

## سامانه رادار تصویربرداری ریزموج فرایهن باند با تفکیک پذیری بالا، با استفاده از گوناگونی شکل موج، جهت کاربردهای تشخیص سرطان پستان

امید مهدی یار<sup>۱</sup>، محمد علی پورمینا<sup>۲\*</sup>، امیر هوشنگ مزینان<sup>۳</sup>، محمد ناصر مقدسی<sup>۴</sup>

۱- دانشجوی دکتری مهندسی برق - مخابرات، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد علوم و تحقیقات، دانشکده برق و کامپیوتر، تهران، ایران. ۲- دانشیار، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد علوم و تحقیقات، دانشکده برق و کامپیوتر، تهران، ایران. ۳- دانشیار، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد تهران جنوب، دانشکده مهندسی برق، گروه مهندسی کنترل، تهران، ایران. ۴- استاد، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد علوم و تحقیقات، دانشکده برق و کامپیوتر، تهران، ایران.

(دریافت: ۱۳۹۸/۰۴/۱۷، پذیرش: ۱۳۹۹/۰۷/۳۰)

### چکیده

در این مقاله از پالس تحریک گاوسی اصلاح یافته برای بهبود دقت تشخیص تومور درون یک فانتوم پستان دو بعدی در سامانه رادار تصویربرداری ریزموج استوانه‌ای استفاده شده است. هدف اصلی این مقاله پیشنهاد یک پالس تحریک جدید برای تشخیص زود هنگام تومور از یک فانتوم بیولوژیکی جهت نتایج حوزه زمان است. شکل پالس پیشنهادی؛ با توجه به پهنای باند وسیع تر؛ در مقایسه با رادارهای پالسی متداول که از تحریک پالس گاوسی بهره می‌برند، نتایج بهتری را از نقطه نظر تفکیک پذیری فضایی بالاتر فراهم می‌آورد. افزایش نسبی پهنای باند پالس تحریک، منجر به دستیابی به دقت بالاتر مکان‌یابی فضایی تومور به‌عنوان هدف می‌گردد. به‌علاوه قابلیت ساخت پالس تحریک پیشنهادی نیز یکی دیگر از مزایای مورد توجه آن به‌شمار می‌رود. به‌منظور دستیابی به این هدف، مزایای اجرای یک الگوریتم بازیابی تصویر کانفوکال نوین به‌کار گرفته شده است. نتایج شبیه‌سازی‌های ارائه شده، اعتبارسنجی موثر روش پیشنهادی را برای محاسبه دقیق محل و جنس تومور در فانتوم پستان، نشان می‌دهد.

**کلید واژه‌ها:** سامانه رادار تصویربرداری ریزموج فرایهن باند با تفکیک پذیری بالا، الگوریتم بازیابی تصویر کانفوکال، گوناگونی شکل موج، پالس گاوسی، تشخیص سرطان پستان

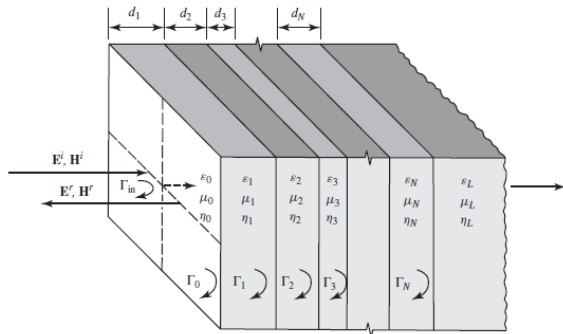
پهنای باند این سامانه، عامل‌های کلیدی در طراحی این سامانه‌ها هستند. بنابراین فرکانس‌های بالاتر برای تفکیک پذیری بهتر و جزئیات پژواک برای تعیین هدف‌های با ابعاد کوچک و فرکانس‌های پایین‌تر برای آشکارسازی اجزایی که درون بدن قرار دارند؛ به سبب تضعیف بسیار زیاد در بافت‌های بیولوژیکی با افزایش فرکانس؛ لازم‌اند. به این ترتیب، سامانه تصویربرداری ریزموج فرایهن باند هم به‌منظور فرکانس‌های بالا و هم پایین مورد استفاده قرار می‌گیرند [۴ و ۱].

گوناگونی شکل موج در ناحیه رادار پالسی، استفاده از شکل پالس ارسالی مناسب، مبتنی بر تفکیک پذیری محیط عملی را ملزم می‌سازد [۵]. یک مسئله چالشی و مبحث کلیدی در رادار تصویربرداری، بهبود تفکیک پذیری است. به‌طور نوعی، اگر یک سامانه تصویربرداری دارای تفکیک پذیری کافی نباشد، هدف‌های کوچک یا هدف‌هایی که به هم نزدیک‌اند، ممکن است قابل تشخیص و تفکیک نباشند. این اثر برخی از هدف‌ها را گم می‌کند و باعث قرائت بازتاب‌های نادقیق می‌گردد. همچنین تفکیک پذیری سامانه رادار پالسی می‌تواند به‌طور قابل توجهی متأثر از زمان صعود، زمان ماندگار و انحراف پالس از سیگنال تحریک ایده‌آل باشد [۶].

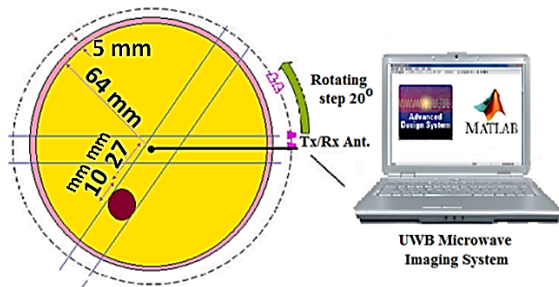
### ۱- مقدمه

سامانه رادار تصویربرداری ریزموج یک شیوه آزمایش غیر مخرب است که از امواج الکترومغناطیسی برای جستار ترکیب مواد نارسانا و برای وقتی که به دنبال هدف‌های دفن شده یا اندازه‌گیری ساختار داخلی آن‌ها هستیم مورد استفاده قرار می‌گیرد. اطلاعاتی که با استفاده از این سامانه می‌توانند به‌دست‌آیند شامل: عمق، جهت، اندازه و شکل هدف‌های دفن شده‌اند [۱]. برای افزایش استخراج اطلاعات هدف ملزم به فشرده‌سازی پالس ارسالی هستیم اما در فشرده‌سازی برای افزایش وضوح در برد، پهنای باند سیگنال نیز افزایش می‌یابد که این مسئله محدودیت‌هایی به نمونه‌برداری تحمیل می‌کند [۲]. در مهندسی عمران، باستان‌شناسی، مبحث آب‌های روان در اعماق زمین، کاربردهای زمین‌شناسی، ارزیابی سنگ‌فرش خیابان‌ها و اکتشاف‌های نظیر مورد استفاده قرار می‌گیرند [۳ و ۴]. اجزای سامانه تصویربرداری ریزموج، وابسته به خواص الکتریکی و مغناطیسی وسیله‌ها و هدف‌ها است. انتخاب فرکانس مرکزی

که ضخامت لایه  $d_i$ ،  $t_i$  زمان کل طی مسافت رفت و برگشت از طریق لایه،  $C$  سرعت نور و  $\epsilon_{ri}$  ثابت دی الکتریکی نسبی لایه  $i$ ام است.



شکل (۱): چگونگی انتشار موج طبیعی از طریق  $N$  لایه که بین دو لایه ساندویچ شده‌اند.



Pathway without Tumor			Scanning Pathway with Tumor				
Skin	Fat	Skin	Skin	Fat	Tumour	Fat	Skin
$\epsilon_r = 35$	$\epsilon_r = 10$	$\epsilon_r = 35$	$\epsilon_r = 35$	$\epsilon_r = 10$	$\epsilon_r = 50$	$\epsilon_r = 10$	$\epsilon_r = 35$
$\sigma = 6$	$\sigma = 15$	$\sigma = 6$	$\sigma = 6$	$\sigma = 15$	$\sigma = 9$	$\sigma = 15$	$\sigma = 6$

(الف)

پوست	چربی	تومور	چربی	پوست
$\epsilon_r = 35$	$\epsilon_r = 10$	$\epsilon_r = 50$	$\epsilon_r = 10$	$\epsilon_r = 35$
$\sigma = 6$	$\sigma = 15$	$\sigma = 9$	$\sigma = 15$	$\sigma = 6$

(ب)

پوست	چربی	پوست
$\epsilon_r = 35$	$\epsilon_r = 10$	$\epsilon_r = 35$
$\sigma = 6$	$\sigma = 15$	$\sigma = 6$

(ج)

شکل (۲): (الف) طرح‌واره سامانه رادار تصویربرداری ریزموج جهت تشخیص تومور با استفاده از رادار ضربه‌ای فرایهن باند، (ب) ویژگی‌های الکتریکی لایه‌های فانتوم پستان مورد استفاده در حالت با تومور و (ج) در حالت بدون تومور.

الگوی چند لایه فانتوم پستان بیولوژیکی، شامل پوست با رنگ بنفش، چربی با رنگ زرد و تومور با رنگ قرمز، با استفاده از طرح‌واره سامانه رادار تصویربرداری ریزموج، در شکل (۲) نشان داده شده است. قطر فانتوم ۱۳۸ mm است که شامل یک لایه ۵ mm از پوست بوده و توموری به قطر ۱۰ mm در فاصله

با استفاده از گوناگونی شکل موج می‌توان به گسترش منطقی تخمین کانال جهت استخراج آن توجه داشت. در این زمینه مشخصه‌های محیط فیزیکی تخمین زده می‌شوند و طرح مدولاسیون یا شکل موج ارسالی به منظور کمینه کردن احتمال دریافت در طرف دیگر پیوند بهبود می‌یابد [۷].

در این مقاله ما به دنبال مزیت‌های تولید یک سیگنال تحریک نوین هستیم، به جای یک سیگنال سنتی شبه ضربه مثل گاوسی، یک سیگنال اصلاح شده با استفاده از کدهای جدید به کار برده می‌شود. مزیت سامانه رادار تصویربرداری ریزموج با پالس پیشنهادی آن است که انرژی بیشتری را در فرکانس‌های بالاتر نسبت به سامانه‌های رایج، با جایگزینی یک پهنای باند وسیع‌تر نسبی و دقت بالاتر در تعیین ولتاژ برگشتی فراهم می‌آورد. نتایج شبیه‌سازی برای اعتبارسنجی کارآمدی روش پیشنهادی جهت مکان‌یابی دقیق تومور مبتنی بر سیگنال‌های بلادرنگ ارائه شده‌اند. به علاوه از الگوریتم بازیابی تصویر کانون‌کال<sup>۱</sup> برای اعتبارسنجی دقت شیوه پیشنهادی استفاده شده است. مزیت تصویربرداری با تفکیک‌پذیری بالا این است که انرژی بیشتری در سیگنال برگشتی نسبت به روش‌های رایج، در تعیین سیگنال برگشتی فراهم می‌آورد. به این دلیل، بازگشت قوی‌تر برای دستیابی به شانس‌های بالاتر جهت مکان‌یابی هدف در دسترس است.

## ۲- پیشینه نظری و سامانه عملی رادار تصویربرداری ریزموج در اهداف چند لایه

شکل (۱) چگونگی انتشار موج از طرق  $N$  لایه که بین دو لایه ساندویچ شده‌اند را نشان می‌دهد. لازم به ذکر است که در این تحقیق برای الگو سازی پستان از سه لایه اصلی شامل پوست، چربی و بافت توموری استفاده می‌شود. به طور نمونه، برای تحریک ضربه ایده‌آل، ضریب انعکاس هر لایه چنین به دست می‌آید:

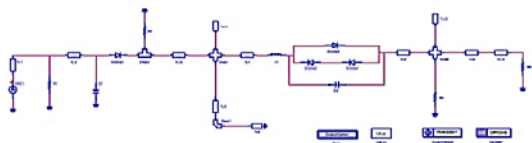
$$\Gamma_{i,j} = \frac{\sqrt{\epsilon_{rj}} - \sqrt{\epsilon_{ri}}}{\sqrt{\epsilon_{rj}} + \sqrt{\epsilon_{ri}}} \quad (1)$$

که ضریب بازگشتی لایه‌های  $i$  و  $j$  و  $\epsilon_{ri}$  و  $\epsilon_{rj}$  به ترتیب ثابت‌های دی الکتریکی نسبی لایه‌های  $i$  و  $j$  هستند [۸]. به طور مشابه برای سیگنال تحریک ضربه ایده‌آل می‌توانیم ضخامت یک لایه را این چنین محاسبه کنیم:

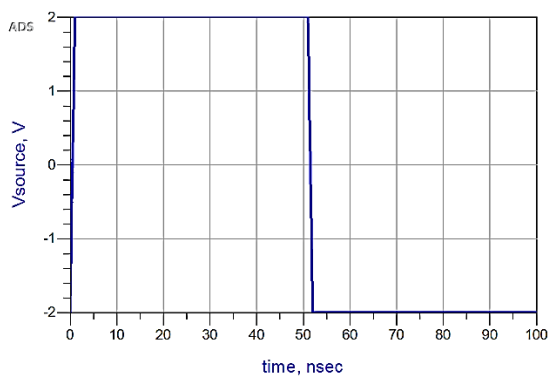
$$d_i = \frac{C \cdot t_i}{\sqrt{\epsilon_{ri}}} \quad (2)$$

<sup>1</sup> Confocal Microwave Imaging Algorithm

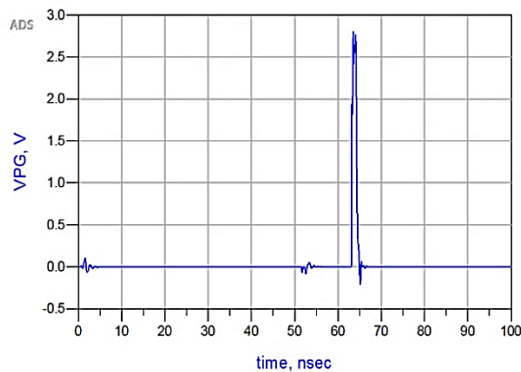
می شود اما در سطح اتصال کوتاه یک خط مایکرواستریب به عنوان تاخیر دهنده با طول ۳۰ mm به گونه ای قرار داده شده است که تلفیق دو پالس با ۱۸۰ درجه اختلاف فاز، دو پالس بسیار باریک مثبت و منفی ایجاد کند. پالس منفی توسط شبکه دیود شاتکی؛ که پس از سطح های مدار باز و اتصال کوتاه قرار دارد؛ حذف می شود. در خروجی این مدار یک پالس باریک با پهنای ۲ ns ایجاد می گردد که در سامانه تصویربرداری نهایی مورد استفاده قرار خواهد گرفت. شکل های (۴ و ۵) به ترتیب پالس های ورودی و خروجی شبکه مولد پالس را نشان می دهند.



شکل (۳): مولد پالس طراحی شده در ADS.



شکل (۴): سیگنال ایجاد شده توسط نوسان ساز کریستالی با فرکانس ۱۰ MHz.



شکل (۵): سیگنال خروجی از مولد پالس ریزموج ساخته شده از دیودهای بازتابی پله ای.

خروجی مدار تولید کننده پالس باریک سپس در مدار فرستنده با یک حامل ۴ GHz مخلوط می شود. این کار به منظور آن است که پالس مدوله شده در محدوده باند فرکانسی مجاز و استاندارد F.C.C. قرار گیرد. شکل (۶) مدار فرستنده و شکل (۷) سیگنال خروجی و شکل (۸) طیف آن را نشان می دهند.

۳۷ mm از مرکز آن واقع است. ویژگی های الکتریکی بافت ها در جدول (۱) آمده است. که در آن  $\sigma$  رسانایی الکتریکی هر لایه را نشان می دهد. با توجه به فانتوم پستان ارائه شده در شکل (۲)، حداکثر لایه ها در مسیر بدون تومور برابر ۳ و شامل تومور برابر ۵ لایه با ویژگی های مندرج در جدول (۱) است.

جدول (۱): ویژگی های الکتریکی بافت ها در فانتوم پستان شکل (۲) [۹].

پوست	چربی	تومور	چربی	پوست
$\epsilon_r = 35$	$\epsilon_r = 10$	$\epsilon_r = 50$	$\epsilon_r = 10$	$\epsilon_r = 35$
$\sigma = 6$	$\sigma = 1/5$	$\sigma = 9$	$\sigma = 1/5$	$\sigma = 6$

آزمایش ها برای اندازه گیری نمونه اولیه سامانه تصویربرداری ریزموج با استفاده از مولد موج دلخواه به انجام رسیده اند. فاصله بین آنتن و فانتوم پستان، برای آن که امواج صفحه ای باشند برابر ۳۵ mm در نظر گرفته شده است [۱۰]. گام اصلی در طراحی سامانه تصویربرداری پزشکی، انتخاب فرکانس کاری است. فرکانس بالا منجر به تفکیک پذیری می گردد، در حالی که به طور نسبی فرکانس پایین به رسوخ در بافت بیولوژیکی اجازه می دهد. باند فرکانسی مجاز با توجه به استاندارد F.C.C.<sup>۱</sup> بین ۳/۱ GHz تا ۱۰/۶ GHz، بنابراین ملاحظات باند فرکانسی بهینه جهت مشاهده مواد با تلفات بالا نظیر بافت بیولوژیکی پستان در نظر گرفته می شود.

### ۳- اجزای سخت افزاری سامانه تصویربرداری ریزموج

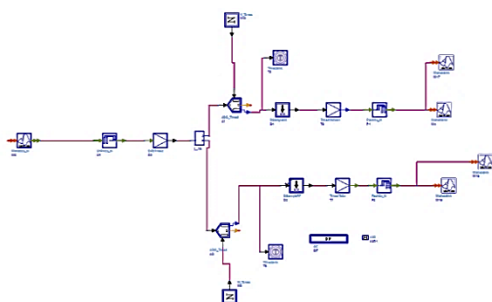
در این بخش طرح سخت افزاری سامانه رادار تصویربرداری ریزموج که در شکل (۲) آمده، شامل شبکه مولد پالس، مدار فرستنده و گیرنده؛ که در نرم افزار<sup>۲</sup> ADS پیاده سازی شده؛ به همراه نتایج ارائه می گردد. شکل (۳) مدار تولید کننده پالس باریک مورد استفاده در سامانه تصویربرداری را نشان می دهد. برای کاهش پهنای زمانی پالس در این شبکه از روش تاخیر و جمع استفاده شده است. ورودی این شبکه یک پالس مربعی با پهنای ۵۰ ns است که در خروجی با شکل دهی پالس به ۲ ns کاهش می یابد. جهت کاهش زمان خیز پالس، از دیود بازتابی پله ای (SRD)<sup>۳</sup> استفاده گردیده است. این شبکه شامل دو سطح است: یکی سطح مدار باز؛ که پالسی را هم فاز با پالس ورودی؛ و دیگری سطح اتصال کوتاه؛ که پالسی را با ۱۸۰ درجه اختلاف فاز نسبت به پالس ورودی ایجاد می کند. جمع این دو پالس در حالت طبیعی صفر

<sup>۱</sup> Federal Communications Commission

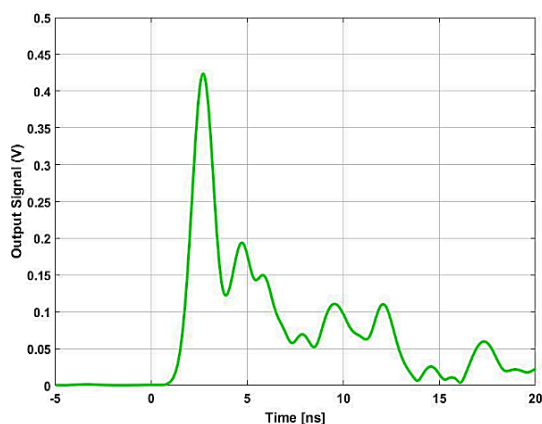
<sup>۲</sup> Advanced Design System

<sup>۳</sup> Step Recovery Diode

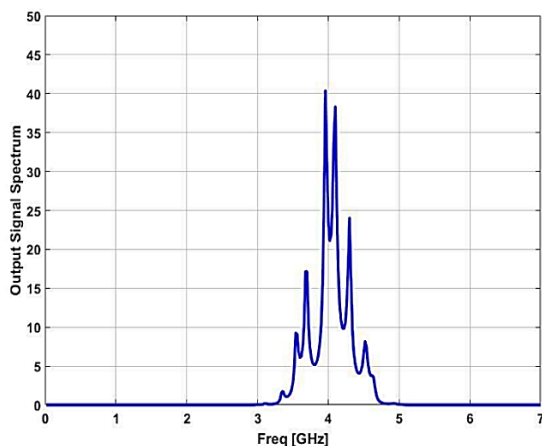
منظر زاویه صفر درجه از هدف چند لایه، را به نمایش می‌گذارند. با مقایسه شکل‌های (۸) و (۱۱) می‌توان تاثیر لایه‌های چندگانه فانتوم بیولوژیکی پستان را روی طیف خروجی مشاهده نمود. لازم به ذکر است که برای بازیابی تصویر از هدف چند لایه فانتوم پستان، بایستی تعدادی سیگنال از زوایای مختلف با گام مشخص؛ که در این مقاله ۲۰ درجه در نظر گرفته شده؛ با چرخش گام به گام فانتوم یا سامانه تصویربرداری؛ تهیه گردد. این موضوع در بخش ۴ مورد بررسی قرار گرفته است.



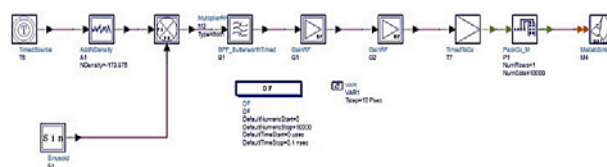
شکل (۹): شمای کلی شبیه‌سازی سامانه گیرنده.



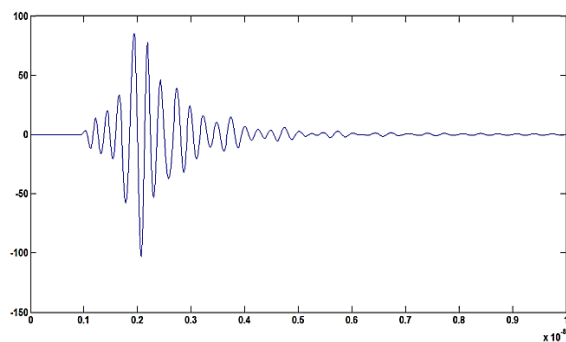
شکل (۱۰): سیگنال برگشتی از هدف راداری پس از مدل‌سازی محیط و هدف راداری.



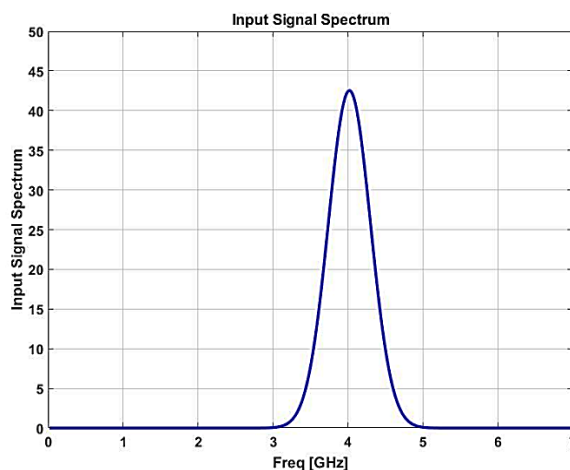
شکل (۱۱): طیف فرکانسی سیگنال برگشتی از هدف راداری پس از الگوسازی محیط و هدف راداری.



شکل (۶): طرح‌واره کلی قسمت فرستنده، طراحی شده در نرم‌افزار ADS.



شکل (۷): سیگنال نهایی تولید شده توسط فرستنده پس از انجام مدولاسیون.



شکل (۸): طیف فرکانسی سیگنال بازسازی شده در خروجی فرستنده.

سیگنال خروجی فرستنده سپس از لایه‌های چندگانه هدف در نرم‌افزار متلب عبور داده می‌شود. هدف چند لایه در اینجا یک فانتوم بیولوژیکی پستان بوده که ویژگی‌های آن در شکل (۲) و جدول (۱) آمده است. سیگنال بازگشتی پس از برخورد با هدف توسط گیرنده دریافت می‌شود. بعد از عبور از فیلتر میان‌گذر، به دلیل تضعیف، در بلوک مربوطه تقویت شده و به دو قسمت اندازه و فاز سیگنال برگشتی تبدیل می‌گردد. اندازه و فاز سیگنال دم‌دوله شده و بعد از عبور از فیلتر به قسمت نمونه‌برداری گیرنده فرستاده می‌شود. سپس سیگنال به صورت دیجیتال در ماتریس، برای انجام پردازش‌های لازم جهت بازیابی تصویر ذخیره می‌گردد. شکل (۹) شمای کلی سامانه گیرنده را نشان می‌دهد. شکل (۱۰) سیگنال آشکار شده در خروجی گیرنده و شکل (۱۱) طیف آن، از

#### ۴- بازبازی تصویر از سیگنال‌های بازگشتی

الگوسازی فانتوم بافت بیولوژیکی برای طراحی در نرم‌افزار متلب اجرا شده است. شکل موج بازگشتی در حوزه فرکانس می‌تواند به‌عنوان پاسخ ضربه، چنین نوشته شود:

$$V_R(f) = V_{in}(f) \times \Gamma_{Medium}(f) \quad (3)$$

که در آن  $V_R(f)$  سیگنال برگشتی از هدف،  $V_{in}(f)$  سیگنال برخوردی با هدف و  $\Gamma_{Medium}(f)$  ضریب انعکاس بازگشتی از هدف است که به مشخصات لایه‌های هدف وابسته است. یعنی:

$$\Gamma_{Medium}(f) = \sum_{n=0}^N \Gamma_n e^{-j2n\theta} \quad (4)$$

در این جا تعداد لایه‌ها با توجه به فانتوم پستان مورد استفاده، که ویژگی‌های آن در شکل (۲- ب و ج) آمده، در حالت با تومور حداکثر برابر ۵ بوده و  $\Gamma_n$  ضریب بازگشتی هر لایه برابر است با:

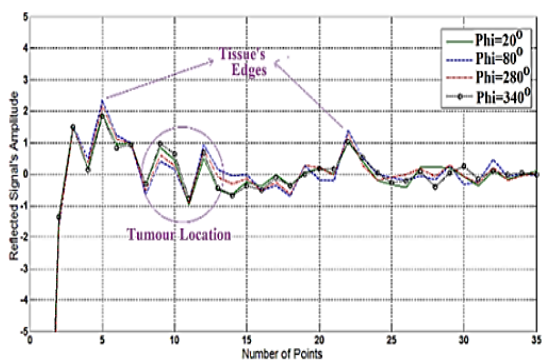
$$\Gamma_n = \frac{\eta_{n+1} - \eta_n}{\eta_{n+1} + \eta_n} \quad (5)$$

که  $\eta_i$  امپدانس مشخصه هر لایه را نشان می‌دهند و وابسته به ویژگی‌های ذکر شده در جدول (۱) برای هر لایه هستند.  $\theta$  برابر طول الکتریکی هر لایه است:

$$\theta = \beta_n d_n \quad (6)$$

که  $\beta_n$  برابر ثابت انتشار و  $d_n$  ضخامت لایه  $n$ ام هستند. با استفاده از معادله (۳)، و با اعمال پالس گاوسی رایج؛ که در بخش ۳ چگونگی تولید سخت‌افزاری آن شرح داده شد؛ به‌عنوان پالس ورودی، ۱۸ سیگنال حوزه زمان  $\{X_i(t)\}$  توسط آنتن در موقعیت‌های زاویه‌ای  $\varphi$ ، با گام‌های برابر ۲۰ درجه را به‌دست آورده‌ایم. به‌این صورت که ابتدا یک پالس گاوسی در مولد پالس در نرم‌افزار ADS تولید و سپس در فرستنده ریزموج با فرکانس ۴ GHz مدوله می‌شود تا به محدوده فرکانس‌های مجاز کاربردهای بیولوژیکی انتقال یابد. سپس به برنامه متلب رفته و پس از عبور از لایه‌های چندگانه فانتوم پستان به دمدمولاتور در ADS داده شده و با فرکانس ۴ GHz دمدموله می‌شود. سپس مجدداً به برنامه متلب باز می‌گردد و از آن تبدیل عکس فوریه گرفته شده و ذخیره می‌گردد. این عمل برای هر موقعیت زاویه‌ای ۲۰ درجه‌ای تکرار می‌شود و در هر مرتبه مشخصه فانتوم با توجه به شکل (۲) تغییر می‌کند. به این ترتیب ۱۸ سیگنال زمانی از موقعیت‌های مختلف جهت تصویرسازی حاصل گردیده و در

نرم‌افزار متلب ذخیره می‌شوند. لازم به‌ذکر است که در پژوهش‌های مشابه، اغلب از ۲۴ سیگنال زمانی در موقعیت‌های مختلف فانتوم با گام‌های ۱۵ درجه‌ای استفاده شده است، اما در این مقاله با توجه به این که روی سیگنال‌های بازگشتی در موقعیت‌هایی که آنتن وجود ندارد درون‌یابی خواهد شد، به‌جای ۲۴ سیگنال از ۱۸ سیگنال با گام‌های ۲۰ درجه‌ای استفاده می‌گردد و این به کیفیت تصاویر بازبازی شده لطمه‌ای وارد نخواهد کرد. شکل (۱۲) برخی از این سیگنال‌های حوزه زمان که با به‌کارگیری تبدیل معکوس فوریه روی سیگنال‌های برگشتی در حالت‌های گوناگون موقعیت زاویه‌ای حاصل شده‌اند را نشان می‌دهد. نتایج این شکل طرح کلی هدف و همچنین مکان آن را مشخص می‌کند. توجه به این نکته حائز اهمیت است که سیگنال بازبازی شده همچنین مکان‌های فانتوم پستان بیولوژیکی را به‌همراه هدف پیش‌بینی می‌کند.

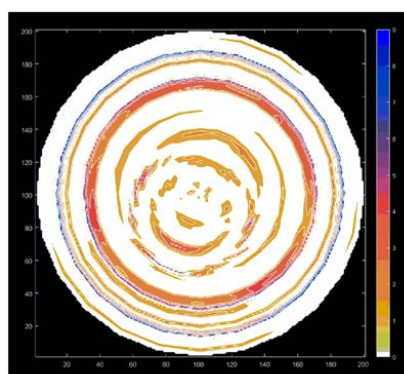


شکل (۱۲): برخی از سیگنال‌های حوزه زمان اندازه‌گیری شده انتخابی پس از اعمال تبدیل معکوس فوریه در موقعیت‌های گوناگون  $\varphi_i$ .

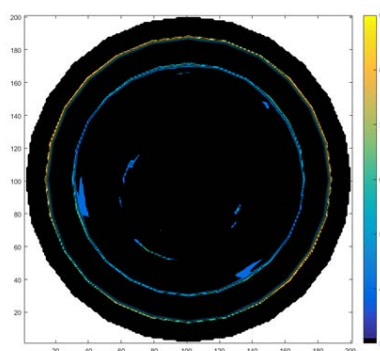
به‌منظور تجزیه و تحلیل کارآمدی سامانه تصویربرداری ریزموج پیشنهادی، الگوریتم تصویربرداری ریزموج کانفوکال اجرا شده است. با این فرض که موج درون فانتوم بافت بیولوژیکی دارای یک جبهه موج صفحه‌ای است،  $X_i(n)$  سیگنال مختلط دریافتی از آنتن  $i$ ام است و خروجی  $F_i(n)$  شدت روشنایی پیکسل  $n$ ام سلول محدوده را نشان می‌دهد و از رابطه زیر حاصل می‌گردد [۱۰-۱۱]:

$$F_i(n) = \sum_{i=1}^N f_i \cdot X_i(n) e^{j\theta_i} \quad (7)$$

که  $N$  تعداد کل آنتن‌های دریافت کننده و  $f_i$  ضریب تصحیح تضعیف‌های وسیله و تلفات انتشار است که به‌دلیل زاویه‌های یکسان برخورد سیگنال، ثابت فرض می‌شود. جزء فاز  $\theta_i$  برای جبران اختلاف فاز ناشی از طی مسیرهای مجزا اعمال می‌گردد. در این پژوهش گام‌های زاویه‌ای الگوریتم تصویربرداری برابر ۱ درجه در نظر گرفته شده است. به این صورت که از هر سیگنال



(الف)



(ب)

شکل (۱۴): (الف) تصویر اولیه نگاتیو شده جهت برجسته‌سازی تغییرات، (ب) تصویر از فانتوم بدون تومور برای حذف پس‌زمینه از تصویر نگاتیو.

## ۵- الگوریتم بازیابی تصویر بهبود یافته با استفاده از سیگنال تحریک پیشنهادی

تابع پالس گاوسی  $G(t, \tau)$  جزو مجموعه توابع استاندارد است [۱۴]. لازم به یادآوری است که پالس گاوسی هنگامی که از یک سامانه خطی عبور داده شود، همچنان توزیع‌اش گاوسی باقی می‌ماند. معادله عمومی این پالس در رابطه (۹) آمده است که در آن  $\tau$  یک ثابت زمانی است:

$$G(t, \tau) = e^{-\left(\frac{t-t_0}{\tau}\right)^2} \quad (9)$$

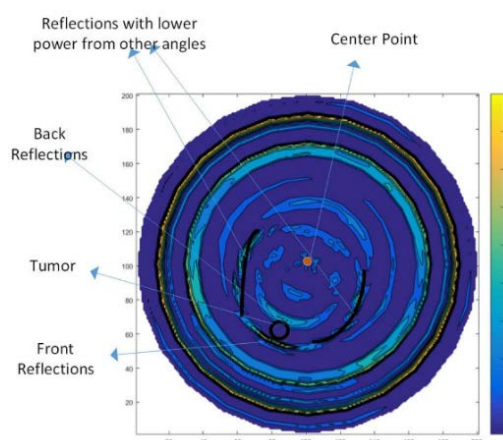
توابع مشتق گاوسی دارای خواص جالب زیادی هستند. وقتی ما از یک تابع گاوسی نسبت به زمان مشتق می‌گیریم، مشاهده می‌کنیم که یک الگوی چند جمله‌ای با افزایش مشتق پدیدار می‌گردد که دوباره در تابع گاوسی اصلی (نرمالیزه شده) ضرب شده است. در این مطالعه، روش جدیدی برای طراحی یک سیگنال تحریک با مشخصات تفکیک‌پذیری بالا برای سامانه رادار تصویربرداری ریزموج ارائه می‌گردد که در شکل (۱۵) به نمایش درآمده است. طرح‌واره جدید روش شکل دهی پالس ما نشان می‌دهد که سامانه مشتق بر سه بخش است: مشتق‌گیر، جمع

در هر موقعیت ارسال و دریافت ۳۶۰ سیگنال نمونه با درون‌یابی حاصل می‌گردد و در آخر، همگی بر اساس الگوریتم تاخیر و جمع<sup>۱</sup>، با هم جمع می‌شوند [۱۲-۱۳].

با پردازش داده‌های خام نتایج شبیه‌سازی، تصویر اولیه‌ای با پالس ارسالی گاوسی رایج، قبل از به‌کارگیری شیوه پیشنهادی گوناگونی شکل موج، به‌دست‌آمده و در شکل (۱۳) نشان داده شده است. لازم به‌ذکر است که با توجه به دایروی بودن فانتوم پستان، بایستی قبل از ترسیم ماتریس نهایی، تبدیل دستگاه مختصات کارتیزین  $(x_g, y_g)$  به مختصات قطبی  $(x_i, y_i)$  روی داده‌ها انجام گیرد:

$$\begin{pmatrix} x_i \\ y_i \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos(\varphi_i) & -\sin(\varphi_i) \\ \sin(\varphi_i) & \cos(\varphi_i) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x_g \\ y_g \end{pmatrix} \quad (8)$$

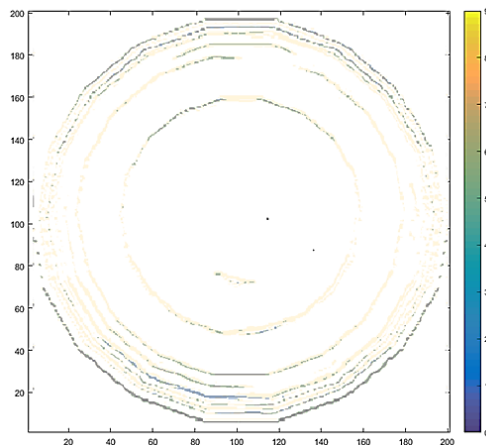
این شکل طرح کلی هدف و همچنین محل آن را نشان می‌دهد. می‌توان مشاهده کرد که در حالت بازیابی تصویر اولیه، سیگنال بازگشتی بسیار نویزی و به‌همراه کلاتر است. نوارهای قوی‌تر حاشیه‌ها و سطح‌های پوست فانتوم و هدف به وضوح قابل تشخیص نیستند. شکل (۱۳) اختلاف‌هایی را بین داده‌های شبیه‌سازی شده و نتایج ایده‌آل نشان می‌دهد. این اختلاف‌ها بیشتر ناشی از بازتاب‌های چندگانه به‌دلیل کم بودن پهنای باند پالس گاوسی رایج است. سپس برای برجسته‌سازی تغییرات از تصویر اولیه نگاتیو گرفته شده و برای از بین بردن اثر پس‌زمینه، تصویر بدون تومور ساخته شده است تا با کسر از تصویر با تومور در نهایت اثر پس‌زمینه کاهش یابد. این عمل می‌تواند پیش از ایجاد تصویر و با تشکیل سیگنال‌های تفاضلی نیز حاصل گردد [۱۰-۱۱]. نتایج نگاتیوسازی و تصویر پس‌زمینه بدون تومور در شکل (۱۴) دیده می‌شوند.



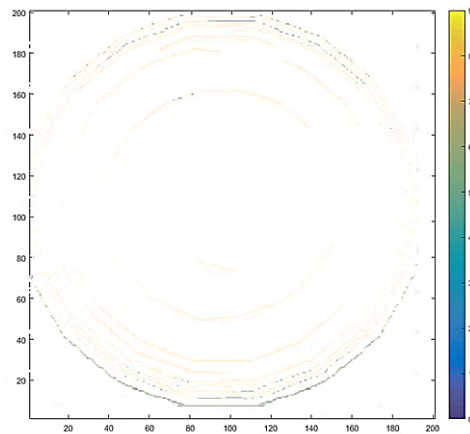
شکل (۱۳): تصویر بازیابی شده اولیه توسط سامانه رادار استوانه‌ای با استفاده از پالس گاوسی رایج.

<sup>1</sup> Delay and Sum Algorithm.





(الف)



(ب)

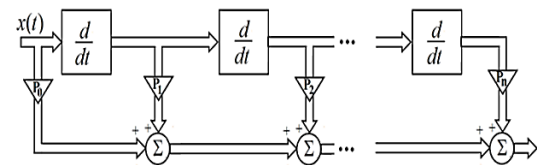
شکل (۱۷): تصاویر سامانه رادار تصویربرداری ریزموج اصلی قبل از پردازش سیگنال تصویر با استفاده از: (الف) پالس تحریک مونوسایکل، (ب) پالس تحریک دابلت.

به منظور نمایش عملکرد روش پیشنهادی از سیگنال تحریک بهبود یافته  $M_2(t)$  که تلفیقی از نتایج حاصل از مونوسایکل و دابلت بوده و دارای کمترین زمان خیز و بیشترین پهنا باند و تخت بودن در ناحیه گذر نسبت به جملات قبل خود است، استفاده می‌شود. شکل (۱۸) تصویر بازبازی شده نهایی را با استفاده از این پالس تحریک به همراه تومور نشان می‌دهد. همانطور که در این شکل دیده می‌شود، نتایج سامانه تصویربرداری ریزموج بهبود یافته، هدف را با دقت بیشتری نسبت به نتایج سامانه‌های راداری رایج، که تنها از پالس تحریک گاوسی بهره می‌برند؛ دنبال می‌کند. استفاده از پالس تحریک رمز شده با مراتب بالاتر، اجازه می‌دهد که به حالت ایده‌آل، بیشتر نزدیک شد. به وضوح نشان داده شده که نتایج این سامانه با این سیگنال تحریک پیشنهادی دارای تفکیک پذیری مکانی بسیار خوبی است. از شکل (۱۸) مشخص است که انرژی در بازتاب سامانه تصویربرداری بهبود یافته نسبت به سامانه رایج فراتر است.

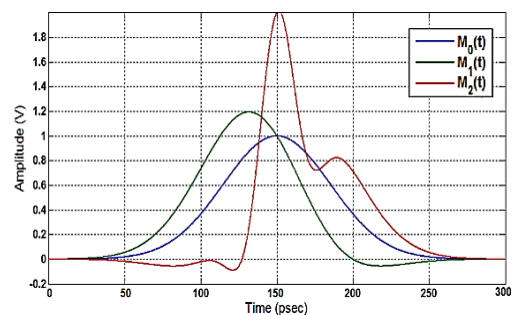
کننده و ضرب کننده بهره. عملکرد کلی به‌طور عمومی توسط  $M_N(t)$  چنین به‌دست می‌آید:

$$M_N(t) = \sum_{n=0}^N P_n \cdot \frac{d^n X(t)}{dt^n} \quad (10)$$

شکل (۱۶) سه مرتبه اول سیگنال تحریک که توسط شبیه سازی‌های روش پیشنهادی با مقادیر  $P_0 = 1$  و  $P_1 = 1$  و  $P_2 = -1$  تولید شده‌اند را نشان می‌دهد. لازم به‌ذکر است که گرفتن مشتق‌های متوالی از پالس گاوسی باعث می‌گردد زمان خیز آن به تدریج کاهش یابد، که همین امر موجب افزایش پهنای باند آن و بهبود تفکیک پذیری خواهد شد. البته با کاهش زمان خیز، رایبل و بخش منفی در پالس ایجاد می‌گردد که با تلفیق مناسب مشتقات متوالی و تنظیم مناسب ضرایب، می‌توان شکل پالس نهایی را به‌منظور ایجاد پهنای باند موثر و تخت بودن در ناحیه گذر تغییر داد و نگران تحقق عملی آن نبود، چرا که با کلید هایی مثل دیودهای بازبازی پله‌ای به راحتی قابل پیاده سازی‌اند [۱۵].



شکل (۱۵): طرح‌واره پیشنهادی که بیانگر روش سیگنال تحریک جدید است.



شکل (۱۶): سه مرتبه اول سیگنال‌های تحریک که توسط روش پیشنهادی تولید شده‌اند.

## ۶- اجرای پالس پیشنهادی در نتایج سامانه‌ی رادار تصویربرداری ریزموج

برای بهبود تفکیک پذیری نتایج سامانه تصویربرداری ریزموج و نمایش آثار روش تولید سیگنال تحریک پیشنهادی، نتایج مرتبط که توسط پالس‌های تحریک مونوسایکل (مشتق اول پالس گاوسی) و دابلت (مشتق دوم پالس گاوسی) تولید شده‌اند، در شکل (۱۷) نمایش داده شده است.

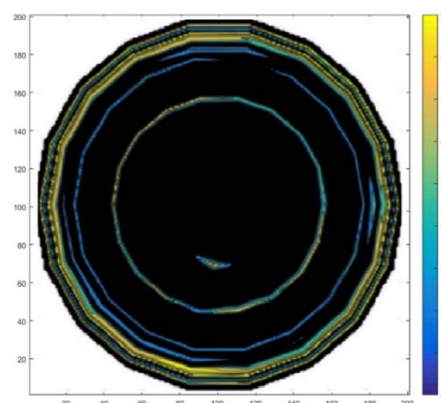
متلب محاسبه شده است. در جدول (۲) علاوه بر  $\Delta_{Tumour}$  که معرف موقعیت مکانی آن است، نتایج مقدار ضریب بازگشتی از تومور یعنی  $I_{Tumour}$ ؛ که جنس آن را تعیین می‌کند؛ نسبت به حالت ایده‌آل در دو حالت با تحریک گاوسی و تحریک پیشنهادی مقایسه شده است. نتایج جدول (۲) به خوبی نشان می‌دهد روش پیشنهادی با ارسال شکل پالس بهبود یافته نسبت به پالس رایج گاوسی، از نظر موقعیت مکانی تومور را در  $44\text{ mm}$  از مرکز فانتوم نشان می‌دهد که نسبت به روش رایج به حالت ایده‌آل  $37\text{ mm}$  نزدیک تر است. از نقطه نظر جنس هم سیگنال پیشنهادی ضریب بازگشتی را در ناحیه تومور برابر  $0.41-$  نشان می‌دهد که وضعیت بهتری نسبت به سامانه راداری با پالس تحریک گاوسی دارد و به حالت ایده‌آل نزدیک تر است، که این امر نتیجه به کارگیری سیگنال فرایه‌ن باند پیشنهادی بوده که امکان پیاده‌سازی عملی آن نیز به راحتی فراهم است.

معیار دیگری جهت تعیین کیفیت آشکارسازی تومور تعریف شده و با  $Q$  نشان داده می‌شود، که برابر با نسبت میانگین اندازه سیگنال در ناحیه تومور واقعی به نسبت این اندازه و شدت متوسط در بقیه بافت‌های پستان است و داریم:

$$Q = \frac{\text{mean}[I(p)]}{\text{mean}[I(p)]} \quad \forall p \in S \quad \forall p \in H \& p \notin S \quad (13)$$

مقدار بالای این اندازه نشان می‌دهد که شدت وجود بافت سرطانی شدیدتر از شدت منطقه پس‌زمینه است. میزان  $Q$  برای تصویر بازسازی شده در این مقاله به اندازه‌ی  $8/71$  است که مقدار قابل قبولی برای نسبت ناحیه‌ی تومور به سایر نواحی بافت بدون تومور به حساب می‌آید.

معیار مهم دیگر برای تعیین کیفیت تصاویر بازسازی شده، نسبت میانگین سیگنال به کلاتر است. این شاخص در اهداف ناحیه مربوط به تومور تعیین می‌شود که با مقایسه دو حالت بدون تومور و فقط شامل کلاتر و با تومور و به همراه کلاتر ارزیابی می‌شود. با توجه به مقادیر سیگنال‌های برگشتی در تصویر استخراج شده، این نسبت تقریباً برابر  $1/8$  به دست آمده که با توجه به مقالات در صورت داشتن مقدار  $ASCR$  بزرگتر از  $1/5\text{dB}$  به معنای وجود تومور در ناحیه است که مقدار عددی این فاکتور برای کار ما بیشتر از این مقدار است. بنابراین حدس ما مبنی بر وجود تومور درست بوده است. از جدول (۲) مشاهده می‌شود که با استفاده از سیگنال تحریک جدید، سامانه راداری پیشنهادی دارای قابلیت خوبی در آشکارسازی تومور در الگوی بیولوژیکی است.



شکل (۱۸): تصویر بازیابی شده نهایی با استفاده از پالس تحریک پیشنهادی.

مشخصه‌های زمانی برای نتایج سامانه رادار تصویربرداری ریزموج با یک هدف دایروی که درون فانتوم پستان قرار گرفته، با استفاده از سیگنال تحریک جدید، که در مقایسه با روش رایج و حالت ایده‌آل استخراج شده‌اند، در جدول (۲) گردآوری شده‌اند. در این مقاله ابتدا الگوریتم پردازش مبتنی بر روش بازسازی با روش تاخیر-جمع استفاده شده است. این الگوریتم برای به وجود آوردن طرح انرژی در نقاط نمونه‌برداری جهت ایجاد تصویر استفاده می‌شود. عملکرد با توجه به تومور کروی با قطر  $10\text{ mm}$  مورد ارزیابی قرار گرفته است. برای مقایسه، مرجع [۱۶] قادر به شناسایی تومور به قطر  $1/5\text{ cm}$  بوده است. همین در مرجع [۱۷] تومور دایره‌ای با قطر  $1/4\text{ cm}$  و ارتفاع  $1/4\text{ cm}$  در نظر گرفته شده است. در مرجع [۱۸] از یک تومور با ساختار کروی و قطر  $1/6\text{ cm}$  استفاده شده است.

$S$  مجموعه‌ای از نقاط را نشان می‌دهد که یک پنجره دو بعدی در اطراف هدف مشخص شده در فانتوم پستان تشکیل می‌دهند و  $H$  مجموعه‌ای از تمام نقاط درون منطقه پستان است. برای مقایسه عملکرد الگوریتم‌های مختلف، معیارهای زیر استفاده شده است:

$\Delta_{Tumour}$  فاصله مطلق بین مرکز واقعی تومور سرطانی  $\chi$  و محل آشکار شده در تصویر بازسازی شده به عنوان نقطه با حداکثر شدت در توزیع طرح انرژی است:

$$\Delta_{Tumour} = \|p^* - \chi\| \quad (11)$$

جایی که:

$$p^* = \arg \max_{p \in H} [I_p] \quad (12)$$

$\Delta_{Tumour}$  که معرف تفکیک‌پذیری فاصله‌ای در رادار تصویربرداری مایکروویوی است، بعد از ایجاد تصویر در نرم‌افزار



cultural heritage, medicine, and criminal investigation." Sensors 9, no. 1, 568-601, 2009.

- [5] Kazemi, F., Farahnaz, M, and Javad A. S., "Nondestructive high-resolution microwave imaging of biomaterials and biological tissues." AEU-International Journal of Electronics and Communications 84, 177-185, 2018.
- [6] Sattar, Z.A., and Salous, S., "Experimental analysis of Confocal Algorithm using different approximations for UWB radar based breast cancer detection" presented at the Festival of radio science, University of Liecester Jan 2011.
- [7] Abtahi, M., Dastmalchi, M., Larochille, S., et al. "Generation of arbitrary UWB waveforms by spectral pulse shaping and thermally-controlled apodized FBGs." Journal of Lightwave Technology, vol. 27, no 23, p. 5276-5283, 2009.
- [8] Constantine A. Balanis, "Advanced Engineering Electromagnetics" John Wiley & Sons, Inc., Second Edition, 2012.
- [9] Hossein Kassiri Bidhendi, Hamed Mazhab Jafari and Roman Genov, "Ultra-Wideband Imaging Systems for Breast Cancer Detection." M. R. Yuce (ed.), Ultra-Wideband and 60 GHz Communications 83 for Biomedical Applications, DOI 10.1007/978-1-4614-8896-5\_5, ©Springer Science+Business Media New York 2014.
- [10] Marek Bialkowski and Yifan Wang., "UWB Cylindrical Microwave Imaging System Employing Virtual Array Antenna Concept For Background Effect removal." Microwave and Optical Technology Letters / Vol. 53, No. 5, May 2011.
- [11] M. E. Bialkowski, Y. Wang, A. Abu Bakar, and W. C. Khor, "Microwave Imaging Using Ultra Wideband Frequency-Domain Data." Microwave and Optical Technology Letters / Vol. 54, No. 1 January 2012.
- [12] Xu Li, Susan C. Hagness, "A Confocal Microwave Imaging Algorithm for Breast Cancer Detection" IEEE Microwave and Wireless Components Letters, Vol. 11, No. 3, March 2001.
- [13] Hooi Been Lim, Nguyen Thi Tuyet Nhung, Er-Ping Li, and Nguyen Duc Thang, "Confocal Microwave Imaging for Breast Cancer Detection: Delay-Multiply-and-Sum Image Reconstruction Algorithm." IEEE Transactions On Biomedical Engineering, Vol. 55, No. 6, June 2008.
- [14] Andrews, G. E., Askey R. A., and Roy, R., "Special Functions" Cambridge University Press, Cambridge, 2000.
- [15] Cemin Zhang and Aly E. Fathy, "Reconfigurable Pico-Pulse Generator for UWB Applications." ECE Department, University of Tennessee, Knoxville, TN 37996, USA, 2006.
- [16] Kwon, S. and Lee, S. "Recent advances in microwave imaging for breast cancer detection." International journal of biomedical imaging, 2016.
- [17] Koutsoupidou, M., Karanasiou, I.S., Kakoyiannis, C.G., Groupas, E., Conessa, C., Joachimowicz, N. and Duchène, B., "Evaluation of a tumor detection microwave system with a realistic breast phantom." Microwave and Optical Technology Letters, 59(1), pp.6-10. 2017.
- [18] Klemm, M., Craddock, I., Leendertz, J., Preece, A. and Benjamin, R., "Experimental and clinical results of breast cancer detection using UWB microwave radar." In 2008 IEEE Antennas and Propagation Society International Symposium (pp. 1-4). 2008, July.

جدول (۲): مشخصات موقعیت تومور با استفاده از سیگنال

تحریک پیشنهادی، روش رایج و نتایج ایده آل.

معیار	روش ایده آل	روش رایج	روش پیشنهادی
$\Gamma_{Tumour}$	-۰/۶۶	-۰/۳۹	-۰/۴۱
$\Delta_{Tumour}(mm)$	۳۷	۴۸	۴۴

## ۷- نتیجه گیری

در این مقاله یک سامانه رادار تصویربرداری ریزموج استوانه‌ای فراپهن باند را جهت آشکارسازی و مکان‌یابی در فانتوم پستان تحقیق یافته، ارائه گردید. همچنین، یک شیوه جدید برای سامانه مورد نظر با تفکیک‌پذیری بالا، با به‌کارگیری شکل پالس اصلاح شده گاوسی، جهت بهبود سیگنال برگشتی از هدف ارائه گردید. اعتبار این سامانه و الگوریتم آشکارسازی هدف، از طریق نمونه آزمایش‌هایی با پسا پردازش روی تصویر نهایی و مقایسه با کارهای انجام پذیرفته در این زمینه، مورد تایید قرار گرفت. نتایجی که توسط سامانه پیشنهادی ما حاصل شدند اثبات می‌کنند که این سامانه قابلیت خوبی در یافتن محل و جنس دقیق تر تومورهای چند میلی‌متری دارد، که امکان تشخیص زود هنگام را فراهم می‌سازد. سامانه راداری پیشنهادی دارای ویژگی پیاده‌سازی عملی است، چرا که مبتنی بر سیگنال‌های واقع گرایانه بوده و مانند سامانه‌هایی که از پالس رایج گاوسی استفاده می‌کنند، همچنان قابلیت تحقق عملی خود را حفظ می‌کند. از این‌رو پیاده‌سازی سخت‌افزاری سامانه تصویربرداری مورد بررسی در این نگارش، مد نظر نگارندگان در برنامه آتی قرار خواهد گرفت.

## ۸- مراجع

- [1] Bialkowski, M. E., Y. Wang, A. Abu Bakar, and W. C. Khor, "Microwave Imaging Using Ultra-Wideband Frequency Domain Data" Microwave and Optical Technology Letters 54 (1), pp. 13-18, 2012.
- [2] H. Ahmadian Yazdi, R. kayvan shokoh, "Range Cell Migration Compensation In SAR Using Stretch Processing" Journal of "Radar", Imam Hossein Comprehensive University, Vol. 2, No. 1, 2014 (Serial No. 3).
- [3] Rubæk, T., Kim, O.S. and Meincke, P., "Computational validation of a 3-D microwave imaging system for breast-cancer screening." IEEE Transactions on Antennas and Propagation 57, no. 7, 2105-2115, 2009.
- [4] Sansoni, G., Trebeschi, M., and Docchio, F., "State-of-the-art and applications of 3D imaging sensors in industry,

