



Microwave Substrate Integrated Based Circular Waveguide Sensor for Blood Glucose Concentration Detection

Mohsen Yarmohamadi¹, Meisam shafae^{2*} 

¹ Master's student, Hamedan University of Technology, Hamedan, Iran

² Assistant Professor, Hamedan University of Technology, Hamedan, Iran

ARTICLE INFO

ABSTRACT

Article history:

Article Type: Research paper

Receive: 31 October 2025

Revise: 21 December 2025

Accept: 28 December 2025

Available online: 20 February 2026

Keywords:

Sensor

Blood glucose

Resonance frequency

Circular Substrate Integrated Waveguide (CSIW)

Debye model

In this paper, a microwave sensor based on a circular substrate integrated waveguide (CSIW) structure is introduced for detecting blood glucose levels by determining the resonant frequency of the scattering parameters. The scattering parameters were examined in the presence of glucose samples with various concentrations over a frequency range of 5–10 GHz (centered at 9 GHz). The sensor's operation relies on changes in the permittivity of blood associated with glucose concentration, which is modeled using a Debye dispersion model. The principal design challenge is to tune the resonant sensor so that it is highly sensitive, even to very small sample volumes. This sensitivity must manifest as a discernible and distinguishable shift in the resonance frequency for different blood glucose concentrations. The sample volume in the proposed sensor is only 30 μL , which lies in the microfluidic regime and is smaller than that of a standard drop of blood. Simulation results for common blood glucose concentrations (50–500 mg/dL) show a significant resonant frequency shift (~ 100 MHz), indicating strong differentiation between glucose levels. The sensor achieves an accuracy of 99.12% with an average measurement error below $\pm 0.4\%$, outperforming similar sensors. An unloaded quality factor greater than 450 is obtained, ensuring precise measurement capability. Prominent features of this sensor include high sensitivity, a relatively simple design and fabrication process, fast response time, and cost-effectiveness.

Cite this article: M Yarmohamadi and M shafae, Microwave Substrate Integrated Based Circular Waveguide Sensor for Blood Glucose Concentration Detection. *Applied Electromagnetics*. vol. 13, no. 2, pp. 71- 81, 2026.

DOR: <https://????????????>



© The Author(s). retain the copyright and full publishing rights

Publisher: Imam Hossein University

حسگر مایکروویو مبتنی بر ساختار موجبر دایره‌ای با زیرلایه یکپارچه برای شناسایی غلظت قند خون

محسن یارمحمدی^۱، میثم شفاعی^{۲*}

^۱ دانشجوی کارشناسی ارشد، دانشگاه صنعتی همدان، همدان، ایران

^۲ استادیار، دانشگاه صنعتی همدان، همدان، ایران

چکیده	مشخصات مقاله
در این مقاله، تشخیص سطح قند خون با استفاده از تعیین فرکانس تشدید عامل پراکندگی، با استفاده از حسگر ریزموج مبتنی بر ساختار موجبر دایره‌ای با زیرلایه یکپارچه CSIW معرفی شده است. عامل‌های پراکندگی در حضور نمونه‌های قند خون با غلظت‌های مختلف در محدوده فرکانسی ۵-۱۰ GHz با فرکانس مرکزی ۹ GHz مورد بررسی قرار گرفته است. عملکرد حسگر بر پایه تغییرات ضریب گذردهی الکتریکی خون باتوجه به سطح قند خون بوده که با استفاده از مدل پاشندگی دیبای برای نمونه تعریف می‌شود. مهم‌ترین چالش طراحی چنین حسگری، فرایند طراحی و تنظیم حسگر مبتنی بر پدیده تشدید است، به‌طوری که باید به حجم بسیار کم نمونه تحت آزمایش کاملاً حساس باشد و این حساسیت، در تغییر فرکانس تشدید، قابل مشاهده و قابل تمایز از دیگر غلظت‌های قند خون باشد. حجم نمونه در حسگر پیشنهادی ۳۰ μL بوده که در محدوده ریزسیالاتی قرار می‌گیرد و حجمی کمتر از یک قطره خون استاندارد دارد. نتایج شبیه‌سازی برای غلظت‌های متداول قند خون ۵۰-۵۰۰ mg/dL، جابه‌جایی فرکانس تشدید قابل ملاحظه‌ای در حدود ۱۰۰ MHz را نشان می‌دهد که این امر بیانگر قدرت تمایز غلظت‌های قند خون بوده و نشان‌دهنده حساسیت بالا و پایداری پاسخ این حسگر است؛ همچنین دقت عملکرد این حسگر ۹۹/۱۲٪ با میانگین خطای اندازه‌گیری کمتر از ۰/۴ (mg/dL) ± است که در مقایسه با حسگرهای مشابه عملکرد بهتری ارائه می‌دهد. ضریب کیفیت بی‌باری حسگر بیش از ۴۵۰ به‌دست آمده که متضمن اندازه‌گیری دقیق این حسگر است. تشخیص غیرتهاجمی با حساسیت بالا، طراحی و ساخت نسبتاً ساده، زمان پاسخ‌دهی سریع و مقرون به‌صرفه بودن از ویژگی‌های بارز این حسگر است.	تاریخچه مقاله: نوع مقاله: علمی- پژوهشی دریافت: ۱۴۰۴/۰۸/۰۹ بازنگری: ۱۴۰۴/۰۹/۳۰ پذیرش: ۱۴۰۴/۱۰/۰۷ ارائه آنلاین: ۱۴۰۵/۱۲/۰۱ کلیدواژه‌ها: حسگر قند خون فرکانس تشدید موجبر دایره‌ای با زیرلایه یکپارچه مدل دیبای

استناد: محسن یارمحمدی و میثم شفاعی. حسگر مایکروویو مبتنی بر ساختار موجبر دایره‌ای با زیرلایه یکپارچه برای شناسایی غلظت قندخون.

الکترومغناطیس کاربردی. ۱۳(۲): صص ۷۱-۸۱ (۱۴۰۴).

DOR: <https:// ??????????????>

© نویسنده(گان) حق نشر و حقوق کامل انتشار را برای خود محفوظ می‌دارند.

ناشر: دانشگاه جامع امام حسین(ع).



۱- مقدمه

دیابت یکی از بیماری‌های مزمن و شایع در جهان است که مدیریت مؤثر آن نیازمند پایش مداوم سطح قند خون است [۱]. روش‌های سنتی اندازه‌گیری قند خون، مانند نمونه‌برداری خونی، ماهیتی تهاجمی دارند و ممکن است برای بیماران ناخوشایند باشند. این محدودیت‌ها موجب شده است تا پژوهشگران به توسعه روش‌های غیرتهاجمی برای پایش قند خون روی آورند.

حسگرهای ریزموج به دلیل ویژگی‌هایی همچون قابلیت نفوذ امواج به درون بافت‌های زیستی، عدم نیاز به نمونه‌برداری مستقیم، امکان طراحی قابل حمل و همچنین توانایی تشخیص تغییرات فیزیکی و شیمیایی در محیط زیستی، توجه قابل ملاحظه‌ای را به خود جلب کرده‌اند. امواج ریزموج در عبور از بافت‌های زیستی، بسته به خواص دی‌الکتریک محیط، رفتار متفاوتی از خود نشان می‌دهند. از آنجاکه غلظت قند خون بر ویژگی‌های دی‌الکتریک بافت‌ها اثرگذار است، می‌توان با تحلیل پاسخ فرکانسی یا تغییرات عامل‌های پراکندگی در یک حسگر ریزموج، اطلاعات ارزشمندی درباره میزان قند خون موجود در خون را به دست آورد. حسگر ریزموج با استفاده از تجزیه و تحلیل عامل‌های پراکندگی ناشی از تغییرات غلظت قند خون، تشخیص سطح قند خون را انجام می‌دهد [۲-۳]. روش تشدید به دلیل دقت بالا، محبوبیت قابل توجهی را به دست آورده است. این نوع روش را می‌توان با سامانه یک یا دو دهانه‌ای بر اساس مشخصات و عملکرد حسگر طراحی کرد. این روش ریزموج برای شناسایی و استخراج خواص مواد به رفتار عامل‌های پراکندگی بستگی دارد. به طور دقیق‌تر، طراحی مناسب حسگر و انتخاب محدوده فرکانسی مناسب، عامل‌های پراکندگی، دقت و حساسیت حسگر و ضریب کیفیت را به ما می‌دهد.

با این حال، هر روش به باندهای فرکانسی خاص، خواص فیزیکی ماده تحت آزمایش و شکل ساختاری حسگر، محدود می‌شود [۴-۵]. در این روش برای تشخیص و استخراج خواص ماده تحت آزمایش، از تغییرات در رفتار عامل‌های پراکندگی استفاده می‌شود. به طور دقیق، تغییرات فرکانس تشدید در عامل‌های پراکندگی به معنی تغییرات در خواص ماده تحت آزمایش است.

طراحی و استفاده از ساختارهای مبتنی بر تشدیدگر حلقوی مجزا^۲ (SRR) طی سال‌های اخیر به عنوان یکی از رویکردهای پرکاربرد در توسعه حسگرهای ریزموج برای کاربردهای زیستی و پزشکی مطرح شده است. ساختار SRR، به عنوان یک تشدیدگر فراماده، قادر است به صورت محلی میدان‌های الکترومغناطیسی را متمرکز کرده و نسبت

به تغییرات دی‌الکتریک محیط اطراف خود واکنش نشان دهد. این ویژگی‌ها باعث می‌شود SRR برای طراحی حسگرهایی با حساسیت بالا نسبت به تغییرات جزئی در خواص مواد زیستی، مانند غلظت قند خون، بسیار مناسب باشد. طراحی حسگر با ساختار SRR در زمینه‌های مختلفی از جمله اندازه‌گیری فشار [۶] و افزایش بهره و پهنای باند آنتن پیچ [۷] استفاده می‌شود. عبدالرزاقی و همکاران [۸] یک حسگر مبتنی بر تشدیدکننده حلقه مکمل^۳ (CSRR) طراحی کردند که در ساختار حسگر، از فراماده استفاده شده است. اندازه فشرده، حساسیت بالا، هزینه کم و انعطاف‌پذیری طراحی را به ارمان می‌آورد. کاظمی و موسلیک [۹] یک حسگر مبتنی بر تشدیدکننده حلقه مکمل (CSRR) طراحی کردند. برای بهبود وضوح پاسخ حسگر یک شبکه مولد متخاصم با وضوح فوق‌العاده^۴ (SRGAN) ارائه می‌کند. ساختار موج‌بر یکپارچه در زیرلایه (SIW) یکی از فناوری‌های نوظهور در طراحی مدارها و حسگرهای ریزموج است که ترکیب مزایای موج‌برهای کلاسیک با فرایندهای ساخت مجتمع روی PCB را امکان‌پذیر می‌سازد. این ساختار با بهره‌گیری از دیواره‌های فلزی تعبیه‌شده درون زیرلایه دی‌الکتریک، امکان هدایت امواج الکترومغناطیسی با تلفات پایین و میدان‌های محدود شده را فراهم می‌آورد. حسگر زیرلایه موج‌بر دایره‌ای یکپارچه^۵ (CSIW) [۱۰] از نظر هزینه، اندازه و راحتی ساخت نسبت به حسگرهای دیگر پیچیده‌تر است؛ اما از نظر حساسیت و دقت، عملکرد بهتری دارد.

تعداد زیادی از مقالات علمی، حسگرهای ریزموجی مختلفی را برای تشخیص خواص مواد با استفاده از نمودار پاشندگی ماده تحت آزمایش طراحی کرده‌اند. نقص بسیاری از این حسگرها پرهزینه بودن و طراحی پیچیده آنها است، اما طراحی CSIW ارائه شده در این مقاله با طراحی ساده‌تر، هزینه کمتر، حجم کم ماده و همچنین دقت قابل قبول آن تا حد زیادی بر معایب حسگرهای دیگر غلبه کرده است. همچنین این حسگر با ضریب کیفیت بالا و خطای اندازه‌گیری پایین می‌تواند جایگزین مناسبی برای حسگرهای قدیمی و پرهزینه باشد. اگرچه مطالعات زیادی در زمینه حسگرهای CSIW وجود دارد [۱۱-۱۴]، اما این تحقیق سعی کرده با رفع معایب موجود در حسگرهای مشابه عملکرد بهتری را ارائه دهد.

از آنجاکه حسگرها نسبت به اغتشاشات الکترومغناطیسی حساس هستند، تحلیل و شبیه‌سازی رفتار آنها در برابر پالس‌های الکترومغناطیسی می‌تواند در کاهش آسیب‌پذیری و بهبود پایداری عملکرد نقش مؤثری داشته باشد [۱۵].

^۳ Complementary Split Ring Resonator

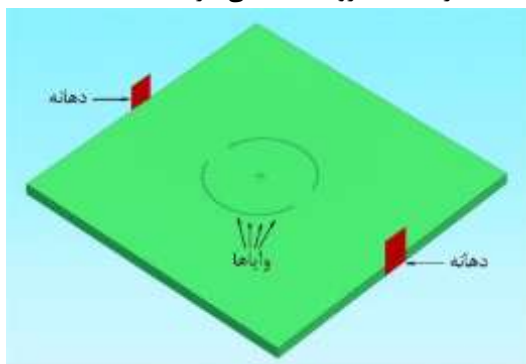
^۴ Super Resolution Generative Adversarial Network

^۵ Circular Substrate Integrated Waveguide

^۲ Split Ring Resonator

ویژگی‌های نمونه تحت آزمایش (از قبیل حجم و ابعاد هندسی و نمودار پاشندگی آن) است. به فرکانسی که بیشترین دامنه پاسخ یا شدت میدان الکترومغناطیس در آن مشاهده می‌شود، فرکانس تشدید اطلاق می‌گردد. به طور دقیق‌تر تشدید هنگامی رخ می‌دهد که امپدانس حسگر با محیط اطراف مطابقت داشته، یا امپدانس ورودی و خروجی مدار برابر شود. در این حالت، انرژی ورودی به طور مؤثر جذب شده و تلفات بازتابی به حداقل می‌رسد. به طور کلی، فرکانس تشدید حسگر به عواملی نظیر هندسه ساختار، نوع مواد به کاررفته در زیرلایه و رسانا، ویژگی‌های الکترومغناطیسی محیط اطراف، و خصوصیات دی الکتریک نمونه مورد آزمایش وابسته است. هرگونه تغییر در این عامل‌ها می‌تواند موجب جابه‌جایی فرکانس تشدید و تغییر در پاسخ فرکانسی حسگر گردد.

حسگر CSIW پیشنهادی، یک موج بر دایره‌ای است که از یک صفحه هادی دایره‌ای در بالا و یک صفحه مربعی در زیر تشکیل شده است که توسط زیرلایه دی الکتریک از هم جدا شده‌اند. هادی‌ها توسط وایاها توپر آبکاری شده، به هم متصل می‌شوند. ساختار هندسی CSIW دایره‌ای با انتخاب مناسب تعداد، قطر و فاصله وایاها برای هدایت موج در این ساختار طراحی شده است. به منظور کمینه‌کردن اتلاف موج تابشی و بیشینه‌کردن توزیع میدان الکتریکی در ساختار موج بر و به‌ویژه محل قرارگیری نمونه، فاصله وایاها تا ماده تحت آزمایش و شکاف روی سطح دایره‌ای و همچنین طول و عرض این شکاف‌ها بایستی مورد بهینه‌سازی قرار گیرند. این فاصله‌ها در واقع شدت میدان الکترومغناطیسی را کنترل می‌کند. اگر فاصله وایاها از هم زیاد باشد کنترل هدایت موج به سمت ماده تحت آزمایش کم می‌شود؛ همچنین با افزایش تعداد وایاها و کم کردن فاصله بین آنها ساخت فیزیکی این حسگر دشوارتر می‌شود؛ بنابراین تعداد و ابعاد وایاها بایستی مورد بهینه‌سازی قرار گیرد. همان‌طور که در شکل ۱(الف) مشاهده می‌شود، وایاها و محل قرارگیری ماده تحت آزمایش از زیرلایه جدا می‌شود؛ برای هدایت بهتر موج دو سمت هادی دایره‌ای توسط دو نوار به دو دهانه تحریک متصل می‌شوند شکل ۱(ب) که این دو نوار توسط دو شکاف که روی سطح هادی دایره‌ای ایجاد شده از هادی دایره‌ای فاصله می‌گیرند.



(الف)

باتوجه به پیشرفت فناوری موج بر مجتمع با زیرلایه SIW در دهه گذشته، اکنون می‌توان با طراحی حسگرهای CSIW سطح عملکرد آنها را نسبت به قبل که برای ساختارهای موج بر معمولی بود را افزایش داد، اما پیچیدگی در طراحی به طور قابل‌توجهی این حسگرها را محدود می‌سازد که منجر به طراحی و ساخت حسگرهای موج بر تشدید صفحه‌ای می‌شود که ساخت آنها آسان‌تر است. در این مقاله یک حسگر CSIW با طراحی ساده، مقرون‌به‌صرفه و بادقت عملکرد بالا پیشنهاد شده که این حسگر کلاس نسبتاً جدیدی از حسگرهای SIW است. همچنین حجم نمونه در حد چند میکرولیتر است که از یک قطره خون کمتر است و با ضریب کیفیت بالای ۴۵۰، خطای اندازه‌گیری را کاهش می‌دهد.

۲- اصول کار و طراحی حسگر

روش عملکرد زیست حسگر ریزموج برای تخمین غلظت قند خون بر اساس برهم‌کنش بین امواج الکترومغناطیس و نمونه محلول قند خون است. با قراردادن نمونه‌ای از محلول قند خون در ناحیه‌ای از حسگر^۱ ISR، حسگر ریزموج می‌تواند با مشاهده تغییرات ویژگی‌های امواج بازتابی و گذریافته، غلظت قند خون را تشخیص دهد و این تغییرات را بر حسب عامل‌های پراکندگی نشان دهد. به طور دقیق‌تر، تغییرات در مقدار عامل‌های پراکندگی با تغییرات در سطوح مختلف قند خون ایجاد می‌شود؛ بنابراین، سطح قند خون را می‌توان با تجزیه و تحلیل تغییرات عامل‌های پراکندگی در حسگر به دست آورد.

تحلیل و طراحی فیلتر موج‌بری در حسگر یکی از نکات مهم در طراحی حسگر بشمار می‌آید و محدوده فرکانس کاری حسگر را مشخص می‌کند [۱۶].

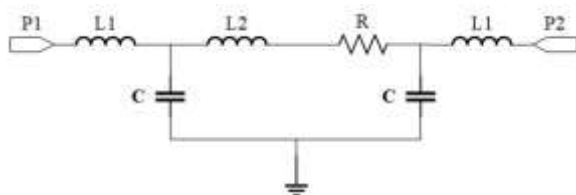
رابطه کلی فرکانس تشدید مدار معادل LC به‌صورت زیر است. تغییر ثابت دی الکتریک نمونه به‌صورت مستقیم در این رابطه ظاهر نمی‌شود؛ بلکه غالباً از طریق تغییر ظرفیت مؤثر خازنی، موجب جابه‌جایی فرکانس تشدید می‌شود.

$$f_0 = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}} \quad (۱)$$

که در آن f_0 فرکانس تشدید، L اندوکتانس مؤثر مدار یا ساختار و C ظرفیت خازنی مؤثر مدار یا ساختار است. این رابطه مشابه فرکانس تشدید یک مدار نوسانگر LC ساده است و در تشدیدگرهای الکترومغناطیسی هم معتبر است، زیرا هر تشدیدگر فیزیکی را می‌توان با یک مدار معادل LC مدل‌سازی کرد.

انتخاب فرکانس عامل مهمی در طراحی زیست حسگر ریزموج مبتنی بر امواج الکترومغناطیسی است که شامل عوامل مختلفی از جمله ابعاد هندسی ساختار تشدیدگر زیست حسگر و

خازنی و اندوکتانس سلف رابطه عکس دارد، اما باتوجه به ساختار پیشنهادی محدودیت‌هایی برای تغییرات این عامل‌ها وجود دارد.



شکل (۲). مدار معادل حسگر پیشنهادی

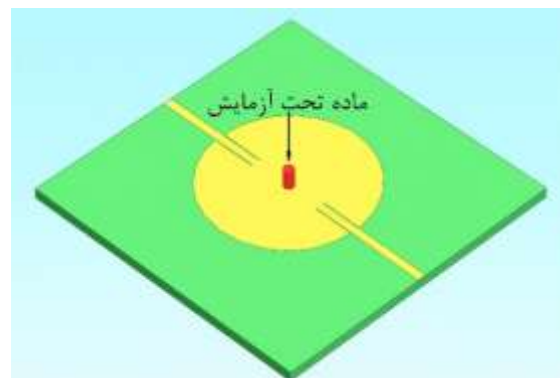
با افزایش عرض نوارها مقدار اندوکتانس سلف‌ها افزایش و فرکانس تشدید کاهش می‌یابد، اما به دلیل حضور وایاها برای محصور کردن امواج الکترومغناطیسی، افزایش عرض نوارها محدود است. با افزایش فاصله شکاف ظرفیت خازنی کم می‌شود که باعث کاهش فرکانس تشدید می‌شود. خازن‌های C در یک محدوده خاصی قابل تعریف است. برای افزایش مقدار خازن باید فاصله شکاف کمتر شود؛ اما اگر این تغییر از محدوده خارج شود جریان سطحی روی صفحه رویین برقرار می‌شود و عملاً اثر جداسازی امواج در دو طرف شکاف از بین می‌رود و جریان الکتریکی هم درون وایاها و هم در بیرون وایاها برقرار شده و میزان امواج انتقالی به مرکز حسگر و دهانه دوم به شدت کاهش می‌یابد و عملاً پدیده تشدید رخ نمی‌دهد. برای مدل کردن ماده تحت آزمایش در مدار معادل از L_2 و R استفاده می‌شود که باتوجه به خواص دی‌الکتریک ماده تحت آزمایش این مقادیر تغییر می‌کنند. تغییرات مقاومت باعث تغییرات عمق نمودار و تغییرات سلف باعث تغییرات فرکانس تشدید می‌شود. هرچه تغییرات مقدار سلف L_2 برای دو نمونه با غلظت‌های مختلف بیشتر باشد شیفت فرکانسی حسگر نیز بیشتر است که باعث افزایش دقت حسگر می‌شود. همچنین هرچه مقاومت R کمتر شود ضریب بازدهی افزایش می‌یابد. مقادیر این المان‌ها در جدول ۱ آمده است.

در مرکز این حسگر یک حفره با شعاع ۱ mm برای جای‌گیری نمونه ایجاد شده است که نمونه درون یک لوله موئین شیشه‌ای قرار می‌گیرد. حجم نمونه حدود $30 \mu\text{L}$ بوده که از یک قطره خون ($40 \mu\text{L}$) نیز کمتر است.

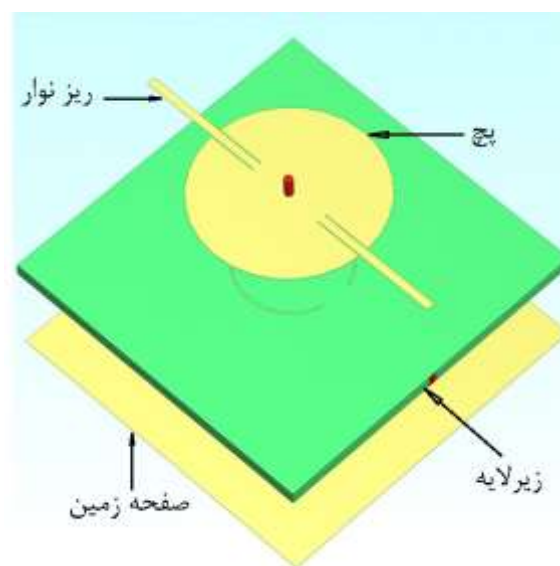
جدول (۱). عامل‌های مدار معادل حسگر

L1	L2	C	R
۱۱/۵۱۸ nH	۴/۱۹ nH	۳۸۹ nF	۴۰۰ Ω

یکی از نکات مهمی که در طراحی حسگر مبتنی بر تشدید، حائز اهمیت است، انتخاب مکان جای‌گیری نمونه است. از آنجاکه از شکل ظاهری حسگر موج‌بر دایروی برمی‌آید، تجمع میدان در مرکز پچ دایروی بیشینه بوده و مناسب‌ترین گزینه برای محل قرارگیری نمونه است. البته تعیین محل دقیق نمونه در



(ب)



(ج)

شکل (۱). (الف) ساختار زیرلایه که توسط وایاها در آن حفره‌هایی ایجاد شده. (ب) ساختار هادی‌ها که توسط وایاها به هم متصل شده‌اند. (ج) نمای کامل حسگر

هادی مربعی و دایره‌ای توسط وایاها مطابق شکل ۱ (ج) به هم متصل می‌شوند. برای محصور کردن امواج الکترومغناطیسی در اطراف نمونه تحت آزمایش و انتشار موج به سمت مرکز حسگر از وایاها آبرکاری شده استفاده می‌کنیم. ضمن اینکه وجود وایاها از اتلاف موج در فضای بیرونی حسگر جلوگیری کرده و باعث افزایش عمق نمودار می‌شود.

برای درک بهتر رفتار الکترومغناطیسی حسگر پیشنهادی، مدار معادل آن در محیط ADS سنتز شده است. مدار معادل، رفتار تشدید ساختار CSIW را با استفاده از المان‌های فشرده R , L و C مدل می‌کند [۱۷]. مطابق شکل ۲ خط ریز نوار مانند یک خط انتقال عمل می‌کند که از L_1 و C برای مدل کردن خاصیت سلفی و خازنی آن استفاده می‌کنیم و همچنین R و نیز به دلیل وجود تلفات اهمیتیک زیرلایه در خط در نظر گرفته شده است. مطابق رابطه (۱) با تغییرات ظرفیت خازنی و اندوکتانس سلف، فرکانس تشدید تغییر می‌کند. فرکانس تشدید با مجذور ظرفیت

نوار هادی قرار دارد و آن را به پیچ دایروی متصل می‌کند. دامنه میدان در این ناحیه به شدت بالا بوده و به طبع، در تنظیم کردن ساختار تشدیدگر به شدت مهم است.

فرکانس‌های تشدیدی محفظه دایروی وابسته به مد برانگیخته شده هستند و صرفاً دایروی بودن هندسه تعیین کننده موقعیت بیشینه میدان نیست. برای یک محفظه استوانه‌ای هادی با شعاع a ، ارتفاع h و ثابت دی‌الکتریک زیرلایه $\epsilon_r = 2/2$ فرکانس تشدید مدهای TM و TE به صورت زیر بیان می‌شود [۱۸]:

$$f_{nmp}(TM) = \frac{c}{2\pi\sqrt{\epsilon_r}} \sqrt{\left(\frac{x'_{nm}}{a}\right)^2 + \left(\frac{p\pi}{h}\right)^2} \quad (2)$$

$$f_{nmp}(TE) = \frac{c}{2\pi\sqrt{\epsilon_r}} \sqrt{\left(\frac{x'_{nm}}{a}\right)^2 + \left(\frac{p\pi}{h}\right)^2} \quad (3)$$

که در آن x_{nm} ریشه m ام تابع بسل نوع اول مرتبه n بوده و x'_{nm} ریشه m ام مشتق تابع بسل نوع اول مرتبه n است. اولین فرکانس تشدید مربوط به مد غالب TM_{010} با فرکانس تشدید $6/06\text{GHz}$ بوده که با فرکانس تشدید حالت بی‌باری حسگر پیشنهادی تطابق دارد. این مطلب در شکل ۵ قابل مشاهده است به طوری که در فرکانس تشدید $6/06\text{GHz}$ دامنه S_{11} کمینه و دامنه S_{21} دارای بیشینه نسبی است. دومین فرکانس تشدید مربوط به مد TM_{110} بوده و معادل $9/66\text{GHz}$ است که خارج از محدوده کارکرد حسگر است.

۲-۱. اصول کار حسگر

برای تعریف غلظت قند خون در حسگرهای ریزموج، از مدل‌های پاشندگی مواد استفاده می‌شود که بر اساس تعامل بین امواج الکترومغناطیس (EM) و نمونه محلول قند خون مدل می‌شود. مطالعات نشان داده‌اند که افزایش غلظت قند خون، تأثیر قابل توجهی بر خواص دی‌الکتریک محلول دارد؛ به ویژه باعث کاهش تدریجی ضریب دی‌الکتریک نسبی (ϵ') محلول در تمام محدوده‌های فرکانسی می‌شود. این تغییرات در پاسخ فرکانسی حسگر به صورت جابه‌جایی فرکانس تشدید و تغییر دامنه بازتاب نمود پیدا می‌کند. رابطه بین گذردهی نسبی و غلظت قند خون χ (mg/dL) و فرکانس زاویه‌ای ($\omega = 2\pi f$) را می‌توان با استفاده از مدل دیبای^۲ به صورت زیر نوشت:

$$\epsilon_{rg} = \epsilon'(\omega) - j\epsilon''(\omega) = \epsilon_\infty + \frac{\epsilon_\infty - \epsilon_s}{1 + (j\omega\tau)^{1-\alpha}} + \frac{\sigma_s}{j\omega\epsilon_0} \quad (4)$$

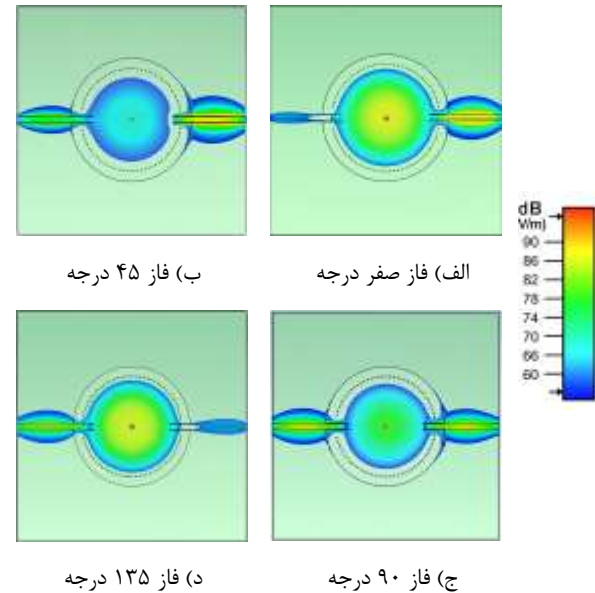
$$\epsilon_\infty(\chi) \approx 5.38 + 30 \times 10^{-3} \times \chi \quad (5)$$

$$\epsilon_s(\chi) \approx 80.68 - 0.207 \times 10^{-3} \times \chi \quad (6)$$

$$\tau(\chi) \approx 9.68 + 0.23 \times 10^{-3} \times \chi \quad (7)$$

که در آن τ نشان دهنده زمان آسایش (برحسب پیکوثانیه)، ϵ_s

حسگرهای دیگر از قبیل SRR و فیلترهای تشدیدگر نامتقارن، چندان ساده نبوده و نیازمند فرایند سعی و خطا و تنظیم کردن^۱ مکان نمونه است. در شکل ۳، شدت میدان الکتریکی در وسط عمق زیر نشان داده شده است.



شکل (۳). شبیه‌سازی شدت میدان الکتریکی در چهار فاز در مقاطع زمانی مختلف

شکل ۳ امکان تصویرسازی ذهنی جهت دنبال کردن گذر سیگنال از دهانه سمت راست تا دهانه سمت چپ را در چهار مقطع زمانی میسر می‌سازد. اطلاعاتی که از این شکل استخراج می‌شود، این است که اولاً کل ساختار به شدت تحت تأثیر ناحیه‌ی مرکز پیچ شده است. دوم اینکه پدیده تشدید و عملکرد مناسب حسگر تا حدودی در این شکل قابل مشاهده است، طوریکه در فرکانس تشدید، موج ورودی از دهانه سمت راست، به خوبی و با دامنه قابل قبولی (در مقایسه با دامنه ورودی) که در شکل قابل مشاهده است، از دهانه سمت چپ خارج می‌شود. گویی که موج ورودی از دهانه اول پمپاژ شده و تقریباً همان مقدار از دهانه دوم خارج می‌شود. این مطلب، تطبیق امپدانس بودن حسگر را نیز متذکر می‌شود؛ لذا یکی از گام‌های مؤثر در طراحی حسگر، بررسی تجمع میدان و جریان سطحی آن است تا مکان قرارگیری نمونه تعیین شود. از دنبال کردن گرافیکی حسگر در مقاطع زمانی مختلف، می‌توان تا حدودی پدیده تشدید و کارکرد مناسب آن را نیز بررسی کرد.

نکته دیگری که در طراحی چنین ساختاری می‌توان از تحلیل گرافیکی میدان الکترومغناطیسی استفاده کرد، حساسیت بسیار بالای پدیده تشدید و گذر موج به ابعاد شکافی است که دو طرف

² Debye

¹ tuning

فنی آسان است. مهم‌تر از همه، این ماده جذب رطوبت کمی از خود نشان می‌دهد و از آنجایی که این حسگر برای سنجش مواد مایع است بسیار مناسب است.

ابعاد حسگر طراحی شده در جدول ۲ آورده شده است. مقادیر α ، x_0 و y_0 برای طراحی وایاها بکار رفته است.

جدول (۲). عامل‌های طراحی حسگر برحسب میلی‌متر

l_1	w_1	r_1	r_g	r_v	h
۸۰	۸۰	۲۱/۲۱	۱	۰/۲۵	۳/۱۷۵
l_g	g	a	Acf	w_r	a
۱۲	۰/۲	۱۲/۷۷۲	۸	۲	۱۲
α		x_0		y_0	
$\arcsin(Acf/(2a))$		$a \times \cos(\alpha)$		$a \times \sin(\alpha)$	

ساختار طراحی شده مبتنی بر مفهوم موج‌بر مجتمع مدور (CSIW) است که با استفاده از آرایش حلقوی وایاهای زمین شده، یک حفره تشدیدگر با رفتار مشابه موج‌برهای فلزی ایجاد می‌کند. در ادامه، اجزای کلیدی طراحی از دیدگاه ریزموجی تبیین می‌شود:

۱. نقش وایاها و تشکیل حفره موج‌بر

وایاهای فلزی که به صورت متقارن و دایره‌ای در اطراف ناحیه مرکزی قرار گرفته‌اند، دیواره‌های جانبی موج‌بر را تشکیل می‌دهند. این آرایش، باعث ایجاد یک حفره بسته^۱ با برخی مدهای تشدید می‌شود. شرط اصلی برای عملکرد بهینه چنین ساختاری، فاصله مرکز به مرکز وایاها (s) و قطر (d) است که باید به گونه‌ای انتخاب شوند تا نشتی موج^۲ به حداقل برسد. اگر طراحی وایاها بهینه نباشد، بخشی از موج می‌تواند از شکاف‌ها نشت کند که منجر به افزایش تلفات و کاهش ضریب کیفیت حسگر می‌شود. برای اینکه وایاها مانند یک دیوار فلزی پیوسته عمل کنند، میدان باید به خوبی در داخل SIW محصور شود.

قطر وایا باید به اندازه کافی کوچک باشد تا از برهم‌کنش ناخواسته با میدان اصلی جلوگیری کند. طبق روابط سرانگشتی طراحی وایاها، قطر وایاها باید از یک‌ششم ضخامت زیرلایه بیشتر باشد. فاصله مرکز تا مرکز وایاها نیز باید از دوبرابر قطر وایاها کمتر باشد [۲۱].

۲. مکانیزم تزویج میدان با استفاده از شکاف‌های تغذیه

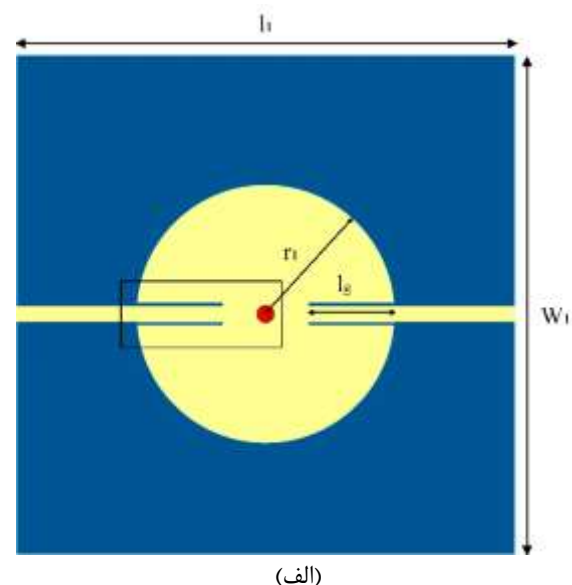
در خطوط تغذیه، از شکاف‌های تزویج^۳ برای اعمال میدان به داخل حسگر استفاده شده است. این شکاف‌ها به عنوان یک خازن

گذردهی استاتیک، ϵ_∞ گذردهی بین‌هایت، σ_s رسانایی استاتیک و ϵ_0 گذردهی خلأ است [۱۹].

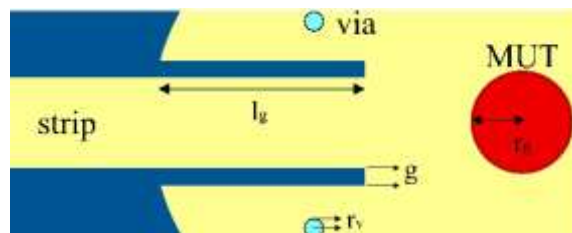
اگرچه برای رابطه مدل دیبای قند خون، ضرایب مختلفی در مراجع قید شده است، اما ما در اینجا از ضرایبی که در اکثر مراجع معتبر بر روی آن اتفاق نظر وجود دارد، استفاده کرده‌ایم [۲۰]. در این تحقیق غلظت‌های ۵۰-۵۰۰ mg/dL مورد آزمایش قرار گرفته شده‌اند.

۲-۲. طراحی حسگر

حسگر CSIW پیشنهادی در فرکانس ۹ GHz کار می‌کند. حسگر در پهنای باند فرکانسی ۵-۱۰ GHz اندازه‌گیری را انجام می‌دهد. زیرلایه حسگر Roger Duroid RT5880 با ثابت دی‌الکتریک ۲/۲ و تانژانت تلفات ۰/۰۰۰۹ و ضخامت ۳/۱۷۵ mm استفاده شده است. ضخامت هادی‌ها ۰/۰۳۵ mm و از جنس مس است. ابعاد زیرلایه ۸۰×۸۰ mm، هادی مربعی یکپارچه و شعاع هادی دایره‌ای ۲۱/۲۱ mm، شعاع وایاها ۰/۲۵ mm و شعاع لوله موئین شیشه‌ای که در مرکز حسگر قرار می‌گیرد ۱ mm و ارتفاع آن ۱۰ mm است. تمام ابعاد هندسی حسگر پیشنهادی به وضوح در شکل ۴ نشان داده شده است.



(الف)



(ب)

شکل (۴). طراحی کلی حسگر. (الف) نمای ظاهری حسگر. (ب) پچ از نمای نزدیک

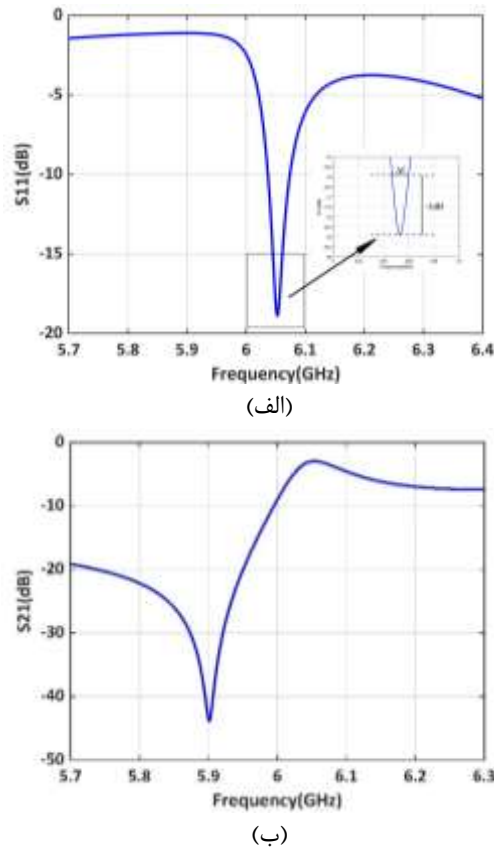
زیرلایه انتخابی اتلاف تابشی کمی دارد و ساخت آن با روش‌های

¹ cavity resonator

² Wave leakage

³ coupling slots

ریاضی برای قند خون ذکر شده است. یک مدل دیبای ضریب دی‌الکتریک بر حسب فرکانس برای غلظت‌های مختلف که بیانگر ماده تحت آزمایش است. انتشار موج الکترومغناطیس توسط دو دهانه موج‌بر حسگر را تحریک می‌کند. مطابق شکل ۵ الف، تلفات گذر^۱ بی‌باری حسگر پیشنهادی در فرکانس تشدید ۶/۰۶GHz برابر ۱۸/۵dB بوده و با معیار پهنای باند -۳dB ضریب کیفیتی معادل ۴۵۷ خواهد داشت.



شکل (۵). نتیجه شبیه‌سازی حسگر در شرایط بدون بار. الف عامل پراکندگی S_{11} در حالت بدون بار. ب) عامل پراکندگی S_{21} در حالت بدون بار

در نتایج آزمایشگاهی که با استفاده از دستگاه نتورک آنالایزر^۲ (VNA) انجام می‌شود، عامل‌های پراکندگی به عوامل مختلفی مانند دما و جنس ماده محیط بستگی دارد که همین امر باعث ایجاد اختلاف و خطا در اندازه‌گیری نسبت به مقادیر شبیه‌سازی می‌شود. نتایج شبیه‌سازی نرم‌افزاری عامل پراکندگی حسگر بدون بار در شکل ۵، نمایش داده شده است.

پس از قراردادن نمونه‌های محلول قند خون با غلظت‌های مختلف ۵۰-۵۰۰mg/dL در ناحیه حساس حسگر، پاسخ S_{11} و S_{21} به صورت عددی در نرم‌افزار HFSS شبیه‌سازی می‌شود. همان‌گونه که در بخش قبل ذکر شد، با افزایش غلظت قند خون،

سری با خط انتقال رفتار می‌کنند و میزان تزویج انرژی به داخل ساختار را کنترل می‌نمایند. ظرفیت خازنی مؤثر این شکاف‌ها تابعی از ابعاد و شکل آن‌هاست و نقش مؤثری در تعیین عمق عامل پراکندگی دارد.

۳. تمرکز میدان و افزایش چگالی میدان الکترومغناطیسی

میدان‌های الکترومغناطیسی حاصل از خطوط تغذیه، پس از ورود به حفره تشدیدگر، به دلیل هندسه مدور و دیواره‌های بازتابنده وایاها، به سمت ناحیه مرکزی متمرکز می‌شوند. در مدهای پایین، بیشترین چگالی میدان الکتریکی در مرکز حفره تشدیدگر قرار می‌گیرد. حضور نمونه قند خون دقیقاً در این ناحیه باعث اثرگذاری حداکثری بر میدان و در نتیجه تغییر مشخص در فرکانس تشدید خواهد شد. این رفتار مشابه سازوکار حسگرهای محصورکننده میدان مانند SRR یا CSRR است، اما با مزیت توزیع شعاعی متقارن و قدرت تفکیک بالاتر در CSIW.

۴. مدولاسیون میدان بر اساس خواص دی‌الکتریک نمونه

در شرایطی که نمونه (محلول قند خون) در ناحیه مرکزی قرار گیرد، میدان الکتریکی در آن نفوذ کرده و عامل‌های پراکندگی به شدت تحت تأثیر ضریب دی‌الکتریک و رسانایی نمونه قرار می‌گیرند.

در طراحی این حسگر، دو شکاف تزویج در خطوط تغذیه به منظور کنترل ظرفیت خازنی و بهبود تزویج الکترومغناطیسی پیاده‌سازی شده‌اند. همچنین، تعداد ۷۴ عدد وایا (سوراخ‌های فلزی آبکاری شده) به صورت آرایش دایره‌ای اطراف ساختار مرکزی قرار گرفته‌اند تا محفظه‌ای مشابه موج‌بر مدور (CSIW) ایجاد کنند. با کاهش فاصله وایاها از مرکز حسگر اتلاف موج کمتری رخ می‌دهد در نتیجه شدت میدان موضعی بیشتر می‌شود و عمق نمودار افزایش می‌یابد. اما کاهش این فاصله با توجه به ساختار تا حدی امکان‌پذیر است که در عملکرد حسگر اختلال ایجاد نکند. ناحیه تزویج و خطوط تغذیه، انتشار موج الکترومغناطیسی را به گونه‌ای هدایت می‌کنند که انرژی میدان عمدتاً در ناحیه مرکزی حسگر متمرکز شده و موجب افزایش چگالی موج الکترومغناطیس در این ناحیه می‌شود. این تمرکز میدان، زمینه‌ساز دستیابی به حساسیت بالاتر در اندازه‌گیری غلظت قند خون است. کلیه عامل‌های هندسی حسگر به منظور بهینه‌سازی عملکرد، افزایش دقت تشخیص، و کاهش خطای اندازه‌گیری، با استفاده از شبیه‌سازی عددی تنظیم شده‌اند.

۳-۲. نتایج شبیه‌سازی

برای توصیف نمونه محلول آبی با استفاده از رویکرد توپولوژی CSIW، به یک مدل الکترومغناطیسی برای تعیین خواص دی‌الکتریک نمونه آزمایشی نیاز است که در بخش اصول کار مدل

^۱ Insertion Loss

^۲ Vector Network Analyzer

به طور مشخص، عمق نقطه مینیمم S_{21} (که نشان دهنده بیشترین جذب یا کمترین بازتاب است) از حدود -30 dB برای غلظت 50 mg/dL به -35 dB برای غلظت 500 mg/dL افزایش می یابد. این پدیده حاکی از افزایش توزیع میدان با محیط نمونه و کاهش امپدانس تطبیق یافته بین حسگر و بار خارجی است. در نتیجه، تغییرات دامنه نیز می تواند به عنوان عامل مکمل در تشخیص غلظت استفاده شود.

میزان ضریب کیفیت در فرکانس تشدید در هر غلظت نیز محاسبه شده و تقریباً در محدوده $110-130$ باقی مانده است. این ثبات در ضریب کیفیت نشان دهنده پایداری ساختاری طراحی و حداقل بودن تلفات تابشی و هدایتی در بستر حسگر است.

برای تخمین غلظت قند خون در این حسگر، با استفاده از فرکانس تشدید به دست آمده برای غلظت های $50-500\text{ mg/dL}$ می توان رابطه برازشی نوشت که غلظت نمونه های مختلف را بر حسب فرکانس تشدید به دست آمده به ما بدهد. تخمین برازش خطی را می توان به صورت زیر نوشت:

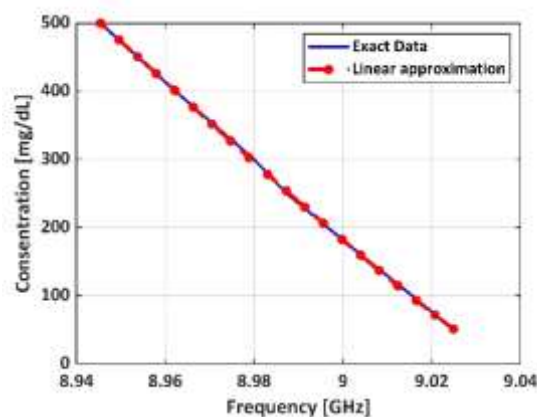
$$C = af + b \quad (8)$$

$$a = -5.6761 \times 10^3 \quad (9)$$

$$b = 5.1275 \times 10^4 \quad (10)$$

که در رابطه فوق، f فرکانس عمق نمودار عامل S_{21} بر حسب گیگاهرتز و C غلظت قند خون بر حسب میلی گرم در دسی لیتر است.

در شکل ۷ نمودار غلظت بر حسب فرکانس تشدید برای نتایج شبیه سازی ها رسم شده است. سپس مطابق رابطه فوق، برازش خطی، به خوبی تغییرات نمودار را با معیار حداقل مربعات $MSE=10^{-3}$ دنبال کرده است. دقت این حسگر باتوجه به رابطه برازش خطی به دست آمده $99/12\%$ است که نسبت به سایر حسگرها دقت بالاتری دارد.

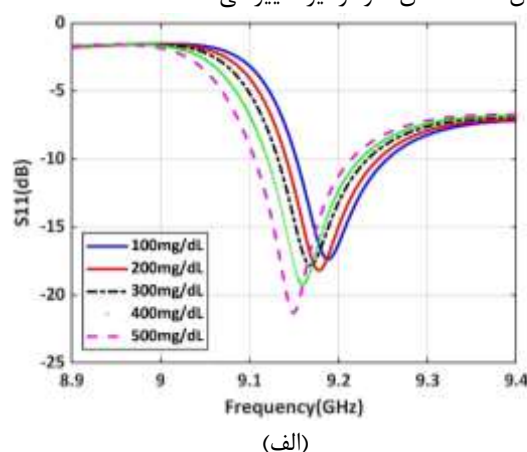


شکل (۷). فرکانس تشدید بر حسب غلظت های $50-500\text{ mg/dL}$

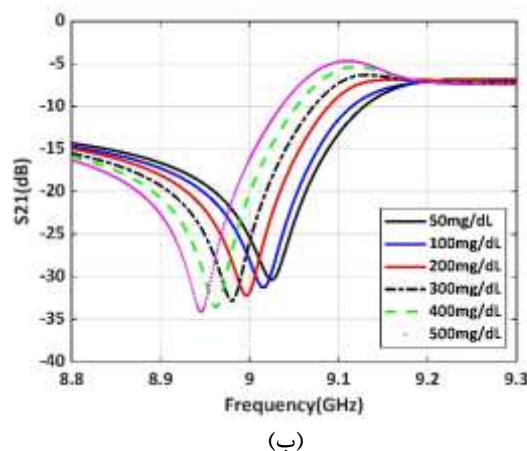
ضریب دی الکتریک قند خون کاهش می یابد و در نتیجه فرکانس تشدید به سمت پایین تر انتقال می یابد. این جابه جایی به صورت تقریباً خطی بین غلظت $50-500\text{ mg/dL}$ مشاهده می شود که مقدار جابه جایی حدود 100 MHz را نشان می دهد. در شکل ۶ با افزایش غلظت قند خون، مشاهده می شود که فرکانس تشدید به سمت فرکانس های پایین تر جابه جا می شود. دامنه S_{11} و S_{21} در فرکانس تشدید افزایش می یابد (پاسخ عمیق تر). نرخ تغییر فرکانس تقریباً خطی با افزایش غلظت است.

یکی از معیارهای سنجش عملکرد زیست حسگرهای ریزموجی مبتنی بر تشدیدگر، جابه جایی مؤثر فرکانس تشدید نسبت به تغییر غلظت قند خون است. مسلماً هر اندازه جابه جایی فرکانسی بیشتر باشد، حساسیت حسگر بیشتر بوده و تمایز بیشتری در شناسایی سطح قند خون خواهد داشت. یکی از مهم ترین نقاط قوت حسگر پیشنهادی، بازه نسبتاً زیاد 100 MHz فرکانس تشدید نسبت به تغییرات قند خون در بازه $50-100\text{ mg/dL}$ است که منجر به دقت بالای محاسبه قند خون شده است.

علاوه بر جابه جایی فرکانس تشدید در عامل های S_{11} و S_{21} با افزایش غلظت عمق نمودار نیز تغییر می کند.



(الف)



(ب)

شکل (۶). (الف) نتایج شبیه سازی عامل پراکندگی S_{11} در نرم افزار HFSS برای غلظت های $50-100\text{ mg/dL}$. (ب) نتایج شبیه سازی عامل پراکندگی S_{21} در نرم افزار HFSS برای غلظت های $50-500\text{ mg/dL}$.

۳- مقایسه با مطالعات گذشته

برای ارزیابی عملکرد حسگر طراحی شده، نتایج آن از نظر عامل‌های نظیر نوع ساختار، فرکانس کاری، حساسیت، حجم نمونه و پیچیدگی طراحی با برخی از مطالعات معتبر پیشین مقایسه شده است. جدول ۳، خلاصه این مقایسه‌ها را نشان می‌دهد.

جدول (۳). مقایسه حسگر پیشنهادی با مقالات دیگر

نوع ساختار	بازه فرکانسی (GHz)	حساسیت (MHz/mg/dL)	حجم نمونه (μL)
SSPP+SLSP [۲۲] چند مدی	۳/۵ - ۵/۱	۰/۰۹۸	درون پوستی
CSIW [۱۴]	۱ - ۶	۰/۲	۲۵
CSRR [۲۳]	۱/۵ - ۳	۰/۲	تماس پوستی
حسگر پیشنهادی	۵ - ۱۰	۰/۲۵	۳۰

از جمله نقاط قوت طراحی حسگر پیشنهادی، نزدیکی فرکانس کاری ۹GHz به فرکانس تشدید قند خون است که باعث افزایش حساسیت به تغییرات دی‌الکتریک در غلظت‌های پایین قند خون می‌شود که از لحاظ بالینی برای طبقه‌بندی بیماران سالم و پیش دیابتی و دیابتی، بسیار حائز اهمیت است. همچنین استفاده از موج‌بر دایره‌ای با زیرلایه یکپارچه باعث تجمع میدان در ناحیه مرکزی و کاهش تلفات تابشی می‌شود. با کاهش فاصله وایاها و بهینه‌سازی ابعاد هادی دایره‌ای، مدهای ناخواسته حذف و تشدید قوی‌تری حاصل شده است. طراحی فشرده‌تر و ساده‌تر نسبت به ساختارهای ترکیبی مانند OSR-SRR [۲۴] یا SLSP، موجب تسهیل در ساخت، کاهش هزینه و امکان پیاده‌سازی در ابعاد کوچک‌تر شده است.

حجم نمونه پایین نیز از دیگر مزایای این طراحی است که آن را برای کاربردهای زیستی و به‌ویژه پایش غیرتهاجمی، مناسب‌تر می‌سازد.

طراحی در نرم‌افزار HFSS، دقت مدل‌سازی بالا را تضمین کرده است.

نتایج به‌دست‌آمده نشان می‌دهند که استفاده از ساختار موج‌بر دایره‌ای با زیرلایه یکپارچه بهینه‌شده با هندسه مناسب هادی دایره‌ای، فاصله دقیق وایاها و تنظیم موقعیت ناحیه تزویج، می‌تواند عملکرد بسیار مناسبی در تشخیص غلظت قند خون ارائه دهد و با بسیاری از ساختارهای پیچیده‌تر رقابت کند.

۴- نتیجه‌گیری

حسگر ریزموج مبتنی بر توپولوژی موج‌بر دایره‌ای با زیرلایه یکپارچه (CSIW) به‌خوبی طراحی و اعتبارسنجی شده است.

فرکانس ۹GHz، فرکانس مرکزی حسگر پیشنهادی است و با بهره‌گیری از هندسه بهینه‌شده و آرایش مناسب وایاها، توانسته است عملکردی دقیق و پایدار در تشخیص غلظت قند خون ارائه دهد. این حسگر با ضریب کیفیت بالای ۴۵۰ در حالت بی‌باری و با ضریب کیفیت بالاتر از ۱۶۰ در حالت بارگذاری شده با نمونه قند خون است که نشان‌دهنده توانایی بالای آن در ایجاد پاسخ تشدید قوی و فرکانس گزین و قابل‌اعتماد است که دقت و حساسیت بالایی در اندازه‌گیری را ارائه می‌دهد. به‌منظور مدل‌سازی دقیق خواص الکترومغناطیسی نمونه، از مدل دیبای برای استخراج ضریب دی‌الکتریک و تانژانت تلفات استفاده شده است. نتایج شبیه‌سازی‌ها نشان می‌دهد که میانگین خطای قند خون در این حسگر کمتر از $\pm 0.4\%$ و دقت اندازه‌گیری آن 99.12% برای حجم نمونه تحت آزمایش حدود $30\mu\text{L}$ است که در مقایسه با حسگرهای ریزموجی مشابه عملکرد خوبی را از خود نشان می‌دهد.

مهم‌ترین نقطه قوت حسگر پیشنهادی بازه ۱۰۰MHz فرکانس تشدید نسبت به تغییرات قند خون در بازه ۵۰۰-۱۰۰mg/dL است. به‌طور میانگین تغییر ۱ واحدی در غلظت قند خون، فرکانس تشدید را به مقدار ۲۵MHz جابه‌جا می‌کند که نشان از حساسیت نسبتاً بالای حسگر پیشنهادی است.

در مقایسه با ساختارهای مشابه مانند CSRR و SRR، اگرچه طراحی حاضر از نظر پیچیدگی ساخت نسبتاً بیشتر است، اما به دلیل دقت بالا، حساسیت مطلوب، و رفتار خطی در پاسخ فرکانسی، از مزایای قابل‌توجهی برخوردار است.

علاوه بر کاربرد در پایش قند خون، ساختار پیشنهادی قابلیت تطبیق برای سایر کاربردها مانند تشخیص اتانول، متانول، و سایر محلول‌های آبی را نیز دارد. در نتیجه، این حسگر می‌تواند در حوزه‌های مختلفی از جمله داروسازی، مراکز درمانی، صنایع غذایی و کاربردهای زیستی مورد استفاده قرار گیرد.

۵- مراجع

- [1] C. Todd, P. Salvetti, K. Naylor, and M. Albatat, "Towards Non-Invasive Extraction and Determination of Blood Glucose Levels," *Bioengineering*, vol. 4, no. 4, p. 82, Sep. 2017, doi: <https://doi.org/10.3390/bioengineering4040082>.
- [2] C. Jang, H.-J. Lee, and J.-G. Yook, "Radio-Frequency Biosensors for Real-Time and Continuous Glucose Detection," *Sensors*, vol. 21, no. 5, p. 1843, Jan. 2021, doi: <https://doi.org/10.3390/s21051843>.
- [3] H. Choi et al., "Design and In Vitro Interference Test of Microwave Noninvasive Blood Glucose Monitoring Sensor," *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 63, no. 10, pp. 3016-3025, Oct. 2015, doi: <https://doi.org/10.1109/tmtt.2015.2472019>.
- [4] G. Galindo-Romera, F. Javier Herraiz-Martinez, M. Gil, J. J. Martinez-Martinez, and D. Segovia-Vargas, "Submersible Printed Split-Ring Resonator-Based Sensor for Thin-Film Detection and Permittivity Characterization," *IEEE Sensors*

- [18] R. E. Collin, *Foundations for microwave engineering / [Hauptw.]*, 2. ed. New York: Macgraw-Hill, 1992.
- [19] Volkan Turgul and I. Kale, "On the accuracy of complex permittivity model of glucose/water solutions for non-invasive microwave blood glucose sensing," *E-Health and Bioengineering Conference (EHB)*, Nov. 2015, doi: <https://doi.org/10.1109/ehb.2015.7391450>.
- [20] V. Turgul and I. Kale, "Characterization of the complex permittivity of glucose/water solutions for noninvasive RF/Microwave blood glucose sensing," *2016 IEEE International Instrumentation and Measurement Technology Conference Proceedings*, May 2016, doi: <https://doi.org/10.1109/i2mtc.2016.7520546>.
- [21] M. Bozzi, A. Georgiadis, and K. Wu, "Review of substrate-integrated waveguide circuits and antennas," *Antennas Propagation IET Microwaves*, vol. 5, no. 8, pp. 909–920, Jun. 2011, doi: <https://doi.org/10.1049/iet-map.2010.0463>.
- [22] S. Wang, W. Wang, and Y. Zheng, "Reconfigurable Multimode Microwave Sensor With Resonance and Transmission Sensing Capabilities for Noninvasive Glucose Monitoring," *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 72, no. 5, pp. 3102–3117, May 2024, doi: <https://doi.org/10.1109/tmtt.2023.3324432>.
- [23] J. Farrugia, J. Caruana, I. Farhat, J. Bonello, and C. Sammut, "Complementary split ring resonator sensors for dielectric characterization of liquids in biosensing applications," *Sensing and Bio-Sensing Research*, vol. 49, pp. 100839–100839, Jul. 2025, doi: <https://doi.org/10.1016/j.sbsr.2025.100839>.
- [24] S. Harnsoongnoen, S. Srisai, P. Kongkeaw, and B. Buranrat, "Detection and classification of glucose solution concentration and blood sugar levels at the fingertip using a novel planar microwave sensor and deep learning techniques," *Sensors and Actuators B: Chemical*, vol. 430, p. 137322, Jan. 2025, doi: <https://doi.org/10.1016/j.snb.2025.1373>
- Journal*, vol. 16, no. 10, pp. 3587–3596, May 2016, doi: <https://doi.org/10.1109/jsen.2016.2538086>.
- [5] E. Silavwe, N. Somjit, and I. D. Robertson, "A Microfluidic-Integrated SIW Lab-on-Substrate Sensor for Microliter Liquid Characterization," *IEEE Sensors Journal*, vol. 16, no. 21, pp. 7628–7635, Nov. 2016, doi: <https://doi.org/10.1109/jsen.2016.2599099>.
- [6] A. Keyvanlou, M. Rezaei, "A High-Resolution Active Microwave Sensor for Contactless Pressure Measurement," *Journal of Applied Electromagnetics*, vol. 11, no.1, pp. 31-39, 2023, <https://dor.isc.ac/dor/20.1001.1.26455153.1402.11.1.4.5>, (In Persian).
- [7] A. Sharifi, J. Khalilpour, "Patch Antenna Gain Enhancement with Meta-Material Split Ring Resonator Radome," *Journal of Applied Electromagnetics*, vol. 3, no. 3, pp. 39–44, 2016, <https://dor.isc.ac/dor/20.1001.1.26455153.1394.3.3.5.4>, (In Persian).
- [8] M. Abdolrazzaghi, R. Genov, and G. V. Eleftheriades, "Microwave Planar Sensor Antenna for Glucose Sensing in Aqueous Solutions," *2021 IEEE International Symposium on Antennas and Propagation and USNC-URSI Radio Science Meeting (APS/URSI)*, pp. 127–128, Dec. 2021, doi: <https://doi.org/10.1109/aps/ursi47566.2021.9704157>.
- [9] N. Kazemi and P. Musilek, "Resolution enhancement of microwave sensors using super-resolution generative adversarial network," *Expert Systems with Applications*, vol. 213, pp. 119252–119252, Nov. 2022, doi: <https://doi.org/10.1016/j.eswa.2022.119252>.
- [10] A. A. Mohd Bahar, Z. Zakaria, M. K. Md. Arshad, A. A. M. Isa, Y. Dasril, and R. A. Alahnomi, "Real Time Microwave Biochemical Sensor Based on Circular SIW Approach for Aqueous Dielectric Detection," *Scientific Reports*, vol. 9, no. 1, Apr. 2019, doi: <https://doi.org/10.1038/s41598-019-41702-3>.
- [11] X. He, X. Hao, S. Yan, F. Wu, and J. Jiang, "Biosensing using an asymmetric split-ring resonator at microwave frequency," *Integrated ferroelectrics*, vol. 172, no. 1, pp. 142–146, Jun. 2016, doi: <https://doi.org/10.1080/10584587.2016.1176827>.
- [12] H. Torun, F. Cagri Top, G. Dundar, and A. D. Yalcinkaya, "An antenna-coupled split-ring resonator for biosensing," *Journal of Applied Physics*, vol. 116, no. 12, p. 124701, Sep. 2014, doi: <https://doi.org/10.1063/1.4896261>.
- [13] C. Liu and F. Tong, "An SIW Resonator Sensor for Liquid Permittivity Measurements at C Band," *IEEE Microwave and Wireless Components Letters*, vol. 25, no. 11, pp. 751–753, Nov. 2015, doi: <https://doi.org/10.1109/lmwc.2015.2479851>.
- [14] A. A. Mohd Bahar, Z. Zakaria, M. K. Md. Arshad, A. A. M. Isa, Y. Dasril, and R. A. Alahnomi, "Real Time Microwave Biochemical Sensor Based on Circular SIW Approach for Aqueous Dielectric Detection," *Scientific Reports*, vol. 9, no. 1, Apr. 2019, doi: <https://doi.org/10.1038/s41598-019-41702-3>.
- [15] M. R. Najafi, H. fayazi, A. bali Lashak, "Examination and Simulation of the Electromagnetic Pulse Impacts on a Variety of Sensors," *Journal of Applied Electromagnetics*, vol. 10, no.2, pp. 115-124, 2022-2023, <https://dor.isc.ac/dor/20.1001.1.26455153.1401.10.2.10.6>, (In Persian).
- [16] M. Mohammadi Shirkolaei, J. Ghalibafan, "Analysis and Design of a High Pass Waveguide Filter of the Ferrite Blade with Tunable Rejection Band," *Journal of Applied Electromagnetics*, vol. 8, no.2, pp. 25-31, 2020-2021, <https://dor.isc.ac/dor/20.1001.1.26455153.1399.8.2.4.6>, (In Persian).
- [17] M. A. H. Ansari, A. K. Jha, and M. J. Akhtar, "Design and Application of the CSRR-Based Planar Sensor for Noninvasive Measurement of Complex Permittivity," *IEEE Sensors Journal*, vol. 15, no. 12, pp. 7181–7189, Dec. 2015, doi: <https://doi.org/10.1109/jsen.2015.2469683>.