https://doi.org/10.30495/jce.2025.1993480.1332

Vol. 14/ No. 55/2025

Research Article

Comparison of the Performance of Two Terahertz Antennas Based on Photonic Structures for Cancer Tissue Detection

Mohammad Toolabi¹ 🔟 | Mehdi Khatir² 🔟 | Mohammad Naser-Moghaddasi³ 🔟 | Nasrin Amiri⁴ 🔟

¹Department of Electrical and Computer Engineering, Science and Research Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran. m.toolabi@iau.ac.ir

²Department of Electrical and Computer Engineering, Science and Research Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran. khatir@iau.ac.ir

³Department of Electrical and Computer Engineering, Science and Research Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran. mn.moghaddasi@srbiau.ac.ir

⁴Electrical and Computer Engineering Department, South Tehran Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran. n_amiri@azad.ac.ir

Correspondence

Mehdi Kahtir, Assistant Professor of Electrical and Computer Engineering, Science and Research Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran. khatir@iau.ac.ir

Main Subjects: Specific Directional Antenna

Paper History: Received: 18 March 2024 Revised: 6 May 2024 Accepted: 7 May 2024

Abstract

This article proposes the design and performance comparison between wideband Vivaldi antenna and a dual-band log-periodic antenna for cancer detection with novel arrangements of photonic crystals, metasurfaces, and grating reflectors. In the Vivaldi structure, the photonic crystal walls are implemented on both sides of the antenna to provide an electrical shield to focus energy for gain enhancement and antenna directivity as well as sidelobe reduction. The front-to-back ratio is another issue for this antenna where toothed elements are used as reflectors to reduce the antenna's backlobe. This antenna covers the frequency range of 0.5-2 THz with a maximum gain of 8.8 dBi. The proposed antenna is used for breast and skin cancer detection modeled by a Debye 2nd order model. In the second structure, a log-periodic toothed antenna is used as the radiator along with photonic crystals and metasurfaces to improve antenna directivity and reduce the F/B ratio. In this structure, the metasurface is designed as a fractal disk to also exhibit dualband characteristics. The maximum antenna gain is increased to 11.5 dBi with near 90% efficiency. Reflection and transmission values, pulse response, and phase change of healthy and cancerous tissues are used for cancer detection.

Keywords: Antenna, Photonic crystals, Grating reflector, Cancer spectroscopy, Terahertz, Metasurfaces terms.

Highlights

- Combining photonic crystals and metasurface structure to use logarithmic periodic antenna structure.
- Introducing a novel configuration of Vivaldi antennas using periodic structures, aiming to reduce sidelobes, and enhance directivity.
- Presenting a cancer tissue detection model using antenna output to design a data processing system.
- Employing directive antennas, metasurfaces, and shielding to generate a directional antenna pattern and detect cancerous tissue.

Citation: M. Toolabi, M. Khatir, M. Naser-Moghaddasi, and N. Amiri, "Comparison of the Performance of Two Terahertz Antennas Based on Photonic Structures for Cancer Tissue Detection," *Journal of Southern Communication Engineering*, vol. 14, no. 55, pp. 1–20, 2025, doi:10.30495/jce.2025.1993480.1332, [in Persian].

COPYRIGHTS

©2025 by the authors. Published by the Islamic Azad University Bushehr Branch. This article is an open-access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution 4.0 International (CC BY 4.0) https://creativecommons.org/licenses/by/4.0



1. Introduction

Microstrip antennas are widely recognized for their advantages, including their low profile, low cost, ease of fabrication, and compatibility with matching circuits [1]. Recently, this type of antenna has gained significant attention for applications in the terahertz (THz) frequency range [2]. The THz frequency range, situated between microwave and infrared frequencies, spans from 0.1 to 10 THz [3]. This range is particularly promising for THz imaging in medical applications, such as the early detection of cancer cells. The non-ionizing nature and low phonon energy of THz waves make them safe for human tissue, as they do not produce harmful effects on the human body [4].

Gain is a critical factor in the design of antennas for THz technology. To address this, various techniques have been proposed, including metamaterial near-zero structures [5], lenses [6], and periodic structures for High Input Resistance (HIR) [7]. In the context of THz systems for cancer diagnosis, the design of a directional antenna is a crucial component. THz antennas can be utilized for medical sensing and cancer detection by leveraging the frequency shift differences between cancerous and normal tissues, which serve as a key indicator for cancer detection [8]. For instance, patch antennas integrated with metamaterials have been developed for breast cancer detection by analyzing pulse response differences [9].

2. Innovation and contributions

- Integration of Photonic Crystals and Metasurfaces: A novel resonator structure is created by combining
 photonic crystals with metasurfaces, transforming the toothed log-periodic antenna into a highperformance resonator. This structure is utilized as a probe for enhanced functionality.
- Advanced Vivaldi Antenna Design: A new Vivaldi antenna structure is proposed, incorporating photonic crystals and toothed reflectors to achieve effective shielding, reduced sidelobes, and improved directivity.
- **Cancer Detection Model:** A model is introduced to differentiate cancerous tissue from healthy tissue using antenna output data, enabling the design of a data processing system for cancer diagnosis.

3. Materials and Methods

The antenna structures were simulated using CST Microwave Studio software, employing the time-domain method for analysis.

4. Results and Discussion

Several parameters were utilized to distinguish between cancerous and healthy tissues:

- **S21 Parameter:** The transmission coefficient (S21) is illustrated in Figure (a).
- **Phase Response:** The phase delay, depicted in Figure (b), serves as a diagnostic factor for identifying cancerous versus healthy tissue.
- **Pulse Response:** The transmission pulse response, shown in Figure (c), reveals distinct time delays and magnitude changes between healthy and cancerous tissues, providing a clear basis for detection.

5. Conclusion

In the first part of this study, a Vivaldi antenna was designed to operate within the frequency range of 0.5 to 2 THz. By incorporating photonic crystal structures around the antenna, significant improvements in bandwidth and gain were achieved. In the second part, a microstrip toothed log-periodic antenna was designed, utilizing photonic crystals and a metasurface to achieve a structure with enhanced bandwidth, quality factor, and a directional radiation pattern.

6. Acknowledgement

The meticulous review process conducted by the paper reviewers has played a crucial role in strengthening the methodology, refining the arguments, and improving the overall clarity and coherence of the research. I am grateful for the valuable contributions made by the reviewers in shaping this paper into its final form. Also, I want to express my heartfelt appreciation to all the participants who generously shared their time, experiences, and insights for this research. Without their willingness to contribute, this study would not have been possible.



(c)

Figure. The response of the antenna for cancer and healthy tissue (a) The transmission (S_{21}) (b) The phase of transmission (c) The pulse response of the transmission

References

- M. Shirzadian, J. Rashed-Mohassel, M. Naser-Moghaddasi and M. Khatir, "Design of a wideband microstrip nanoantenna array," *Optical and Quantum Electronics*, vol. 51, no. 5, pp. 1-9, 2019, doi: 10.1007/s11082-019-1852-6.
- [2] F. Kazemi, "Dual-band compact fractal THz antenna based on CRLH-TL and graphene loads," *Optik*, vol. 206, Article Number: 164369, 2020, doi: 10.1016/j.ijleo.2020.164369.
- [3] A. Nejati, R. A. Sadeghzadeh, and F. Geran, "Effect of photonic crystal and frequency selective surface implementation on gain enhancement in the microstrip patch antenna at terahertz frequency," *Physica B: Condensed Matter*, vol. 449, pp. 113-120, 2014, doi: 10.1016/j.physb.2014.05.014.

- [4] Z. S. Tabatabaeian, "Developing THz metasurface with Array rectangular slot with High Q-factor for early skin cancer detection," *Optik*, vol. 264, Article Number: 169400, 2022, doi: 10.1016/j.ijleo.2022.169400.
- [5] M.-M. Seyedsharbaty and R. A. Sadeghzadeh, "Antenna gain enhancement by using metamaterial radome at THz band with reconfigurable characteristics based on graphene load," *Optical and Quantum Electronics*, vol. 49, no. 6, no. 221, 2017, doi: 10.1007/s11082-017-1052-1.
- [6] N. T. Yardimci, D. Turan, S. Cakmakyapan and M. Jarrahi, "A high-responsivity and broadband photoconductive terahertz detector based on a plasmonic nanocavity," *Applied Physics Letters*, vol. 113, no. 25, Article Number: 251102, 2018, doi: 10.1063/1.5066243.
- [7] K. Han, T. Khang-Nguyen, I. Park and H. Han, "Terahertz Yagi-Uda antenna for high input resistance," *Journal of Infrared, Millimeter, and Terahertz Waves*, vol. 31, no. 4, pp. 441-454, 2010, doi: 10.1007/s10762-009-9596-1.
- [8] F. Kazemi, "High Q-factor Compact and Reconfigurable THz Aperture AntennaBased on Graphene Loads for Detecting Breast Cancer Cells," *Superlattices and Microstructures*, vol. 153, Article Number: 106865, 2021, doi: 10.1016/j.spmi.2021.106865.
- [9] G. Geetharamani and T. Aathmanesan, "Metamaterial inspired THz antenna for breast cancer detection," SN Applied Sciences, vol. 1, no. 6, pp. 1-9, 2019, doi: 10.1007/s42452-019-0601-6.

Declaration of Competing Interest: Authors do not have a conflict of interest. The content of the paper is approved by the authors.

Author Contributions: Mohammad Toolabi: made the simulations, and wrote the manuscript with support from all authors; Mehdi Khatir: developed the theory, supervised the project; Mohammad Naser-Moghaddasi: verified the analytical methods; Nasrin Amiri: contributed to the final version of the manuscript.

Open Access: Journal of Southern Communication Engineering is an open-access journal. All papers are immediately available to read and reuse upon publication.

https://doi.org/10.30495/jce.2025.1993480.1332

مقاله پژوهشی

مقایسه عملکرد دو آنتن تراهرتز بر پایهی ساختارهای نوری جهت تشخیص بافت سرطانی

محمد طولابی 🔟 | مهدی خطیر 🐌 | محمد ناصرمقدسی 🖤 | نسرین امیری 🥼

۱ دانشجوی دکتری گروه الکترونیک و مخابرات، واحد علوم و تحقیقات، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران. m.toolabi@iau.ac.ir

^۲ استادیار گروه الکترونیک و مخابرات، واحد علوم و تحقیقات، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران. khatir@iau.ac.ir

۳ استاد گروه الکترونیک و مخابرات، واحد علوم و تحقیقات، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران. mn.moghaddasi@srbiau.ac.ir

^۴ استادیار گروه الکترونیک و مخابرات، واحد تهران جنوب، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران. n amiri@azad.ac.ir

نویسنده مسئول:

*مهدی خطیر، استادیار گروه الکترونیک و مخابرات، واحد علوم و تحقیقات، دانشگاه اَزاد اسلامی، تهران، ایران. khatir@iau.ac.ir

> **موضوع اصلی:** اَنتن جهتی خاص

تاریخچه مقاله: تاریخ دریافت: ۲۸ اسفند ۱۴۰۲ تاریخ بازنگری: ۱۷ اردیبهشت ۱۴۰۳ تاریخ پذیرش: ۱۸ اردیبهشت ۱۴۰۳

چکیدہ:

این مقاله مقایسه عملکرد بین دو آنتن ویوالدی (Vivaldi) با پهنای باند وسیع (بیش از ۱۲۰درصد پهنای باند) در فرکانس ۰/۵ تا ۲ تراهرتز و آنتن متناوب لگاریتمی با یک مشخصه دو باندی در فرکانسهای ۱/۲ و ۱/۵ تراهرتز را برای تشخیص سرطان با آرایش جدید ویژه بلورهای نوری (Photonic crystals)، فراسطح (Metasurface) و بازتابنده دندانهای (Grating) پیشنهاد می کند. در ساختار ویوالدی دیوارههای بلورهای نوری در دو طرف آنتن اجرا می شوند تا یک سیر الکتریکی برای تمرکز انرژی برای افزایش بهره و جهتدهی آنتن و کاهش لوب جانبی ایجاد کنند. نسبت جلو به عقب (Front/Back) مشکل دیگری برای این آنتن است که در آن از عناصر دندانهای به عنوان بازتابنده برای کاهش لوب پشتی آنتن استفاده می شود. این آنتن بازه فرکانسی ۵/۵ تا ۲ تراهرتز را با حداکثر بهره ۸/۸ دسی بل پوشش میدهد. آنتن پیشنهادی برای تشخیص سرطان سینه و پوست که توسط مدل دیبای (Debye) مرتبه دوم مدلسازی شدهاند، استفاده می شود. در ساختار دوم از یک آنتن دندانهای متناوب لگاریتمی به عنوان تشعشع کننده و از بلورهای نوری و فراسطح برای افزایش جهتدهی آنتن و کاهش نسبت جلو به عقب استفاده می شود. در این ساختار، فراسطح به شکل دیسک فرکتال (Fractal) طراحی شده است تا ویژگی دو باندی را نیز نشان دهد. حداکثر بهره آنتن به ۱۱/۵ دسی بل افزایش یافته و راندمان نزدیک به ۹۰ درصد است. از مقادیر بازتاب و انتقال، پاسخ پالس، و تغییر فاز بافتهای سالم و سرطانی برای تشخیص سرطان استفاده می شود.

كليدواژهها: آنتن، بلورهای نوری، بازتابنده دندانهای، تراهرتز، طيف سنجی سرطان، فراسطح.

تازه های تحقیق:

- ترکیب بلورهای نوری و ساختار فراسطح به منظور استفاده از ساختار آنتن متناوب لگاریتمی به عنوان یک پروب
- ساختار جدیدی از آنتنهای ویوالدی با استفاده از ساختارهای متناوب جهت کاهش لوبهای جانبی و جهتدهی بهتر
 - ارائه الگوی تشخیص بافت سرطانی، با استفاده از خروجی آنتن ها جهت طراحی سیستم پردازش داده ها
 - استفاده از آنتن های جهتی، فراسطح و حفاظ، جهت ایجاد الگوی آنتن جهتی و تشخیص بافت سرطانی



COPYRIGHTS

۱–مقدمه

آنتنهای مایکرواستریپ ٔ به دلیل مزایایی از جمله سایز کوچک، هزینه کم، ساخت آسان و سازگاری با مدارهای تطبیق معروف هستند [۱] و در حال حاضر، این نوع آنتن به شدت برای کاربرد تراهرتز مورد توجه قرار گرفته است [۲]. در واقع، محدوده فرکانس تراهرتز بین مایکروویو و مادون قرمز در محدوده فرکانس ۰/۱ تا ۱۰ تراهرتز است [۳٬۴] که در تصویربرداری تراهرتز برای اهداف پزشکی مانند تشخیص زودهنگام سلولهای سرطانی بر اساس پرتوهای غیریونیزه و موج تراهرتز کم انرژی فونون^۲ در نظر گرفته می شود که هیچ اثر منفی بر بدن انسان ندارد [۵].

علاوه بر این، از فناوری تراهرتز برای ارتباطات پرسرعت تراهرتز [۶] استفاده شده است و آنتن نقش مهمی در این ساختارها دارد و انواع مختلفی از آنتنها توسعه یافتهاند. آنتن صفحهای به عنوان آنتن باند باریک شناخته می شود [۷،۸] و ساختار شکاف باند نوری به آنتن صفحهای اضافه شده است تا بهره و پهنای باند آنتن را افزایش دهد [۹،۱۰]. انواع دیگری از آنتنها برای پهنای باند بیشتر و بهره بیشتر توسعه یافتهاند، مانند آنتن یاگی-یودا ۳[۱۱]، آنتن یاگی-یودا با گرافن به عنوان آنتن قابل تنظیم مجدد [17] آنتن متناوب لگاریتمی [1۳]، آنتن اسلات^۴ [۱۴]، و آنتن صفحهای با گرافن برای کنترل پلاریزاسیون [۱۵].

بهره آنتن عامل مهمی در طراحی آنتن با فناوری تراهرتز است. بنابراین، روشهای مختلفی مانند ساختار نزدیک به صفر فراماده^۵ [18]، لنز [1۷] و ساختار تناوبی برای مقاومت ورودی بالا^ع [۱۸] پیشنهاد شده است. آنتن ویوالدی کاندیدای خوبی برای داشتن پهنای باند وسیع و بهره بالا است [۱۹]. بنابراین، انواع مختلفی از آنتن ویوالدی از جمله آنتی پودال^۷[۲۰]، شکاف مخروطی [۲۱] و آنتن دوقطبی [۲۲] پیشنهاد شده است. برای طراحی ساختارهای تراهرتز برای تشخیص سرطان، طراحی آنتن جهت دار مهمترین بخش تشخیص است. از آنتن تراهرتز میتوان برای سنجش پزشکی و تشخیص سرطان، بر اساس تفاوت تغییر فركانس بين بافت سرطاني و سالم استفاده كرد [٢٣]. انواع مختلفي از آنتنها مانند آنتن صفحهاي با فراماده، با مقايسه پاسخ پالس بافت سالم و سرطانی، برای تشخیص سرطان سینه استفاده می شوند [۲۴].

برای ساخت یک فراماده، از یک لایه دیالکتریک باضخامت کم به عنوان لایه اصلی که همان زیرلایه نامیده می شود، استفاده شده و با قرار گیری لایه های فلزی بر روی سطح آن یک تشدیدکننده به وجود میآید. استفاده از لایههای فلزی روی دیالکتریک سبب به وجود آمدن مدارات سلفی خازنی درکل حجم یک سلول واحد میشود، بطوریکه مدار معادل آن دارای یک فرکانس تشدید باشد. کاربرد این ساختارها در طراحی موجبرها، فیلترها، کوپلرها و بخصوص در مبحث آنتنها بهسرعت در حال گسترش است [۲۵].

در این مقاله، طراحی و مقایسه بین دو ساختار ویوالدی و متناوب لگاریتمی ارائه شده و نشان داده شده است که عملکرد هردو آنتن با اضافه شدن ساختارهای نوری بهبود یافته است، ساختارهای نهایی برای تشخیص بافت سالم و سرطانی استفاده میشوند و بر اساس مدل دیبای مرتبه دوم در طیف تراهرتز مدل میشوند. برای شبیهسازی ساختار فوق از نرم افزار طراحی مایکروویو^ و روش حوزه زمان^۹ استفاده شده است.

۲- ساختار ویوالدی: (استفاده از ساختار چندلایه برای آنتنهایی با پهنای باند بیشتر)

شکل ۱ (a) یک ساختار آنتن ساده دو قطبی ویوالدی از نوع موج رونده را نشان میدهد، در شکل ۱ (b) یک بازتابنده ساده به ساختار اضافه شده و در شکل ۱ (c) یک بازتابنده دندانهای برای بررسی اثر دندانهای شکل به ساختار اضافه شده است و در

- ³ Yagi-Uda ⁴ Slot
- ⁵ Near-Zero Structure Yagi-Uda ⁶ HIR
- Antipodal
- CST Microwave Studio
- ⁹ Time-Domain

¹ Microstrip

² Phonon

نهایت مطابق شکل ۱ (d) دو ردیف بلورهای نوری طراحی می شوند تا پهنای باند وسیعتری را فراهم کنند و همچنین از افزایش ابعاد آنتن جلوگیری شود.



شکل ۱: شماتیک آنتن ویوالدی طراحی شده (a) آنتن اولیه، (b) آنتن ویوالدی با صفحات بازتابنده، (c) آنتن ویوالدی با بازتابنده دندانهای (d) آنتن ویوالدی نهایی با بلور نوری و بازتابنده دندانهای

Figure 1. The schematic of the proposed antenna with grating reflector and photonic crystal shield (a) Primary antenna, (b) Vivaldi antenna with reflectors,(c) Vivaldi antenna with grating, (d) Final Vivaldi antenna with photonic crystal and grating, e) The final antenna geometry and design details

در شکل ۲ الگوی تابش آنتن در سه فرکانس برای چهار مرحله طراحی، مورد بررسی قرار گرفته است که فرکانسهای اول، دوم و سوم عبارتند از ۱ تراهرتز، شکل ۲ (a, d, g, j)، ۱/۲ تراهرتز، شکل ۲ (b, e, h, k)، و ۱/۷ تراهرتز، شکل ۲ (c, f, i, l). در فرکانس ۱ تراهرتز، الگوی تابش آنتن جهتدار است، اما در فرکانس ۱/۲ تراهرتز، الگوی تابش دارای یک پرتو غالب در جهت اصلی و ۲ پرتو در جهت X (لوبهای جانبی) است که نامطلوب است و بلورهای نوری برای حذف پرتو در جهت X مطلوب هستند. از سوی دیگر ساختار در فرکانس ۱/۲ تراهرتز دارای دو پرتو در جهت اصلی است که برای سیستمهای رادار و تشخیص بافت سرطانی نامطلوب است. نقش بازتابنده ممکن است در بهبود بهره موثر باشد، اما وجود میدان در جهت X و دو پرتو در جهت Y در ساختار دوم و سوم مشاهده میشود و با اضافه شدن بلورهای نوری، الگوی تابش آنتن کاملا جهتدار میشود. لبههای جانبی و دوگانه آنتن به طور کامل حذف شده و یک آنتن جهت دار ایدهآل در محدوده فرکانسی مورد نظر طراحی شده است.

مقایسه نتایج به دست آمده با تحقیقات قبلی، موید موثربودن ایدههای ارائه شده در طراحی ساختار است، حداکثر بهره آنتن طراحی شده ۸/۸ دسی بل است که بیشتر از اکثر آنتنهای این طیف است. در [۱۶]، بهره بالاتری تا ۱۱/۱ دسی بل به دست آمده است، اما آنتن ساختاری چند لایه دارد که پیچیدگی ساخت را دارد، در [۲۷] بهره ۶/۴۸ با پهنای باند ۵۳ درصد گزارش شده است و در [۱]، آنتن با بهره ۹/۹۴ گزارش شده است در حالی که پهنای باند آنتن تنها ۲۳ درصد است .



شکل ۲: مقایسه الگوی تابش برای چهار مرحله طراحی آنتن، (a) آنتن اولیه در ۱ تراهرتز ، (b) آنتن اولیه در ۱/۲ تراهرتز ، (c) آنتن اولیه در ۱/۲ تراهرتز ، (b) آنتن ویوالدی با بازتابنده در ۱/۲ تراهرتز، (g) آنتن ویوالدی با بازتابنده در ۱/۲ تراهرتز ، (g) آنتن ویوالدی با بازتابنده در ۱/۲ تراهرتز، (g) آنتن ویوالدی با بازتابنده در ۱/۲ تراهرتز، (g) آنتن ویوالدی با بازتابنده در ۱/۲ تراهرتز، (g) آنتن ویوالدی با بازتابنده دندانهای در ۱/۲ تراهرتز ، (j) آنتن ویوالدی با بازتابنده دندانهای در ۱/۲ تراهرتز، (j) آنتن ویوالدی با بازتابنده دندانهای در ۱/۲ تراهرتز، (j) آنتن ویوالدی با بازتابنده دندانهای در ۱/۲ تراهرتز، (j) آنتن ویوالدی با بازتابنده دندانهای در ۱/۲ تراهرتز، (j) آنتن ویوالدی با بازتابنده دندانهای در ۱/۲ تراهرتز، (j) آنتن ویوالدی با بازتابنده دندانهای در ۱/۲ تراهرتز، (j) آنتن ویوالدی با بازتابنده دندانهای در ۱/۲ تراهرتز، (j) آنتن ویوالدی با بازتابنده دندانهای در ۱/۲ تراهرتز، (j) آنتن نهایی ویوالدی با بلورهای نوری و بازتابنده دندانهای در ۱/۲ تراهرتز، (j) آنتن نهایی ویوالدی با بلورهای نوری و بازتابنده دندانهای در ۱/۲ تراهرتز، (j) آنتن نهایی ویوالدی با بلورهای نوری و بازتابنده دندانهای در

۱/۲ تراهرتز، (۱) آنتن نهایی ویوالدی با بلورهای نوری و بازتابنده دندانهای در ۱/۷ تراهرتز

Figure 2. Comparison of radiation pattern for 4 step of antenna design, (a) Primary antenna at 1 THz, (b) Primary antenna at 1.2 THz, (c) Primary antenna at 1.7 THz, (d) Vivaldi antenna with reflector at 1 THz, (e) Vivaldi antenna with reflector at 1.2 THz, (f) Vivaldi antenna with reflector at 1.7 THz, (g) Vivaldi antenna with grating at 1 THz, (h) Vivaldi antenna with grating at 1.2 THz, (i) Vivaldi antenna with grating at 1.7 THz, (j) Final Vivaldi antenna with photonic crystals and grating at 1.7 THz.

۳- مطالعه بافت

مدل مرتبه دوم دیبای را میتوان برای تعریف بافت سالم و سرطانی همان طور که در رابطه ۱ نشان داده شده است مورد استفاده قرار داد [۲۸،۲۹] در این معادله، ∞٤، ٤٤، ٤٤، ۲۱ و ۲2 به ترتیب گذردهی فرکانس بالا، ثابت گذردهی ساکن، گذردهی فرکانس متوسط، زمان استراحت آهسته، و زمان استراحت سریع بافت سرطانی هستند . در جداول ۱ و ۲، پارامترهای مدل دیبای مرتبه دوم بافت پوست و بافت سینه برای انواع سالم و سرطانی در طیف تراهرتز ارائه شدهاند که از نتایج تجربی به دست آمدهاند [۳۰].

$$\varepsilon(\omega) = \varepsilon_{\infty} + \frac{\varepsilon_s - \varepsilon_2}{1 + i\omega\tau_1} + \frac{\varepsilon_2 - \varepsilon_{\infty}}{1 + i\omega\tau_2} \tag{1}$$

در شکل۳ (a) ، یک سیستم آزمایشی برای بررسی یک بافت سرطانی پوست در طیف تراهرتز نشان داده شده است [۳۰]. بر اساس سیستم آزمایشی قبلی و با توجه به مدل پیشنهادی برای سرطانها، بافتی با ضخامت اولیه ۱۵۰ میکرومتر، بین دو آنتن که در فاصله ۸ (طول موج ۰/۵ تراهرتز برای فضای آزاد) از نمونه قرار دارند در نظر گرفته می شود. و نتایج مورد نیاز بازتاب، انتقال و سایر پارامترها استخراج می شوند.

جدول ۱: عوامل مدلسازی بافت پوست در طیف تراهرتز

Table 1. The skin tissue modeling factors in the THz spectrum					
$\tau_2[Ps]$	$\tau_1[Ps]$	ε ₂	ε _s	ϵ_{∞}	Skin
1	7	5	25	3.4	Normal Tissue
1	10	6.2	40	4.2	Cancerous Tissue

جدول ۲: عوامل مدلسازی بافت سینه در طیف تراهرتز

$\tau_2[Ps]$	$\tau_1[Ps]$	ϵ_2	ϵ_{s}	ϵ THz spectrum ϵ_{∞}	Breast
0.07	10.3	3.9	76.5	2.1	Normal Tissue
0.08	9.1	4.3	77.9	2.5	Cancerous Tissue



شکل ۳: (a) سیستم عملی برای بررسی بافت سرطان پوست [۳۱]، (b) قرار دادن نمونه بافت بین دو آنتن (این تصویر در مقیاس واقعی نیست) Figure 3. (a) The practical system for examining the skin cancer tissue [31], (b) The placement of the tissue sample between two antennas (this image is not in real scale).

به عنوان اولین آزمایش، بافتهای سالم و سرطانی سینه و پوست بین دو آنتن قرار می گیرند و انتقال و بازتاب هر دو بافت بررسی میشوند. همان طور که در شکل ۴ نشان داده شده است، دو نوع مختلف بافت سینه و پوست به عنوان مواد تحت آزمایش برای آنتن پیشنهادی بررسی میشوند. نتایج شبیهسازی نشان میدهد که سرطان پوست بهتر از سرطان سینه قابل تشخیص است. این به دلیل گذردهی بالاتر و تفاوت بیشتر بین گذردهی بافت سالم و سرطانی اتفاق میافتد. این تفاوتها ناشی از تفاوتهای بیشتر بین انتقال و انعکاس بافت پوست است. به همین دلیل به طور معمول برای تشخیص سرطان پوست در مقایسه با سایر انواع سرطان از روشهای تراهرتز استفاده میشود [۳۱].

پاسخ پالس انتقال برای بخشهای سالم و سرطانی بافت سینه و بافت پوست در شکل ۵ مقایسه میشوند. نتایج نشان میدهد که روش تشخیصی مبنی بر پاسخ پالس برای سرطان پوست بیشتر از سرطان سینه کاربرد دارد، زیرا تفاوت بین پاسخ پالس در سلولهای سالم و سرطانی بافت پوست قابل مشاهده است. با این حال، مقایسه بین دو بافت مختلف را میتوان برای تشخیص ماده مورد آزمایش در نظر گرفت که در آن حداکثر بزرگی پالس برای بافت سینه ۲۰۰۶ و این مقدار برای بافت پوست ۸/۰۸ است.



Figure 4. The antenna reflection and transmission for cancer and normal tissue for (a) Breast healthy and cancer, (b) Skin healthy and cancer [32].



[٣٢] شكل ۵: پاسخ پالس (a) بافت سينه براى بخش سالم و سرطانى، (b) بافت پوست براى بخش سالم و سرطانى (a) figure 5. The pulse response of (a) the breast tissue for healthy and cancer, (b) the skin tissue for healthy and cancer [32].

عامل مهم دیگر برای تشخیص و شناخت سرطان همانطور که در شکل ۶ نشان داده شده است، پاسخ فاز انتقال و بازتاب است که برای بافت سینه و بافت پوست بررسی میشوند. مطالعه فاز S₁₁ نشان میدهد که در فرکانس کمتر از ۲/۱۵ تراهرتز، میتواند جهت تشخیص سرطان برای بافت پوست استفاده شود (شکل ۶-ج)، در حالی که مطابق شکل ۶ (a) اختلاف فاز S₁₁ برای بافت سینه سالم و سرطانی بین بازه ۱/۵ تا ۲ تراهرتز مشهود است. از طرف دیگر براساس شکلهای ۶ (d) و ۶ (d) فاز S₂₁ تفاوت خوبی را بین نمونههای سالم و سرطانی برای هر دو نوع بافت در فرکانس بیش از ۱ تراهرتز که بیانگر تغییر فرکانس است، نمایش میدهد.



شکل ۶: پاسخ فاز آنتن برای بافت سرطانی و سالم، (a) فاز انعکاس (S1) برای بافت سینه، (b) فاز انتقال (S2) برای بافت سینه، (c) فاز انعکاس (S1) برای بافت پوست، (b) فاز انتقال (S2) برای بافت پوست[٣٢]

Figure 6. The antenna phase response for cancer and normal tissue, Phase of (a) reflection (S_{11}) for breast tissue, (b) transmission (S_{21}) for breast tissue, (c) reflection (S_{11}) for skin tissue, (d) transmission (S_{21}) for skin tissue [32].

۴- ساختار متناوب لگاریتمی: (ساختار باند باریک با استفاده از آنتن متناوب لگاریتمی) این ساختار دارای چند بخش است، بخش اول یک آنتن تابشگر بوده که بر روی یک لایه راجرز ۵۸۸۰ با گذردهی ۲/۲ و تانژانت تلفات ۲۰۰۰۹ قرار گرفته، عنصر آنتن ساخته شده از طلا و دارای ضخامت ۲/۰۲ میکرومتر است و به شکل یک عنصر تناوبی لگاریتم است، در مرحله دوم طراحی به یک ساختار بلور نوری توجه شده است که در شکل ۷ (d) نشان داده شده است و در ادامه همانطور که در تصویر ۷ (c) نشان داده شده است، یک ساختار انتخابگر فرکانسی اضافه شده است که متشکل از یک دیسک در مرکز و ۸ دیسک در اطراف آن است که به صورت فرکتال چیده شدهاند.

جدول ۳: ابعاد المانهای انتن طراحی شده					
Table 3. The proposed antenna elements dimensions.					
Element	Size (µm)				
\mathbf{h}_1	25				
h_2	75				
h_3	10				
L	200				
g	10				
d	30				
d_0	80				
d_1	10				
d_2	40				



شكل ۷: هندسه آنتن پيشنهادى (a) نماى ۳ بعدى آنتن و تشعشع كننده متناوب لگاريتمى (b) لايه بلورنورى (c) فراسطح Figure 7. The geometry of the proposed antenna (a) The 3D view of the antenna and the log-periodic radiator (b) The photonic crystal layer (c) The metasurface layer

۵- بهبود ساختار پیشنهادی

فاصله بین فراسطح و آنتن، عامل مهمی در تعیین پاسخ بهینه الگوی آنتن است. این فاصله به طور معمول بین ۱۸ تا ۱۸ است. دو مورد برای طراحی یک سازه بهینه در نظر گرفته میشود. در مورد اول، لایه فاصلهساز را که ساختار بلور نوری داشت، حذف کردیم و فواصل ۲۵، ۲۵ و ۱۲۵ میکرومتر را آزمایش کردیم. تلفات برگشتی مطابق شکل ۸ بررسی شده است. فاصله ۷۵ میکرومتر، افت بازگشت خوبی را در حدود ۳۲– دسی بل در فرکانس تشدید اول نشان میدهد، اما در فرکانس دوم فقط ۱۲– دسی بل است. برای فاصله ۱۲۵ میکرومتر، پاسخ در فرکانس اول در حدود ۱۱– دسی بل است اما در فرکانس دوم بهتر است. با این حال، در ۱۷۵ میکرومتر پاسخ در هر دو تشدید مناسب است.



شکل ۸: تلفات برگشتی آنتن (S₁₁) برای سه فاصله مختلف از فراسطح Figure 8. The return loss of the antenna (S₁₁) for the three different distance of metasurface



Farfield Realized Gain Abs (Phi=90)

Farfield Realized Gain Abs (Phi=90)

شکل ۹: الگوی تابش آنتن برای فواصل مختلف بین تشعشع کننده متناوب لگاریتمی و فراسطح بدون لایه فاصله ساز (a) برای ۱/۲۲ تراهرتز با فاصله ۷۵ میکرومتر (b) برای ۱/۵ تراهرتز با فاصله ۷۵ میکرومتر (c) برای ۱/۲۴ تراهرتز با فاصله ۱۲۵ میکرومتر (b) برای ۱/۵۵ تراهرتز با فاصله ۱۲۵ میکرومتر (e) برای ۱/۲۴ تراهرتز با فاصله ۱۷۵ میکرومتر (f) برای ۱/۵۵ تراهرتز با فاصله ۱۷۵ میکرومتر

Figure 9. the radiation pattern of the antenna for various distance of metasurface without the spacer layer (a) for 1.22 THz with distance of 75 μ m (b) for 1.5 THz with distance of 75 μ m (c) for 1.24 THz with distance of 125 μ m (d) for 1.55 THz with distance of 125 μ m (e) for 1.24 THz with distance of 175 μ m (f) for 1.55 THz with distance of 175 μ m

عامل دوم الگوی بهره آنتن دو بعدی در phi=۹۰ درجه است که در شکل ۹ برای سه فاصله در فرکانسهای ۱/۲ تراهرتز و ۱/۵ تراهرتز نشان داده شده است. همانطور که در شکل ۹ (e) و ۹ (f) مشاهده می شود، بهره آنتن برای فاصله ۱۷۵ میکرومتر در مقایسه با ۷۵ میکرومتر، شکل ۹ (a, b) و ۱۲۵ میکرومتر، شکل ۹ (c, d) برای هر دو فرکانس بیشتر است. بنابراین این فاصله را انتخاب می کنیم.

است.

در حالت دوم، یک دیالکتریک با فاصله ۱۷۵ میکرومتر بین فراسطح و آنتن استفاده می شود و سه ارتفاع مختلف برای استوانههای بلورنوری در لایه فاصله ساز بررسی می شوند. در حالت اول، ارتفاع استوانههای بلورنوری صفر در نظر گرفته شده است، به این معنی که فاصله ساز یک دیالکتریک یکنواخت است. در حالت دوم، ارتفاع استوانهها ۷۵ میکرومتر منظور شده است، بنابراین فاصله ساز دارای ساختار بلورنوری ۲۵ میکرومتر و یک دیالکتریک یکنواخت با ارتفاع ۲۰۰ میکرومتر است. در حالت سوم، ارتفاع استوانههای بلورنوری ۱۷۵ میکرومتر درنظر گرفته می شود. افت بازگشتی و الگوی آنتن برای این سه مورد مطالعه شدهاند. شکل ۱۰ تلفات بازگشتی را مقایسه می کند و نشان می دهد که پاسخها مشابه هستند، اما پاسخ برای حالتی که ارتفاع بلورهای نوری ۱۷۵ میکرومتر در نظر گرفته شده است، بهتر است. با این حال عامل مهمتر، الگوی آنتن نشان داده شده در شکل ۱۰

همانطور که مشاهده میشود، بهره آنتن به طور کلی در هر دو فرکانس بالا است، ولی هنگامی که فاصلهساز دارای ساختار بلور نوری تا ارتفاع ۷۵ میکرومتر باشد، جهتدهی بیشتر است. بنابراین، فاصله ۱۷۵ میکرومتر بین فراسطح و آنتن، با یک فاصلهگیر مرکب از بلورهای نوری به ارتفاع ۷۵ میکرومتر و دی الکتریک، به عنوان ساختار بهینه برای سنجش سرطان انتخاب میشود. ناحیه بلورهای نوری عملکرد بهتر آنتن را ارائه میدهد در حالی که دی الکتریک یکنواخت پیچیدگی ساخت را به حداقل میرساند. این فاصلهساز هیبریدی امکان جهتدهی و تلفات بازگشتی مناسب آنتن را فراهم میکند.



شکل ۱۰: تلفات برگشتی آنتن (۲٫۱) برای سه ارتفاع مختلف بلورهای نوری در لایه فاصله ساز Figure 10. The return loss of the antenna (S₁₁) for the three different heights of the photonic crystal in the spacer layer

Ref.	Antenna Type	Frequency (Terahertz)	Bandeidth (%)	Gain (dBi)
Designed Structure	log-periodic	1.24, 1.55	6.5	11.5
[26]	Yagi	0.48	20	4.03
[16]	Patch	1	2	11.1
[8]	Patch	1.14	8.2	3.56
[2]	Patch	1.02, 1.47	2	2.5
[23]	Slot	0.4, 0.6	56	2.1
[3]	Patch	0.6	2	7.3

جدول ۴: مقایسه کار انجام شده با تحقیقات قبلی از نظر نوع، فرکانس کاری، پهنای باند و بهره Table 4. comparison this work with previous research for the type, operation frequency, bandwidth and gain

Farfield Realized Gain Abs (Phi=90)



0





30

Phi= 90

90

60

0

30

n 5

150

Phi=270

90

120

9.09 dB

60

(e)

شکل ۱۱: الگوی تابش آنتن برای ارتفاع های مختلف بلورهای نوری در لایه فاصله ساز (a) برای ۱/۲۴ تراهرتز با فاصله ۰ میکرومتر (b) برای ۱/۵۵ تراهرتز با فاصله ۰ میکرومتر (c) برای ۱/۲۴ تراهرتز با فاصله ۲۵ میکرومتر (d) برای ۱/۵۵ تراهرتز با فاصله ۷۵ میکرومتر (e) برای ۱/۲۲ تراهرتز با فاصله ۱۷۵ میکرومتر (f) برای ۱/۵۵ تراهرتز با فاصله ۱۷۵ میکرومتر

Figure 11. the radiation pattern of the antenna for various height of photonic crystal in the spacer layer (a) for 1.2 [‡] THz with height of $0 \ \mu m$ (b) for 1.55 THz with height of $0 \ \mu m$ (c) for 1.24 THz with height of 75 μm (d) for 1.55 THz with height of 75 μm (e) for 1.22 THz with height of 175 µm (f) for 1.55 THz with height of 175 µm

۱۵

Farfield Realized Gain Abs (Phi=90)



شکل ۱۲: قرار دادن نمونه بین دو آنتن برای تشخیص سرطان (a) یک بافت همگن (b) بافت با قسمتی از تودهی سرطانی Figure 12. Placement of sample between two antenna for cancer detection, (a) A homogenous tissue, (b) Tissue with some cancer section





در جدول ۴ مقایسه بین فرکانس کاری، بهره و پهنای باند ساختار طراحی شده با آنتنهای طراحی شده قبلی در طیف تراهرتز ارائه شده است.

برای تشخیص بافت سرطانی و سالم میتوان از پارامترهای مختلفی استفاده کرد. پارامتر اول S₂₁ است که در شکل ۱۳(۵) نشان داده شده است. برخی از عوامل در برخی از سیستمها ممکن است برای تشخیص مناسب نباشند و در اینجا S₂₁ برای بافت سالم و سرطانی مشابه هستند و تشخیص با حساسیت بالا امکان پذیر نیست. عامل دوم پاسخ فاز است و تاخیر فاز را میتوان عاملی برای تشخیص بافت سرطانی یا سالم در نظر گرفت. در اینجا اختلاف فاز برای انتقال ۵ تا ۴۰ درجه است که در شکل ۱۳(۵) نشان داده شده است. عامل دیگر در سیستم تشخیص سرطان، پاسخ پالس سیگنالها است [۳۱]. پاسخ پالس انتقال در شکل ۱۳(۵) ارائه شده است. تاخیر زمانی و تغییر در بزرگی برای بافت سالم و سرطانی قابل مشاهده است. برای بافت سرطانی یک جابجایی زمانی اتفاق افتاده و همچنین حداکثر بزرگی کمتر از بافت سالم است.

۶– تصویربرداری تراهرتز

مطابق شکل ۱۲، آنتن به عنوان یک پروب در دو طرف بافت دارای قسمتی از سرطان استفاده میشود. همانطور که گفته شد، عوامل مختلفی را میتوان برای تصویربرداری تراهرتز در نظر گرفت و مقدار انتقال را عاملی برای تشخیص سرطان در نظر گرفت. انتقال با افزایش ضریب نفوذ مواد کاهش مییابد. بنابراین، مقادیر انتقال برای سه فرکانس مختلف ۱، ۱/۲ و ۱/۴ تراهرتز به ترتیب در شکل ۱۴ (a, b, c) بررسی شدهاند.



شکل ۱۴: تصویر بافت بر اساس مقدار انتقال (a) فرکانس ۱ تراهرتز (b) فرکانس ۱/۲ تراهرتز (c) فرکانس ۱/۴ تراهرتز. Figure 14. The image of tissue based on transmission value (a) For 1 THz (b) For 1.2 THz (c) For 1.4 THz.

در روش فراطیفی، نتایج طیفهای مختلف را میتوان استخراج و ترکیب کرد. با این حال، ما قصد داریم نشان دهیم که آنتن پیشنهادی میتواند برای شناسایی سلولهای سرطانی استفاده شود. ناحیه قرمز نشان دهنده انتقال کم و آبی تیره برای انتقال بالاتر مانند اطراف بافت است. ابعاد بافت ۱۰۰۰×۱۰۰۰ میکرومتر مربع در نظر گرفته شده است و آنتن در جهت X بافت را اسکن میکند. بنابراین یک ماتریس با مقیاس ۳۳×۳۳ ساخته میشود در حالی که هر مرحله اسکن ۲۵ میکرومتر فرض می-شود.

۷- نتیجه گیری

در بخش اول، طراحی یک آنتن ویوالدی در بازه ۰/۵ تا ۲ تراهرتز انجام شد و با استفاده از ساختارهای بلورهای نوری در اطراف آنتن، حفاظ ایجاد کرده و لوبهای فرعی مهار شده است و در نتیجه پهنایباند و بهره آنتن بهبود یافته است. همچنین بکارگیری بازتابکنندهی دندانهای به منظور افزایش بهره و انرژی ذخیرهای در آنتن و ایجاد جهتدهی بیشتر مورد توجه قرار گرفته است. در بخش دوم طراحی یک آنتن لگاریتمی دندانهای مایکرواستریپی مورد توجه قرار گرفته است که با قراردادن بلورهای نوری و استفاده از ساختار فراسطح، ساختاری با پهنای باند و ضریبکیفیت بیشتر و الگوی تشعشعی جهتی طراحی شده است. در این مقاله اهمیت یک سیستم باند پهن برای تشخیص سرطان نشان داده شد، زیرا میتوان از فرکانس بالاتر و فرکانس پایین برای ترکیب آنها برای درک نوع بافت استفاده کرد. دو نوع سرطان مختلف انتخاب شده است تا بررسی شود که برخی از انواع سرطانها با فاکتور خاصی قابل تشخیص هستند.

مراجع

- M. Shirzadian, J. Rashed-Mohassel, M. Naser-Moghaddasi and M. Khatir, "Design of a wideband microstrip nanoantenna array," *Optical and Quantum Electronics*, vol. 51, no. 5, pp. 1-9, 2019, doi: 10.1007/s11082-019-1852-6.
- [2] F. Kazemi, "Dual-band compact fractal THz antenna based on CRLH-TL and graphene loads," *Optik*, vol. 206, Article Number: 164369, 2020, doi: 10.1016/j.ijleo.2020.164369.
- [3] A. Nejati, R. A. Sadeghzadeh, and F. Geran, "Effect of photonic crystal and frequency selective surface implementation on gain enhancement in the microstrip patch antenna at terahertz frequency," *Physica B: Condensed Matter*, vol. 449, pp. 113-120, 2014, doi: 10.1016/j.physb.2014.05.014.
- [4] Z.R. M. Hajiyat, A. Ismail, A. Sali and M. N. Hamidon, "Antenna in 6G wireless communication system: Specifications, challenges, and research directions," *Optik*, vol. 231, Article Number: 66415, 2021, doi: 10.1016/j.ijleo.2021.166415.
- [5] Z. S. Tabatabaeian, "Developing THz metasurface with Array rectangular slot with High Q-factor for early skin cancer detection," *Optik*, vol. 264, Article Number: 169400, 2022, doi: 10.1016/j.ijleo.2022.169400.
- [6] K. K. Ansha and P. Abdulla, "Design of broadband circularly polarized THz antenna with stable radiation pattern for 6G communications," *Optik*, vol. 243, Article Number: 167397, 2021, doi: 10.1016/j.ijleo.2021.167397.
- [7] A. Sharma and Gh. Singh. "Rectangular microstrip patch antenna design at THz frequency for short distance wireless communication systems," *Journal of Infrared, Millimeter, and Terahertz Waves*, vol. 30, no. 1, Article Number: 20009, doi: 10.1007/s10762-008-9416-z.
- [8] Y. Denizhan, K. Akin and C. Sabah. "Fishnet based metamaterial loaded THz patch antenna," *Optical and Quantum Electronics*, vol. 48, no. 2, Article Number: 168, 2016, doi: 10.1007/s11082-016-0449-6.
- [9] M. A. K. Khan, M. I. Ullah, and M. A. Alim, "High-gain and ultrawide-band graphene patch antenna with photonic crystal covering 96.48% of the terahertz band," *Optik*, vol. 227, Article Number: 166056, 2021, doi: 10.1016/j.ijleo.2020.166056.

- [10] L. Yang, X. Shi, K. Chen, K. Fu and B. Zhang, "Analysis of photonic crystal and multi-frequency terahertz microstrip patch antenna," *Physica B: Condensed Matter*, vol. 431, pp. 11-14, 2013, doi: 10.1016/j.physb.2013.08.036.
- [11] A. Megahed, A. Shaker and K. R. Mahmoud, "Optimal design of planar terahertz Yagi-Uda antenna using adaptive chaos optimization algorithm," *Optik*, vol. 191, pp. 146-151, 2019, doi: 10.1016/j.ijleo.2019.05.103.
- [12] Y. Wu, M. Qu, L. Jiao and Y. Liu, "Tunable terahertz filter-integrated quasi-Yagi antenna based on graphene," *Plasmonics*, vol. 12, no. 3, pp. 811-817, 2017, doi: 10.1007/s11468-016-0328-9.
- [13] M. Shirzadian, J. Rashed-Mohassel, M. Naser-Moghaddasi and Mehdi Khatir, "Log-Periodic Dipole Nanoantenna Array Based on Substrate Integrated Waveguide for Wireless Communications in Terahertz Band," *Plasmonics*, vol. 14, no. 6, pp. 1955-1961, 2019, doi: 10.1007/s11468-019-00983-0.
- [14] S.-A. Naghdehforushha and Gh. Moradi, "High radiation efficiency of coupled plasmonic graphene-based THz patch antenna utilizing strip slot ground plane removal," *Optik*, vol. 182, pp. 1082-1087, 2019, doi: 10.1016/j.ijleo.2019.01.099.
- [15] M. Jafari-Chashmi and P. Rezaei and N. Kiani, "Polarization controlling of multi resonant graphene-based microstrip antenna," *Plasmonics*, vol. 15, no. 2, pp. 417-426, 2020, doi: 10.1007/s11468-019-01044-2.
- [16] M.-M. Seyedsharbaty and R. A. Sadeghzadeh, "Antenna gain enhancement by using metamaterial radome at THz band with reconfigurable characteristics based on graphene load," *Optical and Quantum Electronics*, vol. 49, no. 6, no. 221, 2017, doi: 10.1007/s11082-017-1052-1.
- [17] N. T. Yardimci, D. Turan, S. Cakmakyapan and M. Jarrahi, "A high-responsivity and broadband photoconductive terahertz detector based on a plasmonic nanocavity," *Applied Physics Letters*, vol. 113, no. 25, Article Number: 251102, 2018, doi: 10.1063/1.5066243.
- [18] K. Han, T. Khang-Nguyen, I. Park and H. Han, "Terahertz Yagi-Uda antenna for high input resistance," *Journal of Infrared, Millimeter, and Terahertz Waves*, vol. 31, no. 4, pp. 441-454, 2010, doi: 10.1007/s10762-009-9596-1.
- [19] R. K. Kushwaha and P. Karuppanan, "Design and analysis of Vivaldi antenna with enhanced radiation characteristics for mm-wave and THz applications," *Optical and Quantum Electronics*, vol. 51, no. 9, pp. 1-19, 2019, doi: 10.1007/s11082-019-2032-4.
- [20] F. Guangyou, "New design of the antipodal Vivaldi antenna for a GPR system," *Microwave and optical technology letters*, vol. 44, no. 2, pp. 136-139, 2005, doi: 10.1002/mop.20568.
- [21] H. Cheng, H. Yang, Y. Li, and Y. Chen, "A compact Vivaldi antenna with artificial material lens and Sidelobe suppressor for GPR applications," *IEEE Access*, vol. 8, pp. 64056-64063, 2020, doi: 10.1109/ACCESS.2020.2984010.
- [22] W. Amara, A. Yahyaoui, N. Eltresy, M. Aseeri, B. Hakim, Y. Al-Turki and H. Rmili, "Vivaldi dipole nanorectenna for IR energy harvesting at 28.3 THz," *International Journal of Numerical Modelling: Electronic Networks, Devices and Fields*, vol. 34, no. 2, Article Number: e2836, 2021, doi: 10.1002/jnm.2836.
- [23] F. Kazemi, "High Q-factor Compact and Reconfigurable THz Aperture AntennaBased on Graphene Loads for Detecting Breast Cancer Cells," *Superlattices and Microstructures*, vol. 153, Article Number: 106865, 2021, doi: 10.1016/j.spmi.2021.106865.
- [24] G. Geetharamani and T. Aathmanesan, "Metamaterial inspired THz antenna for breast cancer detection," SN Applied Sciences, vol. 1, no. 6, pp. 1-9, 2019, doi: 10.1007/s42452-019-0601-6.
- [25] S. Rezaee and Y. Zehforoosh, "Design of a Planar Multiband Antenna Using Metamaterials," *Journal of Southern Communication Engineering*, vol. 11, no. 43, pp. 15–26, 2022, doi: 10.30495/jce.2022.689028. [in Persian].

- [26] Z. S. Tabatabaeian, "Graphene load for harmonic rejection and increasing the bandwidth in Quasi Yagi– Uda array THz antenna for the 6G wireless communication," *Optics Communications*, vol. 499, p. 127272, 2021, doi: 10.1016/j.optcom.2021.127272.
- [27] G. Bansal, A. Marwaha and A. Singh, "A graphene-based multiband antipodal Vivaldi nanoantenna for UWB applications," *Journal of Computational Electronics*, vol. 19, no. 2, pp. 709-718, 2020, doi: 10.1007/s10825-020-01460-2.
- [28] A. J. Fitzgerald, E. Pickwell-MacPherson and V. P. Wallace, "Use of finite difference time domain simulations and Debye theory for modeling the terahertz reflection response of normal and tumour breast tissue," *PLoS One*, vol. 9, no. 7, p. e99291, 2014, doi: 10.1371/journal.pone.0099291.
- [29] B. C. Truong, H. D. Tuan, A. J. Fitzgerald, V. P. Wallace, and Hung T. Nguyen, "A dielectric model of human breast tissue in terahertz regime," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 62, no. 2, pp. 699-707, 2014, doi: 10.1109/TBME.2014.2364025.
- [30] Z. Vafapour, A. Keshavarz and H. Ghahraloud, "The potential of terahertz sensing for cancer diagnosis," *Heliyon*, vol. 6, no. 12, Article Number: e05623, doi: 10.1016/j.heliyon.2020.e05623.
- [31] A. Rahman, A. K. Rahman, and B. Rao, "Early detection of skin cancer via terahertz spectral profiling and 3D imaging," *Biosensors and Bioelectronics*, vol. 82, pp. 64-70, 2016, doi: 10.1016/j.bios.2016.03.051.
- [32] M. Toolabi, M. Khatir, M. Naser-Moghadasi and N. Amiri. "Vivaldi antenna for early cancer detection based on THz spectroscopy: Comparison between response of breast and skin cancer," *Optik*, vol. 273, Article Number: 170440, 2023, doi: 10.1016/j.ijleo.2022.170440.