

روشی جدید برای تصویربرداری چند ایستایی فرایه‌ن باند مایکروویو مبتنی بر رادار از سرطان سینه

نرگس زرنقی نقش^{۱*}، ایاز قربانی^۲، حمیدرضا امین داور^۳

۱- کارشناسی ارشد ۲- دانشیار، ۳- استاد، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، دانشکده مهندسی برق.

(دریافت: ۹۴/۱۰/۲، پذیرش: ۹۵/۰۲/۱۱)

چکیده

در تصویربرداری چندایستایی فرایه‌ن باند مایکروویو و از سرطان سینه، زمان طولانی تصویربرداری، مسئله مهمی است. در این مقاله، روشی جدید برای تصویربرداری و دستیابی به داده در تصویربرداری چندایستایی فرایه‌ن باند راداری از سرطان سینه با استفاده از دریافت فشرده ارائه شده است که به طور قابل توجهی، حجم داده‌ها و زمان تصویربرداری را کاهش می‌دهد. در این روش، به جای اندازه‌گیری سیگنال‌های بازگشتی از رادار به صورت مرسوم، تنها تعداد محدودی از سیگنال‌ها، با انتخاب تصادفی فرستنده و گیرنده برای دستیابی به تصاویر مطمئن، حتی در سطوح بالای نویز، کافی هستند. با استفاده از شبیه‌سازی‌های انجام شده، نشان می‌دهیم که تنها با استفاده از تعداد اندکی از سیگنال‌های دریافتی و تعداد کمتری از نمونه‌های سیگنال در حوزه زمان، می‌توان نسبت به روش شکل‌دهی پرتو تأخیر و جمع به تصاویر تکراری رسید.

واژگان کلیدی

دریافت فشرده، تصویربرداری مایکروویو، سرطان سینه، رادار چندایستایی فرایه‌ن باند، بهینه‌سازی محدب.

۱. مقدمه

روش‌های تصویربرداری مایکروویو فرایه‌ن باند^۱، به علت اختلاف زیاد ثابت دی‌الکتریک و ضریب رسانندگی الکتريکی بافت سالم و تومورهای بدخیم در فرکانس‌های مایکروویو، به عنوان روشی مکمل برای تصویربرداری^۲ MRI جهت آشکارسازی زودهنگام سرطان سینه پیشنهاد شده‌اند [۱]. زیرا روش‌های تصویربرداری MRI در برخی موارد، بیماری سرطان را آشکار نمی‌کنند و در برخی موارد نیز انسان سالم را به اشتباه به عنوان بیمار سرطانی تشخیص می‌دهند. ثابت دی‌الکتریک و ضریب رسانندگی الکتريکی بافت سرطانی از بافت چربی بسیار بیشتر است و به همین دلیل، سیگنال بازگشتی از بافت سرطانی قوی‌تر از سیگنال بازگشتی از بافت چربی در سینه است. روش‌های تصویربرداری مایکروویو از سرطان سینه به روش‌های توموگرافی و راداری

تقسیم می‌شوند [۲]. در روش‌های توموگرافی، با حل یک مسئله معکوس پراکندگی، پروفایلی از مشخصات دی‌الکتریک بافت‌های سینه در نقاط مختلف تشکیل می‌گردد. روش‌های راداری، به دلیل عدم نیاز به حل یک مسأله پراکندگی معکوس، نسبت به روش‌های توموگرافی، روش‌های ساده‌تری هستند. در روش‌های راداری، برخلاف روش‌های توموگرافی که پروفایل ویژگی‌های دی‌الکتریک بافت را به طور کامل بازسازی می‌کنند، تصاویری از حضور و مکان اشیایی که پراکندگی بالایی دارند، ایجاد می‌شود [۱]. از آنجا که پراکندگی تومور سرطانی از بافت‌های چربی بیشتر است، مکان آن در تصویر تشکیل شده مشخص می‌گردد. روش‌های راداری مختلفی بر اساس شکل‌دهی پرتو، همچون تأخیر و جمع^۳ (DAS) و تأخیر، ضرب و جمع^۴ (DMAS) در مقالات پیشنهاد شده‌اند [۱ و ۳]. تمام این روش‌ها، به نمونه‌برداری دقیقی نیاز دارند و پس از تشکیل تصویر حاوی کلاترند. بنابراین، دستیابی به داده برای تصویربرداری مایکروویو، مسأله مشکلی است.

* رایانامه نویسنده پاسخگو: nzarnaghi@aut.ac.ir

¹ Ultra-wideband

² Magnetic Resonance Imaging (MRI)

³ Delay and Sum

⁴ Delay Multiply and Sum

تمرکز اصلی این مقاله بر انتخاب آنتن‌های فرستنده و گیرنده به صورت تصادفی است که وجه تمایز عمده آن با روش استفاده شده در [۸] است.

اگر چه در [۱۰]، دریافت فشرده در تصویربرداری MRI برای تشخیص سرطان سینه استفاده شده است، ولی در اینجا ما دریافت فشرده را در تصویر برداری مایکروویو فرابهن‌باند از سرطان سینه ارائه می‌دهیم. همان‌گونه که پیش از این ذکر شد، روشی کاملاً متفاوت از تصویربرداری MRI است که به صورت مکتلی برای این روش تصویربرداری استفاده می‌شود. در تصویربرداری MRI از آنتن‌های مایکروویو فرابهن‌باند استفاده نمی‌گردد، سیستم تصویربرداری کاملاً متفاوت و طبیعتاً ریاضیات این روش نیز کاملاً متفاوت است.

در [۱۱]، دریافت فشرده در تصویربرداری مایکروویو فرابهن‌باند به روش توموگرافی استفاده شده است. همان‌گونه که پیش از این ذکر شد، دو روش مختلف توموگرافی و راداری برای تصویربرداری مایکروویو ارائه شده‌اند که ما در این مقاله به روش تصویربرداری راداری می‌پردازیم. در [۱۲]، دریافت فشرده در روش تصویربرداری راداری شکل‌دهی پرتو استفاده شده است. در مقاله [۱۲]، با استفاده از دریافت فشرده، سیگنال‌های دریافتی با تعداد نمونه‌های کمتر از نایکوئیست بازیابی شده و سپس به روش شکل‌دهی پرتو^۹ MVDR تصویر مکان تومور تشکیل می‌شود. ولی در این مقاله، ما از دریافت فشرده به‌عنوان یک روش جدید تصویربرداری از سرطان سینه استفاده می‌کنیم و نتایج آن را با الگوریتم شکل‌دهی پرتو DAS مقایسه می‌نماییم. روش ارائه‌شده در این مقاله، پیش از این در تصویربرداری مایکروویو راداری فرابهن‌باند سرطان سینه استفاده نشده است، ریاضیات آن در این کاربرد جدید بوده و یکی از نقاط قوت آن این است که با استفاده از تعداد سیگنال‌های کمتری می‌توان تصاویری از مکان تومور به‌وجود آورد که حاوی کلاتر نیستند.

ما در این مقاله مسأله تصویربرداری را به صورت یک مسأله انتخاب دیکشنری فرمول‌بندی می‌کنیم. فضای هدف به سلول‌های کوچکی گسسته می‌شود. دریافت فشرده، اطلاعات سینه را در تعداد کمی اندازه‌گیری تصادفی دریافت می‌کند. سپس، مسأله بازسازی دریافت فشرده برای سیگنال‌های دریافتی

در این مقاله ما روش جدیدی را بر اساس یک آرایه نیم‌دایره‌ای تُنک پیشنهاد می‌دهیم که زمان نمونه‌برداری را کاهش می‌دهد و مکان‌یابی تومور را ممکن می‌سازد. این روش بر اساس فرض اولیه پراکندگی تُنک تومورها است، که به آن تُنکی فضایی^۱ نیز گفته می‌شود. تُنکی فضایی به این معناست که تومورها مکان بسیار کوچکی را در سینه اشغال می‌کنند. چهارچوب پایه‌ای دریافت فشرده به صورتی است که در ادامه ذکر می‌شود. فرض کنید که سیگنال \mathbf{x} با طول N یک سیگنال تُنک با K مؤلفه مهم است و می‌تواند به صورت زیر نشان داده شود:

$$\mathbf{x} = \Psi \mathbf{s} \quad (1)$$

که در این معادله Ψ یک دیکشنری کامل و متعامد و \mathbf{s} سیگنالی است که می‌خواهیم آن را بازیابی نماییم. دریافت فشرده اندازه‌گیری‌های خطی را به صورت زیر انجام می‌دهد:

$$\mathbf{y} = \Phi \mathbf{x} \quad (2)$$

که Φ ماتریس اندازه‌گیری نامیده می‌شود و \mathbf{y} سیگنال اندازه‌گیری شده است. تئوری دریافت فشرده بیان می‌کند که تا زمانی که ماتریس اندازه‌گیری Φ با ماتریس دیکشنری Ψ ناهمبسته است، بازسازی ماتریس برداری \mathbf{x} از $Q = O(k \log N)$ اندازه‌گیری فشرده به صورت دقیق با احتمال بالایی با حل یک مسأله بهینه‌سازی محدب با دقت بالایی امکان‌پذیر است [۴]،

$$\min \|\mathbf{s}\|_1, \quad \text{subject to } \mathbf{y} = \Phi \Psi \mathbf{s} \quad (3)$$

که می‌تواند با الگوریتم‌های برنامه‌نویسی خطی مختلفی مانند تعقیب پایه^۲ [۵]، انتخاب‌گر دنتزیگ^۳ [۶] و تخمین‌گر LASSO^۴ [۷] حل شود. دو روش آخر را در حضور نویز نیز می‌توان استفاده کرد.

کاربرد پردازش سیگنال تُنک برای آشکارسازی اهداف دفن‌شده با استفاده از رادارهای نفوذ در زمین^۵ و رادارهای تصویربرداری از داخل دیوار^۶ به ترتیب در [۸] و [۹] بررسی شده است. در این مقاله، روشی که ما استفاده می‌کنیم از روشی که در مرجع [۸] برای رادارهای GPR استفاده شده، اقتباس شده است، ولی به جای GPR، در تصویربرداری مایکروویو از سرطان سینه و به جای آرایه دو ایستایی^۷ از آرایه چندایستایی^۸ استفاده شده است.

¹ Spatial Sparsity

² Basis Pursuit (BP)

³ Dantzig Selector

⁴ Least Absolute Shrinkage and Selection Operator Estimator

⁵ Ground Penetrating Radar (GPR)

⁶ Through The Wall Imaging (TTWI)

⁷ Bistatic

⁸ Multistatic

⁹ Minimum Variance Distortionless Response (MVDR)

۲-۲. ایجاد دیکشنری برای تصویربرداری مایکروویو

سرطان سینه

به منظور ایجاد یک دیکشنری برای تصویربرداری مایکروویو سرطان سینه، فضای سینه را گسسته در نظر می‌گیریم. این گسسته‌سازی، مجموعه‌ای از نقاط هدف $\Pi = \{\pi_1, \pi_2, \dots, \pi_N\}$ را تولید می‌کند، که N رزولوشن را تعیین می‌کند و هر π_j یک بردار سه‌بعدی به صورت $[x_j, y_j, z_j]$ است. در نهایت، ما بردار \mathbf{b} را به صورت یک تابع نمایش دهنده وزن تعریف می‌کنیم، به این معنا که اگر هدفی در پیکسل i ام وجود داشته باشد، مقدار المان i ام باید غیر صفر باشد، در غیر این صورت مقدار آن بای برابر با صفر باشد. هر یک از سیگنال‌های دریافتی می‌تواند برای یک المان معین Π محاسبه شود. به همین دلیل، یک رابطه خطی بین \mathbf{b} و i امین سیگنال دریافتی به صورت زیر می‌نویسیم:

$$\xi_i = \Psi_i \mathbf{b} \quad (5)$$

$$\xi_i = [\xi_i(t_0), \xi_i(t_0 + \frac{1}{F_s}), \dots, \xi_i(t_0 + \frac{N_i-1}{F_s})]^T \quad (6)$$

که در روابط بالا، t_0 زمان آغازین مناسب، F_s فرکانس نمونه‌برداری، و N_i تعداد نمونه‌های داده است. در معادله (۵)، i امین ستون Ψ_i به صورت زیر است:

$$[\Psi_i]_j = s(t - \tau_i(\pi_j)) \quad (7)$$

۲-۳. دست‌یابی به داده به کمک دریافت فشرده

ابتدا، سیگنال‌های دریافتی را کالیبره می‌کنیم تا کوپلینگ متقابل بین آنتن‌ها و بازگشتی از سطح سینه و پوست را تا جای ممکن کاهش دهیم [۱]. در این مقاله، ما سیگنال‌های دریافتی را با کم کردن پاسخ‌های یک سینه در حضور و در نبودن یک تومور کالیبره می‌کنیم.

به صورت تابعی از مکان‌های فضای هدف فرمول‌بندی می‌شود. هدف ما ایجاد یک تصویر از سینه است. ادامه این مقاله به این صورت سامان‌دهی شده است؛ در بخش ۲، ایده دریافت فشرده، برای تصویربرداری از سرطان سینه توصیف شده است. در بخش ۳، نتایج شبیه‌سازی برای نشان دادن مؤثر بودن روش پیشنهادی و در نهایت، در بخش ۴، نتایج آورده شده‌اند.

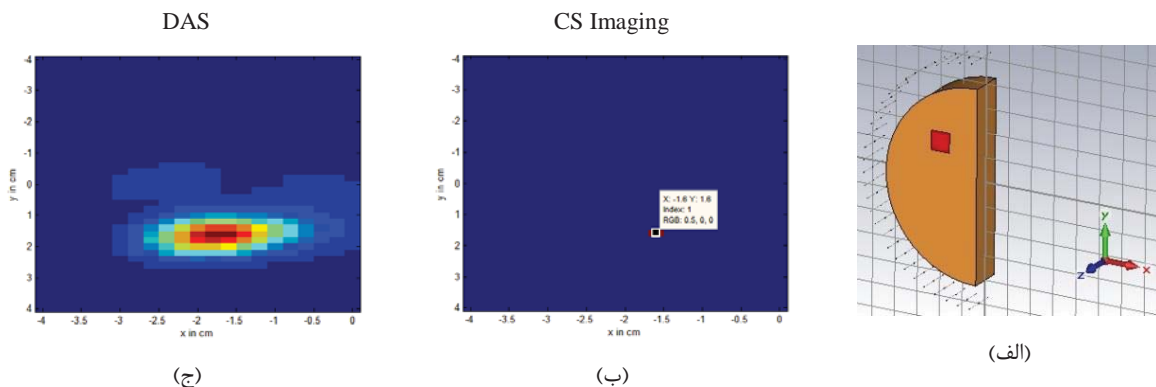
۲. تصویربرداری مایکروویو از سرطان سینه با استفاده از دریافت فشرده

۱-۲. مدل سیگنال

در این مقاله، ما از روش چندایستایی برای دست‌یابی به داده استفاده می‌کنیم، به این معنا که از یک آرایه آنتنی با N المان استفاده می‌کنیم. هر آنتن به نوبت، یک سیگنال $S(t)$ را ارسال و هر یک از آنتن‌های دیگر، سیگنال $\xi_i(t)$ را دریافت می‌کنند. شکل ۱ این آرایه آنتنی را نشان می‌دهد. از آنجا که حالات تک ایستایی^۱ را در نظر نگرفته‌ایم و تعویض یک فرستنده و یک گیرنده، اطلاعات اضافه‌تری را تولید نمی‌کند، تعداد کل سیگنال‌های ضبط‌شده $N(N-1)/2$ است. فرض می‌کنیم که سیگنال دریافتی در آنتن گیرنده که از نقطه p بازتاب شده است، می‌تواند به صورت زیر نوشته شود [۱۳]:

$$\xi_i(t) = \sum_{p=1}^N \frac{\sigma_p S(t - \tau_i(p))}{A_{i,p}} \quad (4)$$

که در این رابطه $\tau_i(p)$ تأخیر رفت و برگشت بین فرستنده و گیرنده از طریق هدف در نقطه p ، σ_p ضریب بازتابش هدف و $A_{i,p}$ یک ضریب مقیاس است که برای لحاظ هرگونه تضعیف و تلفات پاشندگی استفاده شده است.



شکل ۱. (الف) مدل شبیه‌سازی شده، (ب) تصویر به دست‌آمده با استفاده از روش پیشنهادی با ۱۵ سیگنال تصادفی و ۵۰ نمونه تصادفی از ۵۴۶ نمونه، (ج) تصویر به دست‌آمده با استفاده از الگوریتم DAS با استفاده از ۴۳۵ سیگنال

می‌دهد. ماتریس Φ_i در معادله (۹) می‌تواند به گونه‌ای انتخاب شود که همبستگی متقابل بین Φ_i و Ψ_i را کمینه کند.

در این روش، بردار نمایش‌دهنده فضای هدف \mathbf{b} می‌تواند به طور دقیق بر طبق قضیه CS از $M = C(\mu^2(\Phi, \Psi) \log N)$ اندازه‌گیری فشرده β با احتمال بالایی با حل یک مسأله کمینه‌سازی به صورت زیر بازیابی شود [۱۵]:

$$\hat{\mathbf{b}} = \arg \min \|\mathbf{b}\|_1, \quad s. t. \quad \beta = \Phi \Psi \mathbf{b} \quad (10)$$

$\mu(\Phi, \Psi)$ همبستگی بین Φ و Ψ است که در مرجع [۱۵] تعریف شده است. نمادگذاری‌ها به صورت $\beta = [\beta_1^T, \dots, \beta_L^T]^T$ ، $\Phi = [\Phi_1, \dots, \Phi_L]$ و $\Psi = [\Psi_1^T, \dots, \Psi_L^T]^T$ هستند که L تعداد سلول‌های گسسته است.

مسأله بهینه‌سازی محدب در معادله (۱۰) برای حالت بدون نویز معتبر است. در ادامه، ما حالت نویزی را در نظر می‌گیریم، یعنی $\xi_i^T = \xi_i + n_i(t)$. بازسازی بردار \mathbf{b} از طریق تخمین‌گر LASSO به صورت [۷]:

$$\hat{\mathbf{b}} = \arg \min 0.5 \|\beta - \Phi \Psi \mathbf{b}\|_2^2 + \lambda \|\mathbf{b}\|_1 \quad (11)$$

امکان‌پذیر است.

۳. نتایج شبیه‌سازی

در این بخش، مثال‌های مختلفی برای نشان دادن مؤثر بودن روش پیشنهادی برای آشکارسازی تومور سرطان سینه ارائه شده اند. شبیه‌سازی مدل سینه با نرم افزار CST انجام شده است. همان طور که در شکل (۱-الف) نشان داده شده است، سینه به صورت یک شکل نیم دایره‌ای به شعاع 4 cm با $\epsilon_r = 9/8$ و $\sigma = 0.45/m$ مدل شده است. ابعاد سینه مشابه مرجع [۱۶] انتخاب شده است. ویژگی‌های الکتریکی تومور $\epsilon_r = 50$ و $\sigma = 75/m$ است. این ویژگی‌های دی‌الکتریکی بافت سینه مشابه مرجع [۱۴] انتخاب شده است که برگرفته از ویژگی‌های دی‌الکتریک سینه واقعی است. ویژگی‌های دی‌الکتریکی بافت‌های سینه در مرجع [۱۷] بررسی شده است. فرکانس عملکرد $10-15 \text{ GHz}$. آرایه‌ای از ۳۰ آنتن دو قطبی در یک فاصله 1 cm اطراف سینه قرار گرفته‌اند. نسبت سیگنال به نویز برای تمام مثال‌ها 15 dB است. سیگنال تحریک یک پالس گوسی مشتق گرفته شده به صورت زیر است:

$$V(t) = V_0(t - t_0)e^{(-(t-t_0)^2/\tau^2)} \quad (12)$$

در روش DAS، سیگنال‌های دریافتی به صورت مصنوعی در هر نقطه دلخواه در سینه با همزمانی سیگنال‌های $\xi_i(t)$ ، با استفاده از تأخیر تخمین زده شده از فرستنده A و گیرنده B از طریق نقطه دلخواه C متمرکز می‌شوند. سپس، بازگشتی از نقطه C به صورت زیر محاسبه می‌شود [۱۴]:

$$I = \int_0^\tau (\sum_{i=1}^{N(N-1)} w_i \xi_i(t - T_i))^2 dt \quad (8)$$

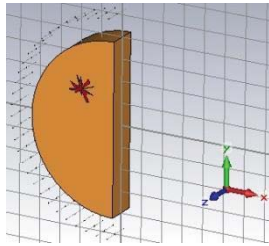
که در رابطه بالا، w_i ‌ها ضرایب جبران‌سازی هستند که برای جبران‌سازی اختلافات در تضعیف بین مسیره‌ها از A تا B از طریق نقطه C اعمال شده‌اند. بدین‌گونه الگوریتم DAS تصویری از مکان تومور بازسازی می‌کند.

روش‌های تصویربرداری شکل‌دهی پرتو، مانند DAS که برای تصویربرداری مایکروویو از سرطان سینه استفاده شده‌اند، معمولاً به نمونه‌برداری فضایی مترامی نیاز دارند تا کیفیت تصویر را بهبود دهند. تراکم بالای نمونه‌برداری فضایی به زمان پیمایش زیادی نیاز دارد.

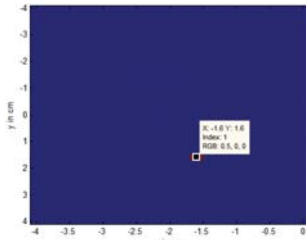
روش تصویربرداری دریافت فشرده که در این مقاله ارائه شده است، به طور قابل ملاحظه‌ای نمونه‌برداری فضایی را کاهش می‌دهد. تومورها در سینه، توزیع بسیار تُنکی دارند، به این معنا که اهداف بسیار تُنک هستند و تعداد المان‌های غیر صفر در \mathbf{b} در مقایسه با تعداد بالای معادلات ایجاد شده به وسیله ماتریس Ψ ، بسیار اندک است. بر اساس تئوری دریافت فشرده، تعداد بسیار کمی از اندازه‌گیری‌ها، اطلاعات کافی برای بازسازی کامل سیگنال اصلی را در اختیار ما قرار می‌دهد. در این مقاله، ما سیگنال‌های دریافتی $\xi_i(t)$ را به صورت تصادفی انتخاب می‌کنیم و دیکشنری متناظر آن‌ها را ایجاد می‌کنیم. به منظور انتخاب تصادفی این سیگنال‌ها، یک بردار $1 \times N(N-1)/2$ را ایجاد می‌کنیم، که المان‌های آن توزیع دوجمله‌ای دارند. سپس، به جای نمونه برداری از سیگنال ξ_i در فرکانس F_s ، بازتاب‌های خطی ξ_i را بر روی یک مجموعه دوم از بردارهای پایه $\Phi_{im}, m = 1, 2, \dots, M$ اندازه می‌گیریم که می‌توانیم آن را به فرم ماتریسی زیر برای i امین سیگنال بنویسیم:

$$\beta_i = \Phi_i \xi_i = \Phi_i \Psi_i \mathbf{b} \quad (9)$$

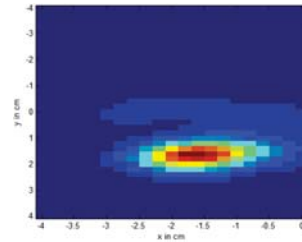
که در این معادله Φ_i یک ماتریس اندازه‌گیری $M \times N_t$ است. می‌توان تعداد نمونه‌های کمتری را نسبت به اندازه بردار \mathbf{b} در نظر گرفت. با استفاده از الگوریتم CS، تنها تعداد کمی از اندازه‌گیری‌های تصادفی اطلاعات کافی از سیگنال را به دست



(الف)



(ب)



(ج)

شکل ۲. الف) مدل شبیه‌سازی شده، ب) تصویر به‌دست‌آمده با استفاده از روش پیشنهاد شده با ۱۵ سیگنال تصادفی و ۵۰ نمونه تصادفی در حوزه زمان از ۵۶۷ نمونه با روش LASSO، ج) تصویر به‌دست‌آمده با استفاده از الگوریتم DAS با استفاده از ۴۳۵ سیگنال.

بنابراین، نتیجه می‌گیریم که شکل تومور بر نتیجه به دست آمده، تأثیر می‌گذارد. علت این امر آن است که در روش پیشنهادی ما، فضای سینه به مربع‌های گسسته تقسیم می‌شود و طبیعی است که با تغییر شکل تومور از شکل مربعی به شکل سوزنی در آشکارسازی مکان آن کمی تغییر ایجاد شود.

۳-۲. اثرات انتخاب تصادفی سیگنال

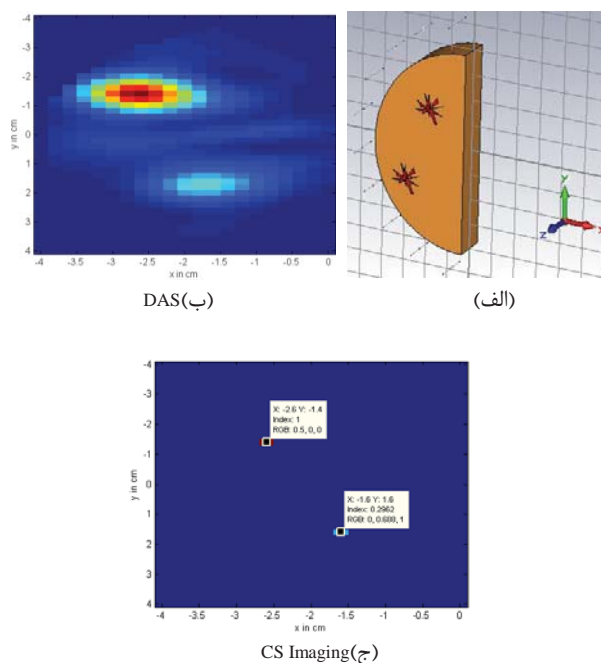
نتیجه نشان داده شده در شکل (۲-ب)، با اندازه‌گیری ۱۵ سیگنال به صورت تصادفی از تمام سیگنال‌های آرایه‌ی چندایستایی به دست آمده‌اند، که اولین روش ما است. روش انتخاب سیگنال‌ها را به روش‌های دیگری تغییر می‌دهیم. در روش دوم، آنتن اول به عنوان فرستنده و ۱۴ آنتن از آنتن‌های دیگر به صورت تصادفی به عنوان گیرنده انتخاب می‌شوند. تصویر به‌دست‌آمده با استفاده از این روش در شکل (۳-الف) نشان داده شده است. همان گونه که در این شکل مشاهده می‌شود، مکان تومور در مختصات $1/6$ cm

که در رابطه بالا، $\tau = 120$ ps و $t_0 = 3\tau$. سیگنال تحریک استفاده شده در شبیه‌سازی‌هایمان به مقدار بیشینه‌اش نرمالیزه شده است. ذکر این نکته لازم است که عملکرد روش پیشنهادی به شدت به سیگنال تحریک و فرکانس عملکرد وابسته است. به عنوان اولین مثال، تومور را به صورت مربعی شکل در نظر می‌گیریم. ابعاد تومور $1mm \times 1mm$ است و تومور در مختصات $(1/6, -1/6)$ cm قرار دارد. ۱۵ سیگنال تصادفی از آرایه چندایستایی با ۵۰ نمونه تصادفی از ۵۴۶ نمونه برای اندازه‌گیری انتخاب شده‌اند و طول بردار b ، ۶۴۲ است. تصویر نشان داده شده در شکل (۱-ب) با حل مسأله بهینه‌سازی محدب تعریف شده در معادله (۱۴) به دست آمده است. می‌توان مشاهده کرد که مکان هدف بدون هیچ گونه کلاتری یافت شده و تصویر به دست آمده نسبت به نتیجه‌ی الگوریتم شکل‌دهی پرتو DAS نشان داده شده در شکل (۱-ج) که با اندازه‌گیری تمام ۴۳۵ سیگنال آرایه به‌دست آمده است، تُنک است. در این روش، بین تعداد سیگنال‌های دریافتی و تعداد نمونه‌ها باید تعادلی برقرار باشد. اگر تعداد نمونه‌ها خیلی کاهش یابد، تعداد سیگنال‌های دریافتی باید افزایش یابد و برعکس. برای مثال، اگر از ۳۵ سیگنال تصادفی و ۵ نمونه زمانی تصادفی استفاده نماییم، به نتیجه مشابهی می‌رسیم.

۳-۱. نتایج یک تومور سوزنی شکل

از آن‌جا که یک تومور بدخیم سوزنی شکل (و نه مربعی شکل) است [۱۶]، ما شکل تومور را به یک شکل سوزنی با شعاع متوسط $3/5mm$ و شعاع بیشینه‌ی کمتر از $7mm$ تغییر می‌دهیم تا نتایج آن را با شبیه‌سازی قبلی مقایسه کنیم. شکل (۲-ب) با استفاده از ۱۵ سیگنال تصادفی و ۵۰ نمونه تصادفی از ۵۶۷ نمونه با روش پیشنهادی ما و شکل (۲-ج) با استفاده از ۴۳۵ سیگنال با روش شکل‌دهی پرتو DAS به دست آمده‌اند. همان گونه که در شکل (۲-ب) نشان داده شده است، اگرچه تعداد اندازه‌گیری‌ها در روش پیشنهادیمان بسیار کمتر از روش شکل‌دهی پرتو DAS است، همچنان مکان تومور بدون هیچ گونه کلاتری قابل آشکارسازی است و تصویر به‌دست‌آمده تُنک است.

با مقایسه نتیجه این شبیه‌سازی با شبیه‌سازی قبلی، مشاهده می‌شود که مکان آشکارسازی شده تومور کمی با نتیجه شبیه‌سازی قبلی متفاوت است.



شکل ۴. الف) مدل شبیه‌سازی شده سینه حاوی دو تومور،

ب) تصویر به دست آمده با استفاده از روش پیشنهاد شده با ۵۰ سیگنال تصادفی و ۱۰۰ نمونه تصادفی از ۵۰۹ نمونه، ج) تصویر به دست آمده با استفاده از الگوریتم DAS با استفاده از ۴۳۵ سیگنال.

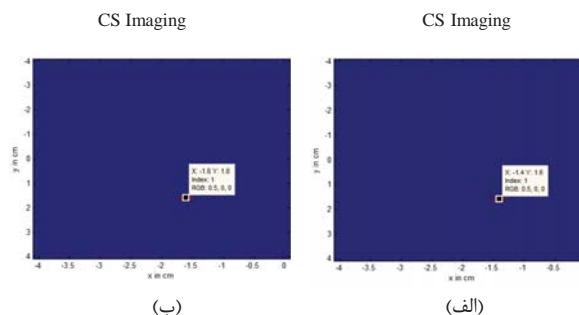
۳-۴. آشکارسازی یک تومور در یک سینه شامل کلاتر

در این بخش، نتایج آشکارسازی یک تومور در یک سینه حاوی کلاتر را با روش پیشنهادی بررسی می‌کنیم. این کلاترها به صورت مربع‌های کوچکی با تغییر $\pm 10\%$ حول یک مقدار پایه‌ای $(\epsilon_{r,avg} = 9.8$ و $\sigma_{avg} = 0.4 S/m)$ شبیه‌سازی شده‌اند. این مقادیر برگرفته از مرجع [۱۴] و مدل واقعی سینه هستند. مدل شبیه‌سازی شده در شکل (۵-الف) نشان داده شده است. در اینجا نسبت سیگنال به کلاتر پس از تشکیل تصویر و به صورت نسبت بیشترین بازتاب مکانی که تومور در آن قرار دارد به بیشترین بازتاب از مکانی که تومور در آن قرار ندارد، تعریف می‌شود [۱]. نتایج الگوریتم DAS و روش پیشنهاد شده در شکل‌های (۵-ب) و (۵-ج) به ترتیب نشان داده شده است. همان‌گونه که در این شکل‌ها مشاهده می‌شود، روش پیشنهادی هنوز هم می‌تواند مکان تومور را بسیار بهتر از الگوریتم شکل‌دهی پرتو DAS بدون هیچ‌گونه کلاتری آشکار سازد.

۱/۴- آشکار شده است و نتیجه این روش نسبت به روش اول کمی تغییر کرده و دقت این روش کاهش یافته است زیرا در روش اول آنتن‌ها به صورت تصادفی تری انتخاب می‌شوند. در روش سوم، حالت دواپستایی انتخاب شده است، که در این روش، هر آنتنی سیگنال را به آنتن مجاورش ارسال می‌کند. تصویر به دست آمده با این روش در شکل (۳-ب) نشان داده شده است. می‌توان در این تصویر مشاهده کرد که مکان تومور در مختصات $(1/6, -1/6)$ cm آشکار شده است و نتیجه این روش نیز نسبت به روش اول تغییر نکرده است. در روش چهارم، تعداد آنتن‌ها به ۱۰ آنتن با فاصله مساوی کاهش یافته است، که فاصله بین آن‌ها سه برابر فاصله بین آنتن‌ها در روش اول است. تصویر به دست آمده با استفاده از این روش در شکل (۳-ج) نشان داده شده است. به وضوح مشاهده می‌شود که دقت این روش نیز نسبت به روش اول تغییری نکرده و مکان تومور در مختصات $(1/6, -1/6)$ آشکار شده است.

۳-۳. آشکارسازی تومور در یک سینه شامل چند تومور

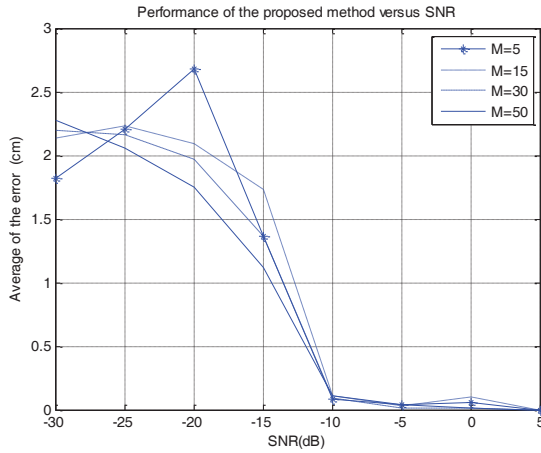
در این بخش، نتایج آشکارسازی یک تومور در یک سینه حاوی دو تومور را بررسی می‌کنیم. هر یک از این تومورها شعاع متوسط ۳/۵ mm دارند ماکزیم شعاع آن‌ها کمتر از ۷ mm است. یکی از این تومورها در مختصات $(1/6, -1/6)$ و تومور دوم در مختصات $(1/6, -1/6)$ قرار دارد. شکل (۴-الف) مدل شبیه‌سازی شده، شکل (۴-ب) نتیجه حاصل از الگوریتم DAS با ۴۳۵ سیگنال، و شکل (۴-ج) نتیجه حاصل از روش پیشنهادی را با ۵۰ سیگنال تصادفی و ۱۰۰ نمونه تصادفی از روش پیشنهادی ما قادر است در این حالت نیز مکان تومور را به صورت دقیق آشکارسازی نماید.



شکل ۳. الف) تصویر به دست آمده با استفاده از روش دوم و ب)

تصویر به دست آمده با استفاده از روش‌های سوم و چهارم انتخاب تصادفی سیگنال‌ها.

افزایش تعداد اندازه‌گیری‌ها، می‌توان از این روش در مقادیر SNR کمتری بین ۱۰ dB و ۲۵ dB استفاده کرد.



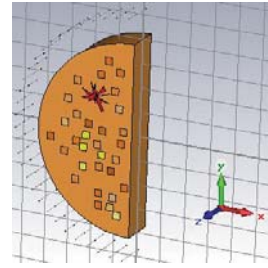
شکل (۶)- میانگین خطای روش پیشنهادی بر حسب سطوح مختلف SNR برای تعداد اندازه‌گیری‌های مختلف (M تعداد دفعات اندازه‌گیری را نشان می‌دهد).

۳-۶. کوچکترین تومور قابل اندازه‌گیری

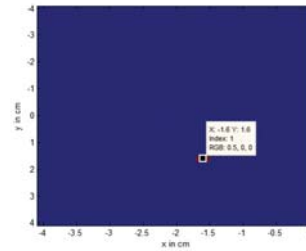
روش پیشنهادی در این مقاله و روش شکل‌دهی پرتو DAS به مدل‌های مختلف شامل تومورهای مربعی با اندازه‌های مختلف ۸ mm، ۴ mm، ۲ mm، ۱ mm، ۰/۵ mm این شبیه‌سازی‌ها در جداول ۱ و ۲ ارائه شده‌اند. همان‌گونه که در این جداول مشاهده می‌شود، کمترین اندازه تومور قابل اندازه‌گیری با استفاده از روش پیشنهادی در این مقاله حدود ۱ mm و برای روش تصویربرداری DAS، حدود ۴ mm است. بنابراین، از آن‌جا که آشکارسازی زودهنگام تومور سرطانی بسیار اهمیت دارد، نتیجه می‌گیریم که روش پیشنهادی ما در این مقاله، سرطان را در مراحل ابتدایی‌تری آشکار می‌نماید. به علاوه، همان‌گونه که در جدول ۱ مشاهده می‌شود، در روش پیشنهادی در این مقاله، با کاهش اندازه تومور، برای آشکارسازی دقیق تومورها، هم تعداد سیگنال‌ها و هم تعداد نمونه‌های زمانی افزایش می‌یابد.

جدول ۱. نتایج الگوریتم پیشنهادی برای تومورهای با اندازه مختلف

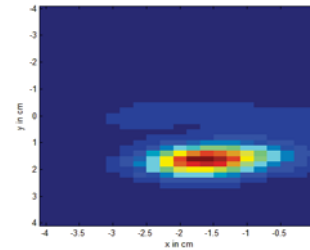
اندازه تومور	۰/۵ mm	۱ mm	۲ mm	۴ mm	۸ mm
تعداد سیگنال‌ها	-	۸۰	۲۵	۱۵	۱۵
تعداد نمونه‌های زمانی تصادفی	-	۴۵۰	۳۰۰	۱۰۰	۱۰۰
تعداد کل نمونه‌های زمانی	-	۵۱۷	۴۲۶	۵۲۵	۵۴۵



(الف)



(ب) CS Imaging



(ج) DAS

شکل ۵. الف) مدل شبیه‌سازی شده سینه حاوی کلاتر، ب) تصویر به‌دست آمده با استفاده از روش پیشنهاد شده با ۱۵ سیگنال تصادفی و ۱۰۰ نمونه تصادفی از ۵۶۸ نمونه، ج) تصویر به‌دست آمده با استفاده از الگوریتم DAS با استفاده از ۴۳۵ سیگنال.

۳-۵. بررسی عملکرد روش پیشنهادی در حضور نویز

به منظور بررسی عملکرد روش پیشنهادی بر حسب سطح نویز، SNR داده را از ۳۰ dB تا ۵ dB تغییر می‌دهیم. ۱۵ سیگنال تصادفی با ۱۰۰ نمونه تصادفی از ۵۶۷ نمونه در حوزه زمان انتخاب شده‌اند. این فرایند، هر بار ۵ تا ۵۰ مرتبه تکرار می‌شود. خطا را به صورت زیر تعریف می‌کنیم:

$$e = \sqrt{(x_{det} - x_t)^2 + (y_{det} - y_t)^2} \quad (13)$$

که در این رابطه، x_{det} و y_{det} مختصات نقاط آشکار شده و x_t و y_t مختصات نقطه‌ای که تومور در آن قرار دارد هستند. e نیز خطا را نشان می‌دهد. این رابطه در واقع فاصله نقطه آشکار شده را تا مکان اصلی تومور بیان می‌کند. با توجه به این رابطه، متوسط خطا محاسبه و در شکل ۶ برای تعداد اندازه‌گیری‌های متفاوتی رسم شده است. همان‌گونه که در این شکل مشاهده می‌شود، با

جدول ۲. نتایج الگوریتم DAS برای تومورهای با اندازه مختلف

اندازه‌ی تومور	۰/۵ mm	۱ mm	۲ mm	۴ mm	۸ mm
تعداد سیگنال‌ها	-	-	-	۴۳۵	۴۳۵

۵. مراجع

- [1] E. C. Fear, X. Li, S. C. Hagness, and M. A. Stuchly, "Confocal Microwave Imaging for Breast Cancer Detection: Localization of Tumors in Three Dimensions," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 49, no. 8, pp. 812-822, Aug. 2002.
- [2] E. C. Fear, J. Bourqui, C. Curtis, D. Mew, B. Docktor, and C. Romano, "Microwave Breast Imaging With a Monostatic Radar-Based System: A Study of Application to Patients," IEEE Trans. Microw. Theory Techn. vol. 61, no. 5, pp. 2129-2128, May 2013.
- [3] H. B. Lim, T. T. Nhung, E. P. Li, and N. D. Thang, "Confocal Microwave Imaging for Breast Cancer Detection Delay-Multiply-and-Sum Image Reconstruction Algorithm," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 55, no. 6, pp. 1697-1704, Aug. 2008.
- [4] X. Zhu, J. Zhao-Wang, J. Song, Q. H. Liu, "Microwave-Induced Thermal Acoustic Tomography for Breast Tumor Based on Compressive Sensing," IEEE Trans. Biomed Eng, vol. 60, no. 5, pp. 1298-1307, Dec. 2013.
- [5] S. Chen, D. L. Donoho, and M. A. Saunders, "Atomic Decomposition by Basis Pursuit," SIAM J. Sci. Comp., vol. 20, no. 1, pp. 33-61, 1998.
- [6] E. J. Candes and T. Tao, "The Dantzig Selector: Statistical Estimation When p Is Much Larger Than n," Ann Statist., vol. 35, pp. 2313-2351, 2007.
- [7] R. Tibshirani, "Regression Shrinkage and Selection via Lasso," J. Roy. Statist. Soc. Ser. B, vol. 58, pp. 267-288, 1996.
- [8] A. C. Gurbuz, J. H. McClellan, and W. R. Scott, "Compressive Sensing Data Acquisition and Imaging Method for Stepped Frequency GPRs," IEEE Trans. Signal Processing, vol. 57, no. 7, pp. 2640-2650, Jun. 2009.
- [9] H. Qiong, Q. Lele Qu, W. Bingheng, and F. Guangyou, "UWB Through-Wall Imaging Based on Compressive Sensing," IEEE Trans. Geosci. Remote, vol. 48, no. 3, pp. 1408-1415, Feb. 2010.
- [10] D. S. Smith, X. Li, C. C. Quarles, T. E. Yankeelov, and E. B. Welch, "Potential of Compressed Sensing in Quantitative MR Imaging of Cancer," Cancer Imaging, vol. 13, no. 4, pp. 633-644, 2013.
- [11] A. E. Fouda and F. L. Teixeira, "Ultra-wideband Microwave Imaging of Breast Cancer Tumors via Bayesian, Inverse Scattering," J. Appl. Phys. vol. 115, no. 6, 2014.
- [12] N. Z. Naghsh, A. Ghorbani, and H. Amindavar, "Microwave Breast Cancer Imaging via MVDR Beam forming Using Compressive Sensing," Presented at the International Congress on Technology, Communication and Knowledge, Mashhad, Iran, 2014.
- [13] A. C. Gurbuz, J. H. McClellan, and W. R. Scott, "Compressive Sensing of Underground Structures Using GPR," Digit. Signal Process, vol. 22, no. 1, pp. 66-73, 2012.
- [14] R. Nilavalan, A. Gbedemah, I. J. Craddock, X. Li, and S. C. Hagness, "Numerical Investigation of Breast Tumour Detection Using Multi-Static Radar," Electron. Lett., vol. 39, no. 25, 2003.

۴. نتیجه‌گیری

در این مقاله یک الگوریتم جدید دست‌یابی به داده و تصویربرداری برای تصویربرداری مایکروویو سرطان سینه بر اساس دریافت فشرده ارائه شده است. این روش از تُنک بودن فضایی تومور سرطان در مراحل ابتدایی آن استفاده می‌کند. یک مسأله بهینه‌سازی محدب با تعداد کمی از سیگنال‌های تصادفی حل شده است که این سیگنال‌ها با انتخاب تصادفی فرستنده‌ها و گیرنده‌ها برای بازسازی تصویر سینه انتخاب شده‌اند. دو تومور مربعی و سوزنی شکل شبیه‌سازی شده‌اند و مشاهده گردید که مکان تومور در هر دو حالت به درستی آشکار شد. به علاوه، مشاهده گردید که دقت این روش به انتخاب سیگنال تحریک و فرکانس عملکرد نیز بستگی دارد. علاوه بر این، روش‌های مختلفی را برای انتخاب آنتن‌ها بررسی کردیم و مشاهده کردیم که تفاوت زیادی بین نتایج این روش‌ها وجود ندارد، ولی انتخاب تصادفی آنتن‌های فرستنده و گیرنده به نتایج بهتری منجر می‌شود. آشکارسازی یک تومور در سینه حاوی کلاتر نیز بررسی شد و در این حالت نیز مکان تومور به درستی آشکار گردید. به طور کلی، نتایج شبیه‌سازی نشان می‌دهد که با استفاده از روش پیشنهادی در این مقاله، می‌توان نسبت به روش شکل‌دهی پرتو DAS به تصاویر بسیار تُنک‌تری دست یافت.

در پایان، ذکر این مطلب لازم است که علت افزایش دقت تصویربرداری با وجود کاهش تعداد نمونه‌ها، ریاضیات متفاوتی است که به کمک CS ارائه شده است. CS روشی برای بازیابی سیگنال‌های تُنک است و چون تومور سرطانی مشخصات دی‌الکتریکی بیشتری از بافت سالم دارد، در واقع در فضای سینه تُنک است. بدین ترتیب در این روش تصویربرداری مکان تومور را که مشخصات دی‌الکتریکی بیشتری دارد با دقت بیشتری آشکار می‌کند. از سوی دیگر، یک نقطه ضعف این روش این است که به کمک آن نمی‌توان ابعاد تومور را به خوبی آشکار کرد. زیرا با افزایش تفکیک‌پذیری سطح تصویربرداری، باز هم فقط یک نقطه را به عنوان مکان تومور آشکار می‌کند و از این جهت الگوریتم DAS مزیت دارد.

- [15] E. J. Candes, J. Romberg, and T. Tao, "Robust Uncertainty Principles: Exact Signal Reconstruction from Highly Incomplete Frequency Information," *IEEE Trans. Inform. Theory*, vol. 52, pp. 489-509, Feb. 2006.
- [16] S. K. Hong, "Resonance-Based Techniques for Microwave Breast Cancer Applications," Ph.D. Thesis, Virginia Polytechnic Institute and State University, USA, 2012.
- [17] M. Lazebnik, D. Popovic, L. McCartney, C. B. Watkins, M. J. Lindstorm, J. Harter, S. Sewall, T. Ogilvie, A. Magliocco, T. M. Breslin, W. Temple, D. Mew, J. H. Booske, M. Okoniewski, and S. C. Hagness, "A Large-scale Study of the Ultrawideband Microwave Dielectric Properties of Normal, Benign and Malignant Breast Tissues Obtained from Cancer Surgeries," *Phys. Med. Biol.*, vol. 52, pp. 6093-6115, 2007.

A Novel Method for Multistatic UWB Radar-Based Microwave Breast Cancer Imaging

N. Zarnaghi Naghsh*, A. Ghorbani, H. Amindavar*

Amirkabir University of Technology

(Received: 23/12/2015, Accepted: 30/04/2016)

Abstract

In ultra-wideband (UWB) multistatic microwave breast cancer imaging, the long imaging time is an important issue. In this paper, a novel imaging method for multistatic UWB radarbased microwave breast cancer imaging using sparse sampling has been proposed that significantly reduces the amount of data and imaging time. In this method, instead of measuring multistatic radar signals conventionally, just a few signals, by randomly choosing the transmitter and the receiver, are sufficient for obtaining reliable images even at high noise levels. Using simulations done, it is shown that sparser images can be obtained compared to the delay-and-sum (DAS) beamforming method using only a few received signals and a few time samples.

Keywords: Compressive Sensing (CS), Microwave Imaging, Breast Cancer, Ultra-Wideband (UWB) Multistatic Radar, Convex Optimization.

* Corresponding author E-mail: nzarnaghi@aut.ac.ir