



Wearable antennas that can be installed on the human body to monitor the health of people in defense organizations

Milad Nosrati¹, Abdolrasoul Gerami², Samad Aghamohammadi³, Mohammad Khakzad⁴, Mahdi HeshmatiRad⁵

1. Instructor, khatam al-anbia (pbuh) University, Tehran, Iran. **E-mail:** miladnosrati372@gmail.com
2. Electrical Engineering Department, Islamic Azad University, Science and Research Branch, Tehran, Iran. **E-mail:** ar.gerami2010@gmail.com
3. Assistant Prof., khatam al-anbia (pbuh) University, Tehran, Iran. **E-mail:** SamadAghamohammadi1354@yahoo.com
4. Electrical Engineering Department, Islamic Azad University, Science and Research Branch, Tehran, Iran. **E-mail:** Mohammad Khakzad1980@gmail.com
5. Instructor, khatam al-anbia (pbuh) University, Tehran, Iran. **E-mail:** mh86400@Gmail.com

Article Information
Abstract

Accepted:
2024/04/19
Received:
2024/07/15

Keywords:

Wearable antenna, non-medical bands, miniature antennas, public health

Corresponding Author: Milad Nosrati

Email:
Miladnosrati@Gmail.com

Today, there is a growing trend in the public health sector to use smart technologies for monitoring and tracking purposes in military and defense systems. In this article, the construction of a wearable antenna in non-medical bands has been investigated. To study near-body antennas in terms of effects and proper performance, this work uses a multi-layer phantom. The design of the miniature antenna in four frequency bands has been done in the first proposed model and the construction of the single band antenna for the 2.4 GHz ISM band has been done in the second design. Our goal is to design efficient miniaturized antennas through miniaturization techniques, i.e. using orthogonal structure and increasing path length. The user safety check of the antenna shows that the SAR is within the standard range. To achieve the design objective, a linear polarization winding structure is presented. The connection inside, outside, and inside the body with linear antenna is the purpose of proposing meandering structures. The prepared antenna works in the frequency range of 2.4 to 2.5 GHz. A comparison of the results shows a good overlap between the measured and simulated results. The fabricated miniature antenna also provides a gain in the range of 0.56 to 2dBi. The efficiency obtained in the design of two antennas is more than 90%.

Milad Nosrati, Abdolrasoul Gerami, Milad Nosrati, Samad Aghamohammadi, Mohammad Khakzad, Mahdi HeshmatiRad (1403), Wearable antennas that can be installed on the human body to monitor the health of people in defense organizations, Journal of Aerospace Defense, Vol. 1, No 3.



فصلنامه علمی دفاع هوافضایی

دوره ۳، شماره ۱
بهار ۱۴۰۳
صص ۱۱۰-۱۳۳



مقاله پژوهشی؛ JASD.KHADU-2405-1059

آنتن های پوشیدنی و قابل نصب بر بدن انسان جهت نظارت و مانیتورینگ بر سلامتی افراد در سازمان های پدافندی

میلاذ نصرتی^۱، عبدالرسول گرامی^۲، صمد آقا محمدی^۳، محمد خاکزاد^۴، مهدی حشمتی راد^۵

۱. مربی، دانشگاه پدافند هوایی خاتم الانبیاء(ص)، تهران، ایران. رایانامه: miladnosrati372@gmail.com

۲. دانشکده مهندسی برق، دانشگاه علوم تحقیقات، تهران، ایران. رایانامه: ar.gerami2010@gmail.com

۳. استادیار دانشگاه پدافند هوایی خاتم الانبیاء(ص)، تهران، ایران. رایانامه: SamadAghamohammadi1354@yahoo.com

۴. دانشکده مهندسی برق، دانشگاه علوم تحقیقات، تهران، ایران. رایانامه: Mohammad Khakzad1980@gmail.com

۵. مربی، دانشگاه پدافند هوایی خاتم الانبیاء(ص)، تهران، ایران. رایانامه: mh86400@Gmail.com

چکیده

اطلاعات مقاله

امروزه، روند رو به رشدی در بخش بهداشت عمومی برای استفاده از فناوری های هوشمند برای اهداف نظارت و ردیابی در سیستم های نظامی و پدافندی وجود دارد. در این مقاله به بررسی ساخت یک آنتن پوشیدنی در باندهای غیر پزشکی پرداخته شده است. برای مطالعه آنتن های مجاورت بدنه از نظر تأثیرات و عملکرد مناسب، این کار از یک فانتوم چند لایه استفاده می کند. طراحی آنتن مینیاتوری در چهار باند فرکانسی در مدل پیشنهادی اول و ساخت آنتن تک باند برای باند ۲.۴ گیگاهرتز ISM در طرح دوم انجام شده است. هدف ما برای طراحی آنتن های مینیاتوری کارآمد مناسب از طریق تکنیک های کوچک سازی، یعنی استفاده از ساختار متعامد و افزایش طول مسیر انجام می شود. بررسی آنتن در مورد ایمنی کاربر نشان می دهد که SAR در حد استاندارد است. برای دستیابی به هدف طراحی، یک سازه پرپیچ و خم با قطبش خطی ارائه شده است. ارتباط درون، خارج و درون بدنه با آنتن خطی، هدف از پیشنهاد ساختارهای پرپیچ و خم است. آنتن آماده شده در محدوده فرکانس ۲.۴ تا ۲.۵ گیگاهرتز کار می کند. مقایسه نتایج نشان دهنده همپوشانی مناسب بین نتایج اندازه گیری شده و شبیه سازی است. آنتن مینیاتوری ساخته شده نیز بهره ای در محدوده ۰.۵۶ تا ۲ دسیبل را ارائه می دهد. بازده به دست آمده در طراحی دو آنتن بیش از ۹۰ درصد است.

تاریخ دریافت:

۱۴۰۳/۰۱/۳۱

تاریخ پذیرش:

۱۴۰۳/۰۴/۲۵

کلیدواژه ها:

کلیدواژه ها:

آنتن پوشیدنی، باندهای غیر پزشکی، آنتنهای مینیاتوری، بهداشت عمومی

نویسنده مسئول: میلاذ نصرتی

ایمیل:

Miladnosrati372@Gmail.com

استناد: میلاذ نصرتی، عبدالرسول گرامی، صمد آقا محمدی، محمد خاکزاد، مهدی حشمتی راد (۱۴۰۳)، آنتن های پوشیدنی و قابل نصب بر بدن انسان جهت نظارت و مانیتورینگ بر سلامتی افراد در سازمان های پدافندی، مجله علمی پژوهشی دفاع هوافضایی سال سوم، شماره

۱- مقدمه

اخیراً رشد قابل ملاحظه ای آنتن‌ها پوشیدنی در بدن سربازان و افراد نظامی به دلیل نیاز ماموریتی افزایش یافته است. استفاده آنتن‌ها در استفاده از فناوری های هوشمند برای نظارت و رسیدگی کردن به سلامت افراد مشاهده شده است [۱]. این روند به ویژه در شرکت‌های بزرگ و دارای حمایت مالی قابل توجه بوده است. افزایش بیماری های مسری بر اهمیت کمک های پزشکی از راه دور تاکید بیشتری کرده است. برای رفع این نیاز، دستگاه های پوشیدنی با ابزارها و خدمات مختلف پزشکی، بیمارستانی و صنعتی ادغام می شوند. این ادغام با هدف بهبود کارایی ارائه خدمات و افزایش رفاه کلی انجام می شود.

در پزشکی، این قابلیت به پزشکان اجازه می دهد تا تغییرات عملکردهای بیولوژیکی بیماران را خارج از محیط مطب سنتی، حتی در حین فعالیت‌های روزانه‌شان، نظارت کنند. این امر بسیار مهم است زیرا پزشکان را قادر می سازد تا پارامترهای سلامتی بیماران را از راه دور بدون محدودیت زمانی یا مکانی ارزیابی کنند. اخیراً، محققان راه‌حل‌های نوآورانه‌ای را برای بهبود سیستم‌های نظارت و درمان معرفی کرده‌اند که اندازه‌گیری پارامترهای حیاتی سلامت را فراتر از محدودیت‌های روش‌های سنتی مانند ECG، EEG و سایر ابزارهای مرتبط گسترش می‌دهند. همچنین مهم است که نقش حسگرها [۲-۷]، آنتن‌ها [۸-۱۲]، فیلترها [۱۳، ۱۴] و کپسول‌های آندوسکوپی [۱۵، ۱۶] در کاهش خطرات بیولوژیکی و تسهیل نظارت از راه دور [۱۷-۲۰] را بشناسیم. در مطالعات اخیر، یک حوزه شگفت‌انگیز از علم پزشکی کشف شده است: ادغام امواج الکترومغناطیسی در دستگاه های پزشکی [۲۱].

امواج الکترومغناطیسی در جنبه‌های مختلف زندگی ما رایج‌تر شده‌اند. آنها برای نظارت بر علائم حیاتی در محیط های ناامن، مانند کوه نوردی و معدن [۲۲]، ردیابی عملکرد در فعالیت های مختلف مانند رانندگی [۲۳] و تحرک مفاصل [۲۴، ۲۵] و حتی بررسی دقیق شرایط عصبی مانند بیماری پارکینسون [۲۶] اعمال می شوند. همچنین درک فزاینده ای از رابطه بین فعالیت بدنی و عملکرد شناختی وجود دارد [۲۸]. با افزایش شهرنشینی و آلودگی محیطی، نظارت بر سلامت افرادی که مبتلا به بیماری های مزمن انسدادی ریه و آسم تشخیص داده شده اند به یک نگرانی فوری تبدیل شده است [۲۹-۳۳]. در نهایت، بیوسنسورها در کمک به افراد مسن در فضاهای بیرونی بسیار مهم هستند [۳۴، ۳۵].

استفاده از تکنیک های میکروویو پراکندگی معکوس در ترکیب با هارمونیک دوم برای توسعه آنتن های قابل کاشت افزایش قابل توجهی دارد [۳۶]. این تکنیک در حوزه‌های

مختلف ارتباط با ناحیه بدن، مانند آنتن زیپ کیف دستی [۳۷]، آنتن بند کفش انعطاف‌پذیر که برای کمک به افراد کم بینا در راه رفتن طراحی شده است [۳۸] و ساعت‌های هوشمند/عینک‌های هوشمند که نقش مهمی را در ارتباطات پوشیدنی ایفا می‌کنند، کاربرد پیدا کرده است. در نتیجه، آنتن‌های پوشیدنی متعددی معرفی شده‌اند که مشارکت تحقیقاتی چشمگیر ساعت‌های هوشمند را برجسته می‌کند. قبلاً ساختارهای مختلفی برای آنتن‌های پوشیدنی آموزش داده شده است. چندین مثال عبارتند از ساختار SIW، ساختار MIMO [۳۹،۴۰]، یک سیم شکیل [۴۱]، آنتن دو بانده با مشخصات پایین برای درخواست‌های WBAN [۴۲]، آنتن تغذیه شده با CPW [۴۳]، و یک زیرلایه ناهمسانگرد [۴۴]. آنتن‌های پوشیدنی را می‌توان به گونه‌ای طراحی کرد که در ۲ رویکرد دلخواه عمل کنند: با اجزای داخل بدن، مانند دستگاه‌های ایمپلنت، و بدون ماژول‌های بدن، مانند پردازنده‌ها و کنترلرها. کار همزمان با هر دو دستگاه تنها با استفاده از یک آنتن مزایایی مانند سخت افزار ساده تر و مشخصات سخت افزاری پایین تر را ارائه می‌دهد. با این حال، این موضوع در موارد کمتری مورد بحث قرار گرفته است.

برای ایجاد یک آنتن دوقطبی، چندین ویژگی کلیدی باید در نظر گرفته شود. اولاً، آنتن باید فشرده باشد. علاوه بر این، آنتن باید دارای باندهای باکیفیت باشد تا فرکانس‌های مورد نظر را حتی با ابعاد کوچک آن به طور مؤثر انتقال دهد. علاوه بر این، الگوی آنتن باید امکان برقراری ارتباط با دستگاه‌های اطراف را فراهم کند و آن را همه جانبه کند. یکی از چالش‌هایی که پیش می‌آید، آنتن دهی آنتن بر روی بافت بدن انسان است که مانع مهمی در طراحی این گونه آنتن‌ها است. یک نگرانی کلیدی، نیاز به حفظ محدودیت‌های ایمنی برای نرخ جذب ویژه (SAR) است که کمتر مورد توجه قرار گرفته است. بنابراین، اطمینان از اینکه مقدار SAR در یک محدوده بی‌ضرر باقی می‌ماند، نگرانی جدی دیگری است. هنگامی که آنتن در نزدیکی بدن انسان قرار می‌گیرد، عملکرد آن تغییر می‌کند، به ویژه منجر به کاهش راندمان، تغییر در امپدانس ورودی آنتن و تغییر فرکانس عملیاتی می‌شود. این عوامل چالش‌های مهمی را ایجاد می‌کنند که باید در هنگام قرار دادن آنتن در نزدیکی بافت‌های بدن انسان مورد بحث قرار گیرند [۴۵، ۴۶].

تحقیقات قبلی تأثیر قابل توجه بدن را بر تغییر کارایی و فرکانس تابش، برجسته کرده است. این تغییر یک مانع مهم برای طراحی ما ایجاد می‌کند، زیرا با تغییر در ثابت دی الکتریک ایجاد می‌شود. با این حال، این ویژگی‌ها به تنهایی معیارهای یک سیستم بهینه را برآورده نمی‌کنند، و نیاز به گنجاندن پارامترهای اضافی را دارند. پارامترهای کلیدی اختیاری شامل محدودیت فرکانس، پهنای باند، و ظرفیت عملکرد همزمان با واحدهای پردازش بدن و

ایمپلنت داخلی می شود. با وجود این، مقالات متعددی توسعه آنتن‌های پوشیدنی را در یک باند فرکانسی بدون مجوز [۴۷-۵۲]، آنتن مینیاتوری [۵۳]، و آنتن‌های بی‌سیم و **Wi-Fi**، برنامه‌های **WiMAX**، بررسی کرده‌اند [۵۴،۵۵].

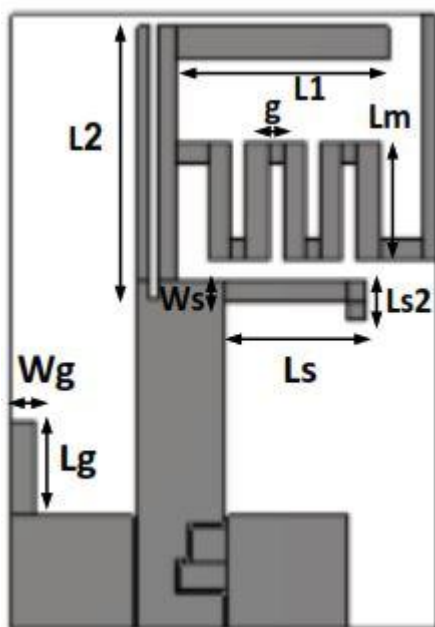
مقاله حاضر ابتدا به طراحی آنتن با استفاده از نرم افزار **CST** و ارزیابی آنتن با گنجاندن یک فانتوم می پردازد. پس از آن، اثرات بدن بر پارامترهای آنتن مورد بحث قرار می گیرد. در پایان، بخش پایانی فرآیند ساخت را توصیف می کند و نتایج اندازه گیری آنتن ساخته شده را بررسی می کند.

۲- طراحی آنتن پیشنهادی

این مطالعه دو طرح از آنتن‌های پوشیدنی را معرفی می کند که به طور خاص برای انعطاف پذیری طراحی شده اند. این طرح ها از یک بستر **RO5880** با ضخامت ۰.۲۵۴ میلی متر استفاده می کنند. انرژی آنتن ها توسط **CPW** (همسطح موجبر) تامین می شود. طراحی اول بر روی یک آنتن پوشیدنی کاملا غیرفعال متمرکز است که در فرکانس های ۲.۴ و ۵.۸ گیگاهرتز، باندهای اختصاصی **ISM** و هارمونیک اولیه در ۴.۸ گیگاهرتز کار می کند. علاوه بر این، فرکانس کاری چهارم آن ۳.۲ گیگاهرتز است. طراحی دوم با هدف ایجاد یک آنتن پوشیدنی کوچکتر در باند **ISM 2.4** گیگاهرتز است. شبیه سازی ها در نرم افزار **CST STUDIO SUITE** انجام شد. برای این منظور، طرح پیشنهادی دوم ساخته شد و عملکرد آن در آزمایش‌های آزمایشگاهی مورد ارزیابی قرار گرفت.

۲-۱ شماتیک و ساختار آنتن اول

این طراحی ساختاری با هدف اطمینان از یک آنتن انعطاف پذیر در فرکانس های دوگانه ۲.۴ و ۵.۸ گیگاهرتز در حالی که باند فرکانسی ۳.۲-۴.۸ گیگاهرتز را پوشش می دهد. فرکانس ۴.۸ گیگاهرتز دومین هارمونیک فرکانس ۲.۴ گیگاهرتز است و می تواند در تجهیزات پوشیدنی کاملا غیرفعال استفاده شود.



شکل ۱: شماتیک ساختار آنتن پیشنهادی

پارامترها	L_g	L_s	L_{s2}	L_m	L_2	L_1	W_g	g
ابعاد بر حسب میلی متر	۴	۶	۱.۷	۵	۱۱.۵	۹	۱	۰.۷

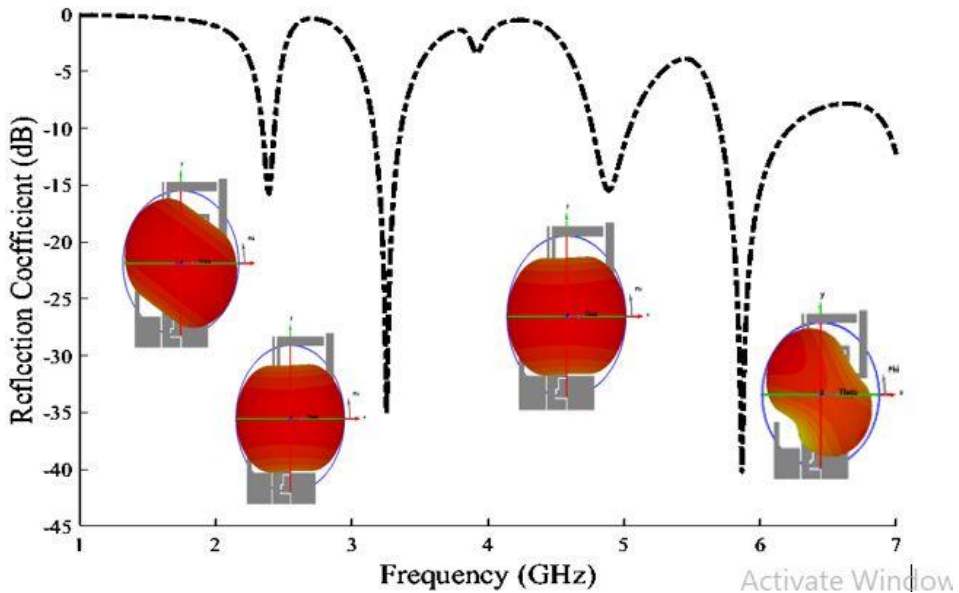
جدول ۱: ابعاد سازه آنتن پیشنهادی ارائه شده.

شکل ۱ شماتیک آنتن را نشان می دهد که منبع CPW را در خود جای داده است. فاصله هوا، عرض بازو و ارتفاع بستر، امپدانس ورودی آنتن را تعیین می کند. برای یک ساختار تغذیه ۵۰ اهم، عرض خط باید ۳.۶ میلی متر و فاصله بین زمین و خط تغذیه باید ۰.۲ میلی متر باشد. ابعاد نهایی ۱۷.۹×۲۶ میلی متر مربع است. جدول ۱ اندازه های هندسی خاص آنتن پچ طراحی شده را مشخص می کند.

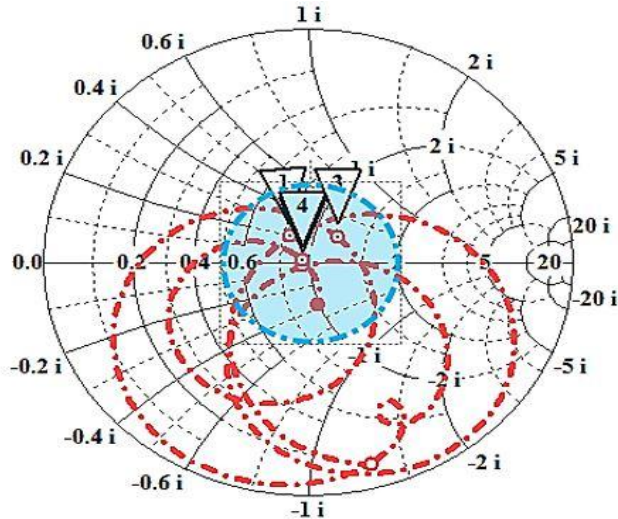
۲-۱-۱ بررسی پارامترهای آنتن پیشنهادی تک المان

شکل ۲ ضریب انعکاس و الگوی تابش آنتن را برای حداکثر انتشار نشان می دهد. توجه به این نکته مهم است که فرکانس های ۲.۴ گیگاهرتز (با ضریب افزایش ۰.۷۳ دسی بل)، ۳.۳۲ و ۵.۸ گیگاهرتز (با بهره ۲.۱۷) دارای الگوی تابش مستقیم مناسب برای پیوندهای ارتباطی بر روی بدن هستند.

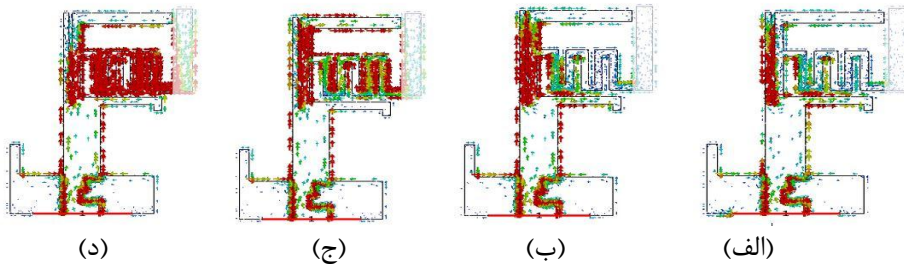
از سوی دیگر، فرکانس ۴.۸ گیگاهرتز (با بهره ۲.۴۱ دسی بل) دارای یک الگوی گسترده است و برای ارتباطات داخلی و خارجی اعمال می شود. بهره آنتن بسته به ابعاد آن مطلوب است.



شکل ۲: نمودار تلفات برگشتی و الگوی آنتن در هر فرکانس کاری



شکل ۳: نتایج شبیه سازی نمودار اسمیت در آنتن برنامه ریزی شده



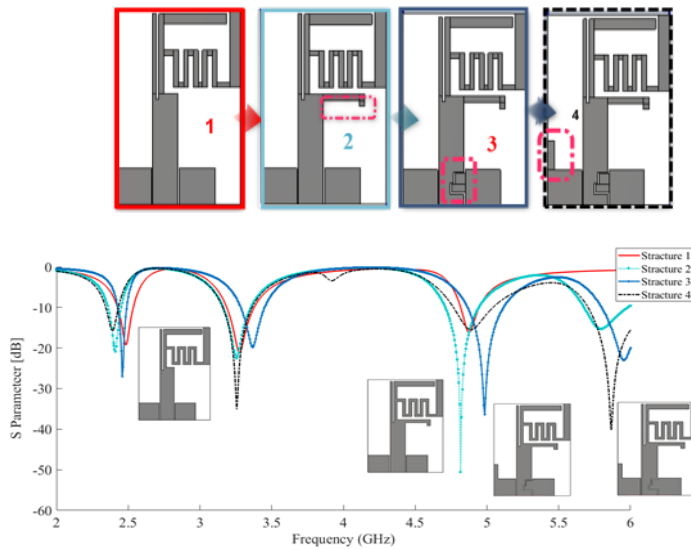
شکل ۴: توزیع جریان سطح در (الف) ۲.۴ گیگاهرتز، (ب) ۳.۲ گیگاهرتز، (ج) ۴.۸ گیگاهرتز، و (د) ۵.۸ گیگاهرتز

نمودار اسمیت در شکل ۳ می تواند برای تطبیق امپدانس ورودی در فرکانس های مختلف (۵.۸، ۴.۸، ۳.۳۲ و ۲.۴ گیگاهرتز) استفاده شود. امپدانس مورد نظر نزدیک به ۵۰ اهم با مقدار فرضی صفر است. تطابق مناسب در آنتن با مقدار $VSWR$ کمتر از دو نشان داده می شود. در حالت ایده آل، امپدانس باید ۵۰ اهم با ورودی صفر باشد. بر اساس داده های ارائه شده در شبیه سازی، درصد بهره وری آنتن تعیین شد. راندمان در تمام فرکانس های عملیاتی بیش از ۹۰ درصد است. نکته مهم اینجاست که نمودار بدون حضور فانتوم شبیه سازی شده است. با این حال، اگر آنتن در نزدیکی بافت انسانی قرار گیرد، کارایی آن کاهش می یابد که نگرانی قابل توجهی است. شکل ۴ جریان های سطح آنتن ۱ را بررسی می کند. چگالی جریان بخش مارپیچی در مقایسه با مناطق دیگر بیشتر بود. این نشان می دهد که مارپیچ به تولید فرکانس ۲.۴ گیگاهرتز کمک می کند. علاوه بر این، بازوی افقی بالای ساختار آنتن مسئول تولید فرکانس ۳.۲ گیگاهرتز است، در حالی که شکاف در بازوی عمودی به عنوان یک تنظیم کننده برای فرکانس ۴.۸ گیگاهرتز عمل می کند. شدت توزیع جریان در فرکانس افقی تأثیر قابل توجهی بر فرکانس ۵.۸ گیگاهرتز دارد اما به طور قابل توجهی به فرکانس ۲.۴ گیگاهرتز کمک نمی کند.

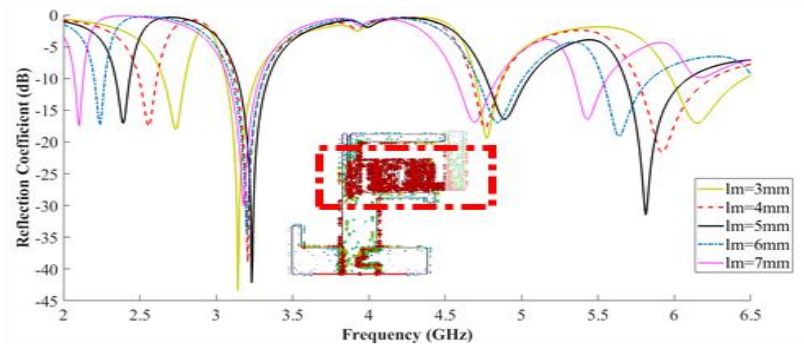
۲-۱-۲ مراحل طراحی آنتن پیشنهادی

شکل ۵ مراحل دیگری از روند برنامه ریزی آنتن را نشان می دهد. طرح آنتن تک قطبی شامل ایجاد یک خط پیچ و خم در آنتن فرکانس ۲.۴ گیگاهرتز است. استفاده از مارپیچ به کاهش طول آنتن بدون افزایش ابعاد آن کمک می کند. این تکنیک فرکانس تشدید را به فرکانس های پایین تر تغییر می دهد. ساختار اول فرکانس های تشدید را در فرکانس های ۲.۴، ۳.۳ و ۴.۸ گیگاهرتز نشان می دهد. برای دستیابی به فرکانس ۵.۸ گیگاهرتز در مرحله دوم، یک قطعه خرد به آنتن اضافه شد که منجر به فرکانس ۵.۸ گیگاهرتز شد. برای افزایش تطابق در فرکانس ۵.۸ گیگاهرتز، ساختار سوم با خط تغذیه پیشنهاد شد. این روش، همانطور که در شکل ۵ نشان داده شده است، به طور مؤثر تطابق را در فرکانس ۵.۸ گیگاهرتز بهبود

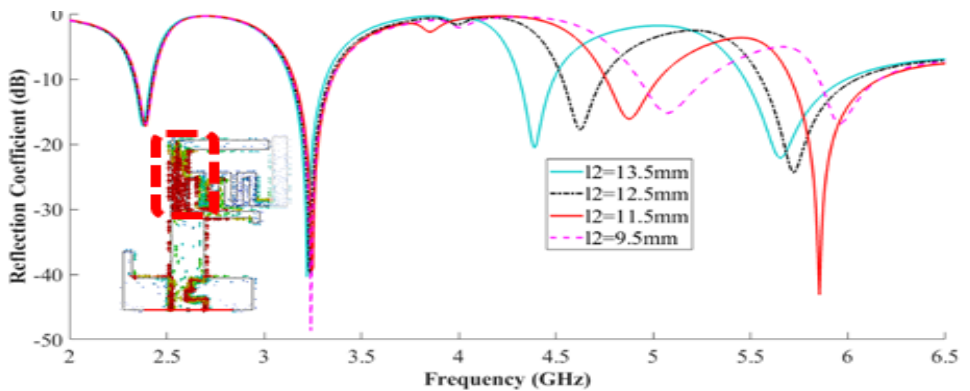
می بخشد. افزایش بهره آنتن در ۵.۸ گیگاهرتز با گنجاندن یک بخش خرد در زمین آنتن (به عنوان ساختار چهارم) انجام شد. اگرچه تطابق امپدانس آنتن طراحی شده نسبتاً بدون تغییر باقی مانده است، افزایش قابل توجه بهره را در محدوده فرکانس ۵.۸ گیگاهرتز نشان می دهد. این تغییرات در فرکانس ۲.۴ گیگاهرتز تأثیر مهمی نداشتند.



شکل ۵: مقایسه نتایج تطبیق امپدانس مراحل مختلف طراحی آنتن پیشنهادی.



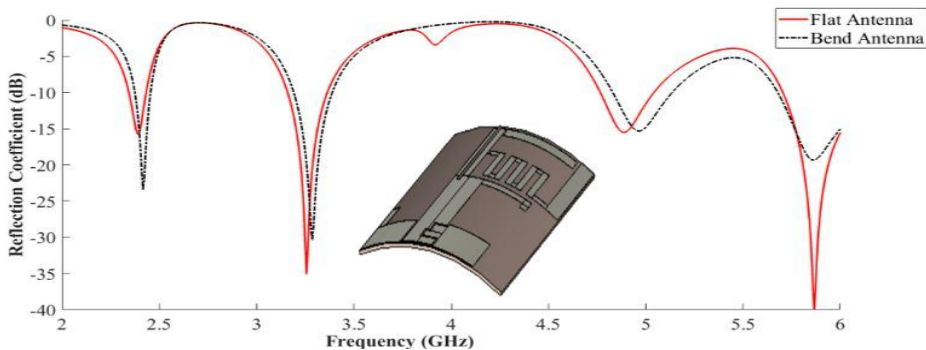
(الف)



(ب)

شکل ۶: نتایج تطبیق امپدانس بررسی رفتار آنتن پیشنهادی با تغییر ابعاد (الف) L_2 (ب)

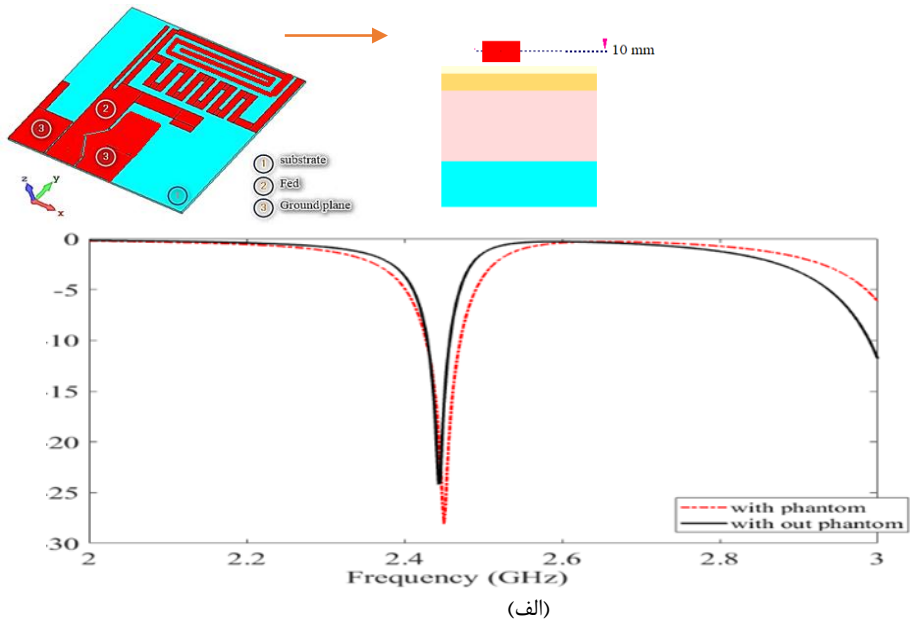
برای بررسی تاثیر پارامترهای مختلف بر تطابق امپدانس آنتن پیشنهادی، ابعاد هندسی مختلف در نظر گرفته شد. شکل ۶ (a) تاثیر دو پارامتر کلیدی L_m و L_s را بر رفتار آنتن نشان می دهد. شواهد نشان می دهد که کاهش طول L_m فرکانس تشدید ۲.۴ گیگاهرتز را به سمت فرکانس های بالایی تغییر می دهد. علاوه بر این، شکل ۶ (ب) تاثیر افزایش پارامتر L_2 را بر فرکانس های ۵.۸ و ۴.۸ گیگاهرتز نشان می دهد. این آنتن خاص به طور خاص برای کاربردهای پوشیدنی طراحی شده است، به این معنی که حتی در صورت خم شدن همچنان باید به طور موثر عمل کند. برای ارزیابی رفتاری آن در حالت خمیده، آنتن در اطراف یک سطح استوانه ای با قطر ۵ سانتی متر منحنی شد. نتایج شبیه سازی (شکل ۷) نمودار تلفات برگشتی را نشان می دهد. یافته ها نشان می دهد که خم شدن آنتن تاثیر منفی بر تطابق امپدانس آن ندارد. به طور کلی، آنتن برنامه ریزی شده ثابت می کند که برای کاربردهای پوشیدنی مناسب است زیرا حتی خم شدن جزئی عملکرد آن را مختل نمی کند.



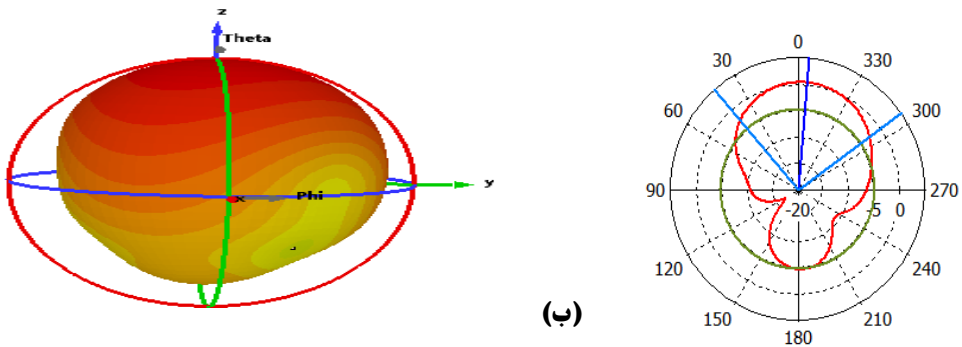
شکل ۷: بررسی رفتار تطبیق امپدانس آنتن طراحی شده در حالت بدون انحنا و خم شدن تا $R=50$ میلی متر.

۲-۲ اجرای طرح آنتن دوم در فضای باز و با فانتوم

هدف از معرفی طرح آنتن دوم ایجاد ساختاری کوچکتر در مقایسه با آنتن اول است. مانند آنتن اول، طرح دوم از زیرلایه Rog 5880 با ضخامت 0.254 میلی متر (با ثابت دی الکتریک 2.2 ، تانژانت تلفات 0.0009) و ابعاد ساختاری 20.85×20 میلی متر مربع استفاده می کند. به طور معمول، پارامترها به دلیل ثابت دی الکتریک بالای بافت های بدن تحت تأثیر قرار می گیرند. برای درک تأثیر بافت های بیولوژیکی انسان بر عملکرد آنتن پیشنهادی، یک نمای کلی و مکان نصب آنتن 10 میلی متری نزدیک فانتوم در شکل ۹ (الف) دیده می شود. با این حال، معادل ثابت دی الکتریک فانتوم برای مدل سازی در نرم افزار CST استفاده می شود. جدول ۲ اندازه و خواص دی الکتریک فانتوم را فهرست می کند. ضرایب بازتاب بین دو حالت آنتن، یعنی با/بدون فانتوم، در فرکانس مقایسه می شوند. شکل ۹ (ب) مشخصه الگوی تشعشعی را از شبیه سازی موارد هم قطبی (صفحه E-plane) نشان می دهد. الگوی تابش پهن (که در آن لوب اصلی بزرگتر از لوب پشتی است و از بدن به سمت بیرون هدایت می شود) برای ارتباطات خارج از بدن توصیه می شود و دارای پلاریزاسیون خطی است.



(الف)



(ب)

شکل ۹: نتایج شبیه سازی شده ضریب بازتاب و الگوهای آنتن برنامه ریزی شده (D-۳ و D-۲) در فرکانس ۲.۴۵ گیگا هرتز (الف) شکل شماتیکی (ب) نمودار بهره سه بعدی

جدول ۲: مشخصات ابعادی و الکتریکی فانتوم.

لایه ها	استخوان	ماهیچه	چربی	پوست	ابعاد (mm)
ضریب نسبی	۱۸/۴۹	۵۶/۶۷	۵/۲۷	۳۷/۹۵	۴۰*۴۰*۴۰
رسانایی (S/m)	۰/۸۲	۱/۷۷	۰/۱۱	۱/۴۹	
ضخامت ((میلی متر	۱۳	۲۰	۵	۲	

برای دستیابی به باندهای ISM بهینه (۲.۴۵ گیگاهرتز)، همه عوامل کمک کننده شامل خواص فیزیکی و الکتریکی بستر، نوع تغذیه و مواد هستند. پس از طراحی اولیه، آنتن بر روی فانتوم نصب می شود و پس از بهینه سازی پارامترها، با توجه به تغییرات شرایط، ساخته می شود. طراحی نهایی برای دستگاه های کاربردی در فرکانس ۲.۴۵ گیگاهرتز به کاربران ارائه می شود. انطباق عادلانه را می توان در شکل داده شده زمانی که نتایج اجرای شبیه سازی شده برای آنتن از دست دادن برگشتی روی فانتوم چند لایه و در فضای آزاد مشاهده کرد، اما تفاوت جزئی در نمودار را می توان نادیده گرفت. از طریق تجزیه و تحلیل میدان اطراف، یک حالت تابش برای سازه را می توان شناسایی کرد که به عنوان تشعشع پایان آتش شناخته می شود، که برای آنتن های Off/In-Body مناسب است. این سوال پیش می آید که از چه طرحی باید استفاده کرد. با توجه به هدف مطالعه، اولویت با طراحی آنتن Off/In-Body است. نتایج شبیه سازی تأثیر فانتومی بر تابش آنتن را نشان می دهد، که حضور آن باعث می شود تابش تک قطبی مسطح یک جهت باشد.

۲-۲-۱ تجزیه و تحلیل پارامترهای اساسی و SAR

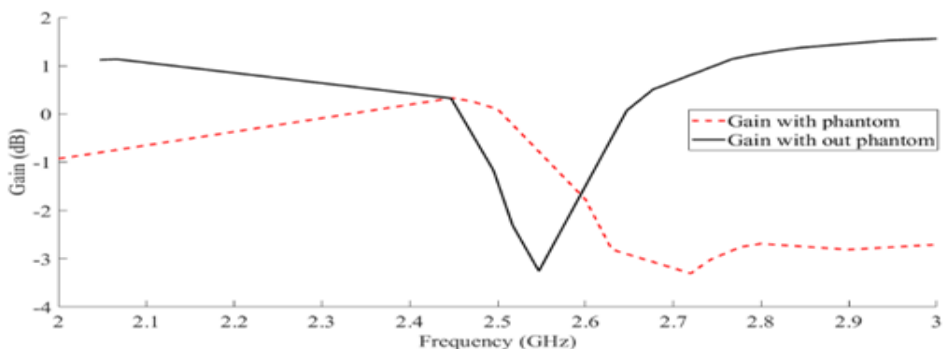
با توجه به نتایج شبیه سازی، جدول ۳ همچنین زوایا و عرض یک پرتو ۳ دسی بل را همراه با بهره حاصل از شبیه سازی فهرست می کند و نمودار بهره در فرکانس کاری در شکل ۱۰ ارائه شده است. علاوه بر این، بهره و بازده تابشی آنتن شبیه سازی شده برای فرکانس ۲.۴۵ گیگاهرتز به دست آمد. SAR، یعنی نرخ جذب خاص، اندازه گیری است که برای تخمین جذب انرژی الکترومغناطیسی توسط بخش های مختلف بافت های انسانی استفاده می شود. FCC و ICNIRP مقررات [۵۶] را برای تعیین معیارهای قابل قبول برای SAR وضع کرده اند. بنابراین، انرژی جذب شده توسط آنتن های پوشیدنی پزشکی باید در محدوده مجاز باشد. در اینجا، SAR در فرکانس ۲.۴۵ گیگاهرتز مورد بررسی قرار گرفت تا مطمئن شود که ساختارهای آنتن روی بدنه ایمن هستند. جدول ۴ محدوده استانداردها را نشان می دهد، در حالی که شکل ۱۱ نتایج شبیه سازی SAR را نشان می دهد. ارزیابی SAR با آنتن پیشنهادی که در فاصله ۱۰ میلی متری از بدنه قرار داشت انجام شد. پس از اعمال ۰.۰۵ وات به یک آنتن نزدیک بافت در فرکانس ISM، مقدار حاصل از SAR از ۰.۸۵ تا ۱.۲ (W/kg) متغیر است. مشخصات الکتریکی فانتوم مورد استفاده در ارزیابی از مرجع [۱۳] مشتق شده است.

۲-۲-۲ مطالعه پارامتریک آنتن پیشنهادی

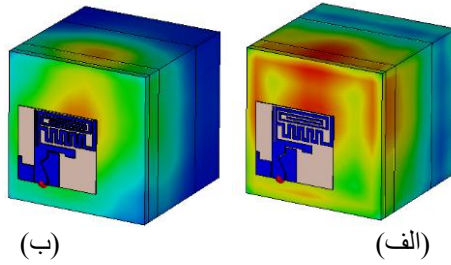
شکل ۱۲ چندین شبیه‌سازی از تغییرات در بخش‌های مختلف آنتن فانتوم را نشان می‌دهد تا درک بهتری از فرآیند شبیه‌سازی ارائه دهد و تأثیر تغییرات را در هر منطقه نشان دهد. امیدانس ورودی آنتن به شدت تحت تأثیر ابعاد بازوی افقی قرار دارد و ارزیابی آن ضروری است. شکل ۱۲ (الف) رابطه بین امیدانس ورودی و تغییرات طول را نشان می‌دهد. در سناریوی بهینه برای به دست آوردن امیدانس ورودی آنتن، دستیابی به پهنای باند کافی امکان پذیر نیست. با این حال، با افزایش مقدار پارامتر k ، می‌توان یک تغییر فرکانس به سمت چپ را القا کرد. علاوه بر این، هنگامی که مقدار k افزایش می‌یابد، بهره آنتن کاهش می‌یابد. این به این دلیل است که مسیر دایره‌ای درون سازه باعث لغو میدان‌ها در ناحیه دورتر و در نتیجه کاهش بهره آنتن می‌شود. شکل ۱۲(ب) نشان می‌دهد که چگونه این پارامتر بر نمودار بهره تأثیر می‌گذارد.

جدول ۳: پهنایی پرتو نیم توان و بهره و سایر پارامترهای اساسی در حالت با فانتوم و بدون آن

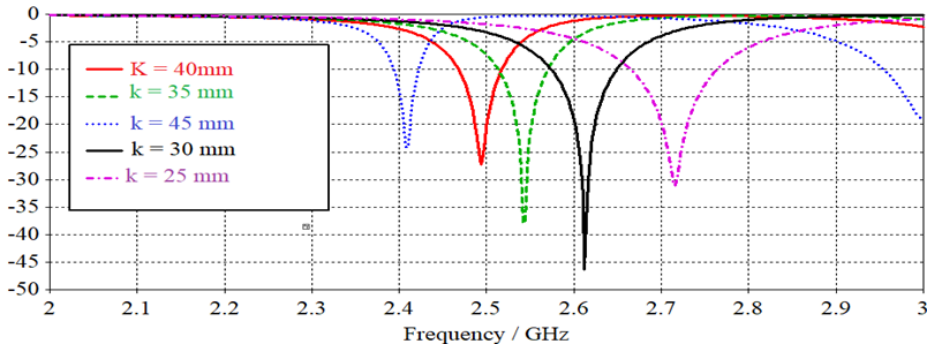
فرکانس ۲/۴۵ گیگا	پهنایی باند (%)	راندمان (%)	گین (dBi)	پهنایی پرتو نیم توان (deg)
آنتن بدون فانتوم	۱۵	۹۰	۰.۳۵	۱۲۰
آنتن با فانتوم	۱۸	۳۵	۰.۲۹	۹۰



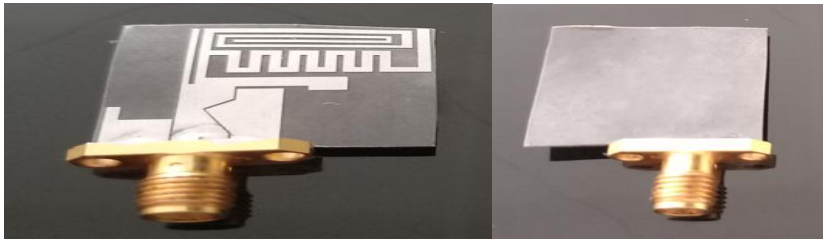
شکل ۱۰: مشخصات ابعادی و الکتریکی فانتوم.



شکل ۱۱: نتایج شبیه سازی شده نرخ SAR در فرکانس ۲.۴۵ گیگاهرتز برای بافت های مختلف انسانی (الف) ۱۰ گرم، (ب) ۱ گرم.



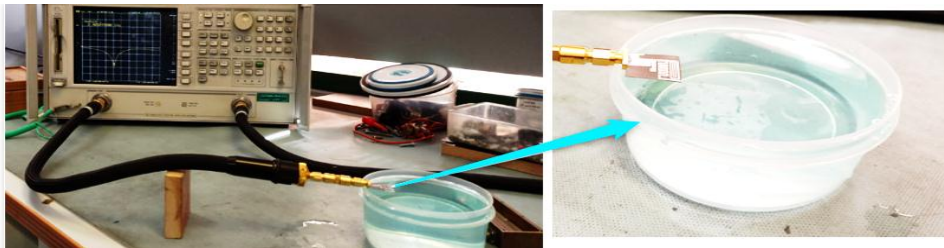
شکل ۱۲: شبیه سازی تاثیر پارامتر بازوی افقی بر تطبیق امپدانس و بهره آنتن پیشنهادی.



(الف)



(ب)



(ج)



(د)

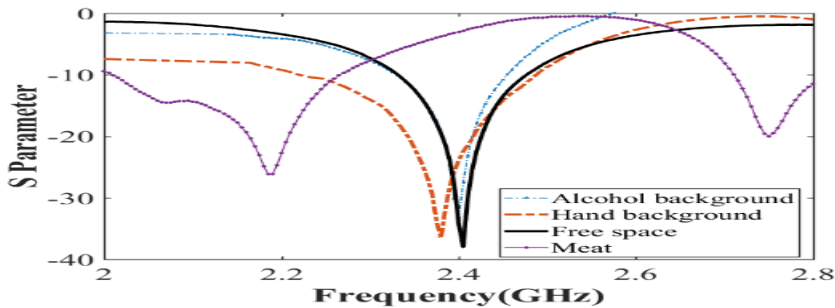
شکل ۱۳: اندازه گیری پارامتر S آنتن، (الف) نمایی از آنتن ساخته شده پلان دوم، (ب) بررسی تطابق امپدانس آنتن در مجاورت بازوی انسان، (ج) بررسی عملکرد آنتن در ۱ سانتی متر محلول آب و الکل، (د) بررسی عملکرد آنتن در مجاورت گوشت چرخ کرده.

۳- ساخت آنتن و چالش های آن

شکل ۱۳ (الف) یک آنتن CPW را با قطبش خطی روی یک بستر Rog5880 نشان می دهد. برای ارزیابی عملکرد آن، آنتن در شرایط مختلف، از جمله نزدیکی به بدن (ساعد)، غوطه ور شدن در محلول آب-الکل، و قرار دادن در داخل گوشت چرخ کرده مورد آزمایش قرار گرفت (برای نتایج به شکل ۱۴ مراجعه کنید). در طی آزمایشات، آنتن بر روی یک فوم (با ارتفاع ۱ سانتی متر) روی دست قرار گرفت که خواص الکترومغناطیسی مشابه فضای باز داشت. بر اساس یافته های آزمایشگاهی، تطابق امپدانس آنتن، چه در فضای آزاد و چه زمانی که در محلول آب و الکل غوطه ور شود، ثابت می ماند. شکل ۱۴ نتایج اندازه گیری شده و شبیه سازی شده افت برگشتی را مقایسه می کند که فرکانس کاری و پهنای باند آنتن را تعیین می کند. آنتن عملکرد رضایت بخشی را نشان داد و در حالت های مختلف آزمایش شد. تفاوت جزئی بین نتایج شبیه سازی شده و اندازه گیری شده را می توان به تغییرات در مشخصات نسبت داد. فانتوم مورد استفاده برای آزمایش یک مدل شبیه سازی واقعی است که از مخلوطی از آب، الکل و چربی در گوشت چرخ کرده تشکیل شده است. به

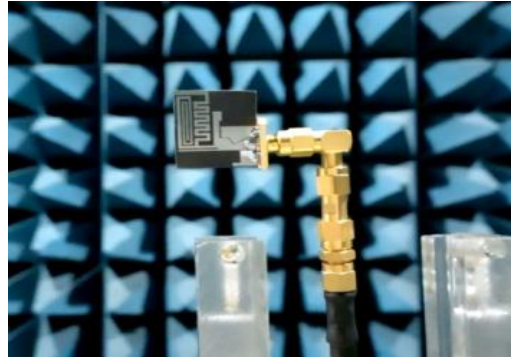
طور طبیعی، این تفاوت‌های ذاتی ممکن است به اختلافات جزئی بین نتایج واقعی و شبیه‌سازی منجر شود، که می‌تواند نادیده گرفته شود.

شکل ۱۵ نتایج اندازه‌گیری الگوهای تابش آنتن را با و بدون گوشت چرخ کرده مشخص می‌کند. در بخش (الف)، همانطور که در بخش دوم بررسی شد، الگوی تابش به صورت دوقطبی ظاهر می‌شود. با این حال، در قسمت (ب)، تصویر به سمت جلو هدایت می‌شود. این نشان می‌دهد که آنتن از نظر بهره انتشار توان بسیار نزدیک به شبیه‌سازی عمل می‌کند. علاوه بر این، الگوی توزیع توان در محدوده فرکانس شبیه‌سازی است و آن را برای ارتباطات خارجی در فرکانس ۲.۴ گیگاهرتز در حالت یک طرفه مناسب می‌کند.

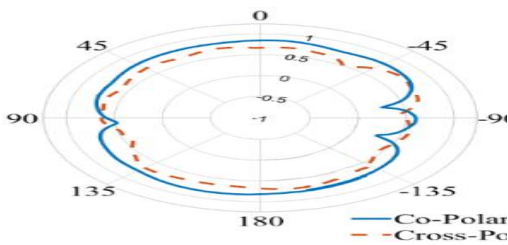


شکل ۱۴: اندازه‌گیری و اعتبارسنجی پارامتر S آنتن ساخته شده با روش‌های مختلف.

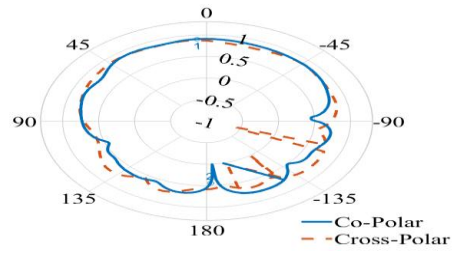
در این بخش، باید نکات مهم به طور خلاصه مرور گردند؛ به نحوی که خواننده به نتایج اصلی کار به راحتی آگاه شود. سهم علمی مقاله در بخش نتیجه‌گیری باید به روشنی بیان شده و هرگز نباید عین مطالب چکیده در این بخش آورده شود. در این بخش می‌توان به کاربردهای تحقیق انجام‌شده اشاره کرد و نکات مهم و قابل بررسی جدید را مطرح نمود و یا گسترش موضوع بحث را به زمینه‌های دیگر پیشنهاد داد.



(الف)

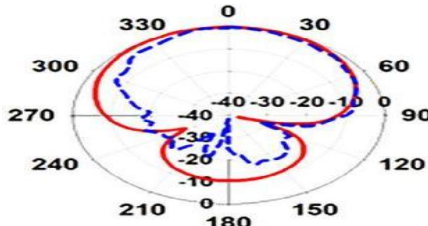


(ب)

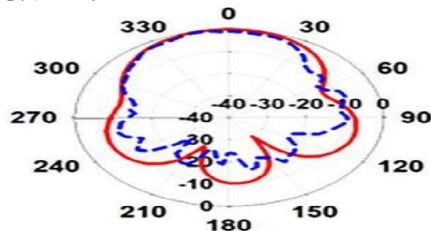


(ج)

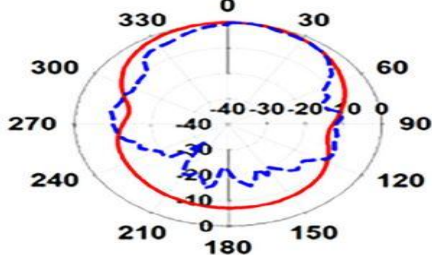
شکل ۱۵: نتایج اندازه گیری الگوهای آنتن در دو حالت مختلف. (الف بدون گوشت ب) با وجود گوشت چرخ کرده.



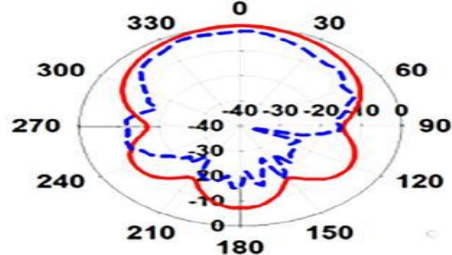
(ب)



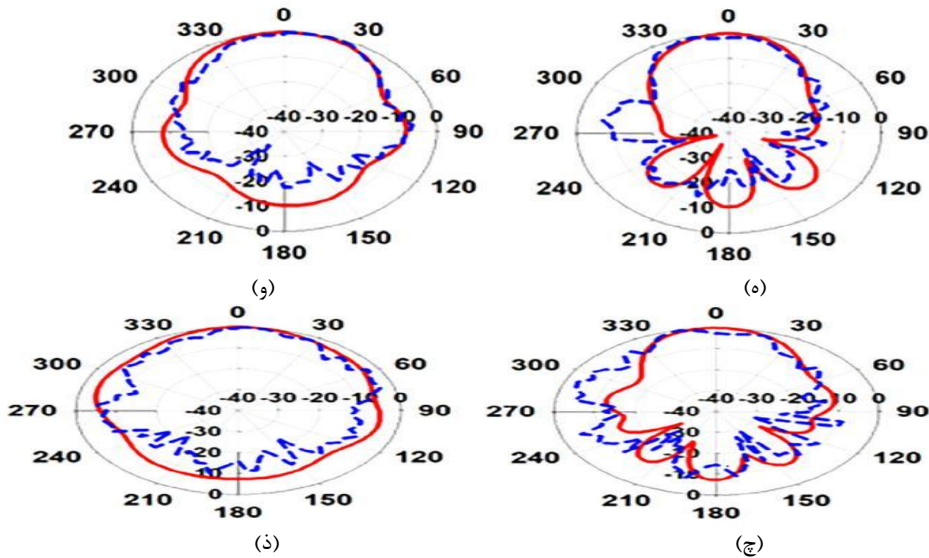
(الف)



(د)



(ج)



شکل ۱۶: پترن تشعشی صفحات در سه فرکانس کاری مختلف برحسب گیگا هرتز، نتایج شبیه سازی (قرمز رنگ) و نتایج ساخت (آبی رنگ) (الف) H-plane در فرکانس ۲.۴ در E-Plane در فرکانس ۲.۴ (ج) H-plane در فرکانس ۳.۲ (د) E-Plane در فرکانس ۳.۲ در فرکانس ۴.۸۵ (و) E-Plane در فرکانس ۴.۸۵ (چ) H-plane در فرکانس ۵.۸ در فرکانس ۵.۸

شکل ۱۶ پترن تشعشی صفحات (H-Plane) XZ و (E-Plane) XY را در فرکانس های ۲.۴ و ۳.۲ و ۴.۸ و ۵.۸ در حالت های شبیه سازی و ساخته نشان داده شده است. طبق بندهای شکل ۱۵ مشخص می باشد با افزایش فرکانس نمودار پترن تشعشی آنتن چند وجهی می گردد.

جدول ۴: مقایسه آنتن ساخته شده با سایر پژوهش های معتبر در این زمینه

مرجع	ابعاد (mm^2)	نوع	پهنایی باندها (%)	فرکانس مرکزی (GHz)	گین (dBi)	قابلیت نصب بر روی بدن
[۱۳]	20×20.7	دایروی	۷۵	۲/۴	۷.۹	بله
[۴۲]	86×86	خطی	۸	۵.۳-۸.۵	۶.۶۳	خیر
[۴۳]	35×35	خطی	۸	۲.۴۵	۳.۸۳	خیر
[۴۴]	40×49	دایروی	۹۵	۲.۴۵	-	خیر
[۴۹]	35×35.5	دایروی	۱۸.۳	۵.۱	۶.۲	خیر

بر روی بدن و خارج از آن	۸.۶	۸.۴۵-۵.۲	۵۲	دایروی	۶۳×۶۳	[۵۳]
بله	۳.۷	۴.۷۵	۷۳	خطی	۵۷×۵۶	[۵۴]
خیر	۲	۲.۹۷	۴۱.۸	خطی	۴۰×۴۰	[۵۵]
بر روی بدن و خارج از آن	۲.۴	-۴.۸-۵.۸ ۲.۴-۳.۲	۱۵	خطی	۲۰.۷×۲۰	طرح پیشنهادی دی

جدول ۴ یک مقایسه بین این نمونه با دیگر پژوهش های معتبر را نشان می دهد ، همانگونه که از جدول دو مشخص می باشد این نمونه پیشنهادی در چندین فرکانس کاری مختلف مورد تحلیل و طراحی قرار گرفته است، همچنین ابعاد آن نیز نسبت به پژوهش های معتبر مرتبط فشرده تر می باشد و یکی دیگر از مزایای این طرح قابلیت استفاده بر روی نواحی بدن و خارج از ناحیه را بدون اینکه بر پارامترهای اساسی آنتن تاثیر بگذارد کارایی دارد.

۴- نتیجه گیری

طرح تحقیق پیشنهادی حول محور استفاده از دو آنتن پوشیدنی مینیاتوری که قابلیت استفاده در بدن سربازان با کمترین ضرر برای افراد جهت انجام ماموریت های سازمانی استفاده شده است. این آنتن که در فاصله ۱ سانتی متری بدن قرار دارند. اولین طراحی آنتن شامل چهار فرکانس کاری در باندهای ISM ۳.۲ گیگاهرتز و همچنین هارمونیک های ۴.۸ گیگاهرتز است که امکان استفاده از فناوری های کاملاً غیرفعال را فراهم می کند. طرح مفهومی دوم بر روی سطوح مختلف ایجاد و ارزیابی شد، به عنوان مثال، چرخ گوشت، میج دست انسان، و محلول آب-الکل. ارزیابی تطبیق امپدانس و عملکرد مناسب را نشان داد. فرآیند کوچک سازی شامل ترکیب پیچ و خم ها در ساختار آنتن بود. برای اعتبار سنجی یافته ها، نتایج با استفاده از نرم افزار CST تمام موج در یک فانتوم سه لایه تایید شد. این مطالعه همچنین شامل تجزیه و تحلیلی از توزیع جریان آنتن، تلفات بازده، سود، SAR و کارایی آنتن است. قابل ذکر است، این آنتن SAR مطلوبی را نشان می دهد و آن را به گزینه ای مناسب برای ارتباطات MBAN تبدیل می کند. شایان ذکر است بدلیل استفاده های متداول امروزی از آنتن های پوشیدنی در سیستم های ردیاب و موقعیت یاب و بکارگیری در افراد نظامی استفاده از یک آنتنی که کمترین ضرر را با بالاترین راندمان را

داشته باشد، بسیار ضروری می باشد. این نمونه آنتن ساخته شده در باندهای غیر پزشکی دارای بیشترین کارایی و کمترین ضرر برای افراد متصل به این سیستم را دارا می باشد.

۵- تشکر و قدردانی

با تشکر از دانشگاه پدافند هوایی خاتم الانبیاء(ص) و سازمان تحقیقات و جهاد خودکفایی که امکانات آزمایشگاهی موجود خود را در اختیار این گروه پژوهشی قرار داده اند.

۶- تعارض منافع

نویسنده(گان) اعلام می دارند که در مورد انتشار این مقاله تضاد منافع وجود ندارد. علاوه بر این، موضوعات اخلاقی شامل سرقت ادبی، رضایت آگاهانه، سوء رفتار، جعل داده‌ها، انتشار و ارسال مجدد و مکرر توسط نویسندگان رعایت شده است.

۷- دسترسی آزاد

این نشریه دارای دسترسی باز است و اجازه اشتراک (تکثیر و بازآرایی محتوا به هر شکل) و انطباق (بازترکیب، تغییر شکل و بازسازی بر اساس محتوا) را می دهد.

۸- منابع

- [1] Al-Gburi AJA, Ibrahim I, Zeain MY, Zakaria Z. Compact size and high gain of CPW-fed UWB strawberry artistic shaped printed monopole antennas using FSS single layer reflector. *IEEE Access* 2020;8:92697-707.
- [2] Kiani S, Rezaei P and Navaei M. Dual-sensing and dual-frequency microwave SRR sensor for liquid samples permittivity detection. *Measurement* 2020;160:107805.
- [3] Kiani S, Rezaei P and Fakhr M. Dual-frequency microwave resonant sensor to detect noninvasive glucose-level changes through the fingertip. *IEEE Trans. Instrum. Measurement* 2021;70:1-8.
- [4] Omer AE, Shaker G and Safavi-Naeini S, Ngo K, Shubair RM, Alquie G, Deshours F, Kokabi H. Multiple-cell microfluidic dielectric resonator for liquid sensing applications. *IEEE Sensors J.* 2021; 21(5): pp. 6094-6104.
- [5] Kiani S, Rezaei P, Karami M and Sadeghzadeh R. Band-stop filter sensor based on SIW cavity for the non-invasive measuring of blood glucose. *IET Wirel. Sensor Syst.* 2019; 9(1):1-5.
- [6] Khani S and Hayati M. Optical biosensors using plasmonic and photonic crystal band-gap structures for the detection of basal cell cancer. *Scientific Reports* 2022; 12(1):5246.
- [7] Kiani S, Rezaei P. Microwave substrate integrated waveguide resonator sensor for non-invasive monitoring of blood glucose concentration: Low cost and painless tool for diabetics. *Measurement* 2023;219:113232.
- [8] Ali, M., Khan, I. Wearable Antenna Design for FM Radio. *Arab J Sci Eng* **39**, 6189–6195 (2014).

- [9] Vaezi S, Rezaei P and Khazaei AA. A miniaturized wideband wearable antenna with circular polarization for medical application. *AEU Int J. Electron. Commun.* 2022;150:154197.
- [10] Biswas, A.K., Basu, B. & Nandi, A. Compact Wearable UWB MIMO Antenna with Reduced Mutual Coupling and Notch Characteristics of WLAN Band. *Arab J Sci Eng* 47, 14561–14569 (2022).
- [11] Mosavinejad SS, et al. A triple-band spiral-shaped antenna for high-speed fully passive implantable devices. *AEU Int J. Electron. Commun.* 2023;159: 154474.
- [12] Sheikh, Y.A., Paracha, K.N., Ahmad, S. *et al.* Analysis of Compact Dual-Band Metamaterial-Based Patch Antenna Design for Wearable Application. *Arab J Sci Eng* 47, 3509–3518 (2022).
- [13] Kiani S, et al. Substrate integrated waveguide quasi-elliptic bandpass filter with parallel coupled microstrip resonator. *Electron. Lett.* 2018;54(10): 667-668.
- [14] Khani S, et al. Compact ultra-wide upper stopband microstrip dual-band BPF using tapered and octagonal loop resonators. *Frequenz.* 2020;74(1-2):61-71.
- [15] Duan Z, Xu H, Gao SS and Geyi W. A circularly polarized omnidirectional antenna for wireless capsule endoscope system. *IEEE Trans. Antennas Propag.* 2021;69(4):1896-907.
- [16] Atashpanjeh E and Rezaei P. Broadband conformal monopole antenna loaded with meandered arms for wireless capsule endoscopy. *Wireless Personal Communications* 2019;110(4):1679-91.
- [17] Rojas, J.P., Rehman, M.U., Hussein, A. *et al.* Kirigami-Enabled Wearable Health and Crowd Monitoring System. *Arab J Sci Eng* 47, 3583–3595 (2022).
- [18] Omer AE et al. Non-invasive real-time monitoring of glucose level using novel microwave biosensor based on triple-pole CSRR. *IEEE Trans. Biomed. Circuits Syst.* 2020;14(6):1407-20.
- [19] Kaya, A., Kaya, I. & Karaca, H.E. U-Shape Slot Antenna Design with High-Strength Ni₅₄Ti₄₆ Alloy. *Arab J Sci Eng* 41, 3297–3307 (2016).
- [20] Samal, T., Kabat, M.R. Energy-Efficient Time-Sharing Multichannel MAC Protocol for Wireless Body Area Networks. *Arab J Sci Eng* 47, 1791–1804 (2022).
- [21] Yousefnia M, Ebrahimzadeh A, Dehmollaian M and Madannejad A. A time-reversal imaging system for breast screening: theory and initial phantom results. *IEEE Trans Biomed Eng* 2018;65(11):2542-51.
- [22] Paracha KN, Abdul Rahim SK, Soh PJ and Khalily M. Wearable antennas: a review of materials, structures, and innovative features for autonomous communication and sensing. *IEEE Access* 2019;7:56694-712.
- [23] Zhang J, Wu Y, Chen Y, Wang J, Huang J and Zhang Q. Ubi-fatigue: towards ubiquitous fatigue detection via contactless sensing. *IEEE Internet of Things Journal* 2022:1-1.
- [24] Mishra V and Kiourti A. Wearable electrically small loop antennas for monitoring joint flexion and rotation. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation* 2020;68(1):134-41.
- [25] Dachena AFC, Fanti A, Lodi MB, Pastorino M and R Andrea. A microwave imaging technique for neck diseases monitoring.
- [26] Pini L, Pievani M, Bocchetta M, Altomare D, Bosco P, Cavedo E, Galluzzi S, Marizzoni M and Frisoni GB. Brain atrophy in Alzheimer's disease and aging. *Ageing Res Rev* 2016;30:25-48.
- [27] Inran MS, Siddharthan C and Tughrul A. Integrated flexible hybrid silicone-textile dual-resonant sensors and switching circuit for wearable neurodegeneration monitoring systems. *IEEE Trans Biomed Circuits Syst.* 2019;13(6):1304-12.
- [28] Twisk F. Rebuttal to Ickmans et al. association between cognitive performance, physical fitness, and physical activity level in women with chronic fatigue syndrome. *J Rehabil Res Dev* 2013;50(9):795-810.

- [29] Guay P, Gorgutsa S, LaRoche S, Messaddeq Y. Wearable contactless respiration sensor based on multi-material fibers integrated into textile. *Sensors (Basel)* 2017;17(5):1050.
- [30] Caccami MC, Mulla MYS, Natale CDi and Marrocco G. Graphene oxide- based radiofrequency identification wearable sensor for breath monitoring. *IET Microw. Antennas Propag.* 2018;12(4): 467-471.
- [31] Roudjane M, Khalil M, Miled A and Messaddeq Y. New generation wearable antenna based on multimaterial fiber for wireless communication and real-time breath detection. *Photonics* 2018;5(4):33.
- [32] Cesareo A, Biffi E, Cuesta-Frau D, D'Angelo MG and Aliverti A. A novel acquisition platform for long-term breathing frequency monitoring based on inertial measurement units. *Med Biol Eng Comput* 2020; 58(4):785-804.
- [33] Zhu L, Ha TD, Chen YH, Huang H and Chen PY. A passive smart face mask for wireless cough monitoring: a harmonic detection scheme with clutter rejection. *IEEE Trans Biomed Circuits Syst* 2022;16(1):129-137.
- [34] Mao X, shiyi X, Shanshan Z, Xuesong Ye and B. Liang. An integrated flexible multi-sensing device for daily urine analysis at home. *IEEE Sensors* 2021:1-4.
- [35] Nie Hk, Xuan Xw and Ren Gj. Wearable antenna pressure sensor with electromagnetic bandgap for elderly fall monitoring. *AEU Int J. Electron. Commun.* 2021;138:153861.
- [36] Mosavinejad SS, et al. A miniaturized and biocompatible dual-band implantable antenna for fully-passive wireless signal monitoring. *AEU Int J. Electron. Commun.* 2022;154.
- [37] Li G., Huang Y, Gao G, Wei X, Tian Z and Li-An Bian. A handbag zipper antenna for the applications of body-centric wireless communications and internet of things. *IEEE Trans. Antennas Propag.* 2017;65(10):5137-46.
- [38] Bjoern E, et al. An overview of smart shoes in the internet of health things: Gait and mobility assessment in health promotion and disease monitoring. *Applied Sciences* 2017;7(10): 986.
- [39] Iqbal A, Al-Hasan Ma, Mabrouk I and Nedil M. A compact SIW based self-quadruplexing antenna for wearable transceivers. *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters* 2020;pp.
- [40] Kaboutari K and Hosseini V. A compact 4-element printed planar MIMO antenna system with isolation enhancement for ISM band operation. *AEU Int J. Electron. Commun.* 2021;134.
- [41] Reji V and Manimegalai C T. V-shaped long wire frequency reconfigurable antenna for WLAN and ISM band applications. *AEU Int J. Electron. Commun.* 2021; 140.
- [42] Atrash M El, Abdalla M A and Elhennawy H M. A wearable dual-band low profile high gain low SAR antenna AMC-Backed for WBAN applications. *IEEE Trans. Antennas Propag.* 2019; 67(10):6378-88.
- [43] S. Kiani, P. Rezaei, and M. Fakhr, "A CPW-fed wearable antenna at ISM band for biomedical and WBAN applications," *Wireless Networks* 2020; 27(1): 735-745.
- [44] Tuovinen T, Berg M and Salonen E. T. Antenna Close to Tissue: Avoiding radiation pattern minima with an anisotropic substrate. *IEEE Antennas Wirel. Propag. Lett.* 2014;13:1680-3.
- [45] Jiang Z H, Cui Z, Yue T, Zhu Y and Werner D H. Compact, highly efficient, and fully flexible circularly polarized antenna enabled by silver nanowires for wireless body-area networks. *IEEE Trans Biomed Circuits Syst* 2017; 11(4): 920-32.
- [46] Benavides M, Miralles D, Andújar A and J. Anguera. Effects on human body and conductive body over a near field communication antenna. *J. Electromag. Wav. Appl.* 2021;35(9):1235-46.

- [47] Lui KW, Murphy OH, Toumazou C. A wearable wideband circularly polarized textile antenna for effective power transmission on a wirelessly-powered sensor platform. *IEEE Trans. Antennas Propag.* 2013;61(7):3873-76.
- [48] Li YJ, Lu ZY and Yang LS. CPW-fed slot antenna for medical wearable applications. *IEEE Access* 2019;7:42107-12.
- [49] Ullah U, Mabrouk IB and Koziel S. A compact circularly polarized antenna with directional pattern for wearable Off-Body communications. *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters* 2019;18(12):2523-27.
- [50] Yang P. Reconfigurable 3-D slot antenna design for 4G and Sub-6G smartphones with metallic casing. *Electronics* 2020;9(2).
- [51] Li K, Shi Y and Wu QW. A pattern- reconfigurable antenna design for body area networks communications. *Int. J. RF Microw. Comput.-Aided Eng.* 2021;31(10).
- [52] Shirvani P, Khajeh-Khalili F and Neshati MH. Design investigation of a dual-band wearable antenna for tele-monitoring applications. *AEU Int J. Electron. Commun.* 2021;138.
- [53] Yanming J Z Lv, Hou H. A Novel Triple Band-Notched UWB Printed Monopole Antenna. *Progress In Electromagnetics Research M.*
- [54] Faisal F, Amin Y, Cho Y and Yoo H. Compact and flexible novel wideband Flower-shaped CPW-Fed antennas for high data wireless applications. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation* 2019; 67(6): 4184-8.