

# بررسی تاثیر جانمایی سه بعدی آرایه آنتن سامانه تصویربرداری مایکروویو در تشخیص اولیه خونریزی مغزی

نفیسه خواجوی<sup>۱</sup> سید حسین پیشگر کومله<sup>۲</sup> شروین امیری<sup>۳</sup> وحیدرضا نفیسی<sup>۴</sup>

۱- دانشجوی دکتری- دانشکده مهندسی برق- دانشگاه آزاد اسلامی واحد تهران غرب- تهران- ایران

[N\\_khajavi89@yahoo.com](mailto:N_khajavi89@yahoo.com)

۲- استادیار- دانشکده مهندسی برق- دانشگاه آزاد اسلامی واحد تهران غرب- تهران- ایران

[h\\_pishgar@wtiau.ac.ir](mailto:h_pishgar@wtiau.ac.ir)

۳- استاد- پژوهشکده برق و فناوری اطلاعات- سازمان پژوهشهای علمی و صنعتی ایران- تهران- ایران

[amiri@irost.ir](mailto:amiri@irost.ir)

۴- دانشیار- پژوهشکده برق و فناوری اطلاعات- سازمان پژوهشهای علمی و صنعتی ایران- تهران- ایران

[vr\\_nafisi@irost.ir](mailto:vr_nafisi@irost.ir)

**چکیده:** در این مقاله به بررسی تاثیر چیدمانی سه بعدی آرایه آنتن پهن باند منطبق با پوست طراحی شده در آشکارسازی بهتر خونریزی مغزی در تصویربرداری مایکروویو سر انسان پرداخته شده است. در این طرح مدل ۸ لایه سر انسان را بکار گرفتیم. تحقیق شامل دو فاز شبیه سازی و اندازه گیری است. در هر دو فاز پارامترهای پراکندگی<sup>۱</sup> حاصل از جانمایی بهینه آرایه آنتن بر روی مغز سالم و مغز آسیب دیده (حاوی لخته خون) با یکدیگر مقایسه و تطبیق خوبی در نتایج دو فاز مشاهده شد. از اهداف اصلی این مقاله بررسی تاثیر طراحی سه بعدی نسبت به جانمایی دو بعدی آرایه آنتن در تشخیص دقیق خونریزی مغزی است که این هدف با جانمایی یک آنتن در بالای سر و چهار آنتن به صورت دایروی در اطراف سر محقق شده است. در فاز شبیه سازی آسیب مغزی، لخته خون در چهار موقعیت (دو موقعیت همسطح و دو موقعیت غیر همسطح با آنتنهای اطراف سر) در مدل سر قرار داده شده و به تفکیک مورد تحلیل قرار گرفت. در فاز اندازه گیری، لخته خون با ترکیب چند ماده ساخته شده و پس از اندازه گیری و اطمینان از انطباق خواص الکتریکی آن با خون، در فانتوم سر ساخته شده جایگذاری شده است. بررسی نتایج نشانگر عملکرد موثرتر آرایش هندسی سه بعدی آرایه آنتن ها در تشخیص اولیه خونریزی مغزی و تعیین موقعیت آن در مقایسه با روش معمول دو بعدی دارد.

**واژه های کلیدی:** آرایه آنتن، پارامترهای پراکندگی، تصویربرداری مایکروویو، فانتوم سر، مدل سازی الکترومغناطیسی سر

**نوع مقاله:** پژوهشی

DOI: 10.61186/jiaeee.21.3.129

تاریخ ارسال مقاله: ۱۴۰۰/۱۲/۱۱

تاریخ پذیرش مشروط مقاله: ۱۴۰۱/۰۷/۱۹

تاریخ پذیرش مقاله: ۱۴۰۱/۰۹/۱۲

نام نویسنده ی مسئول: دکتر شروین امیری

نشانی نویسنده ی مسئول: ایران- تهران- احمد آباد مستوفی- خیابان انقلاب- سازمان پژوهشهای علمی و صنعتی ایران- پژوهشکده برق و فناوری اطلاعات

## ۱- مقدمه

هدف از تصویربرداری مایکروویوی پهن باند، شناسایی حضور و تعیین موقعیت مکانی برگشت دهنده انرژی الکترومغناطیسی گسیل شده ناشی از ناپیوستگی‌های دی الکتریک بین دو نوع مختلف بافت در یک طیف فرکانسی است [۱]. در این روش لازم است آرایه‌ای از آنتن‌های فرستنده و گیرنده با چیدمان مناسب در اطراف ناحیه هدف بکار گرفته شوند [۲]. در مطالعات انجام شده تاکنون ساختارهای متفاوت آرایه آنتن از نظر تعداد آنتن و نحوه جایگذاری ارائه شده‌اند. به عنوان مثال در [۳] به منظور مطالعه کاهش نرخ جذب ویژه در گوشی‌های موبایل از آرایه آنتن استفاده شده است. تعداد آنتن‌های کمتر (۸ آنتن [۴]) منجر به افزایش سرعت [۵] و پردازش سیگنال نسبتاً ساده و قوی [۱] شده است. افزایش تعداد آنتن‌ها (۱۶ یا ۳۲ آنتن [۶]) منجر به پیچیدگی و افزایش زمان پردازش سیگنال‌ها شده است. تاکنون در ساختارهای ارائه شده، آنتن‌ها معمولاً به صورت استوانه‌ای با فاصله از پوست سر [۷] قرار دارند. وجود فاصله بین آنتن و سر به دلیل اختلاف زیاد در خواص دی الکتریک پوست و هوا منجر به بازتاب‌های غیر ضروری قوی در مرز هوا و پوست شده است. این بازتاب‌ها با بازتاب‌های مفید از هدف درون سر دچار تداخل شده و منجر به ایجاد اشتباهات بالقوه در تصویر شده است [۶]. در صورت پر شدن این فاصله با یک ماده تلف دار، دامنه دینامیکی سامانه به میزان قابل توجهی تحت تاثیر قرار گرفته است [۷]. نگارندگان در [۸] نشان دادند که استفاده از آنتن تطبیق با پوست منجر به جلوگیری از اتلاف توان سیگنال آنتن در مرز پوست و هوا شده است. هنگام تصویربرداری مایکروویوی سر انسان آسیب دیده به دلیل وجود اختلاف در خواص الکتریکی بین آسیب به وجود آمده و بافت‌های سالم اطراف آن، پراکندگی و بازتاب‌ها سیگنال‌ها در جهت‌های مختلف ایجاد می‌شود [۹]. بررسی‌ها نشان داده است که با افزایش سطح بافت‌های آسیب دیده مغز به دلیل تغییر در ویژگی‌های دی الکتریک بافت، تلفات بازگشتی نیز تغییر کرده است [۱۰]. در [۴] با توجه به تغییرات  $S_{11}$  مدل سری که دچار خونریزی شده است، تصویر واضح از آسیب حاصل شده است.

در این مقاله با هدف بررسی تاثیر طراحی 3D آرایه آنتن در تشخیص اولیه آسیب مغزی سر انسان، طراحی آرایه آنتن با استفاده از ۵ آنتن مینیاتوری پهن باند تطبیق با پوست به صورت چهار آنتن به صورت دایروی در اطراف سر و یک آنتن در بالای سر انجام شده است. استفاده از آنتن پهن باند تطبیق با پوست، بکارگیری مدل ۸ لایه سر انسان (متشکل از بافت‌های اصلی سر از جمله پوست، جمجمه، دورا، مایع مغزی نخاعی<sup>۲</sup> (CSF)، ماده سفید<sup>۳</sup> (GM)، ماده خاکستری<sup>۴</sup> (WM)، مخچه و نخاع و همچنین شبیه‌سازی و ساخت لخته خون با خواص الکتریکی خون انسان از جمله ویژگی‌های منحصر بفرد این تحقیق است. به صورت پیش فرض در محیط شبیه‌سازی و آزمایشگاهی آسیب

مغزی در مدل و فانتوم سر جایگذاری و تلفات بازگشتی آرایه آنتن‌ها اندازه‌گیری شده است. مقایسه تلفات بازگشتی آرایه آنتن‌ها در دو حالت سالم و آسیب مغزی بیانگر تشخیص اولیه خونریزی مغزی است. همچنین مشاهده شده است که افزودن یک آنتن در بالای سر و ایجاد یک ساختار سه بعدی، تاثیر بسزایی در بهبود تشخیص دارد. در شکل ۱ مراحل انجام فرایند تحقیق به صورت بلوک دیگرام نشان داده شده است.



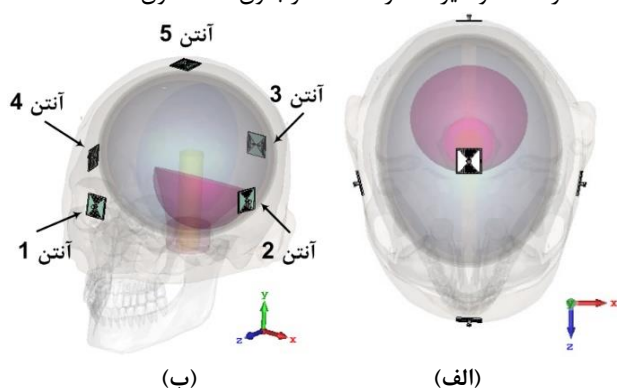
شکل (۱): بلوک دیگرام روند تحقیق

## ۲- شبیه‌سازی

### ۲-۱- شبیه‌سازی مدل سر انسان سالم

در مطالعات تصویربرداری مایکروویوی سر انسان وجود مدلی از سر که از نظر فیزیکی و الکترومغناطیسی با سر واقعی انسان تطابق داشته باشد، ضروری است. در تحقیقات ارائه شده به طور معمول در محیط شبیه‌سازی از مدل وکسل 3D سر انسان [۱۱] و در محیط آزمایشگاهی از فانتوم سر انسان چند لایه استفاده شده است [۱۲]. هر چند مدل وکسل سر انسان از نظر ساختار فیزیکی و ویژگی‌های الکترومغناطیسی بافت‌ها (گذردهی نسبی و رسانایی الکتریکی [۸ و ۱۱]) مطابق با مدل واقعی سر انسان است [۱۱]، اما به دلیل محدودیت‌هایی که در ساخت

[۱۳]. با توجه به اینکه تاکنون در تحقیقات ارائه شده به طور معمول طراحی آرایه آنتن به صورت دایروی در اطراف سر (2D) انجام شده است، در این مقاله با هدف بررسی تاثیر طراحی 3D آرایه آنتن در تشخیص اولیه آسیب مغزی، از ۵ آنتن با موقعیت جایگذاری جلوی سر (آنتن ۱)، کنار سر از طرفین چپ (آنتن ۲) و راست (آنتن ۴)، پشت سر (آنتن ۳) و بالای سر (آنتن ۵) مطابق با شکل ۳، استفاده شده است. عملکرد آرایه آنتن بگونه‌ای است که هر آنتن بصورت فرستنده و گیرنده سیگنال است. در هر زمان یک آنتن بعنوان فرستنده و آنتن‌ها به عنوان گیرنده هستند. با جانمایی آرایه آنتن بر روی مدل سر سالم، پارامترهای پراکندگی آنتن‌ها اندازه‌گیری شده است که این نتایج در نمودارهای شکل‌های ۶، ۷ و ۸ قابل مشاهده هستند. نمودارهای  $S_{ij}$  ( $i, j=1,2,3,4,5$ ) نشان دهنده پارامترهای پراکندگی آرایه آنتن در حالت فرستنده و گیرنده در حالت مغز بدون لخته خون هستند.

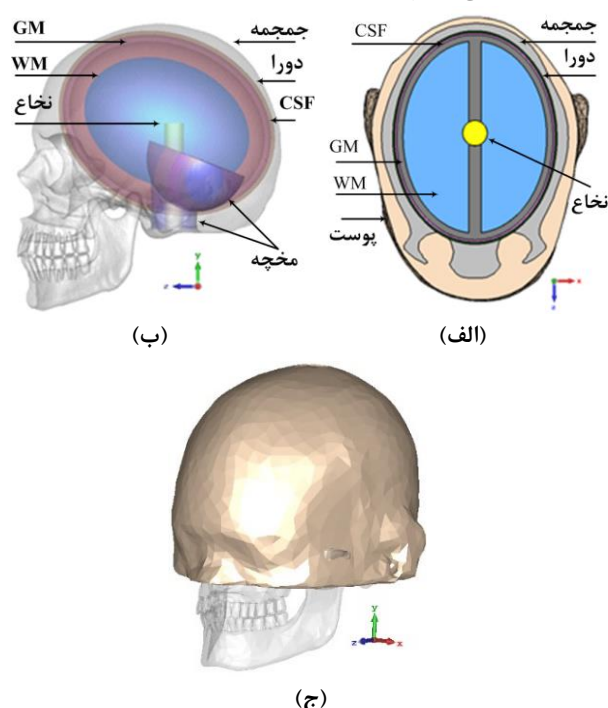


شکل (۳): موقعیت جانمایی آرایه آنتن روی مدل شبیه سازی شده سر انسان. (الف) از نمای بالا در صفحه X-Z، (ب) صفحه X-Y-Z

## ۲-۳- جایگذاری لخته خون در مدل سر و اندازه‌گیری پارامترهای پراکندگی آرایه آنتن

تصویربرداری مایکروویو متکی بر پراکندگی سیگنال‌هایی است که به دلیل کنتراست در خواص دی الکتریک بافت‌های سالم و ناسالم رخ می‌دهد. پراکندگی و بازتاب‌ها به دلیل وجود اختلاف در خواص الکتریکی بین آسیب به وجود آمده و بافت‌های سالم اطراف آن در جهت‌های مختلف ایجاد می‌شوند [۹]. خون محتوی آب زیاد و به تناسب گذردهی نسبی بالاتری نسبت به بافت‌های پیرامون خود دارد. این امر منجر به تغییر در میدان پراکنده سیگنال‌های ارسال شده از آنتن فرستنده خواهد شد. بنابراین در این مقاله به صورت پیش فرض آسیب مغزی با مشخصات الکتریکی خون [۱۴] به صورت یک شیء مکعبی<sup>۵</sup> (CB) با طول ضلع ۱۸ mm در جهت‌های x، y و z از دامنه مرکزی آرایه آنتن در ۴ موقعیت مختلف در مدل شبیه‌سازی سر تعبیه شده است (شکل ۴). در مطالعات ارائه شده، به طور معمول لخته خون به صورت همسطح با آنتن‌های 2D اطراف سر است [۱۵]. در این مقاله بمنظور بررسی دقت تشخیص آسیب مغزی توسط آرایه آنتن (طراحی 3D آرایه آنتن)، CB در چهار موقعیت مختلف، دو موقعیت به صورت

فانتوم از جمله پیچیدگی بافت‌هایی مانند WM و GM وجود دارد، امکان ساخت فانتوم‌هایی مطابق با مدل و کسل، وجود ندارد. بدیهی است که اختلاف در مدل و کسل سر در محیط شبیه‌سازی با فانتوم سر انسان در محیط آزمایشگاهی منجر به ایجاد اختلاف داده‌های بدست آمده از هر دو محیط خواهد شد. لذا در [۸] مدلی از سر انسان که از نظر فیزیکی و خواص الکترومغناطیسی بافت‌های سر، تقریباً با مدل واقعی سر انسان تطابق دارد، ارائه شده است که در این مقاله نیز از این مدل مطابق با شکل ۲ بکار گرفته شده است [۸]. این مدل ۸ لایه شامل لایه‌های اصلی سر از جمله پوست، جمجمه، دورا، CSF، WM، GM، نخاع و مخچه است. شبیه‌سازی‌ها با استفاده از نرم افزار CST Studio Suit بعنوان شبکه تحلیل گر برای ارسال و دریافت امواج الکترومغناطیسی انجام شده است.



شکل (۲): مدل شبیه‌سازی ۸ لایه سر انسان، (الف) برش سطح مقطع در صفحه X-Z، (ب) برش سطح مقطع در صفحه Y-Z، (ج) لایه پوست [۸].

## ۲-۲- طراحی آرایه آنتن و جانمایی بر روی مدل سر سالم و اندازه‌گیری پارامترهای پراکندگی

اساس کار تصویربرداری مایکروویو برای تشخیص آسیب مغزی، ارسال پالس‌های پهن باند به داخل هدف و جمع آوری سیگنال‌های بازتاب و پراکنده است. برای تشخیص بازتاب‌ها، نفوذ تابشی بالای سیگنال‌ها از آنتن به سر مورد نیاز است. بنابراین، ارائه یک آرایش هندسی با بکارگیری آنتن کوچک و کارآمد برای چیدمان آرایه آنتن و قرار دادن آن در مجاورت مدل سر مهم و ضروری است. بدین منظور در این مقاله از آنتن پوشیدنی مینیاتوری تطبیق با پوست با ابعاد  $18 \times 18 \text{ mm}^2$  و پهنای باند ۴-۱ GHz، در طراحی آرایه آنتن استفاده شده است

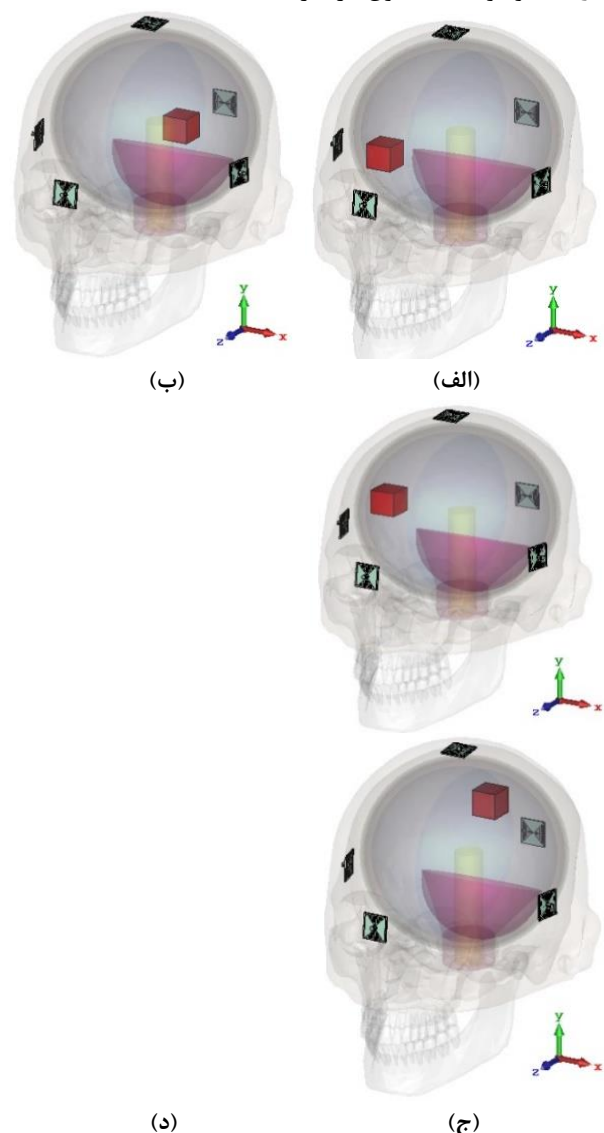
## ۴-۲- بررسی نحوه عملکرد آرایه آنتن بر روی سر سالم و آسیب دیده (در موقعیت‌های مختلف CB) در دو حالت 2D (آنتن‌های اطراف سر) و 3D (آنتن بالای سر)

همانطور که در شکل ۳ نشان داده شد، طراحی آرایه آنتن شامل ۵ آنتن است. عملکرد آرایه آنتن بگونه‌ای است که هر آنتن بصورت فرستنده و گیرنده سیگنال دارای عملکرد است. در هر زمان فقط یک آنتن بعنوان فرستنده و سایر آنتن‌ها و البته همان آنتن نیز به عنوان گیرنده سیگنال هستند. آنتن فرستنده یک پالس گوسی با پوشش پهنای باند ۴/۵-۵/۵ GHz به داخل مدل شبیه‌سازی سر ارسال می‌کند. هنگامی که تمام آنتن‌ها سیگنال‌های آنتن فرستنده را دریافت کردند، آنتن بعدی به عنوان فرستنده عمل کرده تا سایر آنتن‌ها سیگنال دریافت کنند. این کار تا زمانی ادامه پیدا می‌کند که تمام آنتن‌ها به عنوان فرستنده و گیرنده عمل کرده باشند. آنتن‌های گیرنده سیگنال‌هایی را که مجموع سیگنال‌های پراکنده و منعکس شده در طرف انتقال و تنها سیگنال پراکنده در طرف ارسال است، دریافت می‌کنند. در این صورت برآورد داده‌های پراکندگی میکروویو منجر به ایجاد مجموعه داده‌های اندازه‌گیری می‌شود. بنابراین با توجه به وجود ۵ آنتن در طراحی آرایه آنتن، در هر استپ فرکانسی مجموع داده‌های اندازه‌گیری (پارامترهای پراکندگی یا تلفات بازگشتی) آرایه آنتن بصورت ماتریس  $5 \times 5$  است که در رابطه (۱) نشان داده شده است. قطر ماتریس  $S_{i,j}$   $i = j$  بیانگر تلفات بازگشتی آنتن‌های فرستنده و  $S_{i,j}$   $i \neq j$  سیگنال‌های بازتابی دریافت شده (تلفات بازگشتی) آنتن‌های گیرنده هستند.  $i, j(1,2,3,4,5)$  بیانگر شماره آنتن گیرنده و فرستنده هستند.

$$S_{i,j} = \begin{bmatrix} S_{1,1} & S_{1,2} & S_{1,3} & S_{1,4} & S_{1,5} \\ S_{2,1} & S_{2,2} & S_{2,3} & S_{2,4} & S_{2,5} \\ S_{3,1} & S_{3,2} & S_{3,3} & S_{3,4} & S_{3,5} \\ S_{4,1} & S_{4,2} & S_{4,3} & S_{4,4} & S_{4,5} \\ S_{5,1} & S_{5,2} & S_{5,3} & S_{5,4} & S_{5,5} \end{bmatrix} \quad (1)$$

به منظور اطمینان از تطبیق آنتن‌ها با پوست سر، توان بازگشتی آرایه آنتن در حالتیکه هر آنتن دارای عملکرد فرستنده است، در شکل ۵ نشان داده شده است. هر ۵ آنتن، دارای توان بازگشتی زیر -۱۰ dB هستند که این موضوع بیانگر منطبق بودن آنتن‌ها با پوست سر است.

همسطح و در دو موقعیت به صورت غیر همسطح با آنتن‌های اطراف سر و برای هر حالت در حد فاصل ۲ آنتن جایگذاری شده است. همانطور که در شکل ۴ نشان داده شده است، CB1 در مجاورت همسطح با آنتن‌های ۱ و ۳ (شکل ۴ (الف))، CB2 در مجاورت همسطح با آنتن‌های ۲ و ۴ (شکل ۴ (ب))، CB3 در مجاورت غیر همسطح با آنتن‌های ۱ و ۳ (شکل ۴ (ج))، CB4 در مجاورت غیر همسطح با آنتن‌های ۲ و ۴ (شکل ۴ (د))، قرار دارند. با جایگذاری لخته خون در مدل سر، پارامترهای پراکندگی آنتن‌ها اندازه‌گیری شده است که این نتایج در نمودارهای شکل‌های ۶، ۷ و ۸ قابل مشاهده هستند. نمودارهای  $CB_{1,2,3,4}-S_{ij}$  ( $i, j=1,2,3,4,5$ ) نشان دهنده پارامترهای پراکندگی آرایه آنتن در حالت فرستنده و گیرنده با وجود لخته خون در سر هستند.



شکل (۴): موقعیت قرار گرفتن CB در مدل شبیه‌سازی سر انسان در صفحه (x,y,z)، (الف) CB1، (ب) CB2، (ج) CB3، (د) CB4

موقعیت‌های مختلف لخته خون با حالت سر سالم مقایسه شده‌اند. لازم به ذکر است در بررسی‌های انجام شده در بازه فرکانسی ۴/۵ GHz - ۰/۵، به دلیل حجم زیاد داده‌ها و به منظور اجتناب از پیچیدگی نمودارها، فقط به رسم نمودارهایی که در این تحقیق دارای بیشترین تاثیر در الگوریتم‌های مورد استفاده در بازسازی تصویر در روش تصویربرداری مایکروویو هستند، اکتفا شده است.

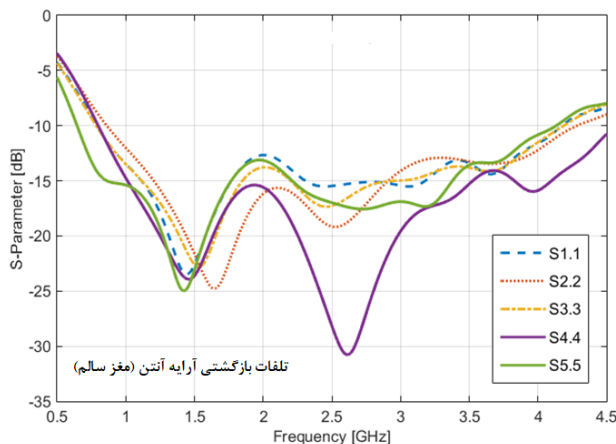
## ۲-۴-۱- بررسی تاثیر آنتن‌های اطراف سر (طراحی 2D) در تشخیص اولیه آسیب مغزی

با توجه به شکل ۳، طراحی 2D آرایه آنتن از طریق جانمایی آنتن‌های شماره یک تا چهار (آنتن‌های اطراف سر) انجام شده است. به منظور بررسی تاثیر این آنتن‌ها در تشخیص اولیه لخته خون، CB در دو موقعیت همسطح (شکل ۴ الف) و (ب)) و در دو موقعیت دیگر به صورت غیر همسطح (شکل ۴ ج) و (د)) با این آنتن‌ها جایگذاری شده است. سپس تلفات بازگشتی آرایه آنتن در حالت مغز سالم و آسیب دیده با یکدیگر در شکل ۶ الف) تا د) مقایسه شده‌اند.

در شکل ۶ الف) موقعیت لخته خون (CB1) به صورت همسطح با آنتن‌های اطراف سر و در شکل ۶ ب) موقعیت CB3 به صورت غیر همسطح و در حد فاصل آنتن‌های ۱ و ۴ قرار دارند. با مقایسه نمودارهای هر دو شکل اختلاف بین پارامترهای پراکندگی آنتن‌های ۱ و ۴ در حالت مغز سالم و وجود لخته خون در مغز (در هر دو موقعیت CB1 و CB3) تقریباً در بازه فرکانسی ۴/۵GHz - ۲/۷ قابل مشاهده است. همانطور که پیش‌تر نیز اشاره شد، به دلیل اینکه به صورت پیش فرض آسیب مغزی با مشخصات الکتریکی لخته خون در مغز جایگذاری شده است، بنابراین وجود این اختلاف در نمودارهای پارامترهای پراکندگی آرایه آنتن مغز سالم ( $S_{4,1}$  و  $S_{1,4}$ ) و آسیب دیده ( $CB1,3-S_{ij} (i, j=1,4)$ ) بیانگر تشخیص اولیه آسیب مغزی است که این امر منجر به بازسازی یک تصویر مفید در الگوریتم‌های تصویرسازی مایکروویو خواهد شد.

در شکل ۶ ج) موقعیت لخته خون (CB2) به صورت همسطح با آنتن‌های اطراف سر و در شکل ۶ د) موقعیت CB4 به صورت غیر همسطح و در حد فاصل آنتن‌های ۲ و ۳ قرار دارد. با مقایسه نمودارهای هر دو شکل اختلاف بین پارامترهای پراکندگی آنتن‌های ۲ و ۳ در حالت مغز سالم و وجود لخته خون در مغز (در هر دو موقعیت CB2 و CB4) تقریباً در بازه فرکانسی ۴/۵GHz - ۱/۶ قابل مشاهده است. همانطور که در خصوص دلیل اختلاف در نمودارهای پارامترهای پراکندگی مغز سالم و آسیب دیده در شکل ۶ الف) و (ب) مطرح شد، وجود این اختلاف در نمودارهای پارامترهای پراکندگی آرایه آنتن مغز سالم ( $S_{3,2}$  و  $S_{2,3}$ ) و آسیب دیده ( $CB2,4-S_{ij} (i, j=2,3)$ ) بیانگر تشخیص اولیه آسیب مغزی است.

با توجه به بررسی نمودارهای شکل ۶ مشاهده شده است که تلفات پارامترهای پراکندگی آنتن‌هایی که لخته خون در موقعیت همسطح با

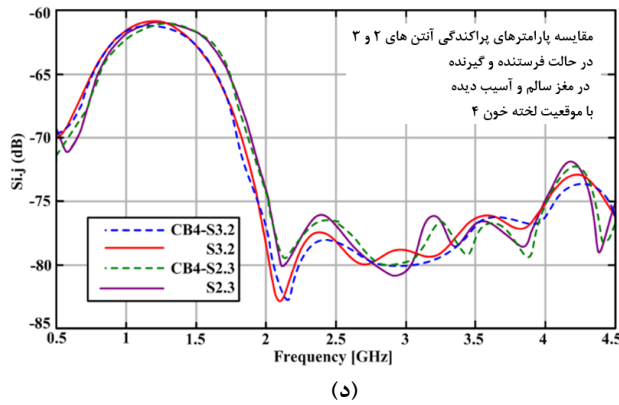


شکل (۵): توان بازگشتی آرایه آنتن در حالت فرستنده

نحوه انتشار سیگنال از آنتن فرستنده به سر انسان از بیرونی‌ترین بافت (پوست) به بافت‌های زیرپوست (جمجمه، دورا، CSF) و سپس بافت‌های میانی (WM و GM) و بافت‌های عمقی تر (نخاع و مخچه) است. در طول انتشار امواج مایکروویو از بافتی به بافت دیگر به دلیل تفاوت در خواص الکتریکی بافت‌ها، پراکندگی و بازتاب بخشی از سیگنال‌های تابیده شده و همچنین تلف سیگنال در بافت‌ها، اجتناب ناپذیر است. بنابراین این انتظار وجود دارد تلفات بازگشتی آنتنی که به صورت همزمان در حالت فرستنده و گیرنده سیگنال است ( $S_{i=j} (i, j=1,2,3,4,5)$ )، به دلیل وجود تلفات کمتر سیگنال در مسیر انتشار، کمتر از تلفات بازگشتی حالتی باشد که همان آنتن در حالت فرستنده و سایر آنتن‌ها در حالت گیرنده سیگنال هستند ( $S_{i \neq j} (i, j=1,2,3,4,5)$ ). با مقایسه نمودارهای نمایش داده شده همانطور که در شکل‌های ۵، ۶ و ۷ مشاهده شده است، مقدار تلفات بازگشتی آنتن‌ها هنگامیکه هر آنتن به صورت همزمان دارای عملکرد ارسال و دریافت سیگنال است، در بازه ۰.۳ dB - تا ۳۳ dB است که این مقدار هنگام دریافت سیگنال توسط آنتن‌های گیرنده در بازه ۹۰ dB - تا ۱۲۰ dB است.

با توجه به اینکه به صورت پیش فرض آسیب مغزی با مشخصات الکتریکی خون انسان در نظر گرفته شده است و به دلیل تفاوت قابل توجه خواص الکتریکی لخته خون با بافت‌های اطراف آن، این انتظار وجود دارد که در نمودارهای مربوط به تلفات بازگشتی آرایه آنتن مغز آسیب دیده ( $CB1,4-S_{ij} (i, j=1,2,3,4,5)$ )، نسبت به نمودارهای بافت‌های سالم ( $S_{ij} (i, j=1,2,3,4,5)$ ) تغییراتی مشاهده گردد. این تغییرات می‌تواند شامل افزایش مقدار تلفات در بازه فرکانسی/تک فرکانس باشد یا به طور کلی تفاوت در تلفات بازگشتی آنتن‌های گیرنده مغز سالم و آسیب دیده باشد. در هر دو حالت وجود این تغییرات بیانگر تشخیص اولیه آسیب مغزی (لخته خون یا CB) است. در ادامه به بررسی این موضوع پرداخته شده است.

یکی دیگر از اهداف این مقاله بررسی تاثیر طراحی 3D نسبت به طراحی 2D آرایه آنتن در تشخیص اولیه آسیب مغزی است. بنابراین در ادامه به منظور تحقق این هدف، تلفات بازگشتی آرایه آنتن در



شکل (۶): مقایسه پارامترهای پراکندگی آنتن‌های اطراف سر در حالت فرستنده و گیرنده در موقعیت‌های مختلف CB با مدل و کسل سالم، (الف) CB1، (ب) CB2، (ج) CB3، (د) CB4

## ۲-۴-۲- بررسی تاثیر آنتن بالای سر (طراحی 3D) در تشخیص اولیه آسیب مغزی

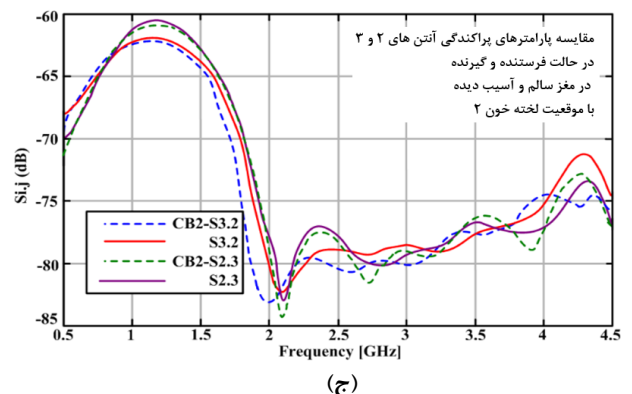
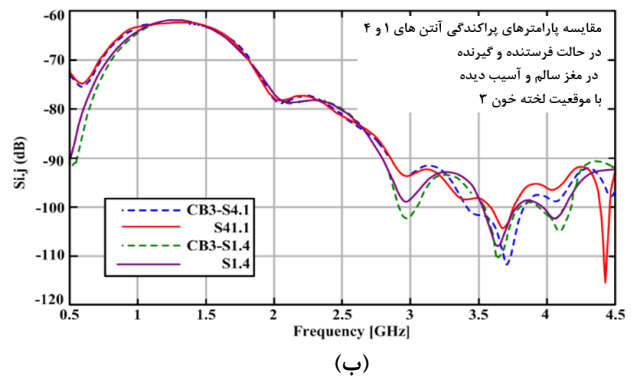
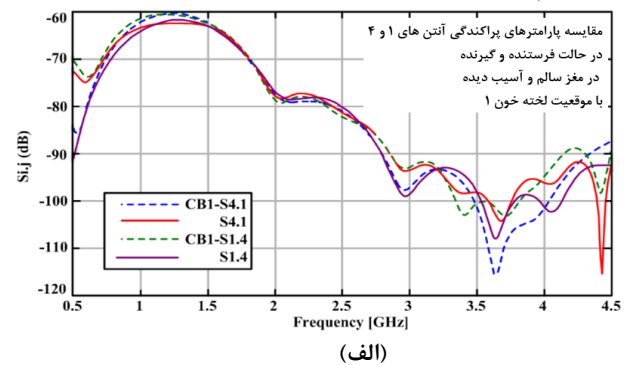
همانطور که در شکل ۳ نشان داده شده است، طراحی 3D آرایه آنتن از طریق جانمایی آنتن شماره ۵ (آنتن‌های بالای سر) در کنار سایر آنتن‌های اطراف سر انجام شده است. مقایسه پارامترهای پراکندگی این آنتن در حالت فرستنده و گیرنده برای هر دو مدل سر انسان سالم و آسیب دیده در شکل ۷ (الف) تا (د) انجام شده است.

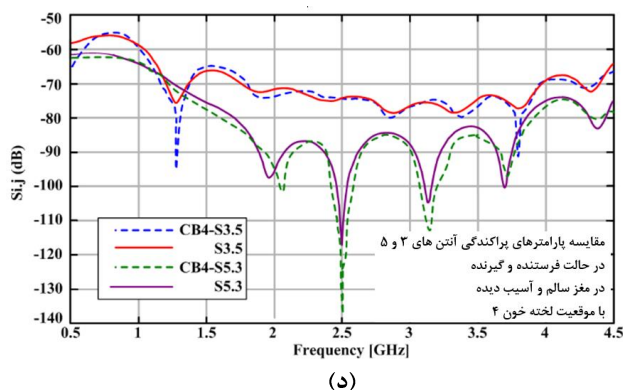
با توجه به شکل ۴ (ج) و (د) از دید بالا به پائین، لخته خون CB4 در موقعیت‌های متفاوت نسبت به آنتن بالای سر و لخته خون CB1 و CB2 در موقعیت‌های عمقی‌تر نسبت به آنتن بالای سر قرار دارند. با بررسی نمودارهای شکل ۷ مشاهده شده است که بین تلفات بازگشتی مغز سالم ( $S_{ij}$  ( $i, j=3,4,5$ )) و آسیب دیده هنگامیکه آنتن بالای سر دارای عملکرد فرستنده و گیرنده ( $CB1,2,3,4-S_{ij}$  ( $i, j=3,4,5$ )) است و فارغ از موقعیت قرار گرفتن لخته خون، در تمام بازه فرکانسی ۰/۵-۴/۵ GHz و تفاوت وجود دارد در صورتیکه در نمودارهای شکل ۶ (ارسال و دریافت سیگنال توسط آنتن‌های دایروی اطراف سر) اختلاف بین تلفات بازگشتی مغز سالم و آسیب دیده در محدوده فرکانسی ۲-۲۰ GHz مشاهده شده است. این امر بیانگر توانایی آنتن بالای سر نسبت به آنتن‌های اطراف سر در آشکار سازی لخته خون در تمام پهنای باند مورد استفاده است. در جدول‌های ۱ تا ۴ (به عنوان مثال) تفاوت بین مقادیر تلفات بازگشتی آنتن‌های ۳، ۴ و ۵ برای تمام موقعیت‌های لخته خون هنگام ارسال و دریافت سیگنال توسط آنتن ۵ در فرکانس‌های مختلف نشان داده شده است.

جدول (۱): آنتن ۵ فرستنده، آنتن ۴ گیرنده سیگنال با موقعیت CB1

| فرکانس        | ۱/۹ GHz | ۲/۳ GHz |
|---------------|---------|---------|
| $CB1-S_{4,5}$ | -۱۱۸ dB | -۱۲۲ dB |
| $S_{4,5}$     | -۱۰۰ dB | -۱۱۳ dB |

آن‌ها قرار گرفته شده است ( $CB1-S_{ij}$  ( $i, j=1,4$ )) و ( $CB2-S_{ij}$  ( $i, j=2,3$ ))، نسبت به تلفات پارامترهای پراکندگی آنتن‌هایی که لخته خون در موقعیت غیر همسطح با آن‌ها قرار دارند ( $CB3-S_{ij}$  ( $i, j=1,4$ )) و ( $CB4-S_{ij}$  ( $i, j=2,3$ ))، بیشتر است. به عنوان مثال تقریباً در فرکانس ۳/۶ GHz هنگامیکه آنتن ۱ در حال ارسال سیگنال و آنتن ۴ در حال دریافت سیگنال است، مقدار تلفات بازگشتی با موقعیت لخته خون همسطح با آنتن‌های ۱ و ۴ ( $CB1-S_{ij}$  ( $i, j=1,4$ )) برابر با -117 dB و با موقعیت لخته خون غیر همسطح با آنتن‌های ۱ و ۴ ( $CB3-S_{ij}$  ( $i, j=1,4$ )) برابر با -111 dB است. این امر بیانگر این موضوع است که هر چند آنتن‌هایی با چیدمان 2D نیز قابلیت آشکارسازی لخته خون را دارند اما با فاصله گرفتن موقعیت لخته خون از سطح جانمایی آنتن‌ها، امکان آشکارسازی آن توسط این آنتن‌ها کمتر خواهد شد. لذا نحوه چیدمان آرایه آنتن باید بگونه‌ای باشد که امکان آشکارسازی لخته خون در هر موقعیتی فراهم گردد. بنابراین در ادامه به بررسی تاثیر قرار گرفتن آنتن‌ها به صورت 3D در آشکار سازی لخته خون پرداخته شده است.





شکل (۷): مقایسه پارامترهای پراکندگی آنتن ۵ در حالت فرستنده و گیرنده در موقعیت های مختلف CB در مدل شبیه سازی سر سالم و آسیب دیده، (الف) CB1، (ب) CB2، (ج) CB3، (د) CB4

### ۳- اندازه گیری

پس از اتمام مراحل شبیه سازی و اندازه گیری پارامترهای پراکندگی آرایه آنتن در دو حالت مغز سالم و با وجود CB، فرآیند اندازه گیری پارامترهای پراکندگی آرایه آنتن در محیط آزمایشگاهی انجام شده است. مجموعه اندازه گیری شامل دو عدد آنتن پهن باند با مشخصات اشاره شده در [۱۳]، دستگاه VNA<sup>۶</sup> و فانتوم سر انسان سالم و آسیب دیده است. دستگاه یاد شده در این مرحله نقش مهمی را در اندازه گیری تلفات بازگشتی ایفا می کند. به منظور حفظ ایمنی در آزمایش های انجام شده و جلوگیری از آسیب به ساختارهای بیولوژیکی [۱۶] و بافت زنده (سر واقعی انسان) از فانتوم سر استفاده شده است. فانتوم سر مورد استفاده از نظر فیزیکی و خواص الکتریکی مطابق با مدل سر در محیط شبیه سازی و بافت های اصلی سر انسان است [۸]. در این مرحله نیز پارامترهای پراکندگی آرایه آنتن در دو حالت فانتوم سالم و فانتوم با وجود CB اندازه گیری و با نتایج شبیه سازی مقایسه شده است.

### ۳-۱- جانمایی آرایه آنتن بر روی فانتوم سر سالم و اندازه گیری پارامترهای پراکندگی

با توجه به عملکرد آرایه آنتن (در هر زمان یک آنتن بعنوان فرستنده و سایر آنتن ها به عنوان گیرنده)، فرآیند اندازه گیری پارامترهای پراکندگی با استفاده از دو آنتن انجام شده است. در هر مرحله آنتنی که دارای عملکرد فرستنده است، در مکان مورد نظر ثابت و آنتن دوم به عنوان گیرنده در قسمت های مختلف فانتوم سر مطابق با محیط شبیه سازی جایگذاری شده است. به عنوان نمونه همانطور که در شکل ۷ نشان داده شده است، آنتن ۱ به عنوان فرستنده و آنتن دوم به عنوان گیرنده در جایگاه آنتن شماره ۲ (شکل ۸ (الف))، آنتن شماره ۳ (شکل ۸ (ب))، آنتن شماره ۴ (شکل ۸ (ج)) و آنتن شماره ۵ (شکل ۸ (د)) قرار داده شده است. این روند برای هر ۵ آنتن تا زمانیکه هر آنتن به صورت فرستنده و گیرنده عملکرد داشته باشد، انجام شده است. در

جدول (۲): آنتن ۵ فرستنده، آنتن ۳ گیرنده سیگنال با موقعیت CB2

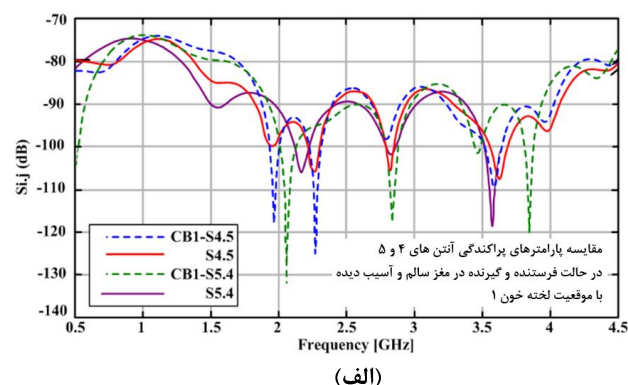
| فرکانس               | ۱/۳ GHz | ۳/۸ GHz |
|----------------------|---------|---------|
| CB2-S <sub>3,5</sub> | -۹۱ dB  | -۱۰۲ dB |
| S <sub>3,5</sub>     | -۷۵ dB  | -۷۸ dB  |

جدول (۳): آنتن ۵ گیرنده، آنتن ۴ فرستنده سیگنال با موقعیت CB3

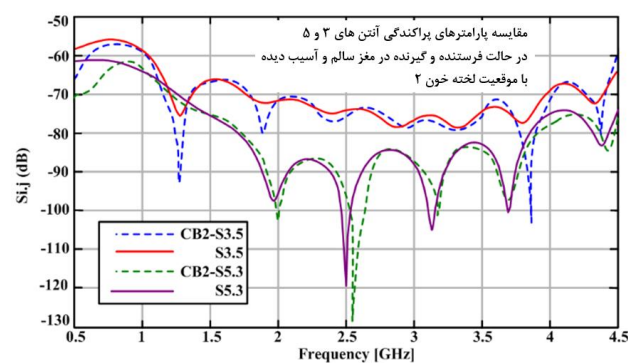
| فرکانس               | ۱/۵ GHz | ۲/۲ GHz |
|----------------------|---------|---------|
| CB3-S <sub>5,4</sub> | -۹۵ dB  | -۱۱۱ dB |
| S <sub>5,4</sub>     | -۹۱ dB  | -۱۰۵ dB |

جدول (۴): آنتن ۵ گیرنده، آنتن ۳ فرستنده سیگنال با موقعیت CB4

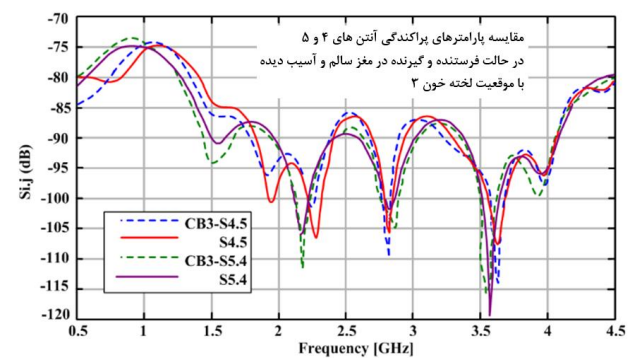
| فرکانس               | ۲/۵ GHz | ۳/۲ GHz |
|----------------------|---------|---------|
| CB4-S <sub>5,3</sub> | -۱۴۰ dB | -۱۰۳ dB |
| S <sub>5,3</sub>     | -۱۱۸ dB | -۱۱۲ dB |



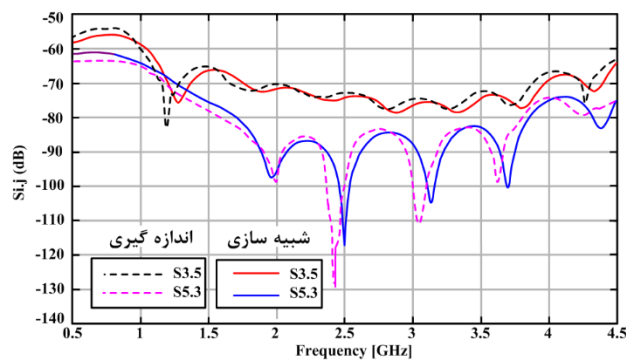
(الف)



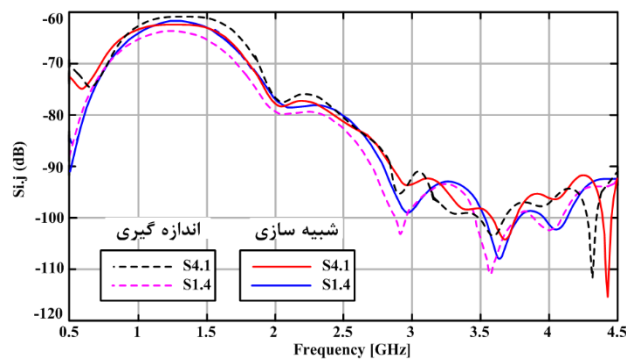
(ب)



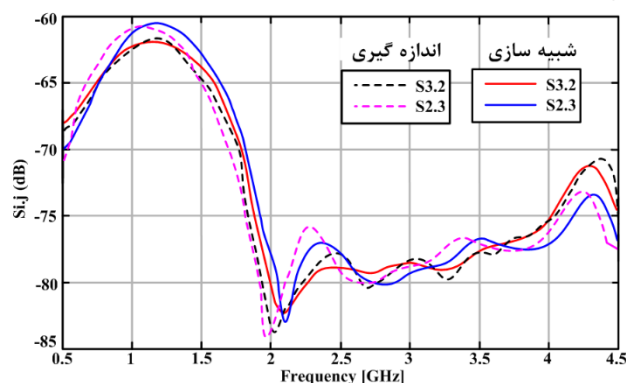
(ج)



(ب)



(ج)



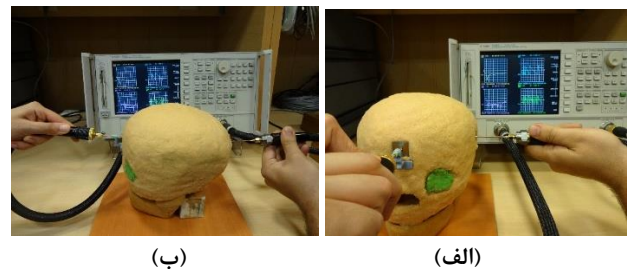
(د)

شکل (۹): مقایسه تلفات بازگشتی آرایه آنتن جایگذاری شده بر روی مدل شبیه سازی شده و فانتوم سر در حالت ارسال و دریافت سیگنال توسط (الف) آنتن های ۵ و ۴، (ب) آنتن های ۵ و ۳، (ج) آنتن های ۴ و ۱، (د) آنتن های ۲ و ۳

### ۳-۲- ساخت CB و اندازه گیری خواص الکتریکی آن

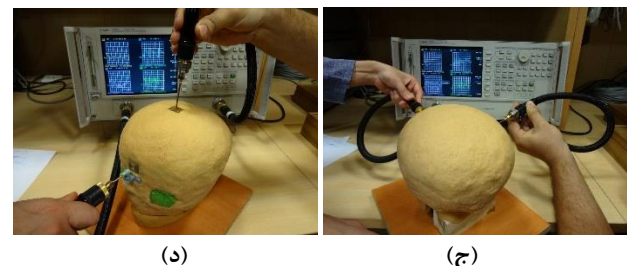
فانتوم سر مورد استفاد در بخش ۲-۱ بدون وجود CB است. به منظور بررسی عملکرد آرایه آنتن با وجود CB، در محیط آزمایشگاه CB با ترکیب موادی از جمله آب (۲۰۰ mL)، آرد ذرت (۲۵/۶ g)، ژلاتین (۴۸) و سدیم آزاید (۰/۲ g)، ساخته شده [۱۷] و در فانتوم سر جایگزین شده است. به منظور اطمینان از خواص الکتریکی CB ساخته شده (شکل ۱۰ (الف))، خواص الکتریکی آن با استفاده از دستگاه 8720ET Agilent VNA و پروب دی الکتریک HP85070 در باند فرکانسی ۰/۵-۴/۵ GHz اندازه گیری و با خواص الکتریکی خون واقعی [۱۴] مقایسه شده است (شکل ۱۰ (ب)). نکته حائز اهمیت در این

این صورت مجموعه ای از داده های اندازه گیری مطابق با ماتریس رابطه (۱) بدست آمده است. در این مرحله نیز، به منظور اجتناب از پیچیدگی نمودارها، فقط به رسم نمودارهایی که دارای بیشترین تاثیر در الگوریتم های بازسازی تصویر در روش تصویربرداری میکروویو هستند، اکتفا شده است. مقایسه تلفات بازگشتی آرایه آنتن جایگذاری شده بر روی مدل شبیه سازی شده و فانتوم سر در حالت ارسال و دریافت سیگنال توسط (الف) آنتن های ۵ و ۴، (ب) آنتن های ۵ و ۳، (ج) آنتن های ۴ و ۱، (د) آنتن های ۲ و ۳ در شکل ۹ نشان داده شده است. مقایسه نتایج شبیه سازی و آزمایشگاهی عملکرد آرایه آنتن جایگذاری شده بر روی مدل و فانتوم سر سالم تطابق خوبی را نشان داده است.



(ب)

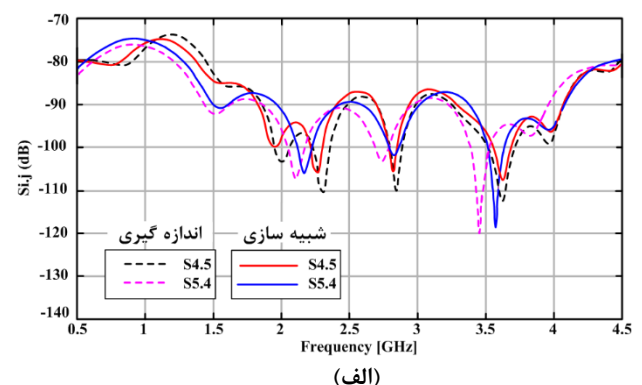
(الف)



(د)

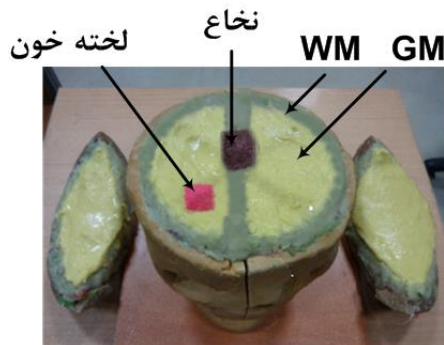
(ج)

شکل (۸): اندازه گیری پارامترهای پراکندگی آرایه آنتن در محیط آزمایشگاه هنگام ارسال سیگنال توسط آنتن اول در جایگاه آنتن ۱ و دریافت پارامترهای پراکندگی توسط آنتن دوم در جایگاه (الف) آنتن ۲، (ب) آنتن ۳، (ج) آنتن ۴، (د) آنتن ۵.

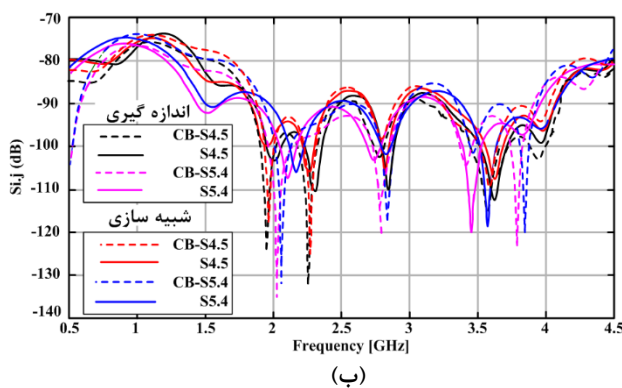


(الف)

سیگنال اکتفا شده است. با توجه به مقایسه نتایج شبیه سازی و اندازه گیری تلفات بازگشتی آنتن های ۴ و ۵ در دو حالت فانتوم سالم و فانتوم با وجود لخته خون تطابق خوبی مشاهده شده است (شکل ۱۱ ب)).



(الف)



(ب)

شکل (۱۱): (الف) موقعیت CB در فانتوم سر، (ب) مقایسه نتایج اندازه گیری تلفات بازگشتی آنتن های ۴ و ۵ در دو حالت فانتوم سالم و با وجود CB با نتایج شبیه سازی

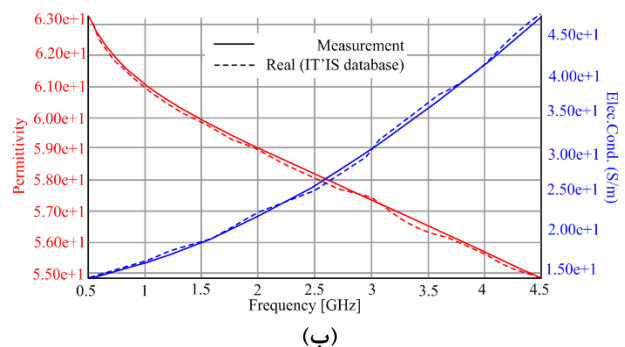
#### ۴- نتیجه گیری

توجه به نتایج ارزیابی های انجام شده نشان میدهد که آرایه آنتن های با چیدمانی دو بعدی (دایروی اطراف سر) قادر به تشخیص اولیه لخته خون هایی هستند که به صورت همسطح با آنتن های دایروی اطراف سر قرار دارند. در این مقاله تاثیر طراحی آرایه آنتن با چیدمانی سه بعدی (3D) نسبت به طراحی با چیدمانی دو بعدی (2D) آنتن ها در تشخیص اولیه آسیب مغزی به روش شبیه سازی نرم افزاری و ارزیابی با اندازه گیری بر روی فانتوم طراحی و ساخته شده به همین منظور بررسی شد. ارزیابی عملکرد دو آرایه برای تشخیص اولیه لخته خون در دو حالت همسطح و غیر همسطح با آرایه آنتن دو بعدی صورت گرفت. نحوه چیدمان آنتن ها به صورت ۴ آنتن در اطراف سر (همان طراحی 2D) و با قرار دادن یک آنتن در بالای سر (طراحی 3D) آرایه آنتن، انجام شده است. در حالت همسطح، لخته خون به صورت همسطح با آنتن های دایروی اطراف سر و در حالت غیر همسطح، لخته خون در سطوح بالاتر از آنتن های دایروی در نقاط مختلف جایگذاری شده است.

مرحله، کالیبره بودن دستگاه VNA قبل از شروع فرآیند اندازه گیری است. در صورت کالیبره نبودن دستگاه، اطلاعات حاصل از دقت کافی برخوردار نخواهند بود. کالیبره شدن دستگاه در سه مرحله و به صورت اتصال باز و اتصال کوتاه پروب و آب مقطر، انجام شده است. نتایج اندازه گیری خواص الکتریکی CB ساخته شده و مقایسه نتایج تطابق خوبی را نشان داده است.



(الف)



(ب)

شکل (۱۰): (الف) اندازه گیری خواص الکتریکی CB با استفاده از دستگاه VNA، (ب) مقایسه خواص الکتریکی CB و خون واقعی

#### ۳-۳- جایگذاری لخته خون در فانتوم سر و اندازه گیری پارامترهای پراکندگی آرایه آنتن

در مرحله شبیه سازی، CB در ۴ موقعیت مختلف جایگذاری شده است. در این مرحله به دلیل محدودیت های ساخت فانتوم از جمله نمیه جامد بودن بافت ها و جلوگیری از تخریب توزیع شکل بافت های فانتوم [۸]، به صورت پیش فرض و مطابق با شکل ۱۱ (الف)، فقط CB در موقعیت CB1 (شکل ۴ (الف)) در فانتوم سر جایگذاری شده است. در این مرحله نیز همانند توضیحات مطرح شده بخش ۳-۱، اندازه گیری تلفات بازگشتی آرایه آنتن با استفاده از دو آنتن انجام شده است. با توجه به نتایج حاصل از بخش ۲-۴ و مشخص شدن تاثیر آنتن بالای سر (آنتن ۵) در آشکارسازی وجود خونریزی مغزی و همچنین به منظور جلوگیری از پیچیدگی نمودارها، فقط به رسم نمودار حاصل از اندازه گیری تلفات بازگشتی آنتن های ۴ و ۵ هنگام ارسال و دریافت

- Iranian Conference on Electrical Engineering (ICEE), Tehran, pp. 1660-1663, 2017.
- [12] B. Sohani, J. Puttock, B. Khalesi, N. Ghavami, M. Ghavami, S. Dudley, G. Tiberi, "Developing Artefact Removal Algorithms to Process Data from a Microwave Imaging Device for Haemorrhagic Stroke Detection", *Sensors*, Vol. 20, No. 19, pp. 5545, 2020.
- [13] A. Arayeshnia, S. Amiri, A. Keshtkar, "Extremely Miniaturized on body Matched antenna for brain microwave imaging systems", *Int J RF Microwave Computer-Aid Eng.* 2020;30(4):e22133, 2020.
- [14] <https://itis.swiss/virtual-population/tissue-properties/database/dielectric-properties/>
- [15] B. Sohani, B. Khalesi, N. Ghavami, M. Ghavami, S. Dudley, A. Rahmani, G. Tiberi, "Detection of haemorrhagic stroke in simulation and realistic 3-D human head phantom using microwave imaging", *Biomedical Signal Processing and Control*, Vol. 61, 2020.
- [۱۶] رشیدی، کیانی، نصرتی، "مروری بر مکانیسم و عملکرد جاذب های امواج الکترومغناطیس ساخته شده از نانوکامپوزیت های پلیمری"، نشریه مهندسی برق و الکترونیک ایران، دوره ۱۸، شماره ۴ (۷-۱۴۰۰).
- [17] M. BJ, AM. Abbosh, "Realistic head phantom to test microwave systems for brain imaging", *Microw Opt Technol Lett*, Vol. 56, No. 4, pp. 979-982, 2014.

## مراجع

- [1] E. Ricci, F. Maggio, T. Rossi, E. Cianca, M. Ruggieri, "UWB Radar Imaging Based on Space-Time Beamforming for Stroke Detection", 6th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering, IFMBE Proceedings 45, Switzerland, pp. 946-949, 2015.
- [2] A. T. Mobashsher, A. M. Abbosh, "Compact 3-D slot-loaded folded dipole antenna with unidirectional radiation and low impulse distortion for head imaging applications", *IEEE Trans. Antennas Propag*, Vol. 64, No. 7, pp. 3245-3250, 2016.
- [۳] غفاری، توکلی، میرزاوند بروجنی، دهخدا، "کاهش اثرات امواج موبایل به کمک آنتنهای آرایهای و تفکیک یک نقطه داغ به چند نقطه داغ"، نشریه مهندسی برق و الکترونیک ایران، دوره ۱۴، شماره ۲ (۲-۱۳۹۶).
- [4] A. S. M. Alqadami, K. S. Bialkowski, A. T. Mobashsher, A. M. Abbosh, "Wearable Electromagnetic Head Imaging System Using Flexible Wideband Antenna Array Based on Polymer Technology for Brain Stroke Diagnosis", *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, Vol. 13, No. 1, 2019.
- [5] M. S. R. Bashri, T. Arslan, W. Zhou, N. Haridas "Wearable Device for Microwave Head Imaging", *Proceedings of the 46<sup>th</sup> European Microwave Conference*, London, UK, 2016.
- [6] B. J. Mohammed, A. Abbosh, S. Mustafa, D. Ireland, "Microwave system for head imaging", *IEEE Trans. Instrum. Meas.* Vol. 63, No. 1, pp. 117-123, 2014.
- [7] A. T. Mobashsher, A. M. Abbosh, "Compact Three-dimensional Slot-Loaded Folded Dipole Antenna with Unidirectional Radiation and Low Impulse Distortion for Head Imaging Applications", *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, Vol. 64, No. 7, pp. 3245-3250, 2016.
- [8] N. Khajavi, S. H. Pishgar Komleh, Sh. Amiri, V. R. Nafisi, "Enhanced head phantom for wearable microwave tomography devices evaluation", *Int J RF Microw Computer Aided Eng.* 2021;e23040, 2021.
- [9] S. Subramanian, T. Packirisamy, M. Mahalingam, S. Ramanathan, L. Gopal, "Scattering coefficients and pathgain of a multilayer tissue structure using ABCD matrix method. *Journal of Ambient Intelligence and Humanized Computing*", Vol. 12, No. 6, pp. 6399-6406, 2020.
- [10] I. Saied, T. Arslan, "Microwave Imaging Algorithm for Detecting Brain Disorders", 29<sup>th</sup> International Conference Radioelektronika, 2019.
- [11] A. Arayeshnia, A. Keshtkar, Sh. Amiri, "Realistic human head voxel model for brain microwave imaging", 2017

<sup>1</sup> S-parameters  
<sup>2</sup> Cerebro Spinal Fluid (CSF)  
<sup>3</sup> Gray Matter (GM)  
<sup>4</sup> White Matter (WM)  
<sup>5</sup> Cubic Object (CB)  
<sup>6</sup> Vector Network Analyzer