

بهبود روش های شکل دهی پرتو تصویر برداری مایکروویو راداری برای آشکارسازی زود هنگام تومورهای مغزی

تاریخ دریافت:

۱۵ آبان ماه ۱۴۰۱

تاریخ پذیرش:

۲۴ بهمن ماه ۱۴۰۱

جواد یوسفی^۱، جلیل مظلوم^{۲*}، علیرضا ملکی جوان^۲

۱. کارشناسی ارشد، دانشکده جنگ الکترونیک، دانشگاه علوم و فنون هوایی شهید ستاری، تهران، ایران

۲. دانشیار، دانشگاه علوم و فنون هوایی شهید ستاری، تهران، ایران.

چکیده

امروزه در علم پزشکی، برای تشخیص تومورهای مغزی از روشهایی نظیر معاینات فیزیکی، سی تی اسکن سر، ام آر آی سر، آنژیوگرافی و عکس برداری از جمجمه با استفاده از اشعه ایکس استفاده می شود. امروزه با توجه به پیشرفت تکنولوژی، امکان ارسال و ثبت امواج مایکروویو در فرکانسهای بالا محیا شده است. لذا تصویر برداری مایکروویو راداری به عنوان روشی نوین، می تواند مکمل روش های کنونی و حتی جایگزین تصویر برداری اشعه ایکس شود. در این مقاله سه نوع تصویر برداری مایکروویو نظیر تصویر برداری مایکروویو غیر فعال، تصویر برداری مایکروویو ترکیبی و تصویر برداری مایکروویو فعال معرفی شده است و سپس روش تصویر برداری مایکروویو راداری به صورت مبسوط مورد بحث قرار گرفت. سرانجام روش های نوین در تصویر برداری مایکروویو راداری برای تشخیص تومورهای مغزی بیان گردید. نتایج نشان داده است که روش DMAS-D4 مقاومت بالاتری در برابر نویز و تداخلات در مقایسه با روش های DAS و DMAS داشته است. **واژه های کلیدی:** روش های شکل دهی، تصویر برداری مایکروویو، آشکارسازی زود هنگام، تومور مغزی.

Improvement of microwave radar imaging beamforming methods for early detection of brain tumors

Abstract

Today, in medical science, methods such as physical examination, head CT scan, head MRI, angiography, and taking pictures of the skull using X-rays are used to diagnose brain tumors. Nowadays, according to the technological progress, it is possible to send and record microwave waves at high frequencies. Therefore, microwave radar imaging as a new method can complement current methods and even replace X-ray imaging. In this treatise, three types of microwave imaging such as passive microwave imaging, combined microwave imaging and active microwave imaging have been introduced and then the radar microwave imaging method was discussed in detail. Finally, the new methods of microwave radar imaging for the diagnosis of brain tumors were described. The results have shown that the DMAS-D4 method has a higher resistance to noise and interferences compared to the DAS and DMAS methods.

Key words: Imaging methods, microwave imaging, early detection, brain tumor.

آمد و آن دو نفر توانستند یک تصویر دو بعدی که تفاوت بافت بدن حیوان در آن واضح بود، تهیه کنند. تا آن زمان تصویربرداری مایکروویو منحصرًا مربوط به تشخیص هدف راداری حوزه ی دور بود. با این نقطه شروع اولیه، تصویربرداری مایکروویو به جمع روشهای تصویربرداری پزشکی همچون مافوق صوت، توموگرافی و ... پیوست. از آن زمان تاکنون سیستم های تصویر برداری مایکروویو زیادی به خصوص در زمینه سرطان ساخته شده است. یک سیستم تصویربرداری مایکروویو در سال ۲۰۰۴ در دانشگاه Dartmouth ساخته شده است [۴]. این سیستم جهت تصویر برداری از سرطان سینه است که شامل ۱۶ آنتن تک قطبی است که در یک آرایه دایره ای قرار می گیرند و در بازه فرکانسی ۵۰۰ مگاهرتز تا ۲/۳ گیگاهرتز کار می کنند. پس از آن یک سیستم دیگر که در واقع یک سیستم توسعه یافته و بهبود داده شده دانشگاه Dartmouth می باشد ساخته شد [۵]. در این سیستم محیط تصویربرداری شامل یک آرایه ۱۶ آنتنی تک قطبی می باشد. هر آنتن تک قطبی در فرکانس ۵۰۰ مگاهرتز تا ۳ گیگاهرتز کار کرده و اندازه آن نسبت به طول موج کوچک می باشد. در همین زمینه سیستم دیگری توسط دانشگاه Manitoba ارائه شده است [۶]. این سیستم از یک VNA مدل B8۳۶۳ Agilent جهت ایجاد سیگنال مایکروویو و ارسال و دریافت آن استفاده می کند. سیستم VNA، قادر به انجام اندازه گیری در فرکانس های مختلف مورد نیاز می باشد. گستره دینامیکی این سیستم ۱۲۲dB است. در این سیستم ۲۴ آنتن با زوایای ۱۵ درجه روی یک استوانه قرار گرفته اند، تصویربرداری در زمانی کمتر از یک دقیقه انجام می شود. سیستم دیگر سیستم تصویربرداری Fresnel [۷] است. در این سیستم از یک محفظه بزرگ بدون انعکاس با طول ۱۴/۵ متر، عرض ۶/۵ متر و ارتفاع ۶/۵ متر استفاده شده است. محدوده فرکانس کاری این سیستم بین ۳۰۰ مگاهرتز تا ۲۶/۵ گیگاهرتز می باشد. کاربرد های اصلی این سیستم شامل موارد اندازه گیری های مربوط به سطح مقطع راداری، استخراج الگوی تشعشعی آنتن ها، اندازه گیری های میدان پراکندگی در ناحیه میدان نزدیک و میدان دور می شود. یک سیستم تصویر برداری مایکروویو در Barcelona به منظور انجام تست های کلینیکی طراحی شده است [۸]. این سیستم دارای یک آرایه استوانه ای با ۶۴ آنتن می باشد که آنتن ها روی یک دایره به قطر ۷۵ سانتی متر قرار گرفته اند. اگرچه آرایه آنتن ها دایروی می باشد ولی نام استوانه ای به این دلیل انتخاب شده است که هر آنتن یک موج استوانه ای داخل محیط تصویربرداری ایجاد می کند. در این صورت می توان از الگوریتم بازسازی در مختصات استوانه ای استفاده نمود. سیستم دیگری در دانشگاه Bristol در سال ۲۰۰۹ [۹] ساخته شده است. این سیستم شامل ۳۱ آنتن است که بر روی یک نیمکره قرار می گیرند. این سیستم اکنون ارتقاء داده شده و تعداد آنتن های آن به ۶۰ عدد افزایش یافته است [۱۰]. فرکانس کاری چنین سیستمی بین ۴ گیگاهرتز تا ۸ گیگاهرتز می باشد. این سیستم در آزمایش های کلینیکی مورد استفاده قرار گرفته و در بعضی موارد قادر به تشخیص تومور شده است. زمان

اغلب اوقات علت بوجود آمدن تومور مغزی ناشناخته است، اما عوامل خطر متعددی وجود دارد که ممکن است در افزایش شانس ابتلا به تومور مغزی مؤثر باشند. تومور مغزی توده سلولی غیرطبیعی در داخل یا اطراف مغز است و تومور سیستم عصبی مرکزی نیز نامیده می شود. تومورهای مغزی می توانند بدخیم (سرطانی) یا خوش خیم (غیرسرطانی) باشند. برخی از آنها به سرعت رشد می کنند؛ در حالی برخی دیگر رشد کندی دارند. تنها حدود یک سوم تومورهای مغزی سرطانی هستند. با این حال تومورهای مغزی چه سرطانی باشند و چه نباشند، اگر به اندازه ای بزرگ شوند که اعصاب، عروق خونی و بافت های اطراف را تحت فشار قرار دهند، عملکرد مغز را با اختلال روبرو می کنند. تومورهایی که در مغز رشد می کنند، تومورهای اولیه نامیده می شوند. تومورهایی که پس از ایجاد در سایر نقاط بدن به مغز گسترش می یابند، تومورهای ثانویه یا تومورهای متاستاتیک نامیده می شوند. آگاهی از فاکتورهای خطر و صحبت در مورد آنها با پزشک می تواند در گرفتن تصمیم آگاهانه به فرد کمک کند. در حال حاضر بجز تغییر سبک زندگی هیچ روش شناخته شده ای برای جلوگیری از ابتلا به تومور مغزی وجود ندارد. در اکثر مواقع علت بوجود آمدن تومور مغزی ناشناخته است. امکان تشخیص تومور مغزی با استفاده از تست های تصویربرداری و مشاهده ساختار مغز، به همراه بیوپسی و بررسی دقیق نمونه مشکوک به تومور مغزی زیر میکروسکوپ، وجود دارد. در کل، قبل از انجام این تست ها، معاینات فیزیکی انجام می شود تا هر گونه تغییر نورولوژیک ناشی از وجود تومور مغزی مشخص گردد. در نهایت، راه های تشخیص تومور مغزی عبارت است از: MRI، سی تی اسکن، آزمایش خون، پونکسیون کمرب و بیوپسی. امروزه یکی از راه های نوین و موثر در تشخیص زود هنگام تومور مغزی استفاده از تصویر برداری مایکروویو راداری است. این نوع تصویر برداری نیز می تواند مکمل روش های کنونی و حتی جایگزین تصویر برداری اشعه ایکس شود. از اینرو پژوهش های زیادی پیرامون بهبود این روش در حال اجرا هستند. تصویربرداری مایکروویو راداری در حال آزمون های بالینی است، اما شکل دهنده های پرتور مورد استفاده ساده بوده و توانایی محدودی دارند [۱]. در حال حاضر در علم پزشکی، برای تشخیص تومورهای مغزی از روشهایی نظیر معاینات فیزیکی، سی تی اسکن سر، ام آر آی سر، آنژیوگرافی و عکس برداری از جمجمه با استفاده از اشعه ایکس استفاده می شود. امروزه با توجه به پیشرفت تکنولوژی، امکان ارسال و ثبت امواج مایکروویو در فرکانسهای بالا محیا شده است. لذا تصویر برداری مایکروویو راداری به عنوان روشی نوین، می تواند مکمل روش های کنونی و حتی جایگزین تصویر برداری اشعه ایکس شود [۲]. در طول چهار دهه ی گذشته چندین سیستم تصویربرداری مایکروویو ساخته و آزمایش شده است. نخستین آزمایش موفقیت آمیز در سال ۱۹۷۹ توسط لارسن و جاکوبی برای تصویربرداری از کلیه ی یک سگ با استفاده از امواج مایکروویو انجام شد [۳]. در این آزمایش که با استفاده از دو آنتن صورت گرفت، مشخصات انتقالی بین دو آنتن بدست

سپس با محاسبه مقدار تخمین زده شده، انرژی را مطابق با رابطه زیر محاسبه می کند.

$$DAS(X) = \left(\sum_{i=1}^M x_i \right)^2 \quad (1)$$

که در آن X بردار مشاهدات است، x_i سیگنال ثبت شده در مشاهده i است و M تعداد کل مشاهدات است، با فرض اینکه هر مشاهده مجموع مقدار مورد نظر و مقدارهای اضافه شده از جمله نویز و آرتیفکت است ($x_i = s + n_i$) می توان رابطه (۱) را به صورت زیر بار نویسی کرد:

$$DAS(X) = \left(\sum_{i=1}^M s + n_i \right)^2 \quad (2)$$

که در آن s مقدار مورد نظر و n_i مقدارهای اضافی در مشاهده است. گسترش رابطه فوق منجر به حاصل جمع ۲ بعدی زیر می شود:

$$DAS(X) = \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^M \left\{ (s + n_i)(s + n_j) \right\} = \sum_{i=1}^M \sum_{j \neq i}^M \left\{ (s + n_i)(s + n_j) \right\} + \sum_{i=1}^M (s + n_i)^2 \quad (3)$$

۲-۲-روش DMAS

رابطه اصلی DMAS به صورتی که مجموع تمام حاصل ضرب های ممکن از دو مشاهده مختلف است، یعنی:

$$DMAS(X) = \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^M \left\{ x_i x_j \right\} = \sum_{i=1}^M \sum_{j \neq i}^M \left\{ (s + n_i)(s + n_j) \right\} \quad (4)$$

مقایسه این دو روش اختلاف زیر را به دست خواهد داد:

$$DAS(X) - DMAS(X) = \sum_{i=1}^M (s + n_i)^2 \quad (5)$$

و با گسترش آن خواهیم داشت:

$$DAS(X) - DMAS(X) = Ms^2 + 2Ms \sum_{i=1}^M n_i + \sum_{i=1}^M n_i^2 \quad (6)$$

میانگین مقادیر اضافی به صورت $\mu_n = \frac{\sum_{i=1}^M n_i}{M}$ و جمع توان دوم

مقادیر اضافی به صورت $\sigma_n^2 = \frac{\sum_{i=1}^M n_i^2}{M}$ تعریف می شوند. می

دانیم که شرایط مختلف منجر به مقادیر مختلف μ_n و σ_n^2 می شود، اما مقدار امید ریاضی میانگین مقادیر اضافی صفر است، و $E\{\mu_n\} = 0$. از این رو انتظار می رود بخش دوم در معادله (۷) برابر با صفر باشد بنابراین تفاوت بین DAS و DMAS به شرح زیر است:

$$DAS(X) - DMAS(X) = Ms^2 + 2Ms\mu_n + M\sigma_n^2 \approx M(s^2 + \sigma_n^2) \quad (7)$$

تصویربرداری در سیستم اولیه ۹۰ ثانیه و در سیستم دوم برابر ۱۰ ثانیه است. تاکنون سیستم عملی که در آزمایش های کلینیکی کاملاً موفق باشد ساخته نشده و تحقیقات در این زمینه همچنان ادامه دارد. در [۱۱] به بررسی تصویربرداری SAR هدف گرا برای بهبود SCR از طریق MF-ADMM-NET عمیق پرداخته شده است. در [۱۲] تقویت تصویربرداری مایکروویو دیافراگ مورد بررسی قرار گرفته است. نتایج نشان می دهد که روشهای طراحی شکل موج پیشنهادی قادر به بهبود کیفیت تصویربرداری یا راندمان تصویربرداری از سیستم تصویربرداری FDM هستند. در [۱۳] تشخیص تومور بهبود یافته از طریق تصویربرداری کمی از پستان مایکروویو با استفاده از قبل مبتنی بر عملکرد Eigenfunction مورد بررسی قرار گرفته است. نتایج نشان داده است که استفاده از اطلاعات قبلی ثبات الگوریتم وارونگی را بهبود می بخشد و منجر به تشخیص بهتر تومورها می شود. در [۱۴] یک تکنیک حذف نویزهای مبتنی بر یادگیری شبکه عصبی مبتنی بر شبکه عصبی برای افزایش کیفیت تصاویر رادار آپورت مصنوعی ارائه شده است. بررسی تجربی پیشنهادی DNN-SNRT که بر اساس تصاویر Terrasar-X انجام شده است، افزایش برتر کیفیت تصویر را بر روی فیلترهای قابل مقایسه اخیر تأیید کرد. نتایج طرح DNN-SNRT نیز ثابت شد که قادر به کاهش نویز و حفظ لبه های در طی فرآیند افزایش کیفیت تصویر است. در [۱۵] یک روش تصویربرداری پراکنده برای SAR فرکانس چابک ارائه شده است. تجزیه و تحلیل نظری و نتایج شبیه سازی نشان می دهد که تصاویر تولید شده در FASAR تصادفی عملکرد بهتری نسبت به نمونه های FASAR پله دارند. با انجام جبران فاز، عملکرد بازسازی اهداف کوچک می تواند به طور قابل توجهی بهبود یابد. از اینرو، در این کار سه نوع تصویر برداری مایکروویو نظیر تصویربرداری مایکروویو غیر فعال، تصویر برداری مایکروویو فعال و تصویر برداری مایکروویو ترکیب معرفی می شود و توضیحات کلی در مورد روش تصویربرداری مایکروویو فعال، بیان و انواع روش های موجود در آن را بیان می گردد. سپس روش تصویر برداری مایکروویو راداری به صورت مبسوط مورد بحث قرار می گیرد. و در نهایت روش های نوین، در تصویر برداری مایکروویو راداری برای تشخیص تومورهای مغزی بیان خواهد گردید.

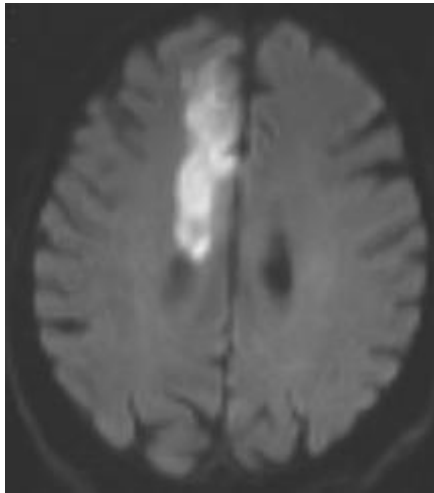
۲-تسریع شکل دهنده پرتو تأخیر ضرب و حاصل جمع

در این بخش فرمول های DAS و DMAS ارائه شده است، بیان مجدد این دو روش در جهت توضیح پیشتر از منظر متفاوت است که برای درک بهتر روش معرفی شده مفید خواهند بود. در ادامه. فرض بر این است که همه مشاهدات با توجه به نقطه کانونی دلخواه با اعمال تأخیرهای مناسب در حوزه زمان متمرکز بر نقطه کانونی خواهند بود.

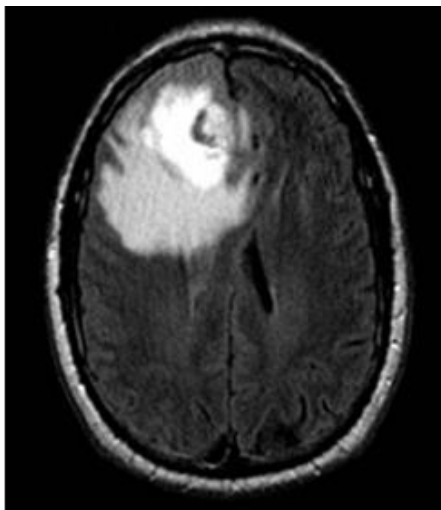
۲-۱-روش DAS

شکل دهنده پرتو DAM از جمع مشاهدات برای تخمین مقدار مورد نظر سیگنال پراکنده شده در تصویربرداری راداری استفاده می کنند.

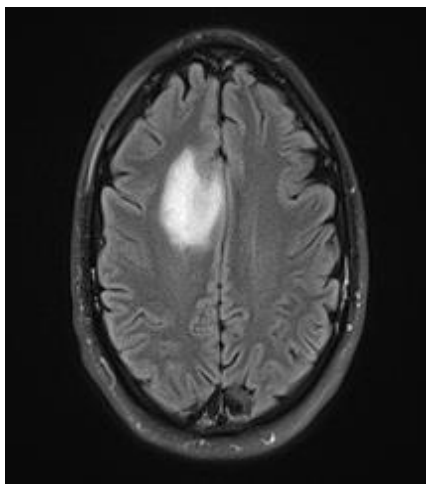
قرار گرفتند. برای ارزیابی عملکرد روش پیشنهادی در شرایط عملی از یک فانتوم مجموعه داده [۱۷] استفاده شده است. فانتوم BOP3 در این پایگاه داده یک فانتوم همگن مغز با توموری به قطر ۱۰ میلی متر است. شکل ۱ و شکل ۲ خروجی های بهبود شکل دهی تصاویر مایکروویو دو روش DAS و DMAS را نشان می دهد.



شکل ۱- خروجی روش DAS



شکل ۲- خروجی روش DMAS



شکل ۳- خروجی روش DMAS-D4

معادله (۷) برتری DMAS را نسبت به DAS نشان می دهد که همان حذف انرژی مقادیر اضافی در DMAS است. این دلیل برتری گزارش شده DMAS در مقالات منتشر شده است.

۳- شکل دهنده پرتو DMAS مرتبه ۴

بیان شد که مزیت روش DMAS نسبت به روش DAS حذف مقادیر اضافی با میانگین صفر و بدون همبستگی بین مشاهدات مختلف است. از نظر عملی، مقادیر اضافی آرتیفکت و نویز هستند، نه فقط توزیع همبستگی آن صفر باشد. آرتیفکت توسط نقاط بازتاب کننده در مکان های دیگری غیر از نقطه کانونی تولید می شوند و در مقایسه با مقدار سیگنال هدف می تواند دامنه های مختلفی داشته باشد. این آرتیفکتها در برخی مشاهدات از همبستگی بالایی برخوردار هستند، از این رو فرضی مبنی بر اینکه مقادیر اضافی به هم مرتبط نیستند صحیح نمی باشد، آرتیفکت پوست به دلیل داشته زیاد آن در مقایسه با بقیه سیگنال های ثبت شده، مهم ترین آرتیفکت است، همانگونه که در [۱۶] و [۱۷] ذکر شده است، این آرتیفکت را می توان با دقت و صحت بالایی حذف کرد. با این حال، هیچ منبعی مبنی بر وجود چنین وضعیت مطلوبی در کاربردهای عملی وجود ندارد. DMAS می تواند نویز ناهمبسته با میانگین صفر را حذف کند. اگر چه نتیجه دقیق تری نسبت به DAS دارد [۱۸]. اما این روش تأثیر آرتیفکتها را حذف نمی کند. هر جفت از مشاهدات با یک آرتیفکت مشابه انرژی این آرتیفکت را به جمع بندی فرمول اصلی روش DMAS اضافه می کند. با آوردن سیگنال های بیشتر در جملات حاصل جمع، شکل دهنده پرتو در برابر آرتیفکت دارای همبستگی، مقاوم تر می شود. تأخیر " حاصل ضرب و حاصل جمع درجه ۴ (DMAS-D4) یک شکل دهنده پرتوی مبتنی بر DMAS است. روش DMAS-D4 از همه جملات حاصل ضربه چهار مشاهده مختلف در حاصل جمع چهار بعدی استفاده می کند:

$$y_{DMAS-D4}(t) = \sum_{i=1}^M \sum_{j=i+1}^M \sum_{k=j+1}^M \sum_{l=k+1}^M x_i(t)x_j(t)x_k(t)x_l(t) \quad (8)$$

که در آن $y_{DMAS-D4}(t)$ سیگنال خروجی روش DMAS-D4 است.

۴- نتایج شبیه سازی

در این بخش نتایج حاصل از دو روش DMAS و DAS ارائه می شوند. از آنجایی که نتایج روش DMAS در مقالات منتشر شده مورد تأیید است و کیفیت آنها نیازی به بررسی مجدد ندارد. در ادامه این بخش شامل سناریوهایی با دو نوع داده مختلف است: ۱- مشاهدات ساختگی بصورت تصادفی و ۲- داده های عملی با استفاده از پایگاه داده در [۱۷]. زمان اجرا و خروجی روشهای DMAS و DAS با استفاده از مقادیر حقیقی ساختگی ایجاد شده به صورت تصادفی ارزیابی شده اند. این شبیه سازی ها با پردازنده ۲ گیگاهرتزی Intel Core i5 و ۸ گیگابایت RAM از نوع DDR3 با فرکانس ۱۶۰۰ مگاهرتز در HP Laptop اجرا شده اند. دو روش بیان شده برای تعداد ۱ تا ۲۵۰۰ مشاهده مورد بررسی

نتایج نشان می دهد که DMAS یک شکل دهنده پرتو قوی با مقاومت بالاتر در برابر نویز و تداخلات در مقایسه با DAS است بسیاری از تحقیقات به این نتیجه رسیده اند که DMAS بهترین نتایج را تولید می کند. اشکال اصلی DMAS بار محاسباتی آن است که M برابر بیشتر از DAS زمانی که M مشاهده داریم. ارزیابی های کمی بر SMR و SMXR و خطای مکان یابی برای این فانتوم در جدول ۱ بیان شده است.

جدول ۱- مقادیر بدست آمده برای فانتوم BOP3

روش	SMR [dB]	SMXR [dB]	خطای مکان یابی (mm)
DAS	۷/۴۱	۱/۲۸	۳/۵۱
DMAS	۷/۴۳	۱/۲۸	۳/۵۱

همچنین نتایج شکل دهنده پرتو به روش DMAS-D4 در شکل ۳ نشان داده شده است. نتایج نشان می دهد که روش DMAS-D4 مقاومت بالاتری در برابر نویز و تداخلات در مقایسه با روش های DAS و DMAS داشته است. ارزیابی های کمی بر SMR و SMXR و خطای مکان یابی این روش در مقایسه با دو روش DAS و DMAS در جدول ۲ بیان شده است.

جدول ۲- مقادیر بدست آمده برای فانتوم BOP3 در روش DMAS-D4

روش	SMR [dB]	SMXR [dB]	خطای مکان یابی (mm)
DAS	۷/۴۱	۱/۲۸	۳/۵۱
DMAS	۷/۴۳	۱/۲۸	۳/۵۱
DMAS-D4	۷/۸۶	۲/۹۱	۲/۷۴

روش DMAS-D4 منجر به وضوح و کنتراست بهتری برای یک نقطه ایده آل شد. همچنین بهبود معیارها در DMAS نسبت به DAS اندک می باشد اما روش DMAS-D4 نتایج را به طور قابل توجهی بهبود بخشیده است.

۵- نتیجه گیری

امروزه در علم پزشکی، برای تشخیص تومورهای مغزی از روشهایی نظیر معاینات فیزیکی، سی تی اسکن سر، ام آر آی سر، آنژیوگرافی و عکس برداری از جمجمه با استفاده از اشعه ایکس استفاده می شود. امروزه با توجه به پیشرفت تکنولوژی، امکان ارسال و ثبت امواج مایکروویو در فرکانسهای بالا محیا شده است. لذا تصویر برداری مایکروویو راداری به عنوان روشی نوین، می تواند مکمل روش های کنونی و حتی جایگزین تصویر برداری اشعه ایکس شود. تصویر برداری توسط اشعه X اولین

گام برای غربالگری این بیماری است. این روش به دلیل محدودیتها و مضراتش نمی تواند روشی ایده آل برای بررسی های دوره ای باشد. از این رو روشی جایگزین که محدودیتها و مضرات کمتری داشته باشد باید جایگزین اشعه X شود. روش های تشخیصی دیگر نیز هر چند نتوانستند جایگزین اشعه X شوند، اما توانسته اند به متخصصین برای تشخیص دقیق تر کمک کنند. تصویر برداری مایکروویو راداری با استفاده از امواج مایکروویو می تواند تصویری به دست دهد که با هیچ روشی پیش از آن امکان پذیر نبوده است. تصاویر حاصل از این روش به دلیل تفاوت مشخصات دی الکتریک بافت های مغز است که توسط روش های متداول کنونی قابل استفاده نیستند. این روش برای رسیدن به عملکردی مطلوب، چند چالش مهم پیش رو دارد که از مهم ترین آنها می توان به تخمین سرعت انتشار و شکل دهنده پرتو اشاره کرد. شکل دهنده پرو به عنوان مهم ترین بخش روند بازسازی تصویر وظیفه تخمین انرژی بازتابی از هر نقطه درون مغز را به عهده دارد. شکل دهنده پرتو DAS به عنوان روشی استاندارد و ساده بسیار مورد توجه است و معمولاً مرجع ارزیابی ها قرار می گیرد. روش DMAS توانسته بهترین نتیجه را برای مجموع شبیه سازی ها تولید کند و در چند پژوهش به عنوان بهترین شکل دهنده پرتو معرفی شده است. شکل دهنده پرتو کاپون که در تصویربرداری فراصوت بسیار مورد توجه است، در تصویربرداری مایکروویو نتوانسته است کارایی قابل قبولی نشان دهد که دلیل آن را می توان به تفرق زیاد الکترومغناطیسی بافت مغز، تفاوت در چپش آنتن ها و پنجره گذاری زمانی در تصویربرداری مایکروویو مربوط دانست. شکل دهنده پرتو DMAS نسبت به DAS دارای بار محاسباتی بسیار بیشتری است که موجب می شود بعضی از پژوهشگران برای دستگاه های بیمارستانی آن را انتخاب نکنند. روش DMAS-D4 پیشنهادی در این مقاله توانست همان خروجی با کیفیت روش DAS را تولید کند اما با بار محاسباتی مشابه با DAS همچنین توانست قابلیت پیاده سازی مرحله ای را نیز به آن اضافه کند که با توجه به کاربردهای این روش در سایر صنایع کار با داده های حجیم را مهیا کند. شکل دهنده پرتو DMAS-D4 پیشنهادی از جملات درجه ۴ جهت افزایش مشاهدات مصنوعی استفاده می کند و از این رو به نتایج بهتری نسبت به DMAS دست می یابد. در روش DMAS جملات از درجه ۲ هستند و استفاده از جملات درجه ۲ موجب مقاومت بیشتر نسبت به نویز و تداخلات می شود. این روش علی رغم جمع ۴ بعدی در تعریفش، توسط جمع یک بعدی پیاده سازی می شود و از این رو دارای بار محاسباتی متناسب با DAS است. دیدیم که روش DMAS به عنوان بهترین شکل دهنده پرتو معرفی شده است و روش DMAS-D4 از آن مقاوم تر و سریع تر است، پس می توان

[11] M. Li et al., "Target-Oriented SAR Imaging for SCR Improvement via Deep MF-ADMM-Net," in *IEEE Transactions on Geoscience and Remote Sensing*, vol. 60, pp. 1-14, 2022, Art no. 5223314, doi: 10.1109/TGRS.2022.3145568.

[12] F. Dai, S. Zhang, L. Li and H. Liu, "Enhancement of Metasurface Aperture Microwave Imaging via Information-Theoretic Waveform Optimization," in *IEEE Transactions on Geoscience and Remote Sensing*, vol. 60, pp. 1-12, 2022, Art no. 5109512, doi: 10.1109/TGRS.2022.3144286.

[13] N. Abdollahi, I. Jeffrey and J. LoVetri, "Improved Tumor Detection via Quantitative Microwave Breast Imaging Using Eigenfunction-Based Prior," in *IEEE Transactions on Computational Imaging*, vol. 6, pp. 1194-1202, 2020, doi: 10.1109/TCI.2020.3012940.

[14] Ellappan Mohan, Arunachalam Rajesh, Gurram Sunitha, Reddy Madhavi Konduru, Janagaraj Avanija, Loganathan Ganesh Babu. A deep neural network learning-based speckle noise removal technique for enhancing the quality of synthetic-aperture radar images, Concurrency and Computation: Practice and Experience, vol. 3, No. 13, 2022.

[15] K. Zhou, D. Li, F. He, S. Quan and Y. Su, "A Sparse Imaging Method for Frequency Agile SAR," in *IEEE Transactions on Geoscience and Remote Sensing*, vol. 60, pp. 1-16, 2022, Art no. 5223616, doi: 10.1109/TGRS.2022.3151079.

[16] M. Tanter, J. L. Thomas, and M. Fink, "Focusing and steering through absorbing and aberrating layers: Application to ultrasonic propagation through the skull," *J. Acoust. Soc. Am.*, vol. 103, pp. 2403-2410, May 1998. 4, 64.

[17] Valérie Rigau and et. al. French Brain Tumor Data Base: 5-Year Histological Results on 25 756 Cases, Vol. 21; No. 11; 2011.

[18] S. J. Lockwood and H. Lee, "Pulse-echo microwave imaging for nde of civil structures: Image reconstruction, enhancement, and object recognition," *International Journal of Imaging Systems and Technology*, vol. 8, pp. 407-412, 1997.

نتیجه گرفت که روش ۴DMAS-D تا کنون دارای بهترین عملکرد برای شکل دهی پرتو در تصویربرداری مایکروویو راداری است.

۶-منابع

[1] L Sani et al, " Novel microwave apparatus for breast lesions detection: preliminary clinical results, " *Biomedical signal processing and control* ,vol.2019, doi: 10.1016 /j bspc 2019.04.025.

[2] R. Siegel, K miller, and A jemal, " cancer statistics . 2015 . " 2015 doi: 10.3322/caac21254.

[3] L. E. Larsen, and J. H. Jacobi. "Microwave scattering parameter imagery of an isolated canine kidney," *Medical physics.*, pp. 394-403, 1979.

[4] D. Li, P. M. Meaney, T. Reynolds, S. A. Pendergrass, M. W. Fanning, and K.D. Paulsen, "Parallel-detection microwave spectroscopy system for breast imaging," *Rev. Scientific Instruments.*, vol. 75, no. 7, pp. 2305-2313, 2004.

[5] S.H.Son, N.Simonov, H.J.Kim, J.M.Lee, and S.I.Jeon, "P reclinical prototype development of a microwave tomography system for breast cancer detection," *ETRI Journal.*, vol. 32, no. 6, Dec. 2010.

[6] C. Gilmore, P. Mojabi, A. Zakaria, M. Ostadrahimi, C. Kaye, S. Noghianian, L. Shafai, S. Pistorius, and J. Lovetri, "A wide band microwave tomography system with a novel frequency selection procedure," *IEEE Trans. Biomedical Eng.*, vol. 57, no. 4, 2010.

[7] K. Belkebir and M. Saillard, "Testing inversion algorithms against experimental data," *Inverse Probl.*, vol. 17, pp. 1565-1571, 2001.

[8] A. Broquetas, J. Romeu, J. Rius, A. Elias-Fuste, A. Cardama, and L. Jofre, "Cylindrical geometry: a further step in active microwave tomography," *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.*, vol. 39, no. 5, pp. 836-844, May 1991.

[9] M. Klemm, I. J. Craddock, J. A. Leendertz, et al, "Radar-Based Breast Cancer Detection Using a Hemispherical Antenna Array- Experimental Results," *IEEE Trans on Antennas and Propagation.*, vol. 57, Issue 6, pp 1692-1704, 2009.

[10] M. Klemm et al., "Development and testing of a 60-element UWB conformal array for breast cancer imaging," in Proc. 5th Eur. Conf.