w}(t)} \mathbf{w}(t)^H \mathbf{R}(t)\mathbf{w}(t) \quad \text{subject to} \quad \mathbf{w}(t)^H \mathbf{a} = 1 \quad (۵)$$

كه $\mathbf{R}(t) = E[\mathbf{X}(t)\mathbf{X}(t)^H]$ ماتريس كواريانس مكاني و $\mathbf{a}$ معادل بردار جهت‌دهي در كاربردهاي باريک باند است. با توجه به اينكه سيگنال‌هاي دريافتي به‌وسيله آرايه اولتراسوند باند- پهن انتقال مي‌يابند، بنابراين بردار جهت‌دهي را نمي‌توان همانند كاربردهاي باريک باند براي يک فركانس مركزي خاص تعريف كرد در نتيجه براي حل اين مشكل ابتدا تأخيرهاي مناسب براي هر جزء به منظور متمركز شدن در راستاي سيگنال اصلي اعمال مي‌شوند و سپس در معادله (۵) از بردار جهت‌دهي $\mathbf{a} = \mathbf{1}_{M\times 1}$ استفاده مي‌كنيم. شايان ذكر است كه با تمركزدهي در مرحله ارسال و دريافت، مشكل استفاده از شكل‌دهنده پرتو MV در كاربرد ميدان- نزديک[۲۱] آرايه اولتراسوند نيز حل مي‌شود [۱۳]. پاسخ مسئله بهينه‌سازي (۵) وزن‌هاي بهينه را به دست مي‌دهد:

$$\mathbf{w}(t) = \frac{\mathbf{R}(t)^{-1}\mathbf{a}}{\mathbf{a}^H \mathbf{R}(t)^{-1}\mathbf{a}}. \quad (۶)$$

كه براي محاسبه آن به تخمين ماتريس كواريانس به صورت وفقي و لحظه به لحظه نياز است.

در عمل، ماتريس كواريانس، $\mathbf{R}(t)$، در دسترس نيست و بايد با ميانگين‌گيري در حوزه زمان، حوزه مكان يا هر دو تخمين زده شود. ميانگين‌گيري در حوزه مكان با تقسيم آرايه به چند زيرآرايه داراي همپوشاني و ميانگين‌گيري ماتريس‌هاي كواريانس مكاني تک تک زيرآرايه‌ها انجام مي‌شود. اين روش به روش هموارسازي مكاني [۱۴] موسوم است. در اين مقاله براي تخمين بهتر ماتريس كواريانس از ميانگين‌گيري زماني نيز استفاده شده است. به طوري كه ماتريس كواريانس نهايي از ميانگين‌گيري ۲K+۱ نمونه زماني و M-L+۱ زيرآرايه با طول L به صورت معادله (۷) تخمين زده مي‌شود:

$$\hat{\mathbf{R}}(t) = \frac{\sum_{k=-K}^{K}\sum_{l=0}^{M-L}\overline{\mathbf{X}}_l(t-k)\overline{\mathbf{X}}_l(t-k)^H}{(2K+1)(M-L+1)}, \quad (۷)$$

كه $\overline{\mathbf{X}}_l(t) = [x_l(t), x_{l+1}(t), \ldots, x_{l+L-1}(t)]^T$ و L طول زيرآرايه را نشان مي‌دهد. طول زيرآرايه درجه آزادي تخمين MV را مشخص مي‌كند و هر چه L كوچک‌تر باشد، تخمين MV به DAS نزديك‌تر شده و تخمين مقاوم‌تر با قدرت تفكيک پايين‌تري به دست مي‌آيد. بعد از تعيين وزن‌هاي بهينه براي تک تک زيرآرايه‌ها با كمک ماتريس كواريانس نمونه‌اي، دامنه خروجي شكل‌دهنده پرتو از ميانگين خروجي‌هاي تک تک زيرآرايه‌ها محاسبه مي‌شود:

$$\hat{z}(t) = \frac{1}{M-L+1}\sum_{l=0}^{M-L}\mathbf{w}(t)^H\overline{\mathbf{X}}_l(t). \quad (۸)$$

۲-۲- وزن‌دهي وفقي بر مبناي ضريب همگني

روش ضريب همگني[۲۲] (CF) يک روش وزن‌دهي وفقي بر مبناي طيف مكاني داده دريافتي به وسيله آرايه است. ضريب همگني داده‌هاي دريافتي به‌وسيله آرايه در زمان t به‌صورت در قالب معادله (۹) تعريف مي‌شود:

$$CF(t) = \frac{\left|\sum_{m=1}^{M}\mathbf{x}_d(m,t)\right|^2}{M\sum_{m=1}^{M}|\mathbf{x}_d(m,t)|^2} \quad (۹)$$

كه در آن $\mathbf{x}_d(m,t)$ سيگنال دريافتي به وسيله جزء m ام بعد از اعمال تأخيرهاي متناسب محاسبه شده است [۱۵]. ضريب CF را مي‌توان به صورت نسبت انرژي مجموع همگن به دست آمده از شكل‌دهنده پرتو DAS به كل انرژي طيف كه M برابر مجموع ناهمگن است، تفسير كرد. همچنين مجموع‌هاي همگن و ناهمگن به ترتيب مربوط به لوب اصلي و لوب‌هاي كناري در الگوي پرتو هستند. در نتيجه، CF نسبت انرژي لوب اصلي به كل انرژي را بيان مي‌كند و مي‌تواند به عنوان شاخصي مطلوب براي كيفيت تمركزدهي مورد استفاده قرار گيرد [۱۶].

در اين مقاله يک شكل‌دهنده پرتو وفقي بر مبناي مينيمم واريانس ارائه شده است كه قابليت بهبود قدرت تفكيک شكل دهنده پرتو MV را با قابليت بهبود تمركزدهي و در نتيجه

[21] Near-field

[22] **C**oherence **F**actor

کاهش لوب‌هاي کناري و بهبود کنتراست وزن‌دهـي CF را بـا هم ترکیب مي‌کند. به این معني که براي هـر نقطـه تمرکـز در حالت دریافت، ضریب CF به صورت وفقي محاسـبه شـده و در قالب معادله (۱۰) در محاسبه وزن‌هاي بهینه مورد اسـتفاده قرار مي‌گیرد:

$$\hat{z}(t) = \frac{CF(t)}{M-L+1}\sum_{l=0}^{M-L}\mathbf{w}(t)^H\overline{\mathbf{X}}_l(t). \qquad (۱۰)$$

۳- نتایج

در این بخش با استفاده از مثال‌هاي شبیه‌سازي و فانتوم‌هاي تجربي به مقایسه کارایي روش پیشنهادي با شکل‌دهنده‌هاي پرتو DAS و MV مي‌پردازیم.

قدرت تفکیک، کنتراست و لوب‌هاي کناري در هریك از این روش‌ها به صورت کیفي و کمي مورد بررسي قرار گرفته‌اند. هر چه دو نقطه با فاصله کمتر نسبت به هم را بتوان از یکدیگر تفکیک کرد دلالت بر قدرت تفکیک مکاني بالاتر روش ارائه شده دارد. کنتراست به صورت اختلاف روشنایي داخل و بیرون کیست تعریف مي‌شود که افزایش آن به افزایش وضوح تصویر منجر مي‌شود.

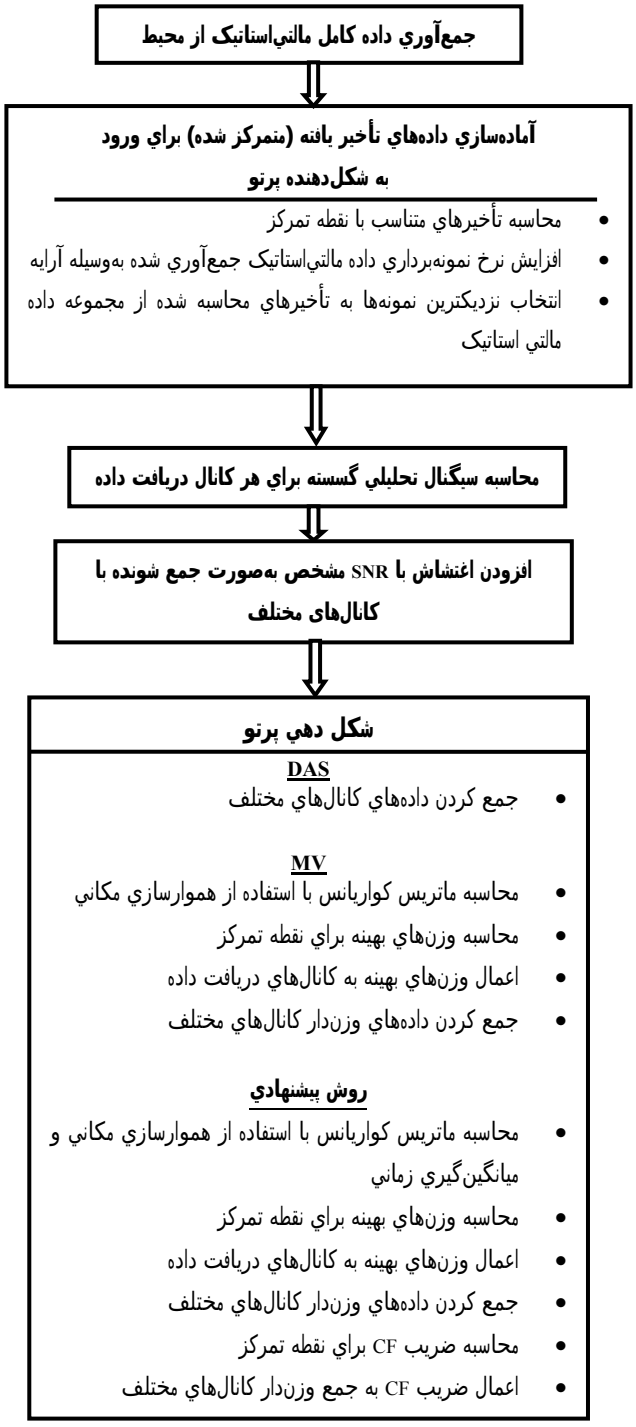
در همه مثال‌ها، از تمرکزدهي دینامیک کامل در ارسال و دریافت استفاده شده است. براي جمع‌آوري داده محیط، همه ترکیبات ممکن ارسال و دریافت براي اجزاي آرایه، شبیه‌سازي یا ثبت شده‌اند. به این ترتیب که یک تک جزء به‌عنوان ارسال کننده پالس و همه اجزاي آرایه به عنوان دریافت کننده پژواک‌ها عمل مي‌کنند. سپس این تک جزء ارسال کننده در طول آرایه حرکت مي‌کند و در هر بار ارسال باز هم همه اجزاي آرایه به عنوان دریافت کننده عمل مي‌کنند. به این ترتیب یک مجموعه داده کامل از محیط به دست مي‌آید که داده مالتي‌استاتیک[۲۳] نامیده مي‌شود. سپس داده مالتي‌استاتیک به‌دست آمده از مرحله قبل، پیش‌پردازش مي‌شود تا داده مناسب براي ورود به شکل‌دهنده پرتو آماده شود.

در مرحله پیش‌پردازش، به ازاي هر نقطه تمرکز، تأخیرهاي متناسب با آن محاسبه و نزدیك‌ترین نمونه‌ها به تأخیرهاي پیش‌بیني شده از مجموعه داده مالتي استاتیک، که نرخ نمونه برداري آن با فاکتور ۸ افزایش یافته است، انتخاب مي‌شوند. بعد از آماده شدن داده‌هاي دریافتي متمرکز شده (تأخیر یافته)، سیگنال تحلیلي گسسته براي هر کانال محاسبه مي‌شود. در نهایت، به ازاي هر نقطه تمرکز، داده‌هاي کانال‌هاي مختلف با هم جمع مي‌شوند و خروجي شکل دهنده پرتو DAS را مي‌سازند. در شکل‌دهنده پرتو MV، پیش از جمع کردن داده‌هاي کانال‌هاي مختلف، ماتریس کواریانس با استفاده از روش هموارسازي مکاني با طول زیرآرایه L=M/۲ تخمین زده مي‌شود و براي محاسبه وزن‌هاي بهینه مورد استفاده قرار مي‌گیرد. این وزن‌هاي بهینه به کانال‌هاي دریافت داده اعمال و داده‌هاي وزن‌دار با یکدیگر جمع مي‌شوند تا خروجي شکل‌دهنده پرتو MV تشکیل شود. در روش پیشنهادي بر مبناي وزن‌دهي ضریب همگني، به ازاي هر نقطه تمرکز، ضریب CF محاسبه شده و به صورت ضرب شونده در خروجي شکل‌دهنده پرتو MV اعمال مي‌شود. همچنین در روش پیشنهادي براي محاسبه ماتریس کواریانس در لحظه t، علاوه بر نمونه زماني دریافت شده در لحظه t از K نمونه زماني قبل و بعد از لحظه t نیز استفاده شده است. این روند براي هر خط اسکن تکرار مي‌شود. در همه مثال‌هاي شبیه‌سازي، پیش از شکل‌دهي پرتو، یک اغتشاش سفید گوسي جمع‌شونده با نسبت سیگنال به اغتشاش ۶۰dB به هر کانال اضافه شده است. همچنین اثر تضعیف بافت ۰/۵dB/cm/MHz در نظر گرفته شده است. شکل ۱ خلاصه این مراحل را نمایش مي‌دهد.

۳-۱- داده شبیه سازي شده

در این مقاله از نرم افزار شبیه‌ساز اولتراسوند فیلد ۲[۲۳] [۱۷] براي طراحي یک آرایه ۹۶ جزئي به طول ۱۸/۵ mm با فرکانس مرکزي ۴ MHz و فرکانس نمونه‌برداري ۲۰MHz استفاده شده است. به منظور بررسي قدرت تفکیک شکل دهنده‌هاي پرتو، یک فانتوم اهداف نقطه‌اي واقع در اعماق مختلف را شبیه‌سازي کرده ایم و نیز به منظور بررسي کنتراست شکل‌دهنده‌هاي پرتو یک فانتوم کیست محاط شده به‌سیله اغتشاش اسپکل شبیه‌سازي شده است.

[23] Field II Ultrasound Simulation Software



شکل ۱- مراحل پيش‌پردازش داده دريافتي به‌وسيله آرايه و شکل‌دهي پرتو. اين روند به‌جز مرحله جمع‌آوري داده مالتي‌استاتيک براي هر نقطه تمرکز روي هر خط اسکن تکرار مي‌شود.

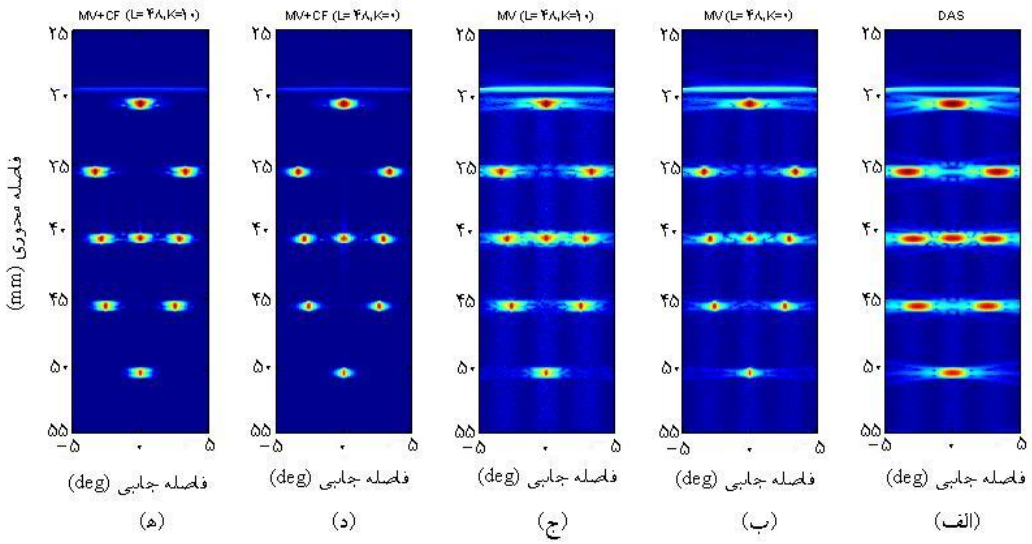
در شکل ۲ تصوير ۹ انعکاس‌دهنده نقطه‌اي واقع در اعماق ۳۰-۵۰ mm بعد از شکل‌دهي پرتو، در محدوده دينامیکي ۶۰dB، نشان داده شده است. همان‌طور که در شکل الف-۲ ملاحظه مي‌شود شکل‌دهنده پرتو DAS داراي قدرت تفکيک ضعيف و لوب‌هاي کناري با دامنه زياد است. تصاوير حاصل از شکل‌دهنده‌هاي پرتو بر مبناي MV که در شکل ب–۲ و هـ-۲ نشان داده شده اند، قدرت تفکيک بسيار بهتري نسبت به DAS ارائه مي‌کنند.

همچنين در تصاوير ارائه شده در شکل د-۲ و هـ-۲ که در نتيجه اعمال CF به شکل دهنده پرتو MV حاصل شده اند، مشاهده مي‌شود که علاوه بر بهبود قدرت تفکيک، لوب‌هاي کناري نيز به ميزان قابل توجهي کاهش يافته‌اند. همچنين با مقايسه تصاوير ارائه شده در شکل د-۲ و هـ-۲ ملاحظه مي‌شود که استفاده از ميانگين‌گيري زماني در محاسبه ماتريس کواريانس در شکل هـ-۲ نسبت به شکل د-۲ که بدون ميانگين‌گيري زماني به‌دست آمده، اندکي دامنه لوب‌هاي کناري را افزايش داده است.

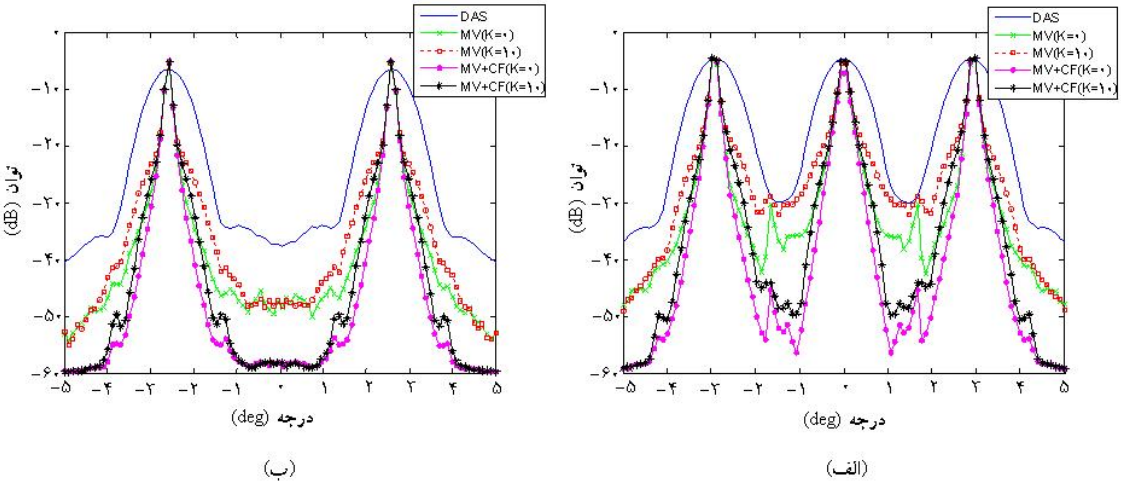
شکل ۳، تغييرات جانبي شکل دهنده‌هاي پرتو مختلف در اعماق ۴۰mm و ۴۵mm را نشان مي‌دهد. اين شکل نتايج کيفي بالا را تأئيد مي‌کند به طوري که در هر دو عمق ۴۰mm و ۴۵mm، پهناي لوب اصلي شکل‌دهنده‌هاي پرتو بر مبناي MV بسيار باريک‌تر از DAS بوده و اين به معني افزايش قدرت تفکيک در اثر شکل‌دهي پرتو وفقي است. همچنين توانايي CF در کاهش دامنه لوب‌هاي کناري مشهود است، به طوري که MV+CF باريک‌ترين پهناي لوب اصلي و کمترين دامنه لوب‌هاي کناري را داراست. همچنين اهداف نقطه‌اي در شکل‌دهنده‌هاي پرتو پيشنهادي که برمبناي CF عمل مي‌کنند، بيشتر از يکديگر متمايز شده‌اند.

در اين مقاله از سه معيار کمي FWHM[۲۴]، SLL[۲۵] و DF[۲۶] براي ارزيابي کمي شکل‌دهنده‌هاي پرتو از نظر افزايش قدرت تفکيک، کاهش دامنه لوب‌هاي کناري و افزايش تمايز بين اهداف نقطه‌اي استفاده شده است. معيار FWHM پهناي لوب اصلي در سطح ۶dB-، SLL اختلاف مقادير بيشينه لوب اصلي و اولين لوب کناري و معيار DF اختلاف مقادير پيک لوب اصلي و پست‌ترين دره بين دو قلّه مربوط به دو هدف نقطه‌اي را کمي مي‌کنند. مقادير اين معيارها براي عمق ۴۵mm در جدول ۱ ارائه شده اند.

[24] **F**ull **W**idth **A**t **H**alf **M**aximum [25] **S**ide **L**obe **L**evel [26] **D**istinguished **F**actor



شکل ۲- اهداف نقطه‌اي شبيه سازي شده با استفاده از شکل‌دهنده‌هاي پرتو الف) DAS؛ ب) MV(L=۴۸ و K=۰)؛ ج) MV(L=۴۸ و K=۱۰)؛ د) MV+CF (L=۴۸ و K=۰) و ه) MV+CF (L=۴۸ و K=۱۰) در محدوده ديناميکي ۶۰ dB.



شکل ۳- تغييرات جانبي شکل‌دهنده‌هاي پرتو DAS، MV(L=۴۸ و K=۰)، MV(L=۴۸ و K=۱۰)، MV+CF (L=۴۸ و K=۰) و MV+CF (L=۴۸ و K=۱۰) در عمق‌هاي ۴۰ mm (الف) و ۴۵ mm (ب).

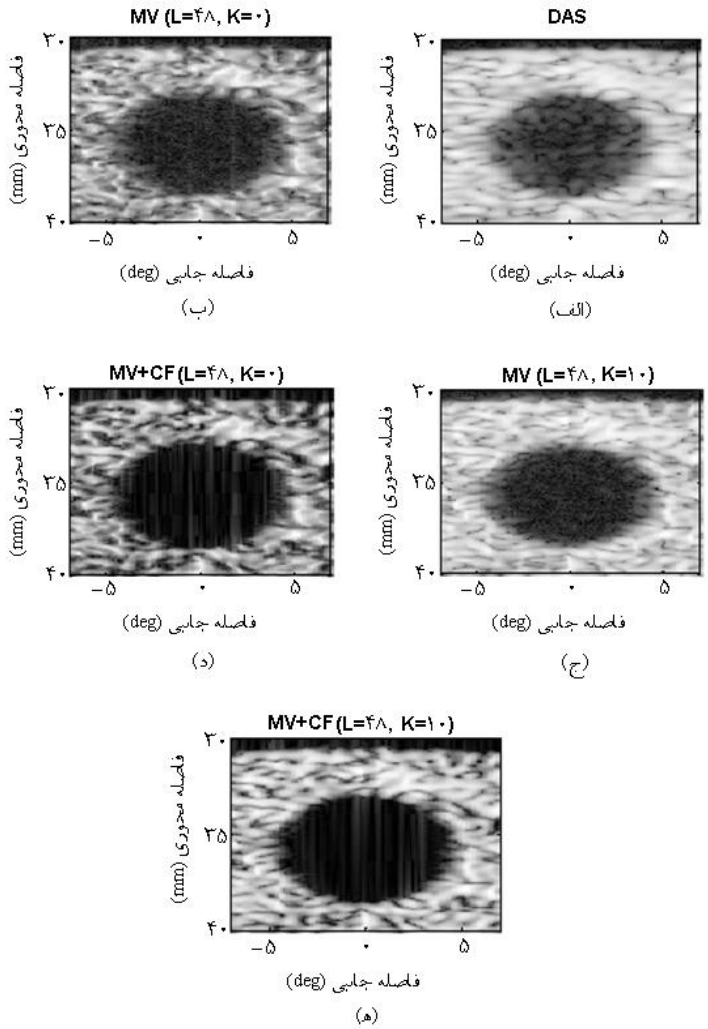
جدول ۱- مقادير پارامترهاي FWHM، SLL و DF به‌دست آمده به وسيله شکل‌دهنده‌هاي پرتو مختلف براي اهداف نقطه‌اي در عمق ۴۵ mm

شکل دهنده پرتو	FWHM (mm)	SLL (dB)	DF (dB)
DAS	./۸۵۶	۲۷/۵۲	۳۱/۱۹
MV (K=۰)	۰/۱۴۸	۳۹/۸۴	۴۴/۱۹
MV(K=۱۰)	۰/۱۵۴	۳۶/۰۸	۴۲/۷۹
MV+CF(K=۰)	۰/۱۴۴	۴۸/۸۴	۵۳/۷۵
MV+CF(K=۱۰)	۰/۱۵۰	۴۴/۶۳	۵۳/۷۱

همان‌طور که در جدول ۱ آمده است، از نظر FWHM شکل‌دهنده‌هاي پرتو بر مبناي MV بسيار بهتر از DAS عمل مي‌کنند و اين پارامتر در شکل‌دهنده‌هاي پرتو MV کمتر از يک پنجم مقدار مربوط به DAS است. همچنين مشاهده مي‌شود که عملکرد شکل‌دهنده‌هاي پرتو بر مبناي MV از نظر FWHM بسيار شبيه هم بوده و تمايزي از نظر قدرت تفکيک نمي‌توان ميان آنها در نظر گرفت. به اين معني که افزودن ميانگين‌گيري زماني همراه با CF به شکل‌دهنده پرتو

MV در روش پیشنهادي، تغییر چنـداني در قـدرت تفکیـک ایجاد نکرده است. از نظر SLL، باز هم شکل‌دهنده‌هاي پرتو بر مبناي MV بسیار بهتر از DAS عمل مي‌کننـد و نقـش CF در کاهش قابل توجه دامنه لوب‌هاي کناري مشهود اسـت بـه طوري که در شکل‌دهنده پرتو (K=۰) MV+CF معیـار SLL نسبت به DAS بیشتر از ۲۱ dB و نسبت به MV حدود ۹dB بهبود یافته اسـت. همچنـین ملاحظـه مـي‌شـود کـه افـزودن میانگین‌گیري زماني به شکل دهنـده پرتـو MV+CF کـارایي شکل‌دهنده پرتو در کاهش دامنه لوب‌هاي کنـاري را حـدود ۴ dB کاهش مي‌دهد ولي همچنـان روش پیشـنهادي بهتـر از شکل‌دهنده‌هاي پرتو DAS و MV، دامنه لوب‌هاي کنـاري را کاهش مي‌دهد. از نظر DF، نیز شکل‌دهنده‌هاي پرتو بر مبناي MV بسیار بهتر از DAS عمل مي‌کنند و نقش CF در افزایش تمایز بین اهداف نقطه‌اي کنار هم مشهود است. این تمایز در عمق ۴۵ mm در مورد شکل دهنده پرتو پیشنهادي ۵۳ dB در مقابل ۴۴dB براي MV و ۳۱ dB براي DAS است.

به منظور بررسي کنتراست شکل دهنده‌هاي پرتو، یک فانتوم کیست دایره‌اي با شعاع ۳ mm در عمق ۳۵ mm، محاط در اغتشاش اسپکل زمینه شبیه‌سازي شده است. تصاویر بازسازي شده به‌وسیله شکل‌دهنده‌هاي پرتو مختلف با محدوده دینامیکي ۶۰dB در شکل ۴ نشان داده شده اند.



شکل ۴- فانتوم کیست شبیه سازي شده با استفاده از شکل دهنده‌هاي پرتو DAS(الف)؛ MV (L=۴۸ و K=۰) (ب)؛ MV(L=۴۸ و K=۱۰) (ج)؛ MV+CF (L=۴۸ و K=۰) (د) و MV+CF (L=۴۸ و K=۱۰) (ه) در محدوده دینامیکي ۶۰ dB

براي كمي كردن كنتراست شكل‌دهنده‌هاي پرتو از شاخص CR، كه به صورت نسبت ميانگين مقادير دامنه‌ها در زمينه تصوير به ميانگين مقادير دامنه‌ها در داخل كيست تعريف مي‌شود [۱۸]، استفاده كرده‌ايم. مقادير CR براي شكل دهنده‌هاي پرتو مختلف در جدول ۲ آمده است.

نكته شايان توجه در جدول ۲ اين است كه بدون ميانگين‌گيري زماني (K=۰)، كنتراست DAS به اندازه ۳/۳۲dB بهتر از MV است. بعد از افزودن ميانگين‌گيري زماني به ميانگين‌گيري مكاني و تخمين صحيح‌تر ماتريس كواريانس، نتايج به دست آمده حاكي از يكنواخت‌تر شدن اغتشاش اسپكل زمينه در تصوير MV و نزديك‌تر شدن ميانگين شدت روشنايي اسپكل زمينه تصاوير MV به تصوير DAS است.

همان‌طور كه از شكل ۴ و نيز از نتايج جدول ۲ مشخص است، ميانگين‌گيري زماني باعث بهبود كنتراست تصاوير MV شده و كنتراست MV به ازاي K=۱۰ به اندازه ۷/۷۱ dB نسبت به K=۰ بهبود يافته و حتي حدود ۴/۳۹dB از DAS بهتر شده است. همچنين اعمال CF به شكل دهنده پرتو MV نيز به نوبه خود كنتراست را بهبود بخشيده و شكل‌دهنده پرتو پيشنهادي ((MV+CF(K=۱۰)) بالاترين كنتراست را ارائه كرده است. نقص اساسي MV كه افزايش قدرت تفكيک به بهاي كاهش كنتراست بود، با روش پيشنهادي برطرف شده و شاهد افزايش همزمان قدرت تفكيک و كنتراست در شكل‌دهنده پرتو پيشنهادي هستيم.

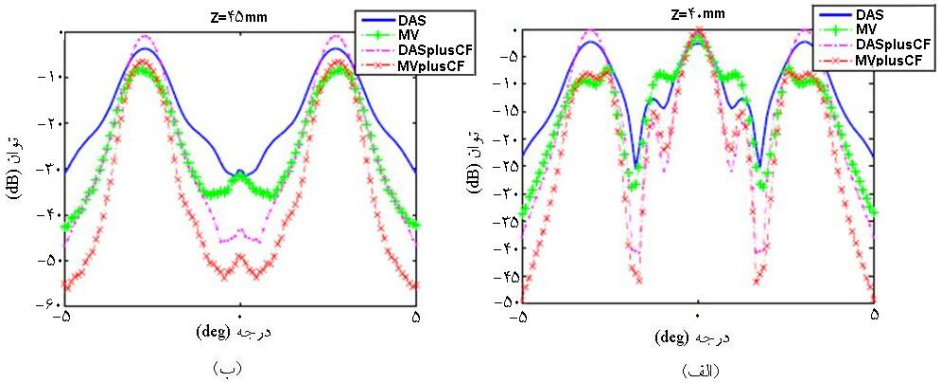
جدول ۲- مقادير كنتراست به‌دست آمده به‌وسيله شكل دهنده‌هاي پرتو مختلف براي فانتوم كيست شبيه سازي شده

شكل‌دهنده پرتو	ميانگين شدت روشنايي زمينه (dB) $<S_o>$	ميانگين شدت روشنايي كيست (dB) $<S_i>$	CR[1] (dB)
DAS	-۱۵/۲۵	-۴۰/۳۳	۲۵/۰۸
MV (K=۰)	-۲۴/۷۶	-۴۶/۵۲	۲۱/۷۶
MV(K=۱۰)	-۱۵/۴۰	-۴۴/۸۷	۲۹/۴۷
MV+CF(K=۰)	-۲۹/۸۶	-۵۳/۱۵	۲۳/۲۹
MV+CF(K=۱۰)	-۲۱/۵۴	-۵۲/۳۲	۳۰/۷۸

[1] $CR=|<S_o> - <S_i>|$

۲-۳- حساسيت به تغييرات سرعت صوت در محيط

مشكل اساسي شكل‌دهنده‌هاي پرتو وفقي حساسيت زياد آنها به خطاهاي بردار جهت‌دهي است كه كارايي آنها را به شدت كاهش مي‌دهد [۱۹]. در تصويربرداري اولتراسوند پزشكي، مهمترين عامل خطاي بردار جهت‌دهي تغييرات سرعت صوت در بافت‌هاي مختلف است. در اين بخش، تأثير تخمين نادرست سرعت صوت بر كارايي شكل دهنده پرتو وفقي ارائه شده را مورد بررسي قرار داده‌ايم. داده مورد استفاده همانند داده شبيه‌سازي شده در شكل ۲ است با اين تفاوت كه ۵% خطا در تخمين سرعت صوت در نظر گرفته شده است. اين محدوده خطا، خطاي تخمين سرعت صوت معمول در تصويربرداري اولتراسوند را پوشش مي‌دهد. شكل ۵ الگوهاي پرتوي حاصل از شكل‌دهنده‌هاي پرتو در اعماق ۴۰ mm و ۴۵ mm را نشان مي‌دهد.



شكل ۵- الگوي پرتو در شكل‌دهنده‌هاي پرتو DAS، MV (K=۰)، DAS+CF(K=۰) و MV+CF (K=۰) در شرايط خطاي ۵% در تخمين سرعت صوت در عمق ۴۰ mm (الف) و ۴۵ mm (ب). براي شكل‌دهنده‌هاي پرتو MV و MV+CF، طول زيرآرايه L=M/۲ و بارگذاري قطري $\Delta = 1/100L$ مورد استفاده قرار گرفته است.

همان‌طور که ملاحظه مي‌شود، در هر دو عمق، شکل دهنده‌هاي پرتو وفقي بر مبناي MV دچار افت دامنه شده‌اند و کارايي MV بدتر از DAS است. البته حتي در اين شرايط ترکيب MV با CF هم از نظر قدرت تفکيک و هم از نظر لوب‌هاي کناري بهتر از MV عمل مي‌کند.

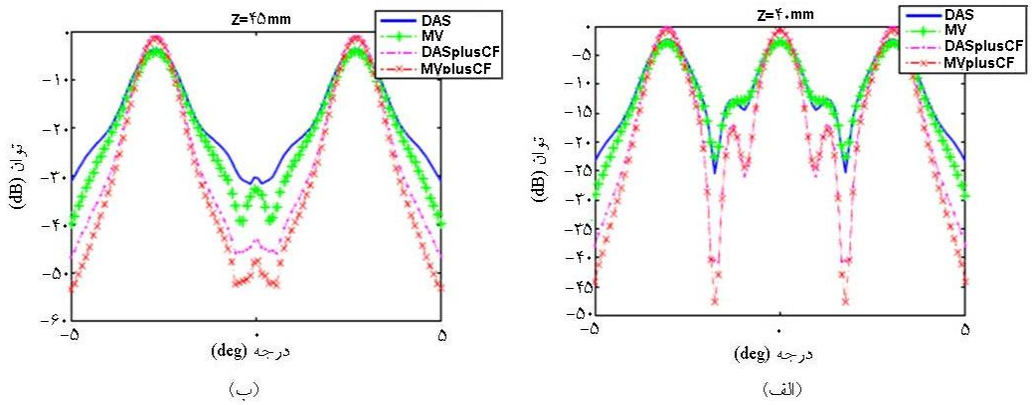
در مرجع [۱۹] دو روش براي افزايش مقاوم بودن شکل‌دهنده پرتو وفقي ارائه شده است: کاهش طول زيرآرايه‌ها و بارگذاري قطري ماتريس کواريانس تخمين زده شده.

همان‌طور که در بخش ۱-۲ اشاره شد، استفاده از ماتريس کواريانس به‌دست آمده از ميانگين‌گيري زيرآرايه‌ها به جاي ماتريس کواريانس حاصل از کل آرايه، سبب کاهش تعداد وزن‌ها از تعداد کل اجزاي آرايه به تعداد اجزاي زيرآرايه‌ها شده و در نتيجه درجات آزادي براي حذف منابع تداخلي و اغتشاش محدودتر مي‌شود. بنابراين هر چه طول زيرآرايه‌ها افزايش يابد تخمين بهتري از ماتريس کواريانس حاصل مي‌شود و وزن‌هاي به‌دست آمده به وزن‌هاي MV نزديك‌تر مي‌شوند و از مزيت شکل‌دهنده پرتو وفقي MV (افزايش قدرت تفکيک) مي‌توان بهره برد و در مقابل با کاهش طول زيرآرايه‌ها به الگوريتم DAS نزديك‌تر مي‌شويم و مقاومت شکل دهنده پرتو، به بهاي کاهش قدرت تفکيک، افزايش مي‌يابد. بنابراين در انتخاب طول زيرآرايه‌ها، بايد مصالحه‌اي بين تخمين صحيح ماتريس کواريانس (افزايش قدرت تفکيک) و مقاوم بودن شکل‌دهنده پرتو انجام گيرد. روش دوم براي افزايش مقاوم بودن شکل‌دهنده پرتو وفقي، افزودن يک مقدار ثابت معين به قطر اصلي ماتريس کواريانس قبل از محاسبه وزن‌هاي بهينه است. به اين معني که $\hat{\mathbf{R}}(t)$ با $\hat{\mathbf{R}}(t)+\varepsilon\mathbf{I}$ جايگزين مي‌شود که ε پارامتر بارگذاري است و روش‌هاي مختلفي براي محاسبه آن بر اساس نامعيني پارامترهاي مدل فرضي پيشنهاد شده است [۱۳] که در اين تحقيق مقدار آن، Δ برابر توان سيگنال‌هاي دريافتي در نظر گرفته شده است.

$$\varepsilon = \Delta \ . \ \mathrm{tr}\{\hat{\mathbf{R}}(t)\} \qquad (۱۱)$$

روش بارگذاري قطري را مي‌توان به عنوان اضافه کردن اغتشاش سفيد به شکل موج دريافتي قبل از محاسبه وزن‌هاي اجزاي آرايه تفسير کرد. افزايش سطح اغتشاش سبب مي‌شود که شکل‌دهنده پرتو سعي کند دامنه لوب‌هاي کناري را، حتي در راستاهايي که منابع تداخلي حضور ندارند، کاهش دهد و درنتيجه ميزان حذف منابع تداخلي واقعي محدودتر مي‌شود. هر چه دامنه اغتشاش سفيد افزايش يابد، وزن‌هاي شکل‌دهنده پرتو MV به شکل‌دهنده پرتو DAS با وزن‌هاي يکنواخت نزديك‌تر مي‌شوند.

در اين مقاله، به منظور بهبود مقاوم بودن شکل دهنده‌هاي پرتو وفقي، طول زيرآرايه‌ها را از L=M/۲ به L=M/۴ کاهش داده‌ايم و نيز بارگذاري قطري را به $\Delta = ۱/L$ افزايش داده‌ايم. نتايج به دست آمده در شکل ۶ نشان داده شده اند.

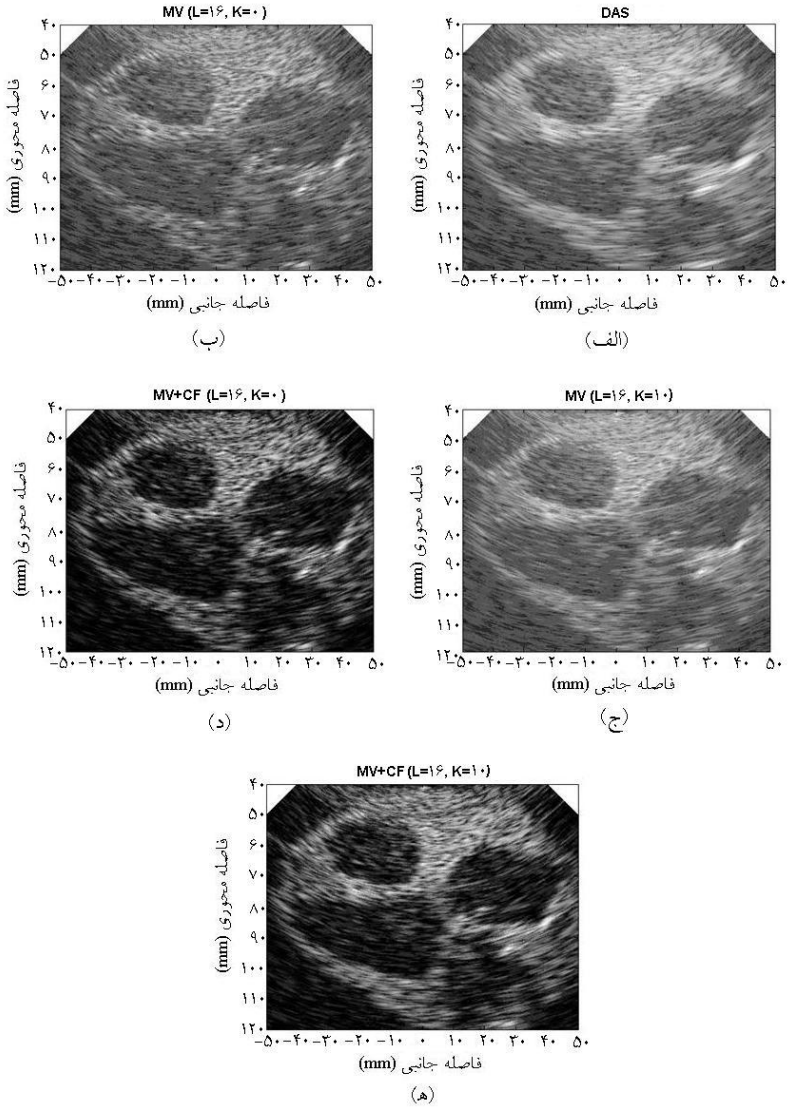


شکل ۶- الگوي پرتو شکل‌دهنده‌هاي پرتو DAS، MV (K=۰)، DAS+CF(K=۰) و MV+CF (K=۰) در شرايط خطاي ۵% در تخمين سرعت صوت در عمق ۴۰ mm (الف) و ۴۵ mm (ب). براي شکل‌دهنده‌هاي پرتو MV و MV+CF، طول زيرآرايه L=M/۴ و بارگذاري قطري $\Delta = 1/L$ مورد استفاده قرار گرفته اند.

همان‌طور که ملاحظه مي‌شود، در هر دو عمق، روش پيشنهادي MV+CF بهترين نتايج را هم از نظر قدرت تفکيک و هم از نظر دامنه لوب‌هاي کناري ارائه مي‌کند و افت دامنه قله‌ها هم در مقايسه با شکل ۵ جبران شده است. اين نتايج، مقاوم بودن شکل‌دهنده پرتو وفقي پيشنهادي در برابر ناهمگني سرعت صوت در محيط تصويربرداري را نشان مي‌دهند.

۳-۳- داده تجربي

براي مقايسه نتايج تجربي کارايي شکل‌دهنده‌هاي پرتو DAS، MV و روش پيشنهادي از مجموعه داده تجربي فانتوم قلب، که در آزمايشگاه اولتراسوند پزشکي دانشگاه ميشيگان اخذ شده، استفاده کرده‌ايم. اين مجموعه داده به وسيله يک آرايه خطي ۳۲ جزئي با فرکانس MHz ۳/۳۳ اخذ شده و با نرخ MHz۱۷/۷۶ نمونه‌برداري شده است. پيش از اعمال تأخيرها تعداد نمونه‌ها با فاکتور ۸ افزايش يافته است. شکل ۷ تصاوير حاصل از شکل دهنده‌هاي پرتو مختلف در محدوده ديناميکي dB۶۰ را به تصوير کشيده است. در تصوير حاصل از شکل‌دهنده پرتو MV لبه‌ها بهتر و با قدرت تفکيک بالاتري مشخص هستند ولي با دقت در اغتشاش اسپکل زمينه، به وضوح مشاهده مي‌شود که پراکنده کننده‌هاي نقطه‌اي اغتشاش اسپکل زمينه در DAS همگن‌تر و با ميانگين روشنايي بالاتري ظاهر شده‌اند.



شکل ۷- نتايج تصويربرداري اولتراسوند از فانتوم قلب توسط شکل دهنده‌هاي پرتو DAS (الف)؛ MV(L=۱۶ و K=۰) (ب)؛ MV (ج)؛ (L=۱۶ و K=۰) MV+CF (د) و (L=۱۶ و K=۱۰) MV+CF (ه) در محدوده ديناميکي dB ۶۰

از این رو تصویر حاصل از MV کنتراست کمتري را نشان مي‌دهد. مشاهده مي‌کنیم که در تصاویر حاصل از اعمال CF به شکل دهنده پرتو MV دیواره‌هاي بطن‌ها بهتر و واضح‌تر قابل تشخیص هستند و این امر در اثر قدرت تفکیک بالا، دامنه کم لوب‌هاي کناري و کاهش سریع تر دامنه لوب‌هاي کناري به سطح اغتشاش زمینه در شکل‌دهنده پرتو پیشنهادي اتفاق افتاده است. همچنین در تصویر حاصل از شکل‌دهنده پرتو پیشنهادي ((MV+CF(K=۱۰))، کنتراست نیز بهبود یافته و این امر در اثر تخمین صحیح‌تر ماتریس کواریانس با افزودن میانگین‌گیري زماني به میانگین‌گیري مکاني حاصل شده است که در نتیجه آن بافت زمینه همگن‌تر و یکدست‌تر شده و شدت اسپکل زمینه به DAS خیلي نزدیک شده است.

۴- بحث و نتیجه‌گیري

با توجه به نتایج ارائه شده در شکل‌هاي ۲ و ۳، از دیدگاه پهناي لوب اصلي، که نشان دهنده قدرت تفکیک است، DAS پهن‌ترین لوب اصلي را دارد و پهناي لوب اصلي در شکل دهنده‌هاي بر مبناي MV حدود پنج برابر باریک تر از DAS است. این امر نشان مي‌دهد که قدرت تفکیک شکل‌دهنده‌هاي پرتو بر مبناي MV پنج برابر بهتر از DAS بوده است. این برتري را مي‌توان به دریافت اطلاعات بیشتر از محیط در شکل‌دهنده‌هاي پرتو بر مبناي MV و وفقي بودن آنها نسبت داد.

همچنین همان‌طور که در شکل ۳ ملاحظه مي‌شود، افت دامنه به سطح اغتشاش زمینه در شکل‌دهنده پرتو بر مبناي CF سریع‌تر از شکل‌دهنده‌هاي پرتو دیگر رخ مي‌دهد. این امر را مي‌توان به قابلیت CF در تقویت سیگنال‌هاي هم‌فاز و تضعیف سیگنال‌هاي غیرهم‌فاز با سیگنال اصلي و قابلیت تمرکز بالاي آن نسبت داد. نتیجه کلي حاصل از شکل‌هاي ۲ و ۳ اینست که اعمال CF به شکل‌دهنده پرتو MV به شکل‌دهنده پرتوي بهتري منجر شده است که هم خصوصیت مهم MV (قدرت تفکیک بالا) را دارد و هم از خصوصیت مهم CF (کاهش دامنه لوب‌هاي کناري) بهره مي‌برد.

شکل ۴ نشان مي‌دهد که تصویر حاصل از MV داراي کنتراست پایین‌تري نسبت به DAS است. این موضوع را مي‌توان با محاسبه میانگین دامنه‌ها در داخل کیست و خارج آن توضیح داد. این مقادیر در جدول ۲ ارائه شده‌اند. همان‌طور که ملاحظه مي‌شود با اینکه میانگین دامنه‌ها در داخل کیست در تصویر MV نسبت به DAS کاهش یافته ولي میانگین مقادیر دامنه‌ها در خارج کیست بیشتر کاهش یافته است و به کاهش معیار کنتراست CR، که از تفاضل این دو مقدار میانگین محاسبه مي‌شود، منجر شده است. همچنین کاملاً واضح است که اعمال CF به شکل‌دهنده پرتو MV کنتراست

تصویر حاصل را تا حدودي بهبود داده و مقدار CR در روش پیشنهادي به DAS نزدیک‌تر شده است. اما نکته قابل توجه در شکل ۴ اینست که استفاده از میانگین‌گیري زماني در کنار میانگین‌گیري مکاني در شکل‌دهي پرتو MV، سبب نزدیك‌تر شدن میانگین شدت اغتشاش اسپکل زمینه MV به DAS مي‌شود و با توجه به نتایج جدول ۱، به ازاي K=۱۰ یعني میانگین‌گیري روي ۲۱ نمونه زماني که معادل ۲ برابر طول پالس ارسالي است، مقادیر میانگین شدت اغتشاش اسپکل زمینه در تصاویر حاصل از MV و DAS تقریباً یکي شده و میانگین شدت روشنایي داخل کیست همچنان نسبت به DAS کاهش محسوسي دارد. در نتیجه CR تصویر MV با میانگین‌گیري زماني بهبود قابل توجهي پیدا کرده و نقطه ضعف شکل‌دهنده پرتو MV که کاهش کنتراست به بهاي افزایش قدرت تفکیک است، با این روش رفع شده است.

نتایج ارائه شده در شکل‌هاي ۵ و ۶ نشان مي‌دهند که اگرچه کارایي شکل‌دهنده‌هاي پرتو وفقي در شرایط تخمین نادرست سرعت صوت کاهش مي‌یابد اما با تنظیم مناسب طول زیرآرایه‌ها و ضریب بارگذاري قطري، شکل‌دهنده پرتو وفقي باز هم بسیار بهتر از شکل‌دهنده پرتو غیروفقي DAS عمل مي‌کند. همچنین نتایج شکل‌هاي ۵ و ٦ نقش CF در افزایش مقاوم بودن شکل دهنده‌هاي پرتو وفقي را نشان مي‌دهند. افزودن CF به شکل‌دهنده پرتو MV علاوه بر افزایش قدرت تفکیک و کنتراست، تخمین دامنه بسیار بهتري

را نتیجه می‌دهد. این بهبود کارایی در نتیجه این امر است که CF یک روش کارامد برای کاهش خطاهای تمرکزدهی حاصل از ناهمگنی‌های سرعت صوت است.

نتایج تجربی ارائه شده در شکل ۷ قابلیت شکل‌دهنده پرتو پیشنهادی در مواجهه با تصاویر واقعی را نشان می‌دهد و تصدیق می‌کند که روش پیشنهادی کارایی بسیار بهتری را هم از نظر افزایش قدرت تفکیک و کنتراست و هم از نظر کاهش دامنه لوب‌های کناری نسبت به شکل دهنده‌های پرتو DAS و MV ارائه می‌کند.

هزینه‌ای که در قبال مزایای اعمال شکل‌دهی پرتو وفقی به تصویربرداری اولتراسوند باید پرداخت شود، پیچیدگی محاسباتی بالاتر آن نسبت به روش‌های غیروفقی مانند DAS است. از این رو، ارائه روش‌هایی برای کاهش پیچیدگی محاسباتی شکل‌دهنده‌های پرتو وفقی همزمان با حفظ قدرت تفکیک و کنتراست بالای این روش‌ها یک زمینه تحقیقاتی بسیار مهم است.

۵- جمع‌بندی

در این مقاله یک روش شکل‌دهی پرتو کارامد بر مبنای شکل دهنده پرتو MV ارائه شده است که همزمان با افزایش قدرت تفکیک، کنتراست تصاویر اولتراسوند را نیز بهبود می‌بخشد. در روش ارائه شده برای محاسبه وزن‌های بهینه شکل‌دهنده پرتو MV، از وزن‌دهی وفقی CF و میانگین‌گیری زمانی در کنار میانگین‌گیری مکانی برای محاسبه دقیق‌تر ماتریس کواریانس بهره برده‌ایم. همان‌طور که با استفاده از داده‌های شبیه‌سازی شده و همچنین داده‌های تجربی نشان دادیم، روش پیشنهادی بسیار بهتر از شکل‌دهنده‌های پرتو DAS و MV عمل می‌کند. کارایی مطلوب الگوریتم ارائه شده در افزایش قدرت تفکیک تصاویر اولتراسوند را می‌توان به وزن‌دهی وفقی شکل‌دهنده پرتو MV که از خصوصیات آماری لحظه به لحظه محیط برای تعیین وزن‌های بهینه استفاده می‌کند، نسبت داد. نتایج به دست آمده نشان می‌دهند که افزودن CF به شکل‌دهنده پرتو MV هم کنتراست تصاویر را بهبود بخشیده و هم دامنه لوب‌های کناری را به میزان قابل توجهی کاهش داده و هم تمایز بین اهداف نقطه‌ای را بهبود بخشیده است. این امر را می‌توان به قابلیت CF در تقویت سیگنال‌های هم‌فاز و تضعیف سیگنال‌های غیرهم‌فاز با سیگنال اصلی و قابلیت تمرکز بالای آن نسبت داد. ولی نتایج ارائه شده برای کنتراست شکل‌دهنده‌های پرتو مختلف حاکی از این است که شکل‌دهنده پرتو MV+CF با اینکه قدرت تفکیک و دامنه لوب‌های کناری را در مقایسه با DAS و MV بهبود بخشیده اما همچنان کنتراست این شکل‌دهنده پرتو کمتر از DAS است. با بررسی علت کاهش کنتراست نسبت به DAS، به ضعف این شکل‌دهنده‌های پرتو وفقی در تخمین صحیح خصوصیات آماری اسپکل زمینه پی بردیم که برای تخمین دقیق تر ماتریس کواریانس از میانگین‌گیری زمانی در کنار میانگین‌گیری مکانی انجام شده به‌وسیله زیرآرایه‌ها استفاده کردیم و نشان دادیم که شکل‌دهنده پرتو MV+CF(K=۱۰) باعث افزایش قابل توجه کنتراست شده و نقص شکل دهنده پرتو MV را جبران می‌کند. البته افزودن میانگین‌گیری زمانی اندکی افزایش دامنه لوب‌های کناری در این شکل‌دهنده پرتو را به دنبال دارد که در مقابل افزایش قابل توجه کنتراست قابل صرف نظر است.

به عنوان نتیجه‌گیری کلّی می‌توان گفت که شکل‌دهنده پرتو ارائه شده قادر است به‌طور همزمان قدرت تفکیک و کنتراست تصاویر اولتراسوند را افزایش داده و دامنه لوب‌های کناری را کاهش دهد و در نتیجه تصاویری با کیفیت بالاتر نسبت به شکل‌دهنده‌های پرتو DAS و MV ارائه دهد.

مراجع

[1] Lo K. W., Adaptive array processing for wide-band active sonars; IEEE J. Oceanic Eng., 2004; 29(3):837-846.

[2] Stoica P., Wang Z., Li J., Robust Capon beamforming; IEEE Trans. Signal Process. Letters, 2003; 10(6):172-175.

[3] Gaudes C. C., Santamaría I., Vía J., Gómez E. M., Paules T. S., Robust array beamforming with sidelobe control using support vector machines; IEEE Trans. Signal Process., 2007; 55(2):574–584.

[4] Ser W., Chen H., Yu Z. L., Self-calibration-based robust near-field adaptive beamforming for microphone arrays; IEEE Trans. Circuits and Systems-II: Express Briefs, 2007; 54(3):267-271.

[5] Capon J., High resolution frequency-wavenumber spectrum analysis; Proc. IEEE, 1969; 57(8):1408-1418.
[6] Mann J. A., Walker W. F., A constrained adaptive beamformer for medical ultrasound: initial results; in Proc. IEEE Ultrason., Symp. 2002; 1807-1810.
[7] Frost III O. L., An algorithm for linearly constrained adaptive array processing; Proc. IEEE, 1972; 60(8): 926-935.
[8] Wang Z., Li J., Wu R., Time-delay- and time-reversal-based robust Capon beamformers for ultrasound imaging; IEEE Trans. Med. Imag., 2005; 24(10): 1308-1322.
[9] Sasso M., Cohen-Barcie C., Medical ultrasound imaging using the fully adaptive beamformer; in Proc. IEEE Int. Conf. Acoust. Speech Signal Process., 2005; 489-492.
[10] Synnevag J. F., Austeng A., Holm S., Minimum variance adaptive beamforming applied to medical ultrasound imaging; in Proc. IEEE Ultrasonic Symposium, 2005; 1199-1202.
[11] Synnevag J. F., Austeng A., Holm S., Adaptive beamforming applied to medical ultrasound imaging; IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr., 2007; 54(8):1606-1613.
[12] Synnevag J. F., Austeng A., Holm S., Benefits of minimum variance beamforming in medical ultrasound imaging; IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr., 2009; 56(9):1868-1879.
[13] Christensen D. A., Ultrasonic bioinstrumentation; Wiley, New York, 1988.
[14] Shan T. –J., Wax M., Kailath T., On spatial smoothing for direction-of-arrival estimation of coherent signals; IEEE Trans. Acoust. Speech Signal Processing, 1985; 33(4):806–811.
[15] Hollman K. W., Rigby K. W., O'Donnell M., Coherence factor of speckle from a multi-row probe; in Proc. IEEE Ultrason. Symp., 1999; 1257-1260.
[16] Li P.C., Li M.L., Adaptive imaging using the generalized coherence factor; IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr., 2003; 50(2):128-141.
[17] Jensen J. A., Field: A program for simulating ultrasound systems; Med. Biol. Eng. Comput., 1996; 34: 351–353.
[18] O'Donnell M., Flax S. W., Phase-aberration correction using signals from point reflectors and diffuse scatterers: measurements; IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr., 1988; 35(6):768-774.
[۱۹] محمدزاده اصل بابک، محلوجي‌فر علي، بررسي حساسيت شكل دهنده پرتو وفقي مينيمم واريانس به تغييرات سرعت صوت در تصويربرداري اولتراسوند، شانزدهمين كنفرانس مهندسي پزشكي ايران، دي ۱۳۸۸.