

ارزیابی کمی الگوریتم‌های بازیابی تصویر در رژیم میکروویو

محمدرضا اسکندری^{*۱}

۱- استادیار گروه مهندسی برق، مرکز آموزش عالی شهرضا

(دریافت: ۱۳۹۸/۰۹/۲۶، پذیرش: ۱۳۹۸/۱۲/۲۱)

چکیده

کیفیت تصویر مناسب یکی از مهم‌ترین چالش‌های روش‌های بازیابی در رژیم میکروویو است. این مقاله به بررسی و مقایسه تصویر بازیابی شده از روش اصلاحی مجموعه تراز (MLSM) با چهار روش تکرار برن معوج (DBIM)، منبع کانتراست (CSI)، نمونه برداری خطی (LSM) و موزیک (MUSIC) تمرکز دارد. همچنین سه معیار مهم یک سامانه تصویربرداری یعنی صحت، وضوح و کانتراست تصویر به صورت کمی برای روش‌های مرسوم معرفی شده، بررسی می‌گردد. سه روش بازیابی کمی DBIM، CSI و MLSM با یک حدس اولیه شروع و با اصلاح آن طی یک فرایند تکرار به پراکنده‌ساز واقعی نزدیک می‌شوند. اگرچه حجم محاسبات در این روش‌ها بالاست اما وضوح و کانتراست تصویر بالایی در مقایسه با دو روش دیگر دارند به گونه‌ای که مشاهده می‌شود روش DBIM و CSI توانایی تفکیک کامل دو جسم در فاصله 0.4λ و MLSM در فاصله 0.15λ را دارد. با توجه به این‌که ناحیه تحت بررسی به وسیله روش MLSM به یک ناحیه کوچک‌تر محدود می‌شود صحت بازیابی آن در بین دو روش کمی دیگر بیشتر است.

کلید واژه‌ها: تصویربرداری میکروویو، پراکندگی الکترومغناطیس، روش‌های بازیابی، پراکندگی معکوس

۱- مقدمه

تصویربرداری در رژیم میکروویو معمولاً به صورت یک مسئله پراکندگی معکوس الگو می‌گردد. پیچیدگی حل این گونه مسائل ناشی از بدخیم و غیرخطی بودن آن‌هاست، به همین خاطر پیشرفت این شاخه علاوه بر فرضیه تحلیل قوی، نیازمند محاسبات عددی و پردازش‌های زیاد رایانه‌ای است. این پردازش‌ها، بسته به نوع روش حل و الگو فضا (جنس پراکنده‌ساز و شرایط مرزی آن) متفاوت است.

هم‌زمان با پیشرفت و توسعه دستگاه‌های اندازه‌گیری، جمع‌آوری داده‌های اندازه‌گیری سریع‌تر و با خطای کمتری میسر می‌شود [۱ و ۲ و ۴ و ۸]. به همین دلیل تقاضا برای روش‌هایی که با دقت و وضوح بالا هدف را شناسایی کند بیشتر شده است. در یک تقسیم‌بندی کلی می‌توان روش‌های بازیابی را به دو روش کمی و کیفی تقسیم کرد، و کلیه روش‌ها را در یکی از این دو دسته قرار داد. در ادامه به چند نمونه از روش‌های کیفی و کمی اشاره می‌گردد.

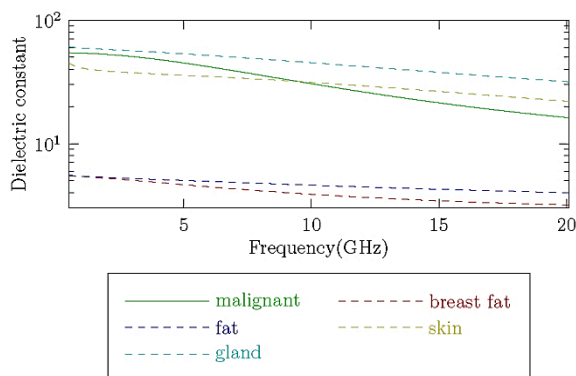
در روش تکرار برن مسئله معکوس در هر مرحله با تقریب برن به یک مسئله خطی تبدیل می‌گردد [۹]. از آنجا که در این روش از تقریب پراکنده‌ساز ضعیف استفاده می‌شود چنانچه کانتراست گذردهی جسم، نسبت به پس‌زمینه زیاد باشد، یا به عبارت دیگر چنانچه جسم دارای مقادیر گذردهی بزرگی باشد (پراکنده‌ساز ضعیفی نباشد)، این روش به هیچ جوابی همگرا

از جمله مسائلی که در دو دهه اخیر در حوزه علوم و مهندسی مورد توجه قرار گرفته، تصویربرداری و شناسایی اهداف مجهول با تابش امواج الکترومغناطیسی در رژیم میکروویو است. اهمیت حل این مسئله به علت کاربردهای آن در سنجش از راه دور و آزمون‌های غیرمخرب روزبه‌روز در حال افزایش است.

اثرات نامطلوب فوتون‌های پرتوئی پرتو ایکس بر موجودات زنده، کانتراست ناشی از اختلاف خواص الکترومغناطیسی در رژیم میکروویو بین بافت بدخیم و بافت خوش‌خیم (حدود ۱۰ به ۱) در موجودات زنده (شکل ۱)، سامانه اندازه‌گیری سریع با تجهیزات کم هزینه علاوه بر وضوح تصویر پایین از جمله علل روی آوردن به استفاده از امواج میکروویو به عنوان فناوری جدید در تصویر برداری پزشکی شده است [۵-۱]

از یک طرف افزایش عمق نفوذ امواج در زمینه و ارسال آن به پراکنده‌ساز هدف با کاهش فرکانس کار و از طرف دیگر امکان طراحی سامانه ارسال و دریافت اکو یک سمت هدف، دست به دست هم داده است تا هر ساله ابزارهای جدید با کارایی بیشتر در زمینه تصویربرداری میکروویو با کاربردهای زمین‌شناسی، امنیتی و نظامی روانه بازار شود [۶ و ۷].

مسئله پراکندگی دوبعدی با پلاریزاسیون مغناطیسی عرضی از یک عایق، اعمال می‌شود و سه کمیت صحت، وضوح و کانتراست تصویر برای آن‌ها بررسی می‌شود. همچنین میزان تاثیر افزودن نویز بر تصویر بازمیابی شده از هر پنج روش مورد مطالعه قرار می‌گیرد.



شکل (۱): ثابت دی‌الکتریک بافت‌های خوش خیم در مقایسه با بافت‌های بدخیم [۱۴].

۲- بیان مسئله

اگر چه در عمل مسئله پراکندگی معکوس یک مسئله سه‌بعدی محسوب می‌شود اما به‌علت محدودیت‌هایی که در سامانه اندازه‌گیری تحمیل می‌کند، اندازه‌گیری در یک سطح مقطع از پراکنده‌ساز و با پلاریزاسیون افقی انجام می‌شود. به‌این ترتیب می‌توان به تقریب از الگوریتم‌های معکوس مسئله پراکندگی در مد مغناطیسی عرضی^۱ (TM) استفاده کرد [۱۵]. از آن‌جا که در مد TM تنها یک مولفه میدان الکتریکی داریم در ادامه از مولفه Z میدان الکتریکی یعنی مولفه محوری u در بیان مسئله استفاده می‌گردد و تابش امواج و سطح مقطع پراکنده‌ساز در یک فضای دوبعدی بررسی می‌گردد.

فرض کنید میدان الکتریکی با پلاریزاسیون TM به یک پراکنده‌ساز استوانه‌ای شکل D با سطح مقطع و گذردهی الکتریکی مجهول ϵ می‌تابد. پراکنده‌ساز در زمینه فضای آزاد قرار دارد و به‌این ترتیب ناحیه تحت بررسی گذردهی نسبی واحد دارد. پروفایل معرفی شده توسط میدان تابشی u^{inc} روشن می‌شود. در اثر این فعل و انفعال، میدان پراکنده شده u^s از جسم پراکنده می‌شود. برای به‌دست آوردن یک تصویر از ناحیه تحت بررسی و جسم، از اندازه‌گیری‌های متعدد با اعمال تحریک یکسان از محل‌های متفاوت استفاده می‌شود. بر همین اساس فرض کنید تعداد N_t منبع نقطه‌ای با ارسال موج تابشی هدف را روشن و حاصل این بازجویی به‌وسیله تعداد N_m گیرنده جمع‌آوری می‌شود.

نخواهد شد. در روش دیگری که به روش تکرار برن معوج مشهور است، در هر مرتبه که جسم تخمین زده می‌شود، تابع گرین جدیدی نیز برای مسئله با توجه به وجود جسم به‌دست می‌آید و در مراحل بعدی از تابع گرین جدید استفاده می‌گردد. روش اخیر نسبت به تکرار برن، همگرایی بهتری به‌ویژه برای پراکنده‌سازهای قوی دارد.

ون دن برگ و کلینمن برای کاهش محدودیت‌های روش تکرار برن و افزایش سرعت روش گرادیان مزدوج و برن معوج روشی به‌نام منبع کنتراست را در سال ۱۹۹۷ پیشنهاد دادند. در صورتی که اختلاف مشخصات بین زمینه و جسم کم باشد خروجی مسئله به حل تکرار برن همگرا می‌شود. اگر شرایط روش برن فراهم نشود به‌علت بدخیمی معادله داده، اغلب خروجی مسئله واگرا خواهد شد. به‌این ترتیب برای رفع این مشکل در روش منبع کنتراست از نرم معادله حالت یا هدف برای تنظیم روش استفاده می‌شود.

در سال‌های اخیر روش‌های جایگزینی گسترش پیدا کرد که برخلاف روش‌های بهینه‌سازی غیرخطی تنها اطلاعات محدودی در مورد جسم تحت آشکارسازی به ما می‌دهد ولی در عوض مثل آن روش‌ها احتیاج به اطلاعات اولیه ندارد. در این روش‌ها اطلاعات به‌دست آمده، تنها مربوط به شکل جسم پراکنده‌ساز است و در مورد آشکارسازی جنس جسم هیچ تلاشی انجام نمی‌شود. روش نمونه‌برداری خطی و موزیک از جمله این روش‌ها هستند. از مزایای این روش‌ها زمان محاسباتی کوتاه آن‌ها در مقایسه با روش‌های بهینه‌سازی می‌باشد.

روش مجموعه تراز یکی دیگر از روش‌های تکرار محسوب می‌شود که قادر به شناسایی لبه اجسام و تفکیک آن‌ها با دقت بالایی است [۱۰ و ۱۱]. البته این توانایی به شرط آگاهی از مشخصات الکتریکی زمینه و پراکنده‌ساز است که با این وجود عملاً به‌تنهایی یک روش ناکارآمد محسوب می‌شود. در تحقیقات گذشته با اصلاح روش مجموعه تراز [۱۲ و ۱۳]، روشی جدید ارائه داده‌ایم که با مجهول قرار دادن مشخصات الکتریکی و وارد کردن آن‌ها در فرایند اصلاح حدس اولیه این نقیصه برطرف شود. اگرچه به ظاهر نتایج بازمیابی گویای انطباق تصویر بازمیابی شده بر تصویر واقعی است اما این دلیل کارآمد بودن روش ارائه شده نسبت به سایر روش‌ها نیست.

تفاوت کیفیت تصویر بازمیابی شده در روش اصلاحی مجموعه تراز با سایر روش‌های بازمیابی ما را بر آن داشت تا در مقاله پیش‌رو با ارائه معیارهایی به مقایسه کمی پنج روش تکرار برن معوج، معکوس منبع کانتراست، موزیک، نمونه‌برداری خطی و اصلاحی مجموعه تراز بپردازیم. الگوریتم‌های بازمیابی مذکور، به

^۱ Transverse Magnetic

۳- روش‌های بازیابی تصویر

میدان تابشی تقریب می‌زنیم یا به عبارت دیگر اولین تقریب با صفر در نظر گرفتن اختلاف گذردهی جسم مجهول با محیط پس‌زمینه حاصل می‌شود.

در هر دو روش کمی CSI و DBIM ناحیه تحت بررسی به یک شبکه مربعی 121×121 تقسیم می‌شود. به منظور سرعت‌بخشی در حل دستگاه معادلات از روش 1 BiCG استفاده شده است. تعداد بالای مجهولات ناشی از گسسته‌سازی ناحیه بررسی هم در ذخیره‌سازی و هم در سرعت محاسبه دستگاه معادلات تاثیر می‌گذارد به همین دلیل از روش فوریه سریع 2 (FFT) برای تسریع بخشی در الگوریتم بازیابی استفاده شده است.

۳-۲- روش معکوس منبع کنتراست (CSI)

ون دن برگ و کلینمن برای کاهش محدودیت‌های روش تکرار برن و افزایش سرعت روش گرادینان مزدوج روشی به نام منبع کنتراست را در سال ۱۹۹۷ پیشنهاد دادند [۱۹]. حل معادله داده، هدف برخی روش‌های پراکنده‌گی معکوس است که از این جمله روش‌ها می‌توان روش برن را نام برد. اختلاف مشخصات کم بین زمینه و جسم باعث همگرایی روش تکرار برن می‌شود. البته می‌توان با استفاده از روش کمترین مربعات معادله داده را حل کرد. در صورتی که اختلاف مشخصات بین زمینه و جسم کم باشد خروجی مسئله به حل تکرار برن همگرا می‌شود. اگر شرایط روش برن فراهم نشود به علت بدخیمی معادله داده، اغلب خروجی مسئله واگرا خواهد شد. برای رفع این مشکل در روش منبع کنتراست از نرم معادله حالت یا هدف برای تنظیم روش تکرار به منظور بهینه کردن نرم معادله داده استفاده می‌شود [۱۹]. به این ترتیب در روش CSI هدف کمینه کردن تابع هزینه زیر است:

$$E(J, X) = \frac{\sum_{j=1}^N \|u_j^s - G_s J\|^2}{\sum_{j=1}^N \|u_j^s\|^2} + \frac{\sum_{j=1}^N \|Xu_j^{inc} - J + XG_D J\|^2}{\sum_{j=1}^N \|Xu_j^{inc}\|^2} \quad (3)$$

در رابطه (۳) متغییر منبع یا جریان الکتریکی معادل به صورت $J = Xu$ تعریف می‌گردد. جمله اول از تابع فوق برای عدم تطبیق معادله داده و جمله دوم برای عدم تطبیق معادله

در این بخش، پنج روش بازیابی تصویر که مبتنی بر حل مسئله پراکنده‌گی معکوس است بررسی شده است. بدخیمی مسئله پراکنده‌گی معکوس، عمده چالش حل عددی آن محسوب می‌شود، به ویژه هنگامی که تعداد مجهولات زیاد باشد این مسئله تاثیر بیشتری بر تخریب جواب نهایی می‌گذارد. اما این مشکل جزء ذات این دست مسائل است که قابل حل نیست اما می‌توان آن را تا حدودی کنترل کرد. به این صورت که با مقید کردن فضای جواب به گونه‌ای که در محدوده جواب‌های مطلوب باشد و یا به عبارتی فیلتر کردن جواب‌های ناخواسته، جلوی نتایج غیرقابل تفسیر و بی‌معنی در این قبیل مسائل گرفته می‌شود. قطعاً در این راستا استفاده از اطلاعات اولیه ناحیه بررسی و جسم لازم است. تنظیم تیخونوف و تغییرات کلی دو روش مرسوم برای مقید کردن فضای جواب است [۱۶ و ۱۷].

۳-۱- روش تکرار برن معوج (DBIM)

روش تکرار برن معوج را می‌توان جزء روش‌هایی دسته‌بندی نمود که با استفاده از تکرار و نزدیک شدن تدریجی به جواب، سعی در به‌روزرسانی کنتراست $X = \varepsilon - 1$ مربوط به ناحیه بررسی را دارد. این روش اولین بار توسط چوو و وانگ برای حل مسئله معکوس زیر ارائه شد [۱۸].

$$u^s = G_s X (I - G_D X)^{-1} u^{inc} \quad (1)$$

در رابطه (۱)، میدان پراکنده شده تابعی غیرخطی از کنتراست است. همچنین G_s عملگر خطی داده میدان پراکنده شده و G_D عملگر جسم است [۱۹]. در روش برن معوج به جای حل معادله انتگرالی و غیرخطی فوق، تابع هزینه زیر، کمینه می‌گردد.

$$E(X) = \sum_{j=1}^N \|u_j^s - G_s X (I - G_D X)^{-1} u_j^{inc}\|^2 + c_0 \|\nabla X\|^2 \quad (2)$$

زیرنویس $j = 1, \dots, N$ شماره فرکانس موج تابشی و N تعداد تابش با فرکانس متفاوت است. جمله اول عبارت فوق مربوط به عدم انطباق داده‌های میدان پراکنده شده است و جمله دوم برای تنظیم کنتراست استفاده می‌شود.

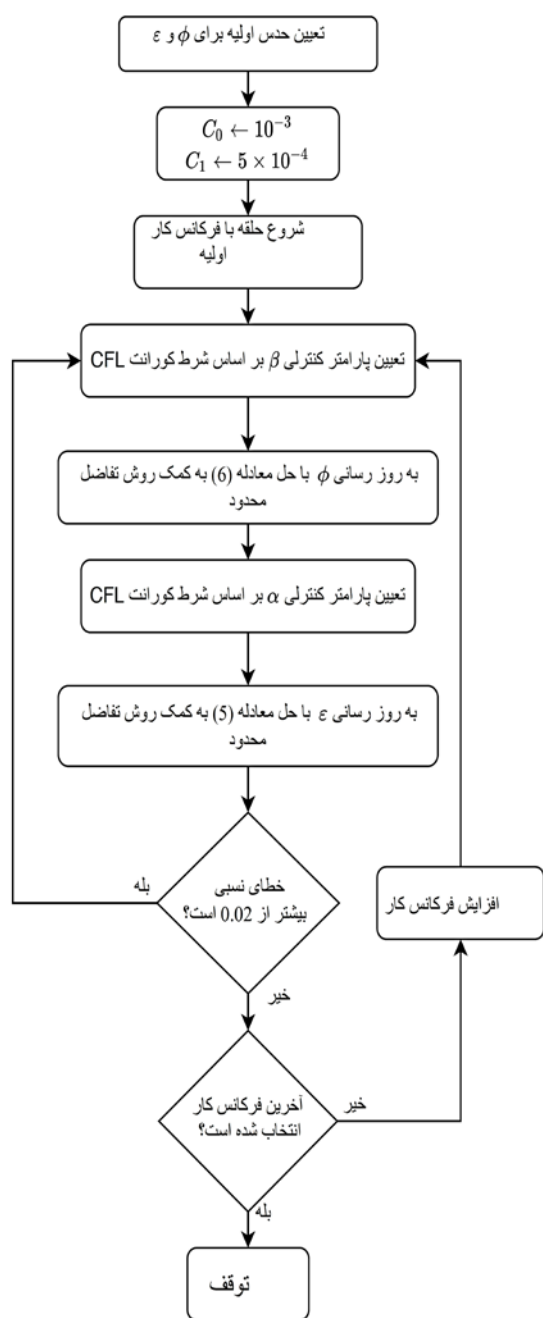
حدس اولیه در همگرایی روش DBIM بسیار موثر است. در صورتی که اطلاعات اولیه کافی در مورد پراکنده‌ساز وجود نداشته باشد باید در مرحله اول از تقریب برن کمک گرفت. تقریب اولیه در روش فوق به این صورت حاصل می‌شود که میدان کل را با

¹ Biconjugate Gradient (BiCG)

² Fast Fourier Transform

$$\frac{\partial \phi}{\partial t} - \beta \sum_{i,k} \left[\overline{(\varepsilon - 1) u p} - c_0 \nabla \cdot \left(\frac{\nabla \phi}{|\nabla \phi|} \right) \right] |\nabla \phi| = 0 \quad (۶)$$

برای حل عددی معادله (۶) به کمک روش تفاضل محدود از شماتیک ستین و اش [۱۰] برای به روز کردن هر گره استفاده می‌شود. شکل (۲) روند اجرای روش اصلاحی مجموعه تراز را نشان می‌دهد. در روش پیشنهاد شده، گام زمانی و مؤلفه‌های کنترلی α و β بر اساس شرط پایداری عددی کورانت (CFL) تعیین می‌گردند.



شکل (۲): الگوریتم بازیابی روش اصلاحی مجموعه تراز.

حالت است. همچنین از آن جا که معادله انتگرالی داده بدخیم است، جمله دوم نقش تنظیم پاسخ‌های معادله انتگرالی را هم دارد. به این ترتیب در روش منبع کنتراست هر دو معادل داده و حالت بهینه می‌شوند. در این روش برای بهینه کردن تابع هزینه از روش گرادیان مزدوج استفاده می‌شود و تابع هزینه ابتدا نسبت به متغیر منبع J و در مرحله بعد نسبت کنتراست $\%$ بهینه می‌شود.

۳-۳- روش اصلاحی مجموعه تراز (MLSM)

این روش از جمله روش‌های بهینه‌سازی محسوب می‌شود که با یک حدس اولیه شروع شده و در طی مراحل تکرار آن حدس به مقدار واقعی نزدیک می‌شود. با تعریف مسئله الحاقی که مشابه مسئله پراکندگی مستقیم است [۱۱]، در هر مرحله تکرار یک‌بار مسئله پراکندگی حل می‌شود. پس برای کاهش محاسبات از روش ممان و تنها از جریان‌های معادل بر روی پراکنده‌ساز در حل مستقیم استفاده می‌شود. همچنین گذردهی الکتریکی و هندسه حدس اولیه به صورت جداگانه به روز می‌گردد. در روش مذکور، تابع هزینه زیر کمینه می‌گردد.

$$E = \sum_{j=1}^N \|u_j^m - u_j^s\|^2 + c_0 \|1\|_{\partial D}^2 + c_1 \|\nabla \varepsilon\|_D^2 \quad (۴)$$

جمله اول معادل (۴) مربوط به عدم انطباق میدان اندازه‌گیری و میدان پراکنده شده از حدس است و دو جمله دیگر به ترتیب برای تنظیم هندسه و تنظیم گذردهی استفاده شده است. واضح است که تابع هزینه تعریف شده به گذردهی و هندسه حدس اولیه وابسته است که با توجه به الگوریتم گرادیان اصلاح می‌گردد.

راهبرد روش اصلاحی مجموعه تراز برای ترمیم گذردهی الکتریکی مربوط به حدس اولیه مطابق رابطه (۵) است:

$$\frac{\partial \varepsilon}{\partial t} - \alpha \sum_{i,k} [\text{Re}\{\bar{u} p\} - c_1 \nabla^2 \varepsilon] = 0 \quad (۵)$$

برای حل معادله مشتق جزئی (۵)، لزومی به محاسبه ε در کل دامنه نیست. با اعمال شرط نویمان بر مرز پراکنده‌ساز حدس، تنها کافی است آن معادله در محدوده D حل شود. علاوه بر شرط مرزی، باید مقدار اولیه‌ای برای ε در نظر گرفت. به این ترتیب شرایط حل عددی معادله (۵) با استفاده از روش تفاضل محدود فراهم می‌شود.

برای انتشار توپولوژی حدس اولیه از روش مجموعه تراز استفاده می‌شود. معادله همیلتون-ژاکوبی مربوط به این تحول بدین صورت است: (معادله ۶)

۴-۳- روش نمونه‌برداری خطی (LSM)

اولین بار دونا از این الگوریتم برای یافتن پراکنده‌سازهای نقطه‌ای استفاده کرد [۲۱]. علاوه بر نقطه‌ای بودن پراکنده‌ساز، اثر انعکاس‌های چندگانه بین پراکنده‌سازها در این تحلیل در نظر گرفته نمی‌شود. مانند کاری که اشمیت کرد، ماتریس خود همبستگی که در اینجا معنی ماتریس معکوس زمانی را دارد با استفاده از ماتریس پراکنده‌سازی ساخته می‌شود.

در صورتی که تعداد منابع تحریک بیشتر یا مساوی تعداد پراکنده‌سازها باشد شرایط الگوریتم موزیک فراهم می‌شود. به این ترتیب ماتریس تصویر با کمک ماتریس معکوس زمانی ساخته می‌شود. اگر نرم تصویر یک پراکنده‌ساز نقطه‌ای، ناچیز باشد این پراکنده‌ساز نقطه‌ای جزئی از هدف خواهد بود. همان‌گونه که اشاره شد، برای این که شرایط این الگوریتم فراهم شود باید تعداد منابع بیشتر از پراکنده‌سازها باشد که از معایب این روش است. علی‌رغم تقریب‌های به کار رفته برای ساده‌تر کردن مسئله پراکنده‌سازی، نتایج عددی بخش آینده نشان از انطباق خوب تصویر بازیابی شده این روش با دیگر روش‌های پراکنده‌سازی معکوس دارد.

۴- نتایج عددی و مقایسه کمی روش‌های بازیابی

فضای تحت بررسی $12 \times 12 \text{ cm}^2$ و شامل دو جسم نفوذپذیر با سطح مقطع به شکل دایره و ضریب شکست ۳ است. هر دو استوانه به شعاع $1/5 \text{ cm}$ و به فاصله $0/5 \text{ cm}$ از هم قرار دارند.

تعداد ۱۸ فرستنده و ۱۸ گیرنده با فواصل یکسان روی یک حلقه دایره‌ای شکل به شعاع 15 cm و مرکز مبدا مختصات، میدان پراکنده شده در فاصله نزدیک را جمع‌آوری می‌کنند. از سه فرکانس 1 GHz و 2 GHz و 4 GHz برای بازیابی هدف استفاده شده است.

شکل (۵-۳) به ترتیب نتیجه بازیابی گذردهی الکتریکی به‌وسیله سه روش DBIM، MLSM و CSI را نشان می‌دهد. از آنجا که تابع هزینه در CSI و DBIM وابسته به داده‌های تمامی فرکانس‌ها است، کانتراست همزمان در سه فرکانس کار به‌روز می‌شود. این در حالی است که در MLSM تابع هزینه در یک فرکانس تعریف شده است و به این ترتیب از روش پرش فرکانسی پس از همگرایی در یک فرکانس استفاده می‌شود. شکل‌های (۶ و ۷)، نتیجه بازیابی تصویر به‌وسیله روش نمونه‌برداری خطی و موزیک را نشان می‌دهد. تصویر در این دو روش میانگین تابع مشخصه در سه فرکانس کار است.

در این مقاله تمرکز ما بر مقایسه کمی نتایج عددی بازیابی تصویر به کمک روش‌های معرفی شده است. به این منظور از سه معیار خطای ضریب شکست، ضریب وضوح تصویر و میزان کنتراست که در ادامه تعریف می‌شود استفاده می‌کنیم.

روش نمونه‌برداری خطی بر پایه حل یک معادله انتگرالی فردهلم نوع اول است و در نتیجه به‌صورت دقیق خطی است، به این معنی که مانند روش‌های پراکنده‌سازی ضعیف با یک تقریب خطی نمی‌شود [۲۰]. کرنل این انتگرال همان داده اندازه‌گیری میدان پراکنده شده از جسم u^m ناشی از تابش یک منبع نقطه‌ای و طرف راست معادله انتگرالی تابع گرین کاملاً معلوم می‌باشد. یکی از روش‌های مرسوم حل این معادله انتگرالی روش کمترین مربعات است که هدف کمینه کردن تابع هزینه زیر است:

$$E(\phi) = \left\| \int_{\Omega} u^m(\bar{x}_m, \bar{x}_i) \phi(\bar{x}_i, \bar{z}) d\bar{l}(\bar{x}_i) - g(\bar{x}_m, \bar{z}) \right\|^2 + \lambda \left\| \phi(\bar{x}_i, \bar{z}) \right\|^2 \quad (7)$$

که $g(\cdot, \cdot)$ تابع گرین فضای آزاد است و ϕ تابع فاصله از مرز جسم مجهول است که با یافتن آن، محدوده جسم مشخص می‌گردد. با توجه به بدو وضع بودن کرنل معادله انتگرالی یک جمله تنظیم برای محدود کردن جواب‌ها با پارامتر تنظیم λ در نظر گرفته شده است.

در روش نمونه‌برداری خطی برای هر نقطه \bar{z} از فضای نمونه‌برداری جوابی برای معادله انتگرالی به‌دست می‌آید و ثابت می‌شود اگر این نقطه روی مرز یا خارج جسم باشد نرم جواب $\left\| \phi(\cdot, \bar{z}) \right\|$ به سمت بی‌نهایت، میل می‌کند. در حالت کلی روش نمونه‌برداری خطی برای آشکارسازی اجسام نفوذپذیر و نفوذ ناپذیر مطرح می‌شود.

۴-۵- روش طبقه‌بندی سیگنال (MUSIC)

الگوریتم موزیک یکی از روش‌های مرسوم در پردازش سیگنال‌ها برای طبقه‌بندی سیگنال‌های ترکیبی است که در سال ۱۹۷۷ توسط اشمیت^۱ ابداع شد. این روش یکی از راه‌های سریع برای تخمین طیف یک سیگنال نویزی گسسته است. علاوه بر این از روش موزیک برای تخمین جهت موج دریافتی در رادار، سونار و ارتباطات بی‌سیم به‌منظور افزایش ظرفیت سامانه استفاده می‌شود. روند کار در الگوریتم موزیک به این صورت است که ابتدا ماتریس خود همبستگی از سیگنال نویزی ساخته و با تجزیه ماتریس خود همبستگی، ماتریس تصویر روی فضای نویزی با استفاده از بردارهای ویژه ایجاد می‌شود. در صورتی که نرم تصویر یک سیگنال سینوسی (با فرکانس مشخص) ناچیز باشد این سیگنال سینوسی جزئی از طیف است.

¹ R. O. Schmidt

کنتراست تصویر یکی دیگر از مولفه‌های کارایی تصویر به حساب می‌آید. در پردازش تصویر کنتراست، اختلاف بین سیگنال در ناحیه مدنظر و زمینه را توصیف می‌کند. تعاریف متنوعی برای این پارامتر وجود دارد. در این مقاله کنتراست تصویر به صورت زیر محاسبه می‌گردد:

$$C = \frac{\langle I_D \rangle - \langle I_{BG} \rangle}{\max\{I_D\} - \min\{I_{BG}\}} \quad (10)$$

که $\langle I_D \rangle$ و $\langle I_{BG} \rangle$ به ترتیب معرف میانگین تصویر در ناحیه هدف و زمینه است. رابطه (۱۰) نسبت به هر نگاشت خطی که بر روی تصویر اعمال شود، ثابت است. این مقدار همواره بین ۰ تا ۱ خواهد بود و به نوعی بازده تصویر را توصیف می‌کند. با توجه به این که کنتراست بر اساس مقدار میانگین تعریف شده، این معیار برای اهداف تکه‌ای همگن مناسب است. نمودار ۱۰ کنتراست تصویر حاصل از روش‌های مختلف بازیابی را نشان می‌دهد.

در آزمون دیگری از ۴ فرستنده و ۴ گیرنده برای به چالش کشیدن روش‌ها استفاده می‌شود. نتایج شبیه‌سازی‌ها نشان می‌دهند که همچنان سه روش کمی DBIM، CSI و MLSM توانایی تفکیک دو جسم به فاصله ۰/۵ cm را دارند. تصویر بازیابی شده و خطا مشابه شکل‌های (۳، ۴، ۵، ۸) است. روش نمونه‌برداری خطی با همین تعداد فرستنده و گیرنده توانایی تفکیک در فرکانس‌های ۱ GHz و ۲ GHz را دارد اما تصویر قابل قبولی در فرکانس ۴ GHz فراهم نمی‌کند.

با این وجود در میانگین هر سه تصویر، دو جسم از یکدیگر تفکیک می‌شوند (شکل ۱۱). این در حالی است که دیگر روش کیفی، یعنی موزیک، در هر سه فرکانس قادر به تفکیک دو جسم نیست (شکل ۱۱).

در عمل وجود نویز عنصری غیرقابل اجتناب در اندازه‌گیری میدان‌های پراکنده شده است. از این رو تزریق مصنوعی نویز به داده‌های شبیه‌سازی چالشی دیگر برای آزمودن روش‌ها خواهد بود. طی دو آزمون، نویز گاوسی با نسبت سیگنال به نویز ۲۰ dB و SNR=۱۰ dB به میدان‌های پراکنده شده اضافه می‌گردد. نتایج شبیه‌سازی‌ها به کمک روش‌های کمی حکایت از تفکیک کامل دو جسم به فاصله ۰/۵ cm و خطای بازیابی نزدیک به حالت بدون نویز دارد به گونه‌ای که برای SNR=۱۰ dB خطای بازیابی گذردهی الکتریکی ۱۳، ۱۷ و ۱۰ درصد به ترتیب برای روش‌های DBIM، CSI و MLSM شده است.

برای بیان کمی خطای بازیابی مربوط به ضریب شکست محیط تحت بررسی و آگاهی از صحت نتایج از معیار زیر استفاده می‌شود:

$$error = \frac{\|\tilde{\mathcal{E}} - \mathcal{E}\|_{L_2}}{\|\tilde{\mathcal{E}}\|_{L_2}} \quad (8)$$

که $\tilde{\mathcal{E}}$ گذردهی الکتریکی واقعی محیط تحت بررسی و \mathcal{E} گذردهی الکتریکی بازیابی شده است. خطای معرفی شده در نرم دو یعنی L_2 محاسبه می‌گردد. با توجه به این که روش‌های نمونه برداری خطی و موزیک، توانایی بازیابی جنس جسم را ندارند، خطای نسبی ضریب شکست فقط برای سه روش کمی DBIM، CSIM و MLSM قابل تعریف است. نمودارهای شکل (۸) خطای نسبی ضریب شکست را بر حسب فاصله دو جسم و برای سه روش بازیابی کمی نشان می‌دهد. واضح است که با کاهش فاصله بین دو جسم از ۳ cm به ۰/۵ cm به علت رسیدن به آستانه تفکیک دو جسم، خطای بازیابی افزایش می‌یابد.

وضوح فضایی یکی از پارامترهای مهم برای تعیین کارایی یک سامانه تصویربرداری محسوب می‌شود که توانایی سامانه در آشکارسازی کوچک‌ترین جسم ممکن و یا شناسایی جزئیات یک جسم را توصیف می‌کند. با افزایش فرکانس کار وضوح سامانه تصویربرداری بیشتر می‌شود. پس برای مقایسه این ویژگی برای الگوریتم‌های بازیابی مختلف باید این مسئله را مد نظر قرار داد و باند فرکانسی موج تابشی یکسان انتخاب کرد.

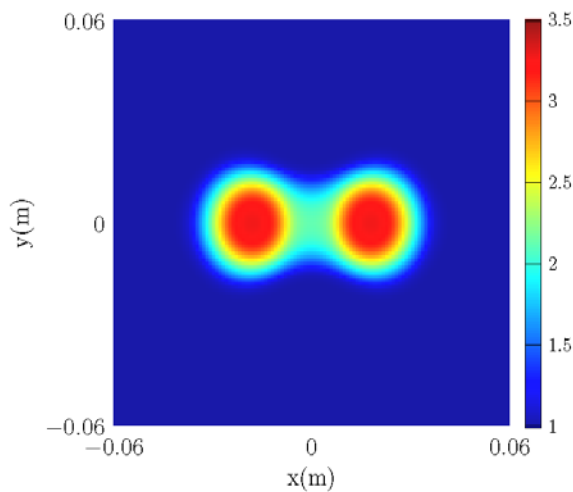
بر همین اساس ضریب وضوح را به صورت زیر تعریف می‌کنیم:

$$RF = \frac{\max\{I_{MM}\} - \min\{I_{MM}\}}{\max\{I_{MM}\} - \min\{I_{BG}\}} \quad (9)$$

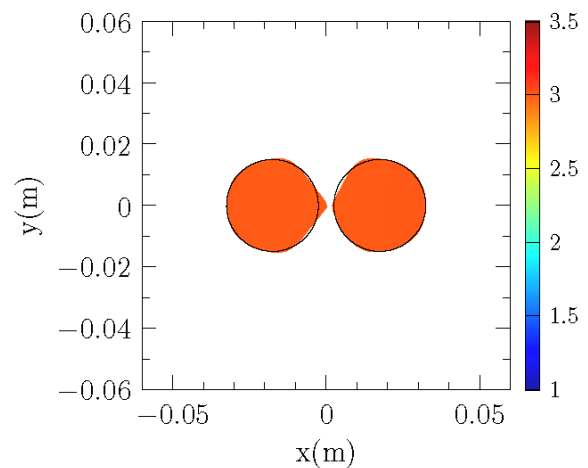
که I_{MM} مقدار سیگنال در حد فاصل مرکز دو جسم و I_{BG} مقدار سیگنال زمینه است. نمودارهای شکل (۹) ضریب وضوح را برای پنج روش بازیابی نشان می‌دهد.

بر اساس معیار رایلی^۱ دو روزه زمانی از هم قابل تفکیک هستند که در فاصله بیشتری از یک دیسک آیری قرار گیرند. تحت این شرایط مقدار سیگنال ما بین دو نقطه بیشینه کمتر از ۸۰ درصد و به این ترتیب ضریب وضوح بالای ۲۰ درصد می‌باشد. با توجه به این که که کوتاه‌ترین طول موج تابشی ۷/۵ cm اختیار شده، روش‌های بازیابی قادر به تفکیک دو جسم استوانه‌ای شکل با فاصله ۱/۵ λ را در فضای آزاد دارند.

^۱ Rayleigh criterion



شکل (۴): گذردهی الکتریکی پروفایل بازیابی شده از روش برن معوج.

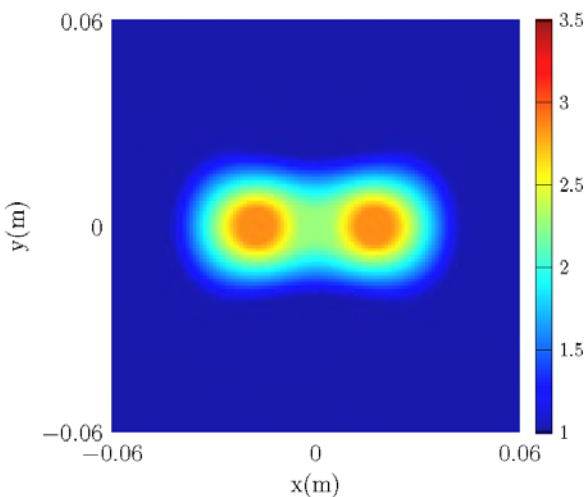


شکل (۳): هندسه مربوط به پراکنده‌ساز هدف و گذردهی الکتریکی

بازیابی شده به روش اصلاحی مجموعه تراز. دو دایره مشکی رنگ

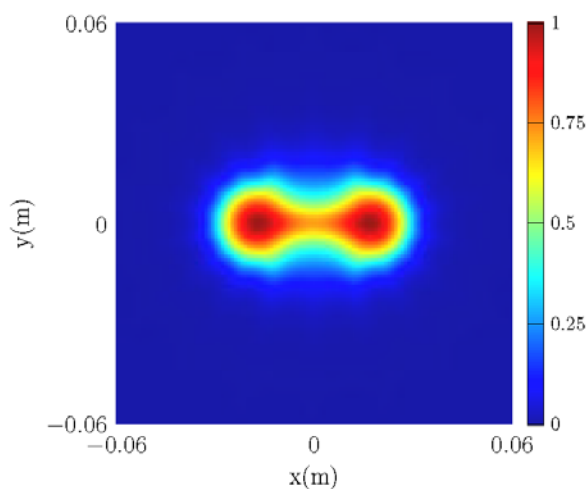
محدوده گذردهی پراکنده‌ساز هدف با گذردهی نسبی ۳

را نشان می‌دهد.



شکل (۵): گذردهی الکتریکی پروفایل بازیابی شده از روش معکوس

منبع کنتراست.



شکل (۶): تصویر بازیابی شده به کمک روش نمونه‌برداری خطی.

روش موزیک با مقادیر نویزی به میزان $\text{SNR} = 20 \text{ dB}$ قادر

به تفکیک دو جسم است اما با افزایش سطح نویز به

است که روش نمونه‌برداری خطی حساسیت بیشتری به نویز دارد

و در هر دو حالت تزریق نویز دو جسم تفکیک نمی‌شوند.

الگوریتم‌های بازیابی به کمک نرم‌افزار متلب پیاده‌سازی

شده و بر روی یک لپ‌تاپ با پردازنده اینتل core i5 (2/4 GHz) و

حافظه ۴ گیگابایت اجرا شده است.

بر روی این سامانه، هر مرحله تکرار روش MLSM تقریباً ۲

تا ۵ s زمان برده است، که با دو روش کمی دیگر اختلاف فاحشی

دارد. هر مرحله تکرار در CSI و DBIM به ترتیب ۰/۳ و ۱/۳ شده

است. دلیل این اختلاف استفاده از الگوریتم‌های FFT و BiCG در

سرعت بخشیدن به هر دو روش بازیابی است.

هر مرحله روش DBIM همانند MLSM با توجه به این‌که

مسئله پراکنده‌ساز مستقیم حل می‌شود زمان بر است در عوض این

روش نسبت به دو روش دیگر از همگرایی بیشتری برخوردار

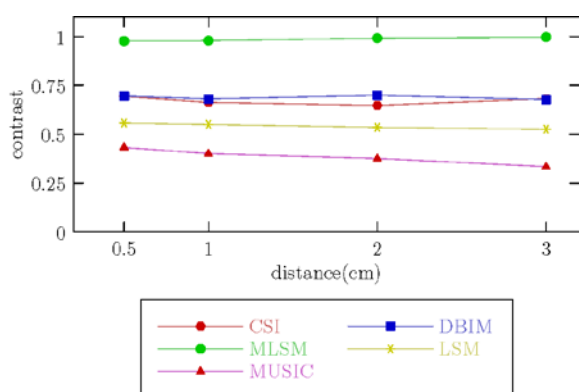
است. یکی از علل برتری روش‌های کیفی نسبت به روش‌های

کمی، الگوریتم‌های با حجم محاسبات کم و به این ترتیب سرعت

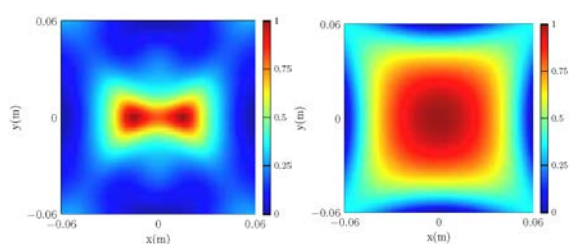
بازیابی بالا است. به عنوان مثال کل روند بازیابی دو روش نمونه

برداری خطی و موزیک کمتر از ۰/۳ s شده است. با این وجود دو

روش مذکور، توانایی بازیابی جنس جسم را ندارند.



شکل (۱۰): کنتراست برحسب فاصله بین دو جسم.



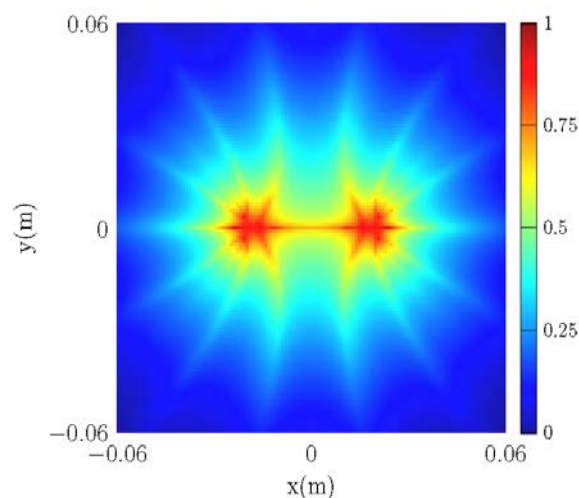
شکل (۱۱): تصویر بازیابی شده با استفاده از ۴ فرستنده و ۴ گیرنده به کمک روش نمونه برداری خطی (چپ) و موزیک (راست).

۵- نتیجه گیری

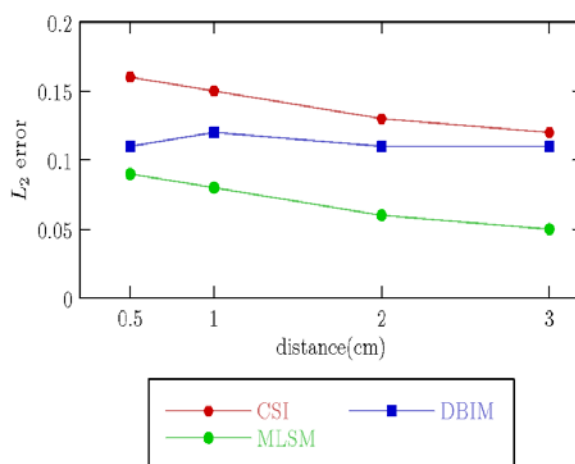
در این مقاله، خطای بازیابی مربوط به سه روش کمی منبع کانتراست (CSI)، تکرار برن معوج (DBIM) و اصلاحی مجموعه تراز (MLSM) مقایسه و وضوح و کانتراست تصویر مربوط به سه روش اشاره شده به همراه دو روش کیفی نمونه برداری خطی (LSM) و موزیک معکوس زمانی (MUSIC) محاسبه شد.

نتایج عددی روش‌های بازیابی گواهر خطای کم و صحت بالای گذردهی بازیابی شده به وسیله روش MLSM نسبت به دو روش کمی DBIM و CSI است. این مسئله ناشی از محدود کردن ناحیه تحت بررسی به ناحیه‌ای کوچک‌تر با کانتراست مجهول است که منتج به کاهش تعداد مجهولات در پیاده‌سازی عددی آن می‌شود. لازم به ذکر است، افزایش تعداد مجهولات در یک مسئله بدوضع تاثیر زیادی بر صحت نتایج می‌گذارد. کانتراست تصویر بازیابی شده در روش MLSM هم همچنین به علت محدود کردن ناحیه تحت بررسی به وسیله روش مجموعه تراز، کامل است و افزایش آن در دیگر روش‌ها وابستگی زیادی به نوع و میزان تنظیم جواب‌های الگوریتم دارد.

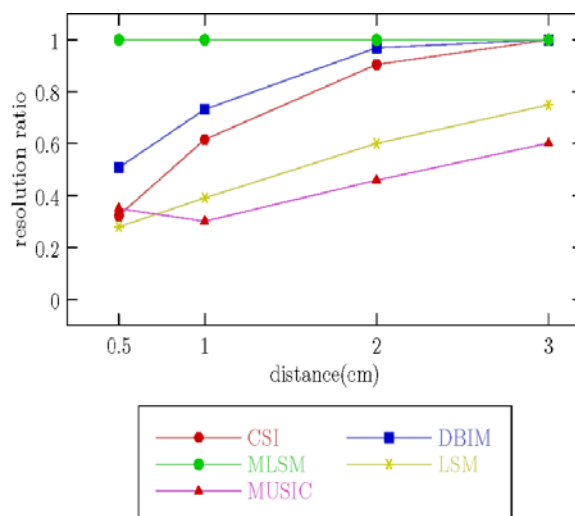
همچنین نتایج عددی نشان می‌دهد که برای فواصل بیشتر از یک پنزدهم طول موج در بیشترین فرکانس تابش، ضریب وضوح تصویر روش MLSM کامل است این در حالی است که برای فواصل بیشتر از چهاردهم طول موج دو روش کمی DBIM و CSI به این درصد از وضوح می‌رسند. از این نظر روش‌های LSM



شکل (۷): تصویر بازیابی شده به کمک روش موزیک.



شکل (۸): خطای ناشی از تشخیص نادرست گذردهی نسبی بر حسب فاصله دو جسم برای سه روش معکوس منبع کانتراست (CSI)، برن معوج (DBIM)، اصلاحی مجموعه تراز (MLSM).



شکل (۹): تغییر ضریب کیفیت تصویر برحسب فاصله برای روش‌های اصلاحی مجموعه تراز (MLSM)، معکوس منبع کانتراست (CSI)، برن معوج (DBIM)، نمونه برداری خطی (LSM) و موزیک (MUSIC).

- [10] J. Sethian, *Level set methods and fast marching methods: evolving interfaces in computational geometry, fluid mechanics, computer vision, and materials science*. Cambridge university press, 1999, vol.3.
- [11] M. Eskandari and R. Safian, "Inverse scattering method based on contour deformations using a fast marching method," *Inverse Problems*, vol. 26, no. 9, p. 095002, 2010.
- [12] M.R. Eskandari, and M. Dehmollaian, and R. Safian, "Simultaneous microwave imaging and parameter estimation using modified level-set method", *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, vol. 64, no. 8, 3554-3564, 2016.
- [13] M. R. Eskandari, R. Safian, M. Dehmollaian, "Modified level set method for accurate physical and geometrical reconstruction", *IEEE Antennas and Propagation Society International Symposium (APSURSI)*, 886-887, 2014.
- [14] C.Gabriel and S.Gabriel, "Compilation of the Dielectric Properties of Body Tissues at RF and Microwave Frequencies", 1996.
- [15] T. Rubæk, P. M. Meaney, P. Meincke, and K. D. Paulsen, "Nonlinear microwave imaging for breast-cancer screening using Gauss-Newton's method and the CGLS inversion algorithm," *IEEE Trans. Antennas Propag.*, vol. 55, no. 8, pp. 2320-2331, Aug. 2007.
- [16] P. Van Den Berg and R. Kleinman, "A total variation enhanced modified gradient algorithm for profile reconstruction," *Inverse Problems*, vol. 11, no. 3, pp. 5-10, 1999.
- [17] P. Mojabi, J. LoVetri, and L. Shafai, "A multiplicative regularized Gauss-Newton inversion for shape and location reconstruction," *Antennas and Propagation, IEEE Transactions on*, vol. 59, no. 12, pp. 4790-4802, 2011.
- [18] W. C. Chew and Y. M.Wang, "Reconstruction of two-dimensional permittivity distribution using the distorted born iterative method," *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol. 9, no. 2, pp. 218-225, 1990.
- [19] P. M. Van Den Berg and R. E. Kleinman, "A contrast source inversion method," *Inverse problems*, vol. 13, no. 6, p. 1607, 1997.
- [20] D. Colton, H. Haddar, and M. Piana, "The linear sampling method in inverse electromagnetic scattering theory," *Inverse problems*, vol.19, no.6, p.S105, 2003.
- [21] A. J. Devaney, "Super-resolution processing of multi-static data using time reversal and music," *J. Acoust. Soc. Am*, 2000.
- MUSIC وضوح پایین‌تری دارند اما در عوض حجم محاسبات کم، منتج به بازیابی تصویر در کسری از ثانیه می‌شود. در مقایسه بین دو روش کیفی اشاره شده، روش LSM وضوح و کانتراست بهتری را فراهم می‌سازد.

۶- مراجع

- [1] Pastorino, Matteo, and Andrea Randazzo. "Microwave Imaging Methods and Applications." Artech House, 2018.
- [2] Tournier, Pierre-Henri, et al. "Numerical Modeling and High-Speed Parallel Computing: New Perspectives on Tomographic Microwave Imaging for Brain Stroke Detection and Monitoring." *IEEE Antennas and Propagation Magazine*, vol. 59, no. 5, pp. 98-110, 2017.
- [3] Akıncı, Mehmet Nuri, Mehmet Çayören, and Ersin Göse, "Qualitative microwave imaging of breast cancer with contrast agents," *Physics in Medicine & Biology*, vol. 64.no.11, 2019.
- [4] [M. Ostadrahimi, P. Mojabi, S. Noghianian, L. Shafai, S. Pistorius, and J. LoVetri, "A novel microwave tomography system based on the scattering probe technique," *Instrumentation and Measurement, IEEE Transactions on*, vol. 61, no. 2, pp. 379-390, 2012.
- [5] N. Zarnaghi Naghsh, A. Ghorbani, H. Amindavar, "A Novel Method for Multistatic UWB Radar-Based Microwave Breast Cancer Imaging ", *Journal of Radar*, vol. 3, no. 4, 2016,(In Persian).
- [6] S. Y. Chen, W. C. Chew, and W. D. Kennedy, "Inversion of 6FF40 induction tool measurement using the distorted born iterative method," in *Proc. Int. Geosci. Remote Sens. Symp. (IGARSS)*, vol. I-V. Singapore, 1997, pp. 938-941.
- [7] M. Eskandari, R. Safian, and M. Dehmollaian, "Three dimensional nearfield microwave imaging using hybrid linear sampling and level set methods in a medium with compact support," *Antennas and Propagation, IEEE Transactions on*, vol. 62, no. 10, 2014.
- [8] F.-C. Chen and W. C. Chew, "Experimental verification of super resolution in nonlinear inverse scattering," *Applied physics letters*, vol. 72, no. 23, pp. 3080-3082, 1998.
- [9] W. C. Chew and Y. M. Wang, "An iterative solution of the two dimensional electromagnetic inverse scattering problem," *Int. J. Imag. Syst. Technol.*, vol. 1, no. 1, pp. 100-108, 1989.

