بهبود تفکیک‌پذیری جانبی و کنتراست در تصویربرداری فراصدایی روزنه ترکیبی با استفاده از پرتودیسی دو مرحله‌ای

سامان فریدسلطانی، بابک محمدزاده اصل*

دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر، دانشگاه تربیت مدرس

چکیده

در این مقاله، پرتودیسی (شکل‌دهی پرتو) متوالی دو مرحله‌ایی روزنه ترکیبی (روزنه هگذارده) با هدف بهبود تفکیک‌پذیری (رزولوشن) جانبی در کنار عدم وابستگی آن به عمق و بهبود کنتراست نسبت به روش تمرکز دینامیک در حالت (مُد) دریافت ارائه شده است. پرتودیسی (شکل‌دهی پرتو) دو مرحله‌ای پیشنهادی شامل دو پرتودیسگر (شکل‌دهنده پرتو) به صورت متوالی می‌باشد. خروجی پرتودیسگر (شکل‌دهنده پرتو) مرحله اول، یک مجموعه خطوط تصویر ب-حالت (بی-مُد) با تفکیک‌پذیری (رزولوشن) پایین می‌باشد که با استفاده از یک نقطه کانونی ثابت در حالت (مُد) ارسال و دریافت به دست می‌آیند. شکل‌دهنده پرتو مرحله دوم ب-حالت (بی-مُد) خطوط متمرکزشده تصویر مرحله اول را به‌عنوان داده ورودی استفاده کرده و از خروجی آن یک تصویر با تفکیک‌پذیری (رزولوشن) بالا خواهد شد. نتایج به‌دست آمده نشان می‌دهند تفکیک‌پذیری (رزولوشن) جانبی (برحسب اِف‌دبلیواچ‌ام) در تراز ۶ دسی‌بل نسبت به روش تمرکز دینامیک در حالت (مُد) دریافت، تقریبا ۲٫۵ برابر بهبود می‌یابد. روش پیشنهادی ارائه شده به‌طور متوسط، کنتراست را از لحاظ معیارهای نسبت کنتراست و نسبت کنتراست به نوفه (نویز) به ترتیب به میزان ۵ دسی‌بل و ۶۰ درصد در قیاس با روش تمرکز دینامیک در حالت (مُد) دریافت بهبود داده است. روش پرتودیسی (شکل‌دهی پرتو) دو مرحله‌ای متوالی جهت شبح شبیه‌سازی شده، کیست ۲ میلی‌متری که در تصاویر روش تمرکز دینامیک در حالت (مُد) دریافت قابل تشخیص نبود را به طور واضح نشان می‌دهد.

کلیدواژه‌ها: تصویربرداری فراصدایی، روزنه ترکیبی، روش تمرکز دینامیک در حالت (مُد) دریافت، پرتودیسی (شکل‌دهی پرتو) متوالی.

۱. مقدمه

مفهوم روزنه هگذارده (ترکیبی)، به‌کارگیری متوالی چندین روزنه کوچک واقعی به منظور ایجاد یک روزنه بزرگ مجازی می‌باشد. تصویربرداری به روش روزنه هگذارده در ابتدا در حوزه رادار با عنوان رادار روزنه هگذارده (ترکیبی)[۲] معرفی گردید. پیدایش این مفهوم به محققانی مانند ویلی، کورترونا و شروین نسبت داده می‌شود [۱-۴]. در سال ۱۹۷۸، کورترونا امکان استفاده از مفهوم روزنه هگذارده را در حوزه سونار با عنوان سونار روزنه هگذارده[۳] مورد بررسی قرار داد [۵-۶]. هم‌زمان با پیدایش سونار روزنه هگذارده استفاده از مفهوم روزنه هگذارده در تصویربرداری فراصدایی (اولتراساوند) تشخیصی مورد بررسی قرار گرفت [۷-۸]. نوع مرسوم تصویربرداری روزنه هگذارده استفاده از روش ارسال (تراگسیل) روزنه هگذارده[۴] با تک عنصر (المان) می‌باشد که در هر مرحله ارسال (تراگسیل) از یک تک عنصر برای ارسال موج کروی به بافت تحت مطالعه استفاده می‌کند. در این روش، علامت‌های (سیگنال‌های) برگشتی توسط تمامی عنصرهای دریافتی، دریافت خواهند شد و علامت بسامد رادیویی[۵] ثبت شده به‌وسیله تمامی کانال‌ها ذخیره خواهد شد. در ادامه پرتودیسگر (شکل‌دهنده) پرتوی تأخیر و حاصل جمع[۶]، روی این داده‌ها اعمال‌شده و از این‌رو، یک تصویر با تفکیک‌پذیری (رزولوشن) پایین برای هر ارسال تشکیل خواهد شد. در نهایت از جمع تصاویر تفکیک‌پذیری (رزولوشن) پایین حاصل از هر عنصر آرایه ارسال، یک تصویر با تفکیک‌پذیری بالا نتیجه خواهد شد. با توجه به اینکه در این حالت تمرکز در حالت (مُد) ارسال و دریافت به‌صورت دینامیکی صورت می‌گیرد، این روش

* نویسنده پاسخگو: babakmasl@modares.ac.ir

[2] Synthetic aperture radar
[3] Synthetic aperture sonar
[4] Synthetic transmit aperture
[5] Radio frequency
[6] Delay and sum beamforming

[Downloaded from joasi.ir on 2026-11-19]

[DOR: 20.1001.1.23455748.1395.4.2.4.3]

دارای تفکیک‌پذیری و کنتراست قابل قبولی می‌باشد. از آنجایی‌که این روش در هر ارسال از M کانال برای ذخیره داده و از M^2 اکوی ثبت شده برای ساخت هر تصویر استفاده می‌کند که M بیانگر تعداد عنصرهای آرایه می‌باشد در نتیجه سخت‌افزار سامانه از نظر قابلیت پردازش، انتقال و ذخیره داده پیچیده می‌باشد و پیاده‌سازی عملی این روش بسیار مشکل و پرهزینه خواهد بود [۹-۱۱]. استفاده از یک عنصر در هر ارسال، نسبت علامت به نوفه پایین[1] و عمق نفوذ کمی را نتیجه خواهد داد. در مرجع [۱۲-۱۳] محققان نشان دادند که با استفاده از مفهوم منبع مجازی می‌توان نسبت علامت (سیگنال) به نوفه (نویز) را افزایش داد و تفکیک‌پذیری (رزولوشن) جانبی را با افزایش عمق ثابت نگه داشت. در مرجع [۱۴]، یک فنّ تمرکز در تصویربرداری روزنه هگذارده به‌صورت مونواستاتیک ارائه شد. این روش از یک تراگذار (مبدل) تک عنصری مقعر بهره می‌برد که دارای قابلیت چرخش و تمرکز به‌صورت مکانیکی می‌باشد. منابع و دریافت‌کننده‌های مجازی با تمرکز مکانیکی تک عنصر مقعر در نقاط کانونی ارسال و دریافت ایجاد می‌شوند. خطوط تصویر ایجادشده در هر مرحله ارسال و دریافت به‌منظور پردازش نهایی به یک شکل‌دهنده پرتو ارسال می‌شوند. به دلیل محدودیت در چرخش تراگذار (مبدل) این روش بهبود چندانی در تفکیک‌پذیری جانبی ایجاد نکرد.

در این پژوهش نوع دیگری از فنّ تمرکز در تصویربرداری روزنه هگذارده برای تراگذار آرایه‌ای خطی ارائه شده است که به پرتودیسی (شکل‌دهی پرتو) دو مرحله‌ای شناخته شده است. برخلاف حالت مونواستاتیک در این روش منابع و دریافت‌کننده‌های مجازی در هر مرحله ارسال و دریافت با اعمال تأخیر مناسب به گروهی از عنصرهای آرایه خطی ایجاد می‌شوند [۱۵-۱۷]. این روش از دو پرتودیسگر (شکل‌دهنده پرتو) بهره می‌برد که خطوط تصویر خروجی نتیجه شده از مرحله اول به‌عنوان ورودی مرحله دوم مورد استفاده واقع می‌شوند. هدف روش پرتودیسی (شکل‌دهی پرتو) دومرحله‌ای (اِس‌ای‌اِس‌بی)[2] که ارائه شده در این تحقیق ارائه شده، بهبود تفکیک‌پذیری جانبی و مستقل کردن تفکیک‌پذیری نسبت به عمق است.این روش در مقایسه با روش تمرکز دینامیک در حالت (مُد) دریافت دی‌آراف[3]، که تفکیک‌پذیری آن با افزایش عمق بدتر خواهد شد ارائه شده است که باعث بهبود کنتراست تصویربرداری فراصدای (اولتراساوند) پزشکی می‌گردد. هم‌چنین این روش نسبت به روش روزنه هگذارده با تک عنصر در ارسال، دارای پیچیدگی محاسباتی کم‌تر می‌باشد.

در ادامه و در بخش ۲، پرتودیسگر (شکل‌دهنده پرتو) دومرحله‌ای بررسی می‌شود. در بخش ۳ نتایج شبیه‌سازی‌ها به همراه بحث در مورد عملکرد پرتودیسگرهای (شکل‌دهنده پرتوهای) مختلف آورده شده‌اند و در نهایت جمع‌بندی در بخش ۴ اراده شده است.

۲. مواد و روش‌ها

روش پرتودیسی (شکل‌دهی پرتو) دو مرحله‌ای از دو پرتودیسگر (شکل‌دهنده پرتو) مجزا استفاده می‌کند که به صورت متوالی روی داده دریافتی از محیط اعمال می‌شوند. مرحله اول این روش ساخت و ذخیره تعدادی خطوط تصویر بی-مُد[4] می‌باشد که این خطوط به منظور پردازش نهایی به پرتودیسگر مرحله دوم وارد می‌شوند. خروجی نهایی در مرحله دوم یک تصویر با تفکیک‌پذیری (رزولوشن) بالا خواهد بود.

۲-۱. مرحله اول روش پرتودیسی (شکل‌دهی پرتو) دو مرحله‌ای

یکی از معایب روش روزنه هگذارده با تک عنصر (المان) در ارسال (تراگسیل)، نسبت علامت (سیگنال) به نوفه (نویز) پایین این روش به علت توان کم موج ارسالی در هر مرحله ارسال می‌باشد. یک روش برای افزایش نسبت علامت به نوفه استفاده از نقاط کانونی ارسال به‌عنوان منبع مجازی است. موج کروی با دور شدن از نقطه کانونی ارسال واگرا می‌شود، در این حالت منبع مجازی مانند تک منبع ارسال‌کننده موج عمل می‌کند با این تفاوت که در مکان نزدیک‌تر به بافت تحت مطالعه در نظر گرفته می‌شود.

[1] Signal to noise ratio
[2] SASB; Synthetic Aperture Sequential Beamforming
[3] DRF; Dynamic Receive Focusing
[4] B-mode

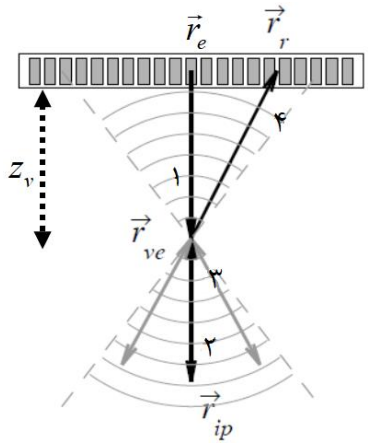
[Downloaded from joasi.ir on 2026-11-19]
[DOR: 20.1001.1.23455748.1395.4.2.4.3]

در هر مرحله ارسال با اعمال تأخیر به تعداد مشخصی از عنصرها، نقطه کانونی ارسال به عنوان یک منبع مجازی ارسال‌کننده موج کروی در نظر گرفته می‌شود که از لحاظ مکانی محدوده مشخصی را بر طبق زاویه بازشدگی[1] (α) پوشش می‌دهد. پرتودیسگر (شکل‌دهنده پرتو) مرحله اول در حالت (مُد) دریافت دارای تمرکز ثابت می‌باشد که نقطه کانونی در دریافت با نقطه کانونی در ارسال یکی فرض می‌شود. این نقطه کانونی به‌عنوان دریافت‌کننده مجازی موج عمل می‌کند. منابع و دریافت‌کننده‌های مجازی می‌توانند به‌عنوان یک آرایه مجازی عمل کنند. در پرتودیسگر (شکل‌دهنده پرتو) مرحله اول، تأخیرهای لازم برای تمرکز ثابت در دریافت، به صورت زمان انتشار موج از عنصر ارسال‌کننده، $\vec{r}_e$، موقعیت منبع مجازی، $\vec{r}_{ve}$، و از آن‌جا به نقطه تصویر، $\vec{r}_{ip}$، و در برگشت، به عنصر دریافت‌کننده، $\vec{r}_r$، از طریق منبع مجازی در نظر گرفته می‌شود. با فرض اینکه سرعت صدا در محیط، c، باشد مقدار تأخیر، t_d، توسط رابطه $t_d = \frac{d}{c}$ به‌دست می‌آید که d مطابق شکل ۱، مسافتی است که موج طی می‌کند و به‌صورت زیر قابل محاسبه است:

$$d = z_v \pm 2z_{vf} + |\vec{r}_r - \vec{r}_{ve}| \qquad (1)$$

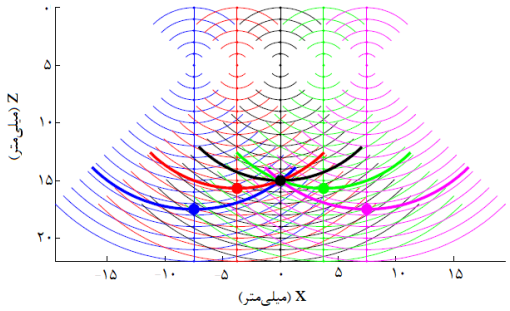
که در آن z_v فاصله آرایه تا موقعیت عنصر مجازی، z_{vf} فاصله مکان عنصر مجازی تا نقطه تصویر ($|\vec{r}_{ip} - \vec{r}_{ve}|$) و $\vec{r}_{ve}$ بیانگر موقعیت عنصر مجازی می‌باشد. علامت $\pm$ به بالا و یا پایین بودن نقطه تصویر نسبت به موقعیت عنصر مجازی اشاره دارد. برخلاف روش تمرکز دینامیک در حالت (مُد) دریافت، در این حالت ترم $|\vec{r}_r - \vec{r}_{ve}|$ که دربردارنده موقعیت عنصرهای دریافتی است به نقطه تصویر، $\vec{r}_{ip}$ وابسته نمی‌باشد. بنابراین شکل‌دهنده پرتو مرحله اول پیچیدگی محاسبات کم‌تری نسبت به روش تمرکز دینامیک در حالت (مُد) دریافت خواهد داشت. با اعمال تمرکز ثابت در دریافت، هر نقطه روی خط تصویر تمرکز شده در مرحله اول شامل اطلاعاتی از موقعیت‌های مکانی مختلفی می‌باشد که روی کمان دایره گذرنده از نقطه تصویر قرار دارند. این کمان‌های پررنگ در شکل ۲ نشان داده شده‌اند که مرکز آن‌ها در نقطه کانونی قرار دارد.

[1] Opening angle



شکل ۱ مسافت طی شده توسط موج برای محاسبه تأخیر در پرتودیسگر (شکل‌دهنده پرتو) مرحله اول برای عنصر $\vec{r}_r$ و نقطه تصویر $\vec{r}_{ip}$، وقتی تمرکز ثابت در دریافت اعمال‌شده است [۱۵].

در پرتودیسگر (شکل‌دهنده پرتو) مرحله اول بعد از هر ارسال، یک خط تصویر با تفکیک‌پذیری (رزولوشن) پایین ایجاد می‌شود. این خطوط، به‌عنوان داده ورودی به پرنودیسگر مرحله دوم منتقل می‌شوند.



شکل ۲ مثالی از انتشار موج و خطوط تصویر پرتودیسگر (شکل‌دهنده پرتو) مرحله اول از پنج ارسال متفاوت [۱۵].

۲-۲. مرحله دوم روش (پرتودیسی) شکل‌دهی پرتو دو مرحله‌ای

یک نقطه تصویر با تفکیک‌پذیری (رزولوشن) بالا در روش پرتودیسی (شکل‌دهی پرتو) دو مرحله‌ای با استخراج اطلاعات از همه خطوط تصویر با تفکیک‌پذیری (رزولوشن) پایینی که اطلاعاتی درباره موقعیت مکانی آن نقطه دارند تشکیل می‌شود. همان‌طور که در شکل ۲ مشخص است نقطه مشکی رنگ در $x = ۰$ در یک رفتار هم‌فاز از چند خط تصویر مرحله اول قرار دارد. به بیان ساده‌تر، پروفایل تأخیر برای تمرکز در نقطه مشکی‌رنگ در ارسال

[Downloaded from joasi.ir on 2026-11-19]
[DOR: 20.1001.1.23455748.1395.4.2.4.3]

(تراگسیل) اول، دقیقاً یکسان با پروفایل تاخیر استفاده شده برای نقطه آبی‌رنگ در همان ارسال است، با توجه به اینکه هر دو نقطه روی کمان آبی‌رنگ قرار دارند برای بقیه خطوط تصویر با تفکیک‌پذیری (رزولوشن) پایین مرحله اول نیز استدلالی به همین صورت می‌تواند به‌کار برده شود. بنابراین، هر نمونه خروجی از مرحله دوم، با انتخاب یک نمونه از هر خطوط تصویر با تفکیک‌پذیری پایین مرحله اول که شامل اطلاعاتی از موقعیت مکانی آن نقطه است ساخته می‌شود که این نمونه‌ها در نهایت به‌صورت وزن‌دار با هم جمع می‌شوند. رابطه زیر برای ساخت هر نقطه با تفکیک‌پذیری بالا در موقعیت $\vec{r}_{ip} = (x, z)$ به‌کار می‌رود:

$$h\left(\vec{r}_{ip}\right) = \sum_{k=1}^{K(z)} W\left(x_k, z\right) s_{x_k}\left(z_k\right) \qquad (۲)$$

که در آن، s_{x_k} خط تصویر با تفکیک‌پذیری پایین مربوط به ارسال k-اُم در موقعیت x_k می‌باشد و z_k عمق نقطه‌ای است که می‌خواهیم تفکیک‌پذیری آن را بالا ببریم. K(z) تعداد منابع مجازی بکار رفته برای یک نقطه از خط تصویر با تفکیک‌پذیری (رزولوشن) بالا می‌باشد و معیاری از اندازه آرایه ساخته شده است. درمرحله اول، با تمرکز ثابت در حالت (مُد) ارسال و دریافت روی نقطه‌ای که منبع مجازی قرار دارد، z_k به‌صورت زیر قابل محاسبه است:

$$z_k = 2z_v \pm 2\left|\vec{r}_{ip} - \vec{r}_{v_{x_k}}\right| \qquad (۳)$$

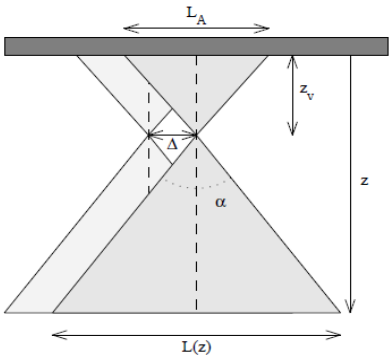
که $\vec{r}_{v_{x_k}}$ به موقعیت عنصر مجازی k-اُم اشاره دارد. متغیر W در رابطه ۲ تابع وزن‌دهی می‌باشد که سهم وزن‌دهی از هر خط تصویر با تفکیک‌پذیری پایین را کنترل می‌کند. اندازه بردار W برای هر نقطه تصویر، متناسب با K(z) می‌باشد به‌طوری‌که با تغییر آن اندازه بردار W تغییر خواهد کرد. برای ساخت یک نقطه تصویر با تفکیک‌پذیری بالا در $\vec{r}_{ip} = (x, z)$ K(z) باید محاسبه شود. مطابق شکل ۳، K(z) رابطه مستقیمی با عمق نقطه‌ای دارد که می‌خواهیم تفکیک‌پذیری آن را بالا ببریم. برای محاسبه تعداد خطوط تصویر با تفکیک‌پذیری پایین سهیم در یک نقطه، از رابطه زیر استفاده خواهد شد [۱۸]:

$$K(z) = \frac{2\left(\left|z - z_v\right|\right)\tan\frac{\alpha}{2}}{\Delta} \qquad (۴)$$

رابطه ۴ از هندسه شکل ۳ بدست آمده است، که در آن Δ فاصله بین دو منبع مجازی متوالی و α محدوده‌ی زاویه‌ای احاطه شده توسط هر ارسال (تراگسیل) را مشخص می‌کند. این محدوده برای تمامی ارسال‌های مرحله اول توسط رابطه ۵ بدست می‌آید [۱۸]:

$$\alpha = 2\arctan\frac{1}{2F_{\#}} \qquad (۵)$$

که در این رابطه با فرض اینکه L_A اندازه هر زیرآرایه ارسال باشد $F_{\#} = \frac{Z_V}{L_A}$ خواهد بود.



شکل ۳ الگوی هندسی امواج ارسال شده از دو ارسال متوالی [۱۵].

رابطه ۴ نشان می‌دهد که K(z) به‌طور خطی با افزایش فاصله از منبع مجازی، افزایش می‌یابد که این تضمین‌کننده ثابت ماندن تفکیک‌پذیری جانبی با افزایش عمق تصویربرداری می‌باشد. نکته مهم بعد از محاسبه K(z) این است که انتخاب خطوط حول خط تصویری که نقاط تصویر روی آن قرار است تفکیک‌پذیری بالایی داشته باشند به‌صورت متقارن فرض شده‌اند. با توجه به اینکه از یک عمق خاص به بعد K(z) دیگر افزایش نخواهد یافت، بنابراین تفکیک‌پذیری جانبی ثابت نخواهد ماند. بیش‌ترین مقدار K(z) برابر با تعداد خطوط تصویر مرحله اول می‌باشد.

۳. نتایج

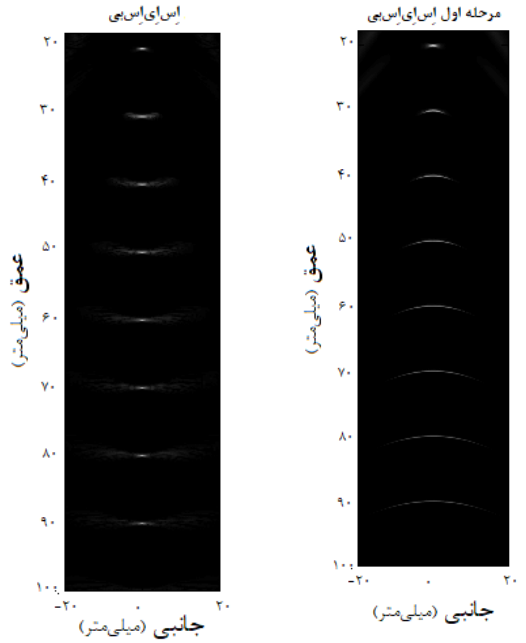
عملکرد روش پرتودیسی (شکل‌دهی پرتو) دو مرحله‌ای وابسته به مکان عنصر (المان) مجازی (z_v) و $F_{\#}$ می‌باشد. این دو مؤلفه تعیین‌کننده طول زیرآرایه ارسال و دریافت می‌باشند. در این تحقیق جهت بررسی تفکیک‌پذیری (رزولوشن) جانبی تصاویر، برای $F_{\#}$ مقادیر ۱، ۱/۵ و ۲ و منبع مجازی در عمق ۲۰ میلی‌متر در نظر گرفته شد. به

[Downloaded from joasi.ir on 2026-11-19]
[DOR: 20.1001.1.23455748.1395.4.2.4.3]

منظور اعتبار بخشی بهبودهای روش ارائه شده نسبت به روش تمرکز دینامیک در حالت (مُد) دریافت، از یک فانتوم هشت نقطه‌ای از عمق ۱۵ تا ۹۵ میلی‌متر استفاده شد. برای مقایسه نتایج روش پرتودیسی (شکل‌دهی پرتو) دو مرحله‌ای با روش تمرکز دینامیک در حالت (مُد) دریافت، $F_{\#}$ = ۱٫۵ و منبع مجازی در عمق ۲۰ میلی‌متری انتخاب شدند. فانتوم استفاده شده در بخش ۳-۳ یک فانتوم نُه نقطه‌ای می‌باشد که هدف‌های تصویر از عمق ۱۵ تا ۹۵ میلی‌متر در مرکز تصویر واقع شده‌اند. از یک آرایه خطی ۴۰۱ عنصری که بسامد مرکزی و بسامد نمونه‌برداری آن به‌ترتیب ۷ و ۱۲۰ مگاهرتز می‌باشند، استفاده شد. هم‌چنین ارتفاع، عرض هر عنصر و فاصله بین مرکز دو عنصر متوالی به‌ترتیب ۴٫۵، ۰٫۱۷۳ و ۰٫۲۰۸ میلی‌متر در نظر گرفته شدند. فاصله بین دو منبع مجازی متوالی برابر با فاصله بین مرکز دو عنصر متوالی می‌باشد. تعداد عنصرهای زیرآرایه‌های استفاده شده در مرحله اول در حالت (مُد) ارسال و دریافت یکسان می‌باشند. خطوط تصویر با تفکیک‌پذیری پایین مرحله اول در وسط زیرآرایه‌های استفاده شده می‌باشند. برای ساخت خطوط تصویر با تفکیک‌پذیری پایین مرحله اول، مرکز هر زیرآرایه، یک عنصر در راستای آرایه شیفت داده می‌شود. تعداد عنصرهای استفاده شده در زیرآرایه‌های ارسال و دریافت برای $F_{\#}$های ۱، ۱٫۵ و ۲ به‌ترتیب ۹۵، ۶۳ و ۴۹ انتخاب شده‌اند. از نرم‌افزار فیلد ۲ به منظور شبیه‌سازی استفاده شده است [۱۹].

۳-۱. بررسی تفکیک‌پذیری (رزولوشن) جانبی در فانتوم نقطه‌ای

شکل ۴ تصویر خروجی مرحله اول و مرحله دوم در روش پرتودیسی (شکل‌دهی پرتو) دو مرحله‌ای را نشان می‌دهد. تصویر ۴-الف مربوط به خروجی مرحله اول می‌باشد که از کنار هم قرار گرفتن خطوط تصویر با تفکیک‌پذیری (رزولوشن) پایین تشکیل شده است. در مرحله اول تفکیک‌پذیری (رزولوشن) جانبی با افزایش عمق نسبت به موقعیت عنصر (المان) مجازی (واقع در عمق ۲۰ میلی‌متر) بدتر می‌شود. تصویر ۴-ب خروجی نهایی روش پرتودیسی (شکل‌دهی پرتو) دو مرحله‌ای در مرحله دوم می‌باشد که اثبات‌کننده این حقیقت است که استفاده از اطلاعات خطوط تصویر با تفکیک‌پذیری پایین مربوط به مرحله اول در بازسازی نقاط تصویر، تفکیک‌پذیری جانبی را بهتر کرده و در راستای عمق، تفکیک‌پذیری را ثابت نگه داشته است.

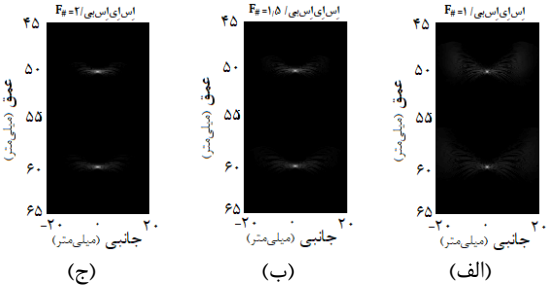


شکل ۴ (الف) تصویر مرحله اول روش پرتودیسی (شکل‌دهی پرتو) دو مرحله‌ای، (ب) تصویر مرحله دوم روش پرتودیسی (شکل‌دهی پرتو) دو مرحله‌ای. $F_{\#}$ مقدار ۱٫۵ و عمق منبع مجازی در ۲۰ میلی‌متر در نظر گرفته شده است. محدوده دینامیکی تصاویر ۶۰ دسی‌بل می‌باشند.

۳-۲. بررسی تأثیر $F_{\#}$ بر تفکیک‌پذیری (رزولوشن) جانبی و لوب‌های کناری با تغییر اندازه زیرآرایه‌ها و عمق منبع مجازی

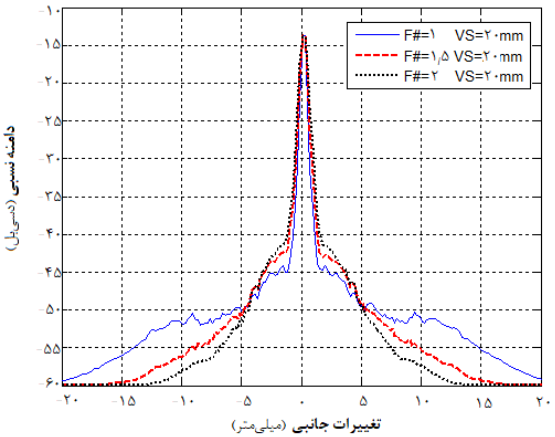
تغییر پارامتر $F_{\#}$ عملکرد روش پرتودیسی (شکل‌دهی پرتو) دو مرحله‌ای را تحت تأثیر قرار می‌دهد به‌طوری‌که با کاهش $F_{\#}$ تفکیک‌پذیری (رزولوشن) جانبی بهتری بدست خواهد آمد ولی در عوض، لوب‌های کناری بیش‌تر خواهند شد. بنابراین انتخاب $F_{\#}$ مناسب به‌منظور داشتن مصالحه‌ای بین تفکیک‌پذیری جانبی و لوب‌های کناری تصاویر امری ضروری می‌باشد. این نکته در شکل ۵ که به ترتیب از چپ به راست برای $F_{\#}$های ۱، ۱٫۵ و ۲ رسم شده‌اند خود را نشان می‌دهد.

[Downloaded from joasi.ir on 2026-11-19]
[DOR: 20.1001.1.23455748.1395.4.2.4.3]



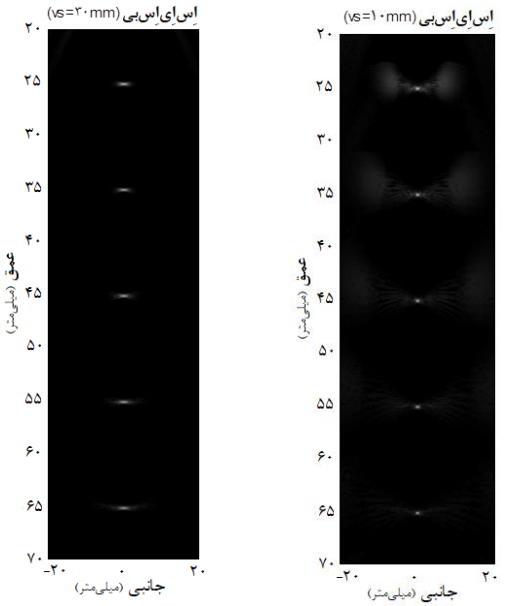
شکل ۵ تصویر فانتوم نقطه‌ای در دو عمق ۵۰ و ۶۰ میلی‌متر برای سه مقدار مختلف $F_{\#}$. (الف) پرتودیسی (شکل‌دهی پرتو) دو مرحله‌ای ($F_{\#}$ = ۱)، (ب) پرتودیسی (شکل‌دهی پرتو) دو مرحله‌ای ($F_{\#}$ = ۱٫۵) و (ج) پرتودیسی (شکل‌دهی پرتو) دو مرحله‌ای ($F_{\#}$ = ۱). محدوده دینامیکی تصاویر ۶۰ دسی‌بل می‌باشند.

در شکل ۶ به منظور تمایز بیش‌تر در تأثیر $F_{\#}$ بر عملکرد روش پرتودیسی (شکل‌دهی پرتو) دو مرحله‌ای، تغییرات جانبی در عمق ۵۰ میلی‌متر برای $F_{\#}$های ۱، ۱٫۵ و ۲ رسم شده‌اند. در این شکل، پهنای لوب اصلی معیاری از تفکیک‌پذیری جانبی می‌باشد به‌طوری‌که باریک بودن پهنای لوب اصلی به منزله تفکیک‌پذیری جانبی بهتر می‌باشد و برعکس. همان‌طور که از شکل ۶ مشخص است تغییرات جانبی برای $F_{\#}$ =۱ دارای بهترین تفکیک‌پذیری جانبی و بیش‌ترین لوب کناری و برای $F_{\#}$ = ۲ دارای بدترین تفکیک‌پذیری (رزولوشن) جانبی و کم‌ترین لوب کناری می‌باشد.



شکل ۶ تغییرات جانبی در عمق ۵۰ میلی‌متر برای سه مقدار مختلف $F_{\#}$.

هم‌چنین به منظور بررسی اثر تغییر عمق منبع مجازی بر روی عملکرد روش ارائه شده به ترتیب نقاط کانونی در اعماق ۱۰ و ۳۰ میلی‌متر قرار داده شدند. همان‌طور که در شکل ۷ نشان داده شده است با تغییر عمق منبع مجازی عملکرد روش پرتودیسی (شکل‌دهی پرتو) دو مرحله‌ای دستخوش تغییر می‌شود به طوری که با قرار دادن منبع مجازی در اعماق نزدیک تراگذار (مبدل) (عمق ۱۰ میلی‌متر)، زاویه α در هر ارسال (تراگسیل) بزرگ‌تر می‌شود که این امر باعث افزایش تعداد مشاهدات در بازسازی هر نقطه تصویر در مرحله دوم شده و اندکی بار محاسباتی افزایش می‌یابد ولی از لحاظ تفکیک‌پذیری جانبی روش مورد نظر عملکرد بهتری ارائه می‌دهد. هم‌چنین با قرار دادن منبع مجازی در عمق دورتر (۳۰ میلی‌متر) به دلیل کوچک شدن زاویه α و به تبع آن کاهش تعداد مشاهدات در بازسازی نقاط تصویر در مرحله دوم، عملکرد روش از لحاظ زمان محاسبات در مرحله دوم بهبود یافته و دامنه لوب‌های کناری کم‌تر می‌شود ولی تفکیک‌پذیری (رزولوشن) جانبی تصاویر در این حالت بدتر می‌شود.



شکل ۷ تصویر فانتوم نقطه‌ای در روش پرتودیسی (شکل‌دهی پرتو) دو مرحله‌ای برای دو مقدار مختلف مربوط به عمق منبع مجازی (وی‌اِس*). (الف) منبع مجازی در عمق ۱۰ میلی‌متری، (ب) منبع مجازی در عمق ۳۰ میلی‌متری. محدوده دینامیکی تصاویر ۶۰ دسی‌بل می‌باشد.

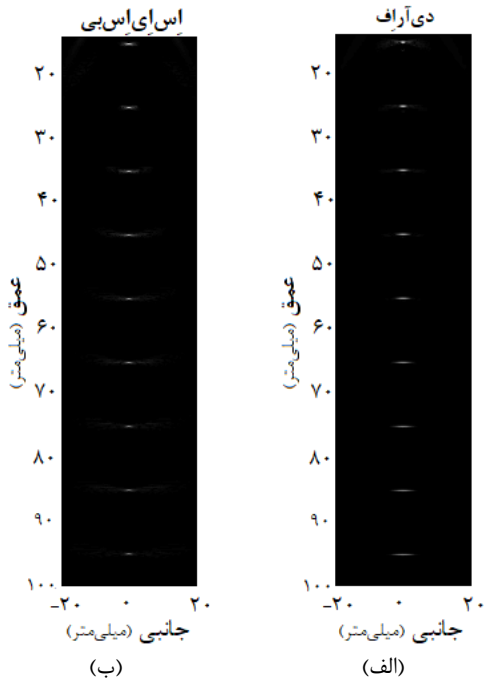
* vs

[Downloaded from joasi.ir on 2026-11-19]

[DOR: 20.1001.1.23455748.1395.4.2.4.3]

۳-۳. مقایسه تفکیک‌پذیری (رزولوشن) جانبی روش پرتودیسی (شکل‌دهی پرتو) دو مرحله‌ای با روش تمرکز ثابت در دریافت

شکل ۸ مقایسه تفکیک‌پذیری (رزولوشن) جانبی بین دو روش پرتودیسی (شکل‌دهی پرتو) دو مرحله‌ای (اِس‌ای‌اِس‌بی) و تمرکز دینامیک در حالت (مُد) دریافت (دی‌آراِف) را نشان می‌دهد. در مرکز تصویر، تفکیک‌پذیری روش پرتودیسی (شکل‌دهی پرتو) دو مرحله‌ای بهتر از روش تمرکز دینامیک در مد دریافت می‌باشد. تفکیک‌پذیری (رزولوشن) جانبی روش پرتودیسی (شکل‌دهی پرتو) دو مرحله‌ای برای اهداف تصویربرداری با عمق بیش‌تر از ۲۰ میلی‌متر تقریباً مستقل از عمق تصویربرداری عمل کرده است و با افزایش عمق تغییر چندانی حاصل نشده است. برای روش تمرکز دینامیک در حالت (مُد) دریافت، تفکیک‌پذیری (رزولوشن) وابسته به عمق تصویربرداری می‌باشد به‌طوری‌که با افزایش عمق تفکیک‌پذیری جانبی بدتر شده است. تفکیک‌پذیری جانبی روش تمرکز دینامیک در حالت (مُد) دریافت در اعماق نزدیک تراگذار (مبدل) بهتر می‌باشد.



شکل ۸ (الف) روش تمرکز ثابت در دریافت، (ب) روش پرتودیسی (شکل‌دهی پرتو) دو مرحله‌ای با $F_{\#} = 1.5$ و منبع مجازی در عمق ۲۰ میلی‌متری. محدوده دینامیکی تصاویر ۶۰ دسی‌بل می‌باشد.

شکل ۹ تغییرات تفکیک‌پذیری جانبی دو روش پرتودیسی (شکل‌دهی پرتو) دو مرحله‌ای و تمرکز دینامیک در حالت (مُد) دریافت را از عمق ۱۵ تا ۹۵ میلی‌متر در تراز ۶ دسی‌بل (براساس معیار اِف‌دابلیواچ‌اِم[1]) نشان می‌دهد. از شکل واضح است که بهبود تفکیک‌پذیری جانبی در تراز ۶ دسی‌بل (براساس معیار اِف‌دابلیواچ‌اِم) از عمق ۴۰ میلی‌متر به بعد حداقل ۲٫۵ برابر می‌باشد. هم‌چنین مطابق شکل ۱۰ برای روش پرتودیسی دو مرحله‌ای، تقریبا از عمق ۷۸ میلی‌متر به بعد امکان افزایش خطوط تصویر مرحله اول با توجه به محدویتی که در تعداد آن‌ها وجود دارد نیست. بدین معنی که در دو عمق ۸۵ و ۹۵ میلی‌متر تعداد خطوط تصویر مورد نیاز مرحله اول از تعداد خطوط تصویر واقعی که در عمل در اختیار داریم تجاوز می‌کند و این به معنای بدتر شدن نسبی تفکیک‌پذیری جانبی در این دو عمق می‌باشد. هرچند تغییرات تفکیک‌پذیری (رزولوشن) در این نواحی نسبت به روش تمرکز دینامیک در حالت (مُد) دریافت چندان شدید نیست.

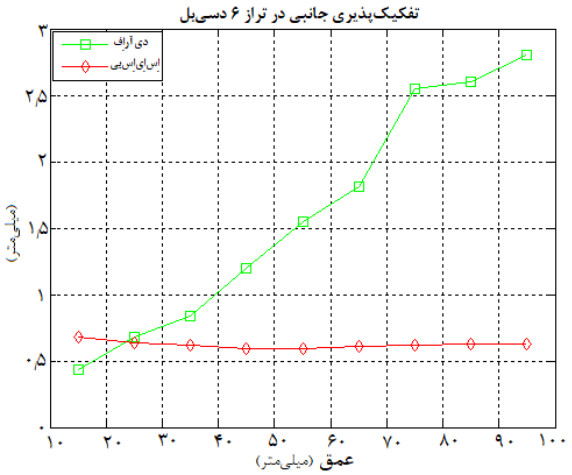
۴-۳. مقایسه کنتراست دو روش پرتودیسی (شکل‌دهی پرتو) دو مرحله‌ای و تمرکز ثابت در دریافت در فانتوم کیست

به‌منظور بررسی کنتراست پرتودیسگرها (شکل‌دهنده‌های پرتو)، از یک فانتوم کیست دارای چهار کیست به شعاع‌های ۳، ۲، ۱ و ۰٫۵ میلی‌متری در عمق‌های ۳۵، ۴۵، ۵۵ و ۶۵ میلی‌متری محاط در نوفه (نویز) اسپکل زمینه استفاده شد. همان‌طور که در شکل ۱۱-الف مشخص است روش تمرکز دینامیک در حالت (مُد) دریافت با افزایش عمق تصویربرداری قابلیت خود در تشخیص کیست را از دست می‌دهد به‌طوری‌که در دو عمق ۵۵ و ۶۵ میلی‌متری عملاً قادر به تشخیص کیست‌های با شعاع ۱ و ۰٫۵ میلی‌متری نیست. هم‌چنین در دو عمق ۳۵ و ۴۵ میلی‌متری هر چند کیست‌های با شعاع ۳ و ۲ میلی‌متری تشخیص داده شده‌اند ولی لبه‌های کیست کاملاً از بین رفته است. دلیل این امر را به از دست رفتن تفکیک‌پذیری جانبی روش تمرکز دینامیک در حالت (مُد) دریافت با افزایش عمق می‌توان نسبت داد. شکل ۱۱-ب

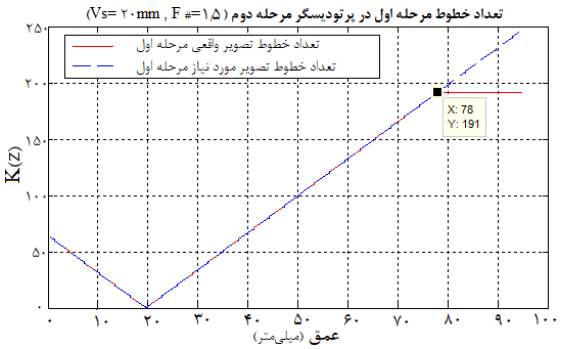
[1] FWHM; Full Width at Half Maximum

[Downloaded from joasi.ir on 2026-11-19]

[DOR: 20.1001.1.23455748.1395.4.2.4.3]



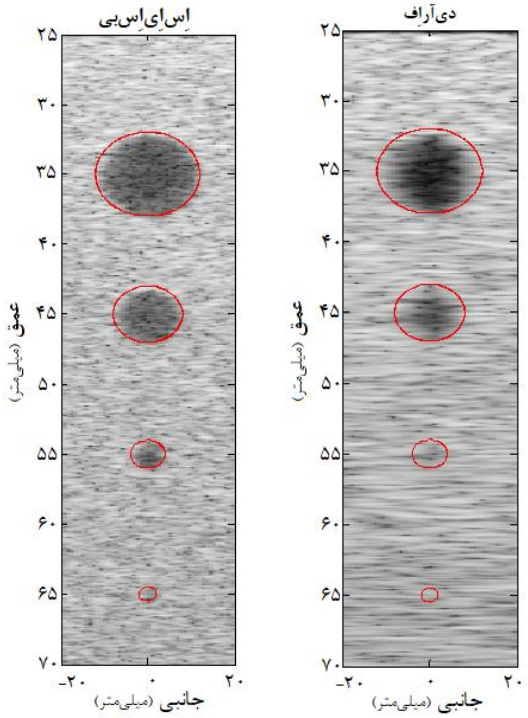
شکل ۹ تغییرات تفکیک‌پذیری (رزولوشن) جانبی برحسب عمق در تراز ۶ دسی‌بل (براساس معیار اِف‌دابلیواچ‌اِم) برای دو روش پرتودیسی (شکل‌دهی پرتو) دو مرحله‌ای و تمرکز ثابت در دریافت.



شکل ۱۰ نمودار K(z) بر حسب عمق تصویربرداری.

عملکرد روش پرتودیسی (شکل‌دهی پرتو) دو مرحله‌ای را نشان می‌دهد. همان‌طور که مشخص است روش پرتودیسی دو مرحله‌ای با افزایش عمق تصویربرداری قادر به تشخیص تمامی کیست‌های بررسی‌شده حتی کیست با شعاع ۰٫۵ میلی‌متری می‌باشد. در مقایسه با روش تمرکز دینامیک در حالت (مُد) دریافت تشخیص دقیق‌تر لبه‌های کیست به‌وضوح مشخص است. با این حال کنتراست روش پرتودیسی (شکل‌دهی پرتو) دو مرحله‌ای نیز تحت تاثیر دامنه نسبتا بالای لوب‌های کناری می‌باشد.

به منظور کمی‌سازی کنتراست دو روش تمرکز دینامیک در حالت (مُد) دریافت و پرتودیسی (شکل‌دهی پرتو) دو مرحله‌ای از پارامترهای نسبت کنتراست و نسبت کنتراست به نوفه استفاده شد. پارامتر نسبت کنتراست به‌صورت قدرمطلق اختلاف میانگین شدت روشنایی در داخل کیست سیاه (S_{in})، نسبت به میانگین شدت



شکل ۱۱ فانتوم کیست شبیه‌سازی‌شده با شکل‌دهنده‌های پرتو مختلف (الف) تمرکز ثابت در دریافت، (ب) پرتودیسی (شکل‌دهی پرتو) دو مرحله‌ای. محدوده دینامیکی تصاویر ۶۰ دسی‌بل می‌باشد.

روشنایی در خارج از آن (S_{out}) تعریف می‌شود. هم‌چنین پارامتر نسبت کنتراست به نوفه از حاصل تقسیم پارامتر نسبت کنتراست به نوفه به انحراف معیار شدت روشنایی در خارج از کیست سیاه (std_{out})، تعریف می‌شود. جدول ۱ پارامترهای نسبت کنتراست و نسبت کنتراست به نوفه مربوط به دو روش را در عمق‌های مختلف نشان می‌دهد. همان‌طور که مشخص است برای روش پرتودیسی دو مرحله‌ای با افزایش عمق تصویربرداری و کاهش شعاع کیست، معیار نسبت کنتراست و نسبت کنتراست به نوفه به ترتیب تقریبا ۷٫۵ دسی‌بل و ۴۱٫۵ درصد کاهش یافته است. در صورتی که این معیارها برای روش تمرکز دینامیک در حالت (مُد) دریافت به ترتیب تقریباً ۱۴ دسی‌بل و ۷۸ درصد کاهش یافته است که این به معنای عملکرد بهتر روش پرتودیسی دو مرحله‌ای می‌باشد. با روش پرتودیسی دو مرحله‌ای به‌طور متوسط نسبت کنتراست و نسبت کنتراست به نوفه به ترتیب تقریباً ۵ دسی‌بل و ۶۰ دسی‌بل نسبت به روش تمرکز دینامیک در حالت (مُد) دریافت بهبود یافته است.

[Downloaded from joasi.ir on 2026-11-19]
[DOR: 20.1001.1.23455748.1395.4.2.4.3]

جدول ۱ پارامترهای کنتراست فانتوم کیست برای دو پرتودیسگر (شکل‌دهنده پرتو) بررسی شده در چهار عمق ۳۵، ۴۵، ۵۵ و ۶۵ میلی‌متر.

الگوریتم	S_{in} (dB)	S_{out} (dB)	CR* (dB)	CNR** (dB)
DRF(z_{cyst}=۳۵mm)	-۳۴٫۱۸	-۱۵٫۷۲	۱۸٫۴۲	۳٫۲۵
SASB(z_{cyst} =۳۵mm)	-۳۳٫۰۵	-۱۹٫۴۵	۱۸٫۶۰	۳٫۲۵
DRF(z_{cyst}=۴۵mm)	-۲۷٫۸۹	-۱۵٫۷۲	۱۲٫۷۲	۲٫۲۴
SASB(z_{cyst} =۴۵mm)	-۳۰٫۳۳	-۱۴٫۴۵	۱۵٫۸۷	۲٫۷۷
DRF(z_{cyst}=۵۵mm)	-۲۲٫۳۲	-۱۵٫۸۹	۶٫۴۲	۱٫۱۳
SASB(z_{cyst} =۵۵mm)	-۲۸٫۹۶	-۱۴٫۵۰	۱۴٫۴۶	۲٫۵۳
DRF(z_{cyst}=۶۵mm)	-۲۰٫۲۷	-۱۶٫۱۷	۴٫۰۹	۰٫۷۲
SASB(z_{cyst} =۶۵mm)	-۲۵٫۷۶	-۱۴٫۸۶	۱۰٫۹۰	۱٫۹۰

$CR=|S_{in} - S_{out}|$, $CNR=\frac{CR}{std_{out}}$

* CR; Contrast Ration

** CNR; Contrast to Noise Ratio

۳-۵. بحث

با توجه به پیچیدگی محاسباتی کم‌تر روش پرتودیسی (شکل‌دهی پرتو) دو مرحله‌ای نسبت به روش‌های روزنه هگذارده معمول، به دلیل داشتن تمرکز ثابت در حالت (مُد) دریافت پرتودیسگر (شکل‌دهنده پرتو) مرحله اول و هم‌چنین در اختیار قرار دادن تصاویری با کیفیت بهتر نسبت به روش تمرکز دینامیک در حالت (مُد) دریافت می‌توان از این روش به‌صورت عملی در حوزه تصویربرداری فراصدای (اولتراساوند) پزشکی استفاده کرد. هر چند روش ارائه شده در این پژوهش توانایی بهبود و ثابت نگه‌داشتن تفکیک‌پذیری (رزولوشن) جانبی را در محدوده وسیعی از محیط تصویربرداری دارا می‌باشد، با این حال عملکرد روش در اعماق نزدیک تراگذار (مبدل) نسبت به روش تمرکز دینامیک در حالت (مُد) دریافت خوب نیست. هم‌چنین از لحاظ کنتراست روش ارائه شده عملکرد مناسبی در تشخیص کیست با افزایش عمق تصویربرداری دارد. با این حال کنتراست روش پرتودیسی دو مرحله‌ای تحت تاثیر دامنه نسبتاً بالای لوب‌های کناری قرار دارد.

پژوهش‌های آینده می‌تواند شامل ارائه راه‌کارهایی مانند ترکیب با سایر روش‌های شکل‌دهی پرتو از جمله روش‌های وفقی به منظور بالا بردن توانایی روش پرتودیسی (شکل‌دهی پرتو) دو مرحله‌ای در بهبود تفکیک‌پذیری جانبی و کاهش لوب‌های کناری تصویر در راستای بهبود هرچه بیش‌تر کنتراست باشد. ادامه تحقیق ما در این زمینه متمرکز شده است.

۴. جمع‌بندی

در این تحقیق، روش پرتودیسی (شکل‌دهی پرتو) دو مرحله‌ای برای تصویربرداری فراصدای (اولتراساوند) پزشکی به روش روزنه هگذارده مورد استفاده قرار گرفت. این روش از دو پرتودیسگر (شکل‌دهنده پرتو) استفاده می‌کند که خروجی مرحله اول به‌عنوان ورودی مرحله دوم به کار می‌رود. پردازش نهایی که به تشکیل تصویر با تفکیک‌پذیری (رزولوشن) بالا منجر می‌شود در مرحله دوم صورت می‌گیرد. پارامتر تأثیرگذار در این روش $F_{\#}$ مربوط به عنصر (المان) مجازی می‌باشد که کاهش آن، منجر به بهتر شدن تفکیک‌پذیری جانبی خواهد شد و برعکس. بنابراین انتخاب $F_{\#}$ مناسب، نکته مهم در عملکرد این روش محسوب می‌شود. در ادامه تفکیک‌پذیری جانبی این روش با روش تمرکز دینامیک در حالت (مُد) دریافت در تراز ۶ دسی‌بل (براساس معیار اِف‌دابلیواچ‌اِم) مقایسه شد. در مرکز تصویر، تفکیک‌پذیری جانبی روش پرتودیسی (شکل‌دهی پرتو) دو مرحله‌ای به‌طور قابل‌ملاحظه‌ای بهتر و مستقل از عمق تصویربرداری می‌باشد. روش تمرکز دینامیک در حالت (مُد) دریافت در عمق کم‌تر از ۲۰ میلی‌متر دارای تفکیک‌پذیری بهتری نسبت به روش پرتودیسی (شکل‌دهی پرتو) دو مرحله‌ای می‌باشد ولی از عمق ۲۰ میلی‌متر به بعد تفکیک‌پذیری جانبی کاملاً

[Downloaded from joasi.ir on 2026-11-19]

[DOR: 20.1001.1.23455748.1395.4.2.4.3]

وابسته به عمق تصویربرداری خواهد شد به‌طوری‌که با افزایش عمق تفکیک‌پذیری بدتر می‌شود. نتایج به‌دست‌آمده با روش پرتودیسی (شکل‌دهی پرتو) دو مرحله‌ای بهبود حداقل ۲٫۵ برابری در تفکیک‌پذیری (رزولوشن) جانبی را نشان می‌دهند. شبیه‌سازی فانتوم کیست نشان داد روش ارائه شده بطور متوسط کنتراست را از لحاظ معیارهای نسبت کنتراست و نسبت کنتراست به نوفه (نویز) به ترتیب به میزان ۵ دسی‌بل و ۶۰ درصد نسبت به روش تمرکز دینامیک در حالت (مُد) دریافت بهبود داده است. روش تمرکز دینامیک در حالت (مُد) دریافت برخلاف روش پرتودیسی (شکل‌دهی پرتو) دو مرحله‌ای با افزایش عمق تصویربرداری قابلیت خود در تشخیص کیست خصوصاً کیست‌های با شعاع کوچک‌تر را از دست می‌دهد. هم‌چنین با روش پرتودیسی (شکل‌دهی پرتو) دو مرحله‌ای تشخیص دقیق‌تر لبه‌های کیست در مقایسه با روش تمرکز دینامیک در حالت (مُد) دریافت به‌وضوح مشخص است.

۵. فهرست منابع

[1] C.A. Wiley, “Synthetic aperture radars,” IEEE Trans Aeropace Electronic Systems, vol. 21, no.3 pp. 440-443, 1985.
[2] C.A. Wiley, “Pulsed doppler radar methods and apparatus,” U.S. Patent 3196436, 1965.
[3] C.W. Sherwin, J.P. Ruina, R.D. Rawcliffe, “Some early developments in synthetic aperture radar systems,” IRE Transaction on Military Electronics, vol. 6, no. 2, pp. 111-115, 1962.
[4] L.J. Cutrona, W.E. Vivian, E.N. Lieth, G.O. Hall, “A high-resolution radar combat-surveillance system,” IRE Transaction on Military Electronics, vol. 5, no. 2, pp. 127-131,1961.
[5] L.J. Cutrona, “Comparison of sonar system performance achievable using synthetic-aperture techniques with the performance achievable by more conventional means,” The Journal of the Acoustical Society of America, vol. 58, no. 2, pp. 336-348, 1975.
[6] L.J. Cutrona, “Additional characteristics of synthetic-aperture sonar systems and a further comparison with nonsynthetic-aperture sonar systems,” The Journal of the Acoustical Society of America, vol. 61, no. 5, pp. 1213-1217, 1977.
[7] C.B. Burckhardt, P. Grandchamp, H. Hoffman, “An experimental 2MHz Synthetic aperture sonar system intended for medical use,” IEEE Transactions on Sonics and Ultrasonics, vol. 21, no. 1, pp. 1-6,1974.
[8] R.N. Thomson, “Transverse and longitudinal resolution of the synthetic aperture focusing technique,” Ultrasonics, vol. 22, no. 1, pp. 9-15, 1984.
[9] J.A. Jensen, S.I. Nikolov, K.L. Gammelmark, M.H. Pedersen, “Synthetic aperture ultrasound imaging,” Ultrasonics, vol. 44, pp. 5-15, 2006.
[10] M.H. Bae, J.M.K. Jeong, “A study of synthetic-aperture imaging with virtual source elements in B-mode ultrasound imaging systems,” IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, vol. 47, no. 6, pp. 174-179, 2000.
[11] M. Karaman, P.C. Li, M. O'Donnell, “Synthetic aperture imaging for small scale systems,” IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, vol. 42, no. 3, pp. 429-442, 1995.
[12] M.H. Bae, J.M.K. Jeong, “A study of synthetic-aperture imaging with virtual source elements in B-mode ultrasound imaging systems,” IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, vol. 47, no. 6, pp. 174-179, 2000.
[13] S.I. Nikolov, J.A. Jensen, “Virtual ultrasound source in high-resolution ultrasound imaging,” Ultrasonic Imaging and Signal Processing, vol. 4687, pp. 395-405, 2002.
[14] J. Kortbek, J.A. Jensen, K.L. Gammelmark, “Synthetic aperture focusing applied to imaging using a rotating single element transducer,” IEEE Ultrasonics Symposium, pp. 1504–1507, 2007.
[15] J. Kortbek, J.A. Jensen. K.L. Gammelmark, “Synthetic aperture sequential beamforming,” IEEE International Ultrasonics Symposium, vol. 1-4, pp. 966–969, 2008.
[16] J. A. Jensen, J. Kortbek, S.I. Nikolov, M. Hemmsen, B. Tomov, “Implementation of synthetic aperture imaging in medical ultrasound: The dual stage beamformer approach,” Synthetic Aperture Radar (EUSAR), 2010.
[17] M.C. Hemmsen, J.M. Hansen, J.A. Jensen, “Synthetic aperture sequential beamformation applied to medical imaging using a multi element convex array transducer,” Synthetic Aperture Radar (EUSAR), pp. 34-37, 2012.

[Downloaded from joasi.ir on 2026-11-19]
[DOR: 20.1001.1.23455748.1395.4.2.4.3]

[18] N. Oddershede, J.A. Jensen, "Effects influencing focusing in synthetic aperture vector flow imaging," IEEE Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control Society, vol. 54, no. 9, pp. 1811-1825, 2007.

[19] J.A. Jensen, "Field II: A Program for Simulating Ultrasound Systems", Medical, Biological Engineering, Computing, vol. 34, pp. 351-353, 1996.

[Downloaded from joasi.ir on 2026-11-19]

[DOR: 20.1001.1.23455748.1395.4.2.4.3]