



۱۳۵۹

دانشگاه علوم دریایی امام خمینی

(ره) - نوشهر

دانشکده مهندسی الکترونیک و

مخابرات دریایی

چهارمین کنفرانس الکترومغناطیس

مهندسی ایران

(کام ۱۳۹۴)

اسفندماه ۱۳۹۴



ارتقاء آنتن کوچک پچ مسطح دوبانده به منظور استفاده در تصویربرداری مایکروویو

حمیده حیدری فرد^۱، منصور نخکش^۲ و مسعود موحدی^۳

^۱کارشناس ارشد مخابرات میدان

^۲عضو هیات علمی دانشکده برق دانشگاه یزد، یزد، ایران

^۳عضو هیات علمی دانشکده برق دانشگاه یزد، یزد، ایران

*رایانامه نویسنده مسئول: hamideh.hevdarifard@stu.vazd.ac.ir

۱- مقدمه

تصویر برداری مایکروویو می تواند به عنوان یک روش تصویربرداری مکمل برای تشخیص سرطان سینه به کار رود. تکنیک‌های تصویربرداری فعلی برای سرطان سینه عبارتند از عکس‌برداری اشعه X، سونوگرافی، MRI و برخی روش‌های ترکیبی [1]. دقت این تکنیک‌ها در تشخیص این سرطان رضایت بخش نیست و مخصوصاً میزان تشخیص مثبت-غلط آنها بالاست. این موضوع، انگیزه‌ای برای تحقیقات فراوان می باشد تا روشی برای تشخیص با دقت بالاتر در مراحل اولیه‌ی ابتلا به سرطان حاصل شود و یا اینکه روش‌های فعلی بهبود یابند. تصویربرداری از مشخصات دی‌الکتریک بافت بدن در فرکانس‌های مایکروویو دارای مزایایی از جمله داشتن احتمال خطای کمتر در تشخیص غدد سرطانی، کم هزینه و غیر مخرب بودن تجهیزات، عدم اعمال فرایند یونیزاسیون بافت بدن و توان کم مورد نیاز می‌باشد. به همین دلیل به عنوان یک روش جایگزین، نه تنها برای تشخیص سریع و زودهنگام سرطان بلکه برای نمایش تغییرات در بافت سینه به منظور پیش‌گیری از سرطان مطرح شده است [2].

اولین تلاش برای کاربرد تکنیک تصویربرداری مایکروویو در سال ۱۹۷۰ توسط لارسن و جاکوبی انجام شد [3]. آنها یک

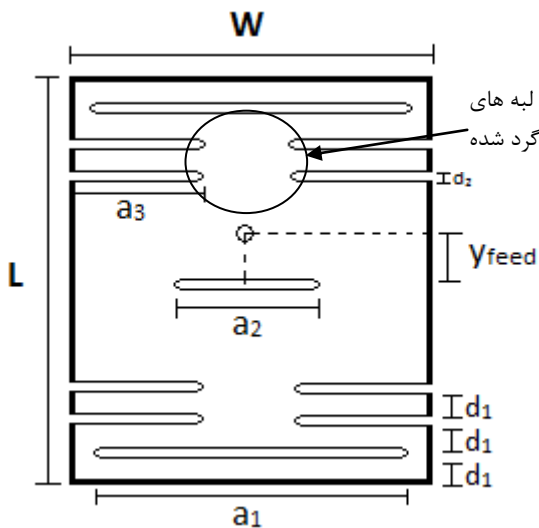
چکیده: این مقاله یک طراحی ارتقاء یافته از آنتن پچ شکافی مسطح فشرده دو بانده که در مرجع [۲] گزارش شده ارائه می دهد. این آنتن مناسب برای استفاده در تصویربرداری مایکروویو به منظور تشخیص سرطان سینه می باشد. کوچک-سازی و دوبانده‌سازی آنتن به ترتیب از طریق بارگذاری شکاف‌های غیرتثبیتی در طول پچ و دستکاری فرکانس غالب مد اصلی حاصل می‌شود. در آنتن پیشنهادی لبه شکافها نسبت به آنتن مرجع [۲] گرد شده و همچنین از زیر لایه متفاوت استفاده گردیده است. این تغییرات باعث شده تا ضریب بازتاب آنتن در هر دو فرکانس تشدید تقریباً یکسان و در گین آن نیز بهبود قابل ملاحظه ای بدست آید. ساختار آنتن توسط نرم‌افزار HFSS-V2014 شبیه سازی شده و عملکرد آن در بازه‌ی فرکانسی [0.5 – 3.5 GHz] مورد ارزیابی قرار می‌گیرد.

کلید واژه- آنتن ریزنواری، آنتن شکافدار، آنتن دوبانده، تصویربرداری مایکروویو.

بازتاب برای آنتن مرجع [۲] در دو فرکانس تشدید تفاوت زیادی دارد که یک ضعف محسوب می شود. چنین تفاوتی باعث می شود تا داده های حاصل در دو فرکانس تحت شرایط غیر یکسان از لحاظ سیگنال - به - نویز و سیگنال - به - کلاتر بدست آیند.

۲- طراحی آنتن

ساختار آنتن پیشنهادی در شکل ۱ نشان داده شده است. همانطور که در مرجع [۲] گزارش شده است این آنتن شامل یک پچ مستطیلی می باشد که شکاف هایی به منظور شیفت فرکانس تشدید مد غالب و مدهای مرتبه ی بالاتر، بر روی آن ایجاد شده است. در یک پچ مستطیلی، پترن تشعشعی مد TM_{200} صفرهایی در جهت برودساید دارند که باعث توزیع نامتقارن و نامطلوب جریان می شود. بنابراین مدهای طولی TM_{100} و TM_{300} مطلوب می باشند.



شکل (۱) هندسه آنتن پچ

آنتن مزبور دارای دو شکاف تشعشعی موازی، نزدیک لبه های تشعشعی پچ می باشد (پچ A و B در شکل ۲). فرکانس مد غالب در این ساختار f_{100} و فرکانس مد مرتبه ی بالاتر، f_{300} است. اضافه کردن این دو شکاف موازی نسبت به پچ پایه، تاثیر اندکی بر روی کاهش f_{100} دارد، چرا که این دو شکاف مطابق شکل ۲، نزدیک حداقل توزیع جریان در مد TM_{100} قرار گرفته اند. اما این دو شکاف تاثیر قابل توجهی بر روی کاهش f_{300} دارند چون محل قرارگیری آنها باعث تغییر چشمگیر در توزیع جریان مد TM_{300} می شود. آنتن دارای ۴ شکاف موازی در لبه های غیر تشعشعی است (شکاف های D در شکل ۲). این

آزمایش برای تصویربرداری از کلیه ی یک سگ با استفاده از امواج مایکروویو ترتیب دادند. این آزمایش با موفقیت انجام شد و آن دو توانستند یک تصویر دو بعدی که تفاوت بافت بدن حیوان در آن واضح بود، تهیه کنند. تلاشهای جدی برای توسعه تکنیک های تصویربرداری مایکروویو حوزه نزدیک در اوایل دهه ی ۸۰ انجام شد [4]. تا آن زمان تصویربرداری مایکروویو منحصرًا مربوط به تشخیص اهداف راداری حوزه ی دور بود. یکی از اولین سیستم های تصویربرداری مایکروویو، در دهه ی ۸۰ توسط بولومی [5] ساخته شد که از دو آنتن شیپوری بزرگ تشکیل شده بود (یکی فرستنده و دیگری گیرنده). این دو آنتن، در مقابل یکدیگر قرار گرفته و در میان آنها یک تانک پر از آب وجود داشت. از سال ۱۹۹۸ تا کنون، تصویربرداری مایکروویو از بافت های زیستی عنوان رایجی در تحقیقات تصویربرداری پزشکی شده است و گروه های تحقیقاتی بسیاری در سراسر جهان بر روی نمونه ی اولیه ای که بتواند تصاویری با دقت بالا از بافت بدن انسان به منظور تشخیص سرطان و سکنه ی مغزی ارائه دهد، فعالیت می کنند [6].

در سیستم های تصویربرداری مایکروویو، سیگنال هایی در باند فرکانسی مایکروویو توسط آنتن های فرستنده به بدن تابانده می شوند و با آنتن های گیرنده، سیگنال های پراکنده شده دریافت می شوند. این سیگنال ها، حاوی اطلاعاتی از اندازه، شکل، موقعیت و خواص الکتریکی بافتها هستند. بنابراین المان اصلی در تصویربرداری مایکروویو آنتن ها می باشند. همزمان با پیشرفت در حوزه های پردازشی تصویربرداری مایکروویو، بهبود مشخصات آنتن های فرستنده و گیرنده از قبیل فرکانس کار، بهره، پهنای باند، پهنای الگوی تشعشعی و از همه مهم تر کاهش ابعاد آنتن ضروری است. به همین دلیل تلاش های وسیعی در یافتن معوضه های بین این عوامل صورت گرفته است. در سال های اخیر استفاده از آنتن های پچ به دلیل داشتن مزایایی از جمله طراحی و ساخت آسان و کم هزینه، کوچک و سبک بودن، قابلیت انطباق با سطوح غیرمسطح، راندمان بالا، پهنای باند گسترده و غیره رشد چشمگیری داشته است. در طراحی این آنتن ها گستره ی وسیعی از اشکال پچ قابل دستیابی است. همچنین این آنتن ها می توانند به روش های گوناگونی تغذیه شوند. مقاله حاضر یک آنتن پچ که در مرجع [۲] برای استفاده در تصویربرداری مایکروویو پیشنهاد شده است را ارتقاء می دهد. با تغییرات داده شده در آنتن، گین آن در هر دو فرکانس تشدید بهبود یافته است. علاوه بر آن ضریب بازتاب آنتن در هر دو فرکانس مزبور تقریباً یکسان می باشد. ضریب

$W=28$, $L=29$, $a_1=24$, $a_2=12$, $a_3=10$, $d_1=2$,
 $d_2=1$, $y_{feed}=4.5$

در تصویربرداری میکروویو برای تشخیص سرطان سینه، آنتن به درون یک سیال منطبق با بافتهای سینه تشعشع می کند تا حداکثر توان موج به درون سینه انتقال یابد [۶]. لذا در طراحی آنتن با استفاده از نرم افزار HFSS، این سیال بعنوان محیط تشعشعی در نظر گرفته می شود که ثابت دی الکتریک آن وابسته به فرکانس است. مدل دبای مرتبهی دوم برای شبیه سازی این وابستگی در HFSS بکار می رود [2]:

$$\epsilon_r(\omega) = \epsilon_\infty + \frac{\beta_0 + j\omega\beta_1}{\alpha_0 + j\omega\alpha_1 - \omega^2} \quad (1)$$

که در آن ϵ_r پرمیٹیویته نسبی و ω فرکانس زاویه ای می باشد. پارامترهای دیگر رابطه (۱) با منطبق کردن ثابت دی الکتریک بافت سینه با مدل دبای مرتبهی دوم به صورت زیر بدست آمده است [۲]:

$$\begin{aligned} \epsilon_\infty &= 2.15 \\ \alpha_0 &= 195.47 \times 10^{18} \text{ s}^{-2} \\ \alpha_1 &= 88.2 \times 10^9 \text{ s}^{-1} \\ \beta_0 &= 292.62 \times 10^{18} \text{ s}^{-2} \\ \beta_1 &= 63.83 \times 10^9 \text{ s}^{-1} \end{aligned}$$

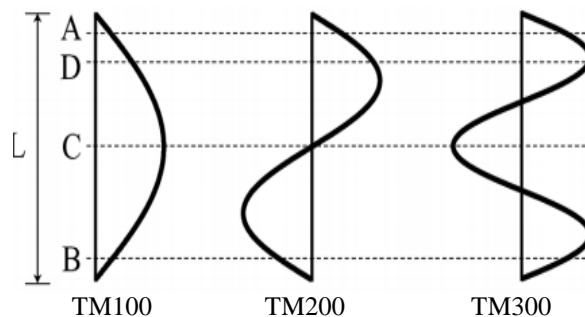
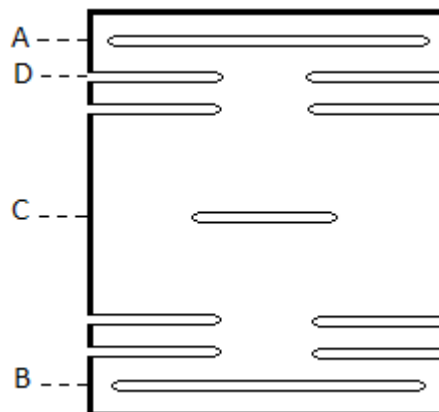
تغییر انجام شده روی این آنتن در این مقاله دو مورد است. مطابق شکل ۱، لبه های تیز شکافها با هدف عبور راحت تر جریان سطحی به صورت هلالی درآمده است. این تغییر باعث کاهش تلفات و افزایش گین آنتن نسبت به مرجع [2] می شود. دوم این که زیر لایه به کار برده شده در مرجع [۲] از نوع Rogers RO4003 است که دارای ضخامت ۰.۸۱ میلی متر و $\epsilon_r=3.55$ می باشد. ما زیر لایه Rogers TMM4 با ضخامت ۲ میلی متر و $\epsilon_r=4.5$ را با هدف بهینه سازی و یکسان نمودن مشخصه های آنتن به کار برده ایم.

با این کار یک انطباق بهتر و مشابه، بین خط تغذیه و آنتن در هر دو فرکانس f_{100} و f_{300} حاصل شده است که نتیجهی آن، هم یکسان شدن ضریب بازتاب در هر دو فرکانس و هم افزایش توان تشعشعی آنتن می باشد. برای شبیه سازی آنتن، پیچ مسطح به صورت هادی کامل (PEC) و زمین به صورت بینهایت فرض شده است و طول و عرض زیر لایه 10×10 cm می باشد.

۳- نتایج شبیه سازی

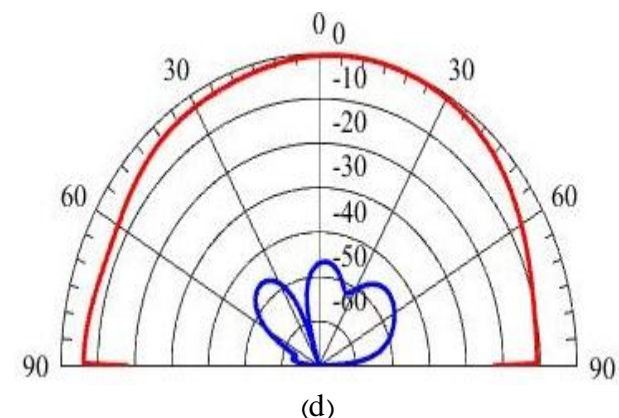
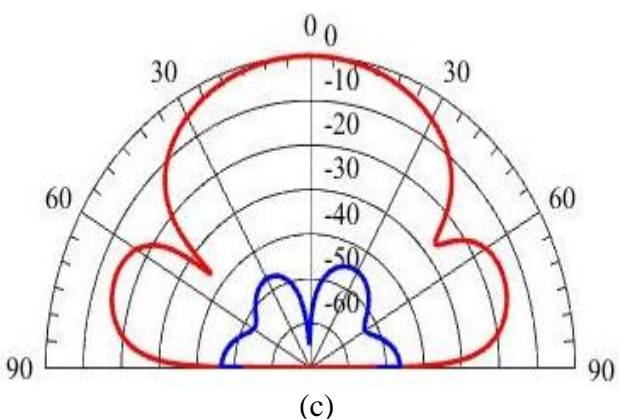
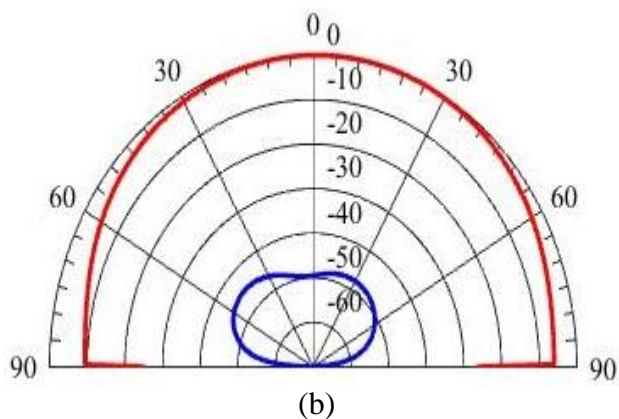
شکل ۳ ضریب بازتاب را نشان میدهد که مقدار آن در هر دو فرکانس f_{100} و f_{300} تقریباً یکسان و برابر 19 dB- است. در

شکافها مسیره های جریان را در همه ی مدهای طولی افزایش می دهد و در نتیجه اجازه می دهد ابعاد آنتن کاهش بیشتری یابد.



شکل ۲) توزیع جریان روی آنتن

اضافه کردن یک شکاف دیگر در مرکز پیچ، طول الکتریکی مسیر جریان را برای هر دو مد اول و سوم افزایش می دهد چرا که مطابق شکل ۲، این شکاف برای هر دو مد، در محل بیشترین توزیع جریان قرار دارد. نتیجه افزایش طول مسیر جریان، کاهش هر دو فرکانس f_{100} و f_{300} است. همانگونه که در شکل ۲ نشان داده شده است، شکاف مرکزی پیچ تاثیری بر روی f_{200} ندارد چرا که در کمترین مقدار جریان، در مد TM_{200} ، واقع شده است. هرچه طول این شکاف مرکزی افزایش یابد، f_{300} کمتر شده و به f_{200} نزدیکتر می شود که این عمل نامطلوب خواهد بود چون مد TM_{200} در پترن تشعشعی در جهت برودساید، یک صفر دارد و این نزدیکی باعث می شود توان کمتری به بافت بدن انتقال یابد. بنابراین لازم است برای انتخاب طول شکاف مصالحه ای بین کاهش فرکانس مدهای مرتبهی بالاتر و توان انتقالی برقرار شود. ابعاد فیزیکی آنتن که در شکل ۱ نشان داده شده است در واحد میلی متر عبارتست از [۲]:

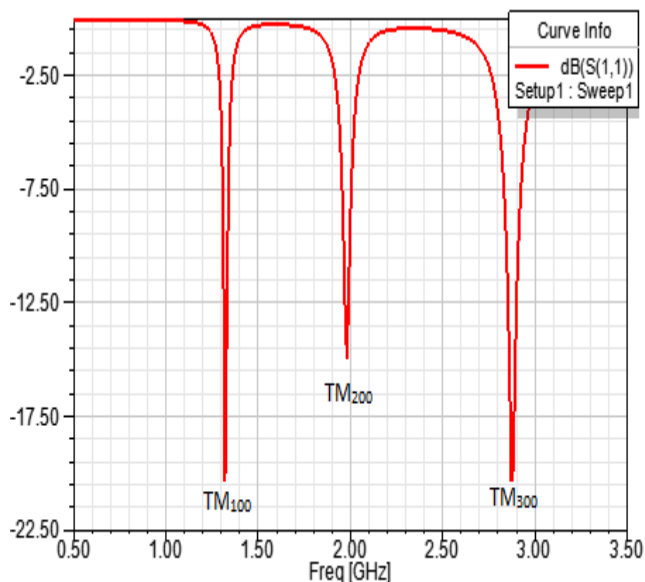


حالیکه آنتن مرجع [۲] مقادیر -11 dB و -21 dB را در فرکانسهای مزبور بدست می دهد.

جدول ۱ فرکانسهای تشدید و گین های حاصله را مقایسه می کند. مشاهده می شود آنتن پیشنهادی نسبت به آنتن مرجع [۲] فرکانسهای تشدید کمتر و گین بیشتری دارد.

جدول (1) مقایسه‌ی آنتن پیشنهادی و آنتن مرجع [2].

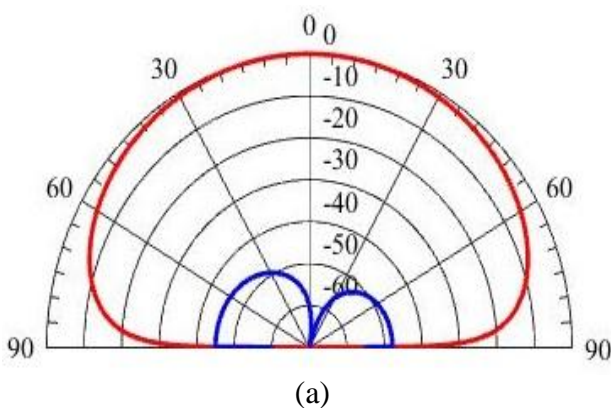
بهره (dBi)	فرکانس (GHz)	نوع آنتن
-1.64	1.32	f ₁₀₀ آنتن پیشنهادی
-1.06	2.82	f ₃₀₀ در این مقاله
-5.2	1.36	f ₁₀₀ آنتن مرجع [2]
-6.4	2.88	f ₃₀₀



شکل ۳ تغییرات ضریب بازتاب (پارامتر S_{11}) آنتن بر حسب فرکانس

شکل ۴) الگوی تشعشی آنتن پیشنهادی، منحنی قرمز، cross polarization و منحنی آبی، co polarization می‌باشد.

- a) H-plane , 1.32 GHz
- b) E-plane , 1.32 GHz
- c) H-plane , 2.82 GHz
- d) E-plane , 2.82 GHz



طبق شکل ۴ ، مشاهده می‌شود الگوی تشعشعی متعامد که نامطلوب است، نسبت به الگوی تشعشعی عرضی که مطلوب می‌باشد، بسیار ناچیز است.

۴- نتیجه‌گیری

آنتن پچ مسطح مستطیلی شکافی دوبانده، در شکل ۱ ، در باند فرکانسی [0.5 – 3.5 GHz] شبیه‌سازی شده است. در این مقاله، با اعمال تغییراتی نظیر گرد کردن شکاف‌های موجود در پچ و تغییر جنس و ضخامت زیرلایه، بهره‌ی آنتن موجود در مرجع [2] ، افزایش یافته است. همچنین ضرایب بازتاب در هر دو فرکانس تشدید، یکسان شده و الگوی تشعشعی در هر دو فرکانس، تقریباً متقارن و مشابه است.

مراجع

[1] Magda. El-Shenawee, "Electromagnetic imaging for breast cancer research," In *Biomedical Wireless Technologies, Networks, and Sensing Systems (BioWireleSS), 2011 IEEE Topical Conference on*, pp. 55-58. IEEE, 2011.

[2] S. Aguilar, M. Al-Joumayly, M. Burfeindt, Nader Behdad, and S. Hagness, "Multi-Band Miniaturized Patch Antennas for a Compact, Shielded Microwave Breast Imaging Array," *Transaction on antennas and propagation, 2014 IEEE*, vol 62, no 3, 2014.

[3] Natalia K. Nikolova, "Microwave imaging for breast cancer," *Microwave Magazine, IEEE* 12, no. 7 (2011): 78-94.

[4] J-C. Bolomey, and Lluís Jofre, "Three decades of active microwave imaging achievements, difficulties and future challenges," *2010 IEEE International Conference on Wireless Information Technology and Systems (ICWITS)*, , pp. 1-4. IEEE, 2010.

[5] Gunnarsson, Tommy, "Microwave imaging of biological tissues: the current status in the research area," *Department of Computer Science and Electronics, Malardalen University* (2006).

[6] Abas Sabouni, and Ahmed A. Kishk, "Dual-polarized, broadside, thin dielectric resonator antenna for microwave imaging," *Antennas and Wireless Propagation Letters, IEEE* 12 (2013): 380-383.