

Simulation of Dielectric Probe to Study the Basic Parameters in Diagnosis of Skin Cancer by COMSOLMULTYPHYSICS Software

Hamed, Mahdikia^{1*}, Ali Khatibi², Fariba Saadati²

¹ *Laser and Plasma Research Institute, Shahid Beheshti University, Tehran, Iran*

² *Department of Applied Physics and Advanced Material, Faculty of Physics, Shahid Beheshti University, Tehran, Iran*

Abstract

Introduction: Melanoma is a type of skin cancers that is started from melanocyte cells. Conventional methods for diagnosis of cancers include shape, size, and skin tumour colour measurement, the disorder in tumour situation, create scars, bleeding, and touch the site of the injuries. Researches are continuing to find simpler and safer methods in cancer diagnostic.

Methods and Materials: The model was performed in COMSOLMULTYPHYSICS software in axisymmetric method and it includes a metallic circular waveguide, PTFE dielectric rod probe and a skin phantom. Then, transmission and reflection component of electric field, the temperature profile in skin tissue, tissue necrosis and far field radiation pattern were measured in 1 mW and 35 GHz and 95 GHz.

Results: Electric field: we observed that when there isn't any tissue, the electric field was in transmission mode completely. Moreover, it will be diverged slowly in conical probe tip. On the other hand, reflecting electromagnetic waves were observed when a skin tissue was exposure in media. The necrosis growth rate was investigated in 0, 0.25, 0.5, 1, 2, 5, and 7.5 min respectively. It was observed that all of the tumour regions were irradiated in 7.5 min. when electromagnetic field radiated to skin tissue, cancerous and normal cells had the different colour. The hottest spots indicated the cancerous regions while the temperature was near the 34 C. Far field pattern: This item is extremely dependent on radiated frequency and their patterns are completely different in 35 and 95 GHz frequency.

Discussion and Conclusion: The 35 and 95 GHz millimetre EM wave response watery component is more sensitive than other frequency. In addition, the cancerous skin tissue is wetter than healthy skin. Thus, the application of these waves can be an effective way as a diagnostics method.

Keywords: Skin cancer, Dielectric Probe, Millimetre wave COMSOLMULTYPHYSICS

*(Corresponding author) Hamed Mahdikia, Laser and Plasma Research Institute, Shahid Beheshti University, Tehran, Iran
E-mail: h_mehdikia@sbu.ac.ir

شبیه‌سازی پروب دی الکتریک به منظور بررسی پارامترهای اساسی در تشخیص سرطان پوست با استفاده از نرم افزار کامسول

حامد مهدی کیا^{۱*}، علی خطیبی^۲، فریبا سعادت^۲

^۱ پژوهشکده لیزر و پلاسما، دانشگاه شهید بهشتی، تهران

^۲ گروه فیزیک کاربردی و مواد پیشرفته، دانشکده فیزیک، دانشگاه شهید بهشتی، تهران

چکیده

مقدمه: ملانوما نوعی سرطان پوست است که از سلول‌های ملانوسیت شروع می‌شود. روشهای معمول در تشخیص سرطان پوست شامل اندازه گیریهای فاکتورهایمانند سایز، شکل و رنگ تومور پوست، بی‌نظمی در محل تومور، ایجاد زخم، تمایل به خونریزی و نیز لمس محل ایجاد ضایعه می‌باشند. تلاش‌ها برای یافتن مدل‌های ساده و بی‌خطر همواره ادامه دارد. مواد و روش‌ها: مدل مد نظر به صورت ۲ بعدی متقارن از یک موجبر دایروی فلزی، یک میله دی الکتریک مخروطی شکل PTFE و یک فاننوم (یک تکه از بافت پوست) تشکیل شده است که با استفاده از نرم افزار COMSOLMULTYPHYSICS طراحی شده و سپس میدانهای الکتریکی عبوری و بازتابی، پروفایل دما، میزان نگرش شدن بافت و میدان دور آنها در فرکانس‌های ۳۵ GHz و ۹۵ GHz و توان ۱ mW به دست آمدند. پروفایل‌های به دست آمده در مدت ۱۰ زمان دقیقه محاسبه شدند. نتایج: در زمانی که بافتی وجود ندارد میدان کاملاً عبوری بوده و میدان در انتهای نوک مخروطی پروب رفته رفته و اگر می‌شود. اما در حالتی که بافت پوست قرار می‌گیرد انعکاس امواج الکترومغناطیس نیز مشاهده می‌شود. نگرش بافت: روند میزان رشد نگرش با گذشت زمان در زمانهای ۰، ۰/۲۵، ۰/۵، ۱، ۲، ۵ و ۷/۵ دقیقه بررسی شد و مشخص شد که در زمان ۷/۵ دقیقه تقریباً کل ناحیه تومور تحت تابش قرار گرفته است. تاثیر دما: زمانی که میدان الکترومغناطیسی به بافت تابیده می‌شود بافت‌های سالم و سرطانی رنگ‌های مختلفی به خود می‌گیرند. تفاوت رنگ‌ها لکه‌های نسبتاً داغتر را نشان می‌دهد در حالی که دما هنوز نزدیک دمای اولیه در حدود ۳۴ C است. میدان دور: مشخص شد که پروفایل میدان دور به شدت وابسته به فرکانس تابشی بوده و الگوی آن در فرکانس‌های ۹۵ GHz و ۳۵ GHz کاملاً باهم متفاوت می‌باشد. بحث و نتیجه‌گیری: از آنجایی که پاسخ امواج میلی متری به فرکانس‌های ۹۵ GHz و ۳۵ GHz به اجزایی که حاوی آب می‌باشند خیلی حساستر از سایر فرکانس‌ها می‌باشد و بافت پوست توموری دارای رطوبت بیشتری نسبت به پوست سالم است استفاده از این امواج می‌تواند یک راه مؤثر برای تشخیص بیماری‌ها باشد. کلید واژه‌ها: سرطان پوست، پروب دی الکتریک، امواج میلی متری، کامسول

مقدمه

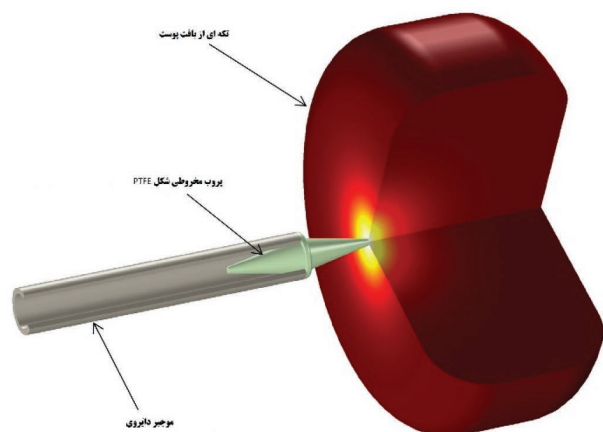
نوع سرطان پوست به شمار می‌رود (۱). ملانوما نوعی سرطان پوست است که از سلول‌های ملانوسیت شروع می‌شود. دیگر نام‌های این سرطان، ملانوما بدخیم و ملانوما جلدی است. چون بسیاری از سلول‌های ملانوما هنوز ملانین تولید می‌کنند، تومورهای ملانومایی

طبق تخمین‌های موسسه سرطان آمریکا تا سال ۲۰۰۵ بیش از یک میلیون نفر در این کشور دچار سرطان پوست می‌باشند که از این میان سرطان ملانوما با حدود ۷۷۵۰ کشته در سال ۲۰۰۵ شایعترین

بافرانس‌های ۹۵ GHz و ۳۵ GHz به اجزایی که حاوی آب می‌باشند خیلی حساستر از سایر فرکانس‌ها می‌باشد و بافت پوست توموری دارای رطوبت بیشتری نسبت به پوست سالم است استفاده از این امواج می‌تواند یک راه مؤثر برای تشخیص بیماری‌ها باشد. از این رو انعکاس موج میلی متری ۳۵ GHz باند K از محیط مرطوب برای شناسایی سرطانهای غیر تهاجمی مدلسازی شد. در این شبیه سازی پروب مورد نظر اختلالات را از نظر پارامتر S در محل تومور شناسایی می‌کند) پارامتر S میزان شدت انعکاسی موج از بافت است. (یک موجبر دایروی در مد غالبش و یک پروب دی الکتریکی مخروطی شکل ضمن مشخصه یابی تابش از پروب، تجزیه و تحلیل‌ها را با استفاده از مدل ۲ بعدی متقارن خیلی سریع انجام می‌دهند.

مواد و روش‌ها

تعریف مدل: مدل مد نظر از یک موجبر دایروی فلزی، یک میله دی الکتریک PTFE و یک فانتوم (یک از تکه از بافت پوست) تشکیل شده است. مدل اصلی از طریق ناحیه هوا محصور شده است که برای آنکه تمامی تابش‌های مستقیم از میله مخروطی و بازتابی از سطح پوست را جذب کند در خارجی‌ترین لایه با لایه‌هایی کاملاً منطبق (PML) شده است. یک انتهای موجبر به یک قسمت دایره‌ای ختم شده و با استفاده از مد TE_{1m} تحریک می‌شود که m شماره مد سمتی (Azimuthal) مدل دو بعدی متقارن تعریف شده برای امواج الکترو مغناطیس است که تنظیمات حوزه فرکانسی را شامل می‌شود. سر دیگر به میله دی الکتریکی مخروطی شکل از جنس



شکل ۱- تجسم ۳ بعدی از مدل ۲ بعدی. پروب از یک موجبر دایروی و یک میله دی الکتریک مخروطی شکل تشکیل شده است.

قهوه‌ای یا سیاه هستند. اما برخی از ملانوماها ملانین تولید نموده و می‌توانند، صورتی، برنزه و یا حتی سفید باشند. ملانوما نسبت به سرطان پوست سلول‌های زیرجلدی و بازال کمتر رخ می‌دهد، اما از آن دو خطرناک‌تر است زیرا احتمال گسترش آن به دیگر مناطق بدن از دو سرطان دیگر بیشتر است (۲، ۳).

تکنیک‌های مختلفی برای تشخیص سرطان پوست استفاده می‌شود که در میزان عملکرد و بازدهی میزان تشخیص باهم متفاوت می‌باشند. متداولترین روش که بدین منظور استفاده میشود، روش هیستوپاتولوژی می‌باشد که یک روش قطعی اما تهاجمی و گران برای تشخیص بیماری سرطان پوست می‌باشد. به همین دلیل دانشمندان به دنبال یافتن روشی ساده، غیر تهاجمی، سریع و مقرون به صرفه می‌باشند (۱).

روش‌های طیف سنجی برای تشخیص بیماری‌ها در سال‌های اخیر در حال گسترش می‌باشد. انواع تکنیک‌های اپتیکی از قبیل طیف سنجی رامان، اسپکتروسکوپی مادون قرمز، طیف سنجی تبدیل فوری‌هی مادون قرمز، طیف سنجی اپتومغناطیس و... امروزه کاربردهای وسیعی در این حوزه پیدا کرده‌اند.

با استفاده از طیف سنجی رامان میتوان تومورهای بدخیم را از تومورهای خوش خیم تشخیص داد که این تکنیک براساس تشخیص پروتئین‌ها یا زنجیره‌های آمیدی هر کدام از بافت‌های سالم و سرطانی می‌باشد (۲، ۳).

اسپکتروسکوپی‌های مادون قرمز بر اساس تغییرات مولکولی در ترکیب و ساختار بافت‌های بیولوژیکی و تغییرات شیمیایی بوجود آمده در آن مورد استفاده قرار می‌گیرد (۴).

طیف سنجی اپتومغناطیسی یک روش دیگر برای تشخیص سرطان پوست می‌باشد که عملکرد آن براساس برهمکنش نور و بافت با استفاده از نور سفید و پلاریزه‌ی بازتابی می‌باشد (۵).

به طور کلی می‌توان گفت روشهای معمول در تشخیص سرطان پوست شامل اندازه گیریهای فاکتورهایی مانند سایز، شکل و رنگ تومور پوست، بی‌نظمی در محل تومور، ایجاد زخم، تمایل به خونریزی و نیز لمس محل ایجاد ضایعه می‌باشند. تعدادی از سرطانهای کمتر رایج پوست مانند سرطان سلولی مرکل (Merkel) تقریباً همیشه در کلینیک‌ها قابل تشخیص نیستند و عموماً در تشخیص آنها دچار اشتباه می‌شوند (۴). از آنجایی که پاسخ امواج میلی متری

منتشر می‌شود. شرایط مرزی پورت دایروی در مرز داخلی واقع می‌شوند که مشخصه‌های انعکاسی و عبوری به طور خودکار به صورت تابعی از پارامتر S محاسبه می‌شوند. مرز ورودی داخلی به همراه رسانای کامل برای تحریک یک طرفه نیاز به شرایطی مشابه شکاف دارد. جهت ورودی به منظور تعریف جهت درونی برای محاسبات پارامتر S تعیین می‌شود.

ابتدا به منظور چک کردن اعتبار طراحی موجبر و میله دی الکتریک ویژگی امواج الکترو مغناطیسی بدون در نظر گرفتن فانتم آنالیز شدند. سپس پیچیدگی‌های بعدی اضافه شدند. ابتدا یک فانتم سالم و سپس یک فانتم با تومور در پوست مورد بررسی قرار گرفتند. با توجه به اینکه موجبر از طریق توان پایینی تحریک می‌شود انتظار می‌رود که بدون زیان جانبی باشد، و اثر آن بر روی بافت نکروز شده از طریق مطالعه انتقال گرمای بیولوژیکی مانند تغییرات دما در مدت زمان‌های متناوب ۱۰ و ۶ دقیقه‌ای مورد بررسی قرار گرفت. ضمن اینکه در این کار از تلفیق ماژول‌های RF-Module و Microwave-Heating و conical-dielectric-probe در نرم افزار کامسول استفاده شد.

هندسه مدل: همانطور که گفته شد مدل مورد نظر به صورت ۲ بعدی متقاری در صفحه مختصات قطبی رسم شده است که در شکل ۳ دیده می‌شود. فیزیک مورد نظر نیز از طریق زیر به انتخاب شد: Radio Frequency>Electromagnetic Waves, Frequency Domain (emw).

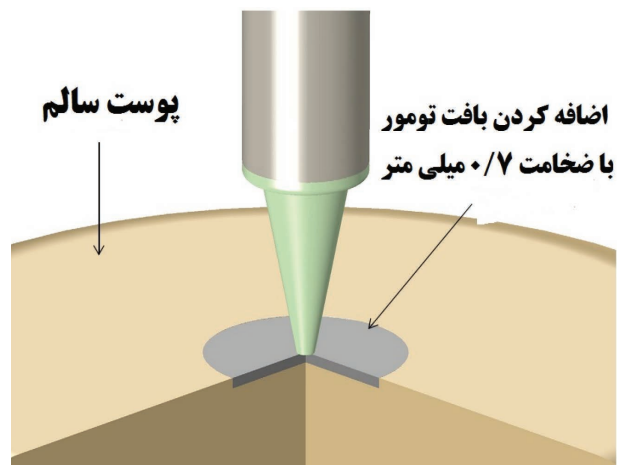
هندسه محیطی که موجبر و فانتم پوست در آن قرار می‌گیرند به صورت یک پوسته کروی به شعاع ۷۵ میلی متر و ضخامت پوسته ۱۰ میلی متر می‌باشد. که ۱۸۰ درجه از آن مورد مطالعه قرار می‌گیرد. فانتم پوست یک تکه مستطیل شکل به ارتفاع ۳۲ میلی متر و پهنای تقریباً ۳۵ میلی متر می‌باشد که لبه‌های آن خم شده‌اند و بخش تومور یک ناحیه کوچک به ضخامت ۰/۷ میلی متر و پهنای ۶/۵ میلی متر در سطح فوقانی پوست قرار گرفته است. بخش موجبر شامل

PTFE با $\epsilon_r = 2.1$ ختم می‌شود. شکل میله به صورت متقارن مخروطی شده که شعاع آن به طور یکنواخت از داخل به خارج افزایش پیدا می‌کند، و سپس به منظور تطبیق امپدانس بین موجبر و ناحیه هوا رفته رفته کاهش پیدا می‌کند. برای محافظت میله، در نزدیک لبه‌های موجبر یک ساختار رینگگی شکل قرار گرفته است. سر این میله فانتم پوست را لمس می‌کند.

فرض می‌شود رسانندگی موجبر فلزی به اندازه کافی بزرگ باشد تا اتلاف از آن قابل چشم پوشی بوده و به صورت یک رسانای الکتریکی کامل (PEC: Perfect electrical conductor) مدل سازی شود. با شعاع داده شده برای موجبر و مد تحریکی مورد نظر فرکانس قطع در حدود ۲۹/۳ GHz است که از رابطه زیر قابل محاسبه است:

$$f_{c_{ml}} = \frac{c_0 p_{nm}}{2\pi a}$$

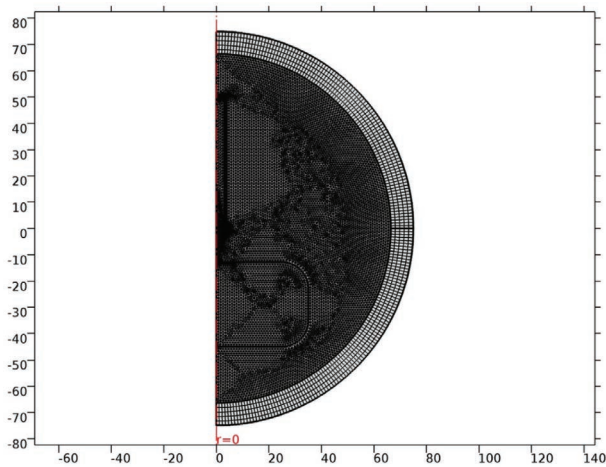
که در آن c_0 سرعت نور، p_{nm} ریشه مشتق تابع بسل $J_n(x)$ و n و m مدهای داخل و شعاع موجبر می‌باشند. مقدار p_{11} تقریباً برابر با ۱/۸۴۱ است. فرکانس کاری پروب ۳۵ GHz است که از فرکانس قطع موجبر بیشتر است. موج تحریک شده در طول موجبر



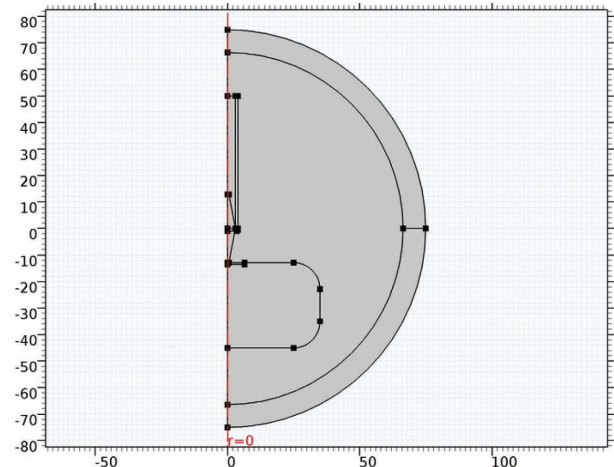
شکل ۲- تجسم ۳ بعدی از ناحیه توموری پوست. مدل پروب داخلی در یک بعد فضایی دو بعدی متقارن شبیه سازی شده است. اندازه‌گیری پارامترهای S- با توجه به رطوبت‌های مختلف در هر فانتم پوست متفاوت است.

جدول ۱- تغییرات خواص مواد

مشخصه	زمانی که صرفاً پروب وجود دارد	با یک فانتم سالم	فانتم به علاوه تومور
قسمت موهومی گذردهی نسبی	۰	۱۰	۱۵
قسمت حقیقی گذردهی نسبی	۱	۵	۸



شکل ۵- مش بندی طرح مورد نظر



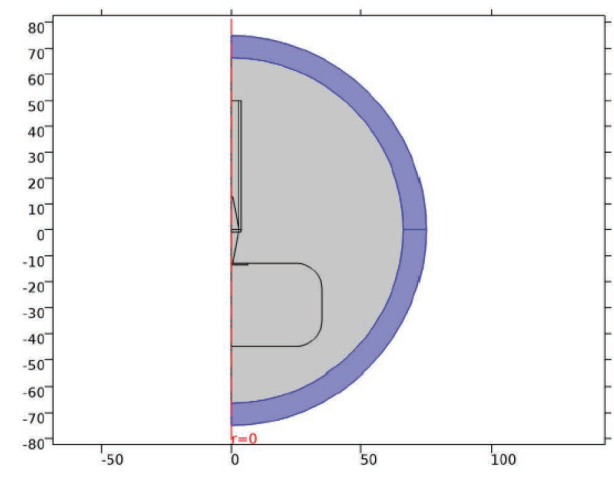
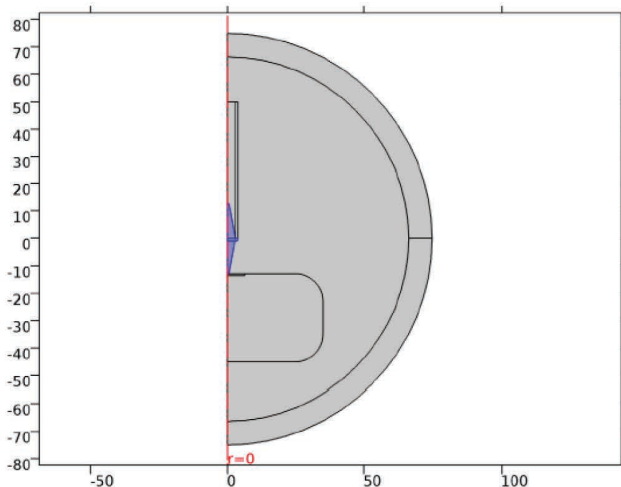
شکل ۳- طرح هندسه مورد به صورت دو بعدی متقارن

فلزی به صورتی است که امواج الکترومغناطیسی تابشی از نوک پروب و بازتابی از سطح پوست را جذب می‌کند. پروب دی الکتریک: در انتخاب ماده مناسب برای نوک مخروطی شکل پروب از دی الکتریک PTFE با خواصی که در جدول ۱ آمده‌اند استفاده شد این ماده قسمت نشان داده در شکل زیر را پوشش می‌دهد.

بدنه موجبر که ۵۰ میلی‌متر و نوک مخروطی شکل آن که ۱۳ میلی‌متر است به صورت متقارن رسم شده است که در فاصله بسیار کم درست در بالای سطح ناحیه توهم‌دار قرار می‌گیرد. **تعریف‌ها و اضافه کردن مواد:** ناحیه پیرامونی فلزی: این ناحیه یک سطح کروی است که با فاصله کمی نسبت به محیط پیرامون سیستم موجبر و فانتوم که هوا می‌باشد قرار می‌گیرد. این ناحیه

جدول ۲- خواص مربوط به در الکتریک PTFE

گروه مربوط به ویژگی	واحد در نظر گرفته شده	مقدار	نام	خاصیت
پایه	۱	۲/۱	ϵ	گذردهی نسبی
پایه	۱	۱	μ	تراوایی نسبی
پایه	s/m	۰	σ	رسانندگی الکتریکی



شکل ۴- سمت راست: ناحیه فلزی پیرامونی و سمت چپ: پروب دی الکتریک

در نزدیکی نوک موجبر قوی‌تر از سایر نقاط می‌باشد. این مطلب با توجه به میزان شدت میدان الکتریکی در حالت بافت سالم و بافت سرطانی و اختلاف آنها می‌تواند به عنوان یک ابزار شناسایی بی‌خطر برای بافت در نظر گرفته شود.

سپس فانتوم پوست سالم با مشخصاتی که در بالا تعریف شد در زیر پروب و در فاصله بسیار کم از آن قرار می‌گیرد. قرارگیری این فانتوم باعث انعکاس جبهه‌های کروی موج به سمت بالا می‌شود. پروفایل‌های میدان الکتریکی در حضور پوست در فرکانسهای مختلف ۳۵، ۶۵، ۹۵ گیگاهرتز نیز رسم شدند که همگی انعکاس از سطح پوست را نشان داده و روند افزایش شدت میدان در این فرکانس‌ها دیده می‌شود. به نحوی که تراکم جبهه‌های موج با افزایش فرکانس بیشتر می‌شود.

۲- کسری از بافت که نکرزه شده: دو نوع تخریب یا مرگ سلول و بافت وجود دارد که عبارتند از آپوپتوز و نکروز، که نوع نکروز ناشی از القای از بین رفتن از طریق عوامل خارجی می‌باشد. این میزان در فرکانس‌های مختلف برای زمان‌های مختلف به دست آمدند که روند میزان نکروز شدن با افزایش زمان افزایشی می‌باشد. در شکل زیر روند نکروز شدن بافت پس از اعمال تابش میدان الکتریکی به آن در زمانهای ۰، ۰/۲۵، ۰/۵، ۱، ۲، ۵، ۷/۵ و ۱۰ دقیقه. نشان داده شده است. همانطور که مشاهده می‌شود با افزایش زمان اعمال میدان میزان نکروز افزایش یافته و این به معنای پوشش ناحیه

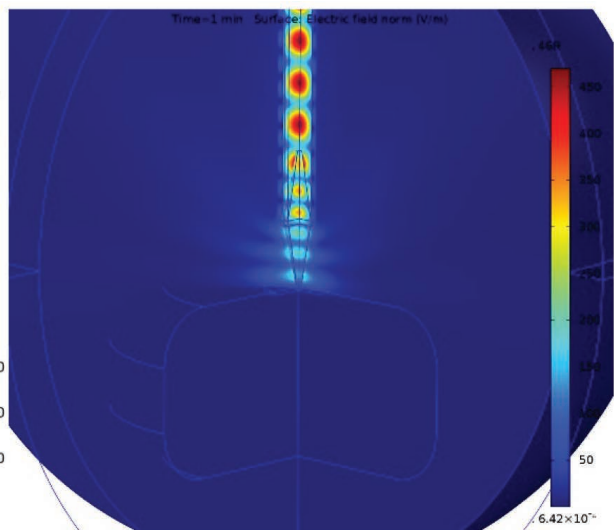
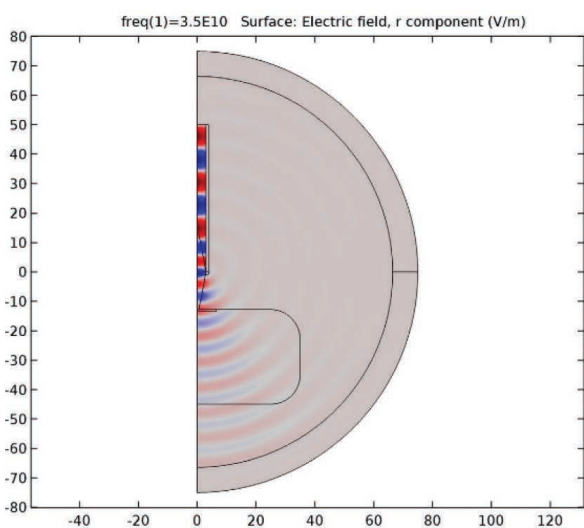
در نهایت رسانای الکتریکی کامل (PEG) دوم در بدنه موحبر قرار می‌گیرد تا موج در داخل آن مدوله شود.

مش بندی: شکل مش بندی حاصل به صورت زیر می‌باشد که تراکم مش‌های ایجاد شده در نزدیک نوک مخروطی شکل و سطح تومور موجود در فانتوم بیشتر از سایر نواحی می‌باشد.

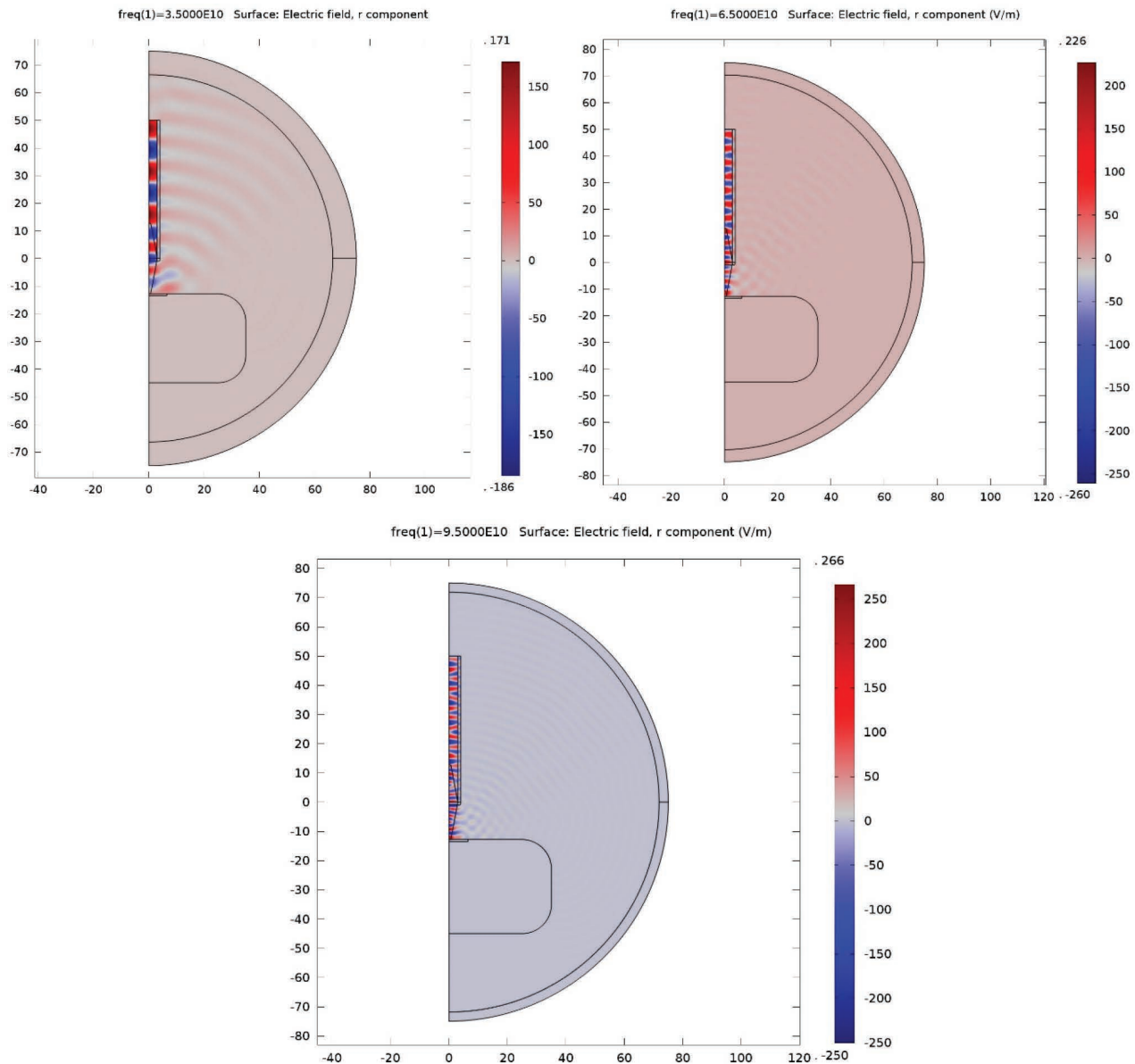
نتایج و بحث

در بخش مطالعه اصلی نتایج برای هر دو فرکانس مختلف GHz ۳۵ و GHz ۹۵ که فرکانسهای حساس برای بافت پوست می‌باشند انجام شد. این نتایج شامل پروفایل میدان الکتریکی، پروفایل دما، پروفایل میدان دور وابسته به فرکانس و میزان نکروز شدن بافت پوست می‌باشند که به ترتیب بررسی خواهند شد.

۱- میدان الکتریکی: شکل زیر قسمت حقیقی میدان الکتریکی E_r از یک انتهای موجبر بدون حضور فانتوم را نشان می‌دهد. پروفایل میدان الکتریکی حاصل از موجبر در داخل محیط اطراف فانتوم پوست در حضور بافت فانتوم و بدون حضور آن در فرکانس‌های GHz ۳۵ و GHz ۹۵ بررسی شد. در زمانی که بافتی وجود ندارد میدان کاملاً عبوری بوده و میدان در داخل بسیار قوی و در انتهای نوک مخروطی پروب رفته رفته و اگر خواهد شد. اما در حالتی که بافت پوست قرار می‌گیرد انعکاس امواج الکترومغناطیس نیز مشاهده می‌شود. میدان به صورت جبهه امواج کروی بوده و



شکل ۶- سمت راست: پروفایل میدان در داخل و خارج موجبر بدون حضور بافت پوست در فرکانس GHz ۳۵ و سمت چپ: پروفایل ۳ بعدی میدان الکتریکی نرمال در داخل موجبر در مدت زمان ۱ دقیقه در فرکانس GHz ۳۵.



شکل ۷- میدان الکتریکی انعکاسی از سطح فانتوم، بالا سمت چپ: ۳۵ GHz، بالا سمت راست: ۶۵ GHz و پایین: ۹۵ GHz

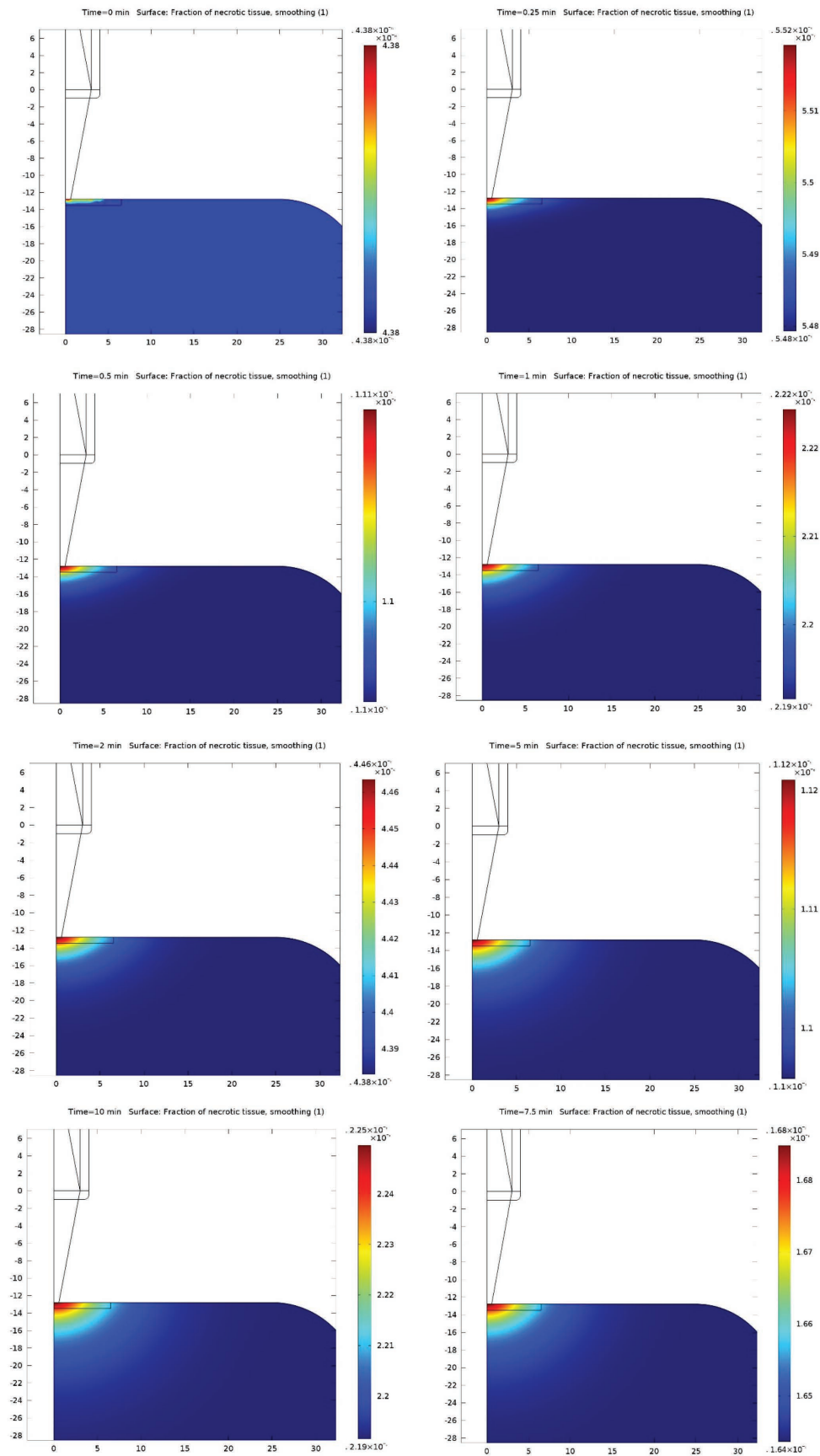
میدان دیده نمی‌شود. الگوی میدان دور برای فرکانس ۹۵ GHz نیز به دست آمد که تفاوت آن با فرکانس ۳۵ گیگا هرتز قابل ملاحظه است. به طور کلی پارامتر میدان دور بسیار متأثر از فرکانس می‌باشد.

۴- **تغییرات دما:** یکی از مهمترین پارامترها در تعیین و تشخیص سرطان پوست در این مدل پارامتر دما است. به عبارتی این مدل بر اساس اختلاف دمای بین محیط و سطح بافت $T-T_0(k)$ عمل می‌کند و چون دمای بافت دارای تومور بیشتر از دمای بافت بدون تومور است این میزان اختلاف تغییر خواهد کرد که به تشخیص محل تومور کمک می‌کند. این مدل سازی نیز مانند پارامترهای قبلی برای هر دو فرکانس ۳۵ و ۹۵ گیگا هرتز در بازه زمانی ۱۰ دقیقه

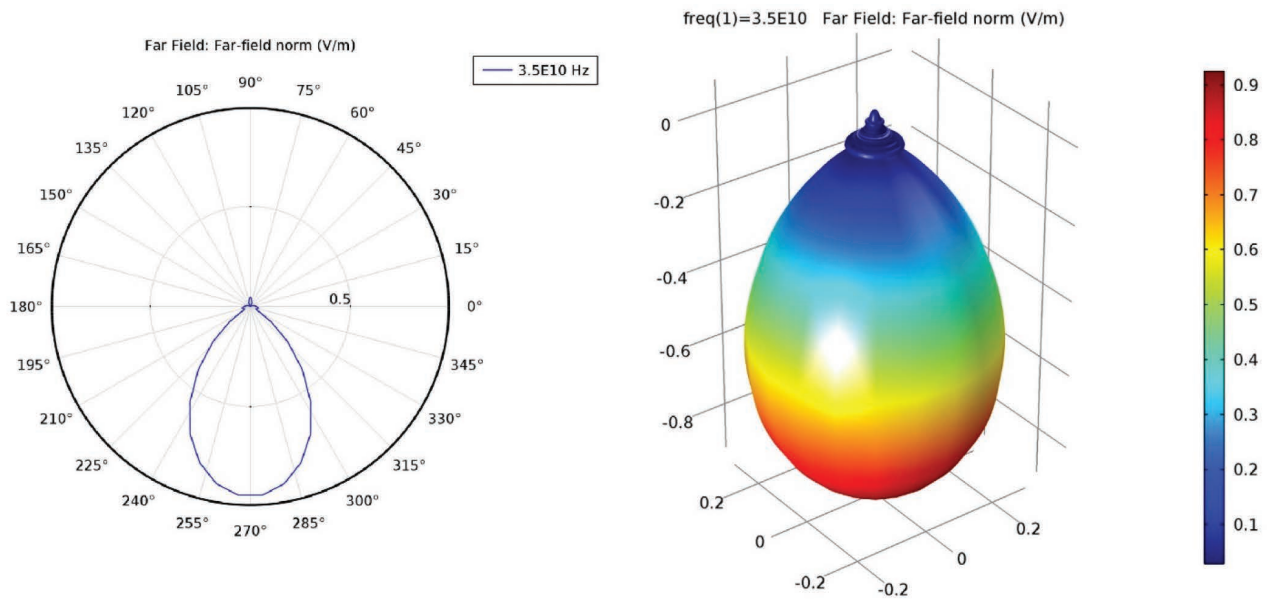
بیشتری از بافت می‌باشد. روندی کاملاً مشابه نیز برای زمانهای مشابه در فرکانس ۹۵ GHz قابل مشاهده است.

۳- **پروفایل میدان دور (Far-Field):** در بخش بعدی میدان دور در اطراف موجبر در هر دو فرکانس ۳۵ و ۹۵ گیگا هرتز بررسی شد. این پارامتر وابستگی شدیدی به فرکانس اعمالی دارد و تجسم فضایی از میدان در نواحی دور از منبع تولید فرکانس (پروب) به دست می‌دهد.

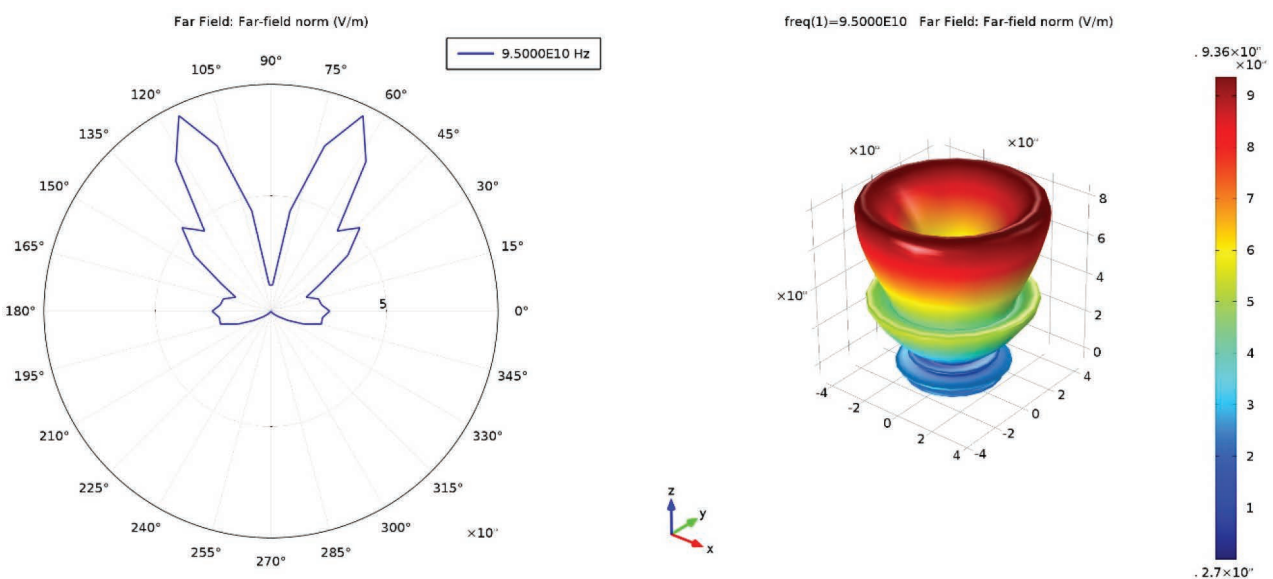
همانطور که دیده می‌شود شدت تابش میدان الکترومغناطیسی محدود به ناحیه خاصی از فضا می‌باشد که بافت در آن قرار گرفته است و در سایر نقاط در صفحه ۳۶۰ استرادیان فضایی اثری از



شکل ۸- روند میزانشدن نکروز با گذشت زمان در زمانهای ۰، ۰/۲۵، ۰/۵، ۱، ۲، ۵، ۷/۵ و ۱۰ دقیقه. در زمان ۱۰ دقیقه تقریباً کل ناحیه تومور تحت تابش قرار گرفته است



شکل ۹- الگوی میدان - دور در صفحه yz (شکل سمت چپ) تابش از پروب مخروطی شکل به سمت ته حجم محیط را نشان می دهد. سمت راست، الگوی ۳ بعدی میدان دور در راستای محور z برای فرکانس ۳۵ GHz

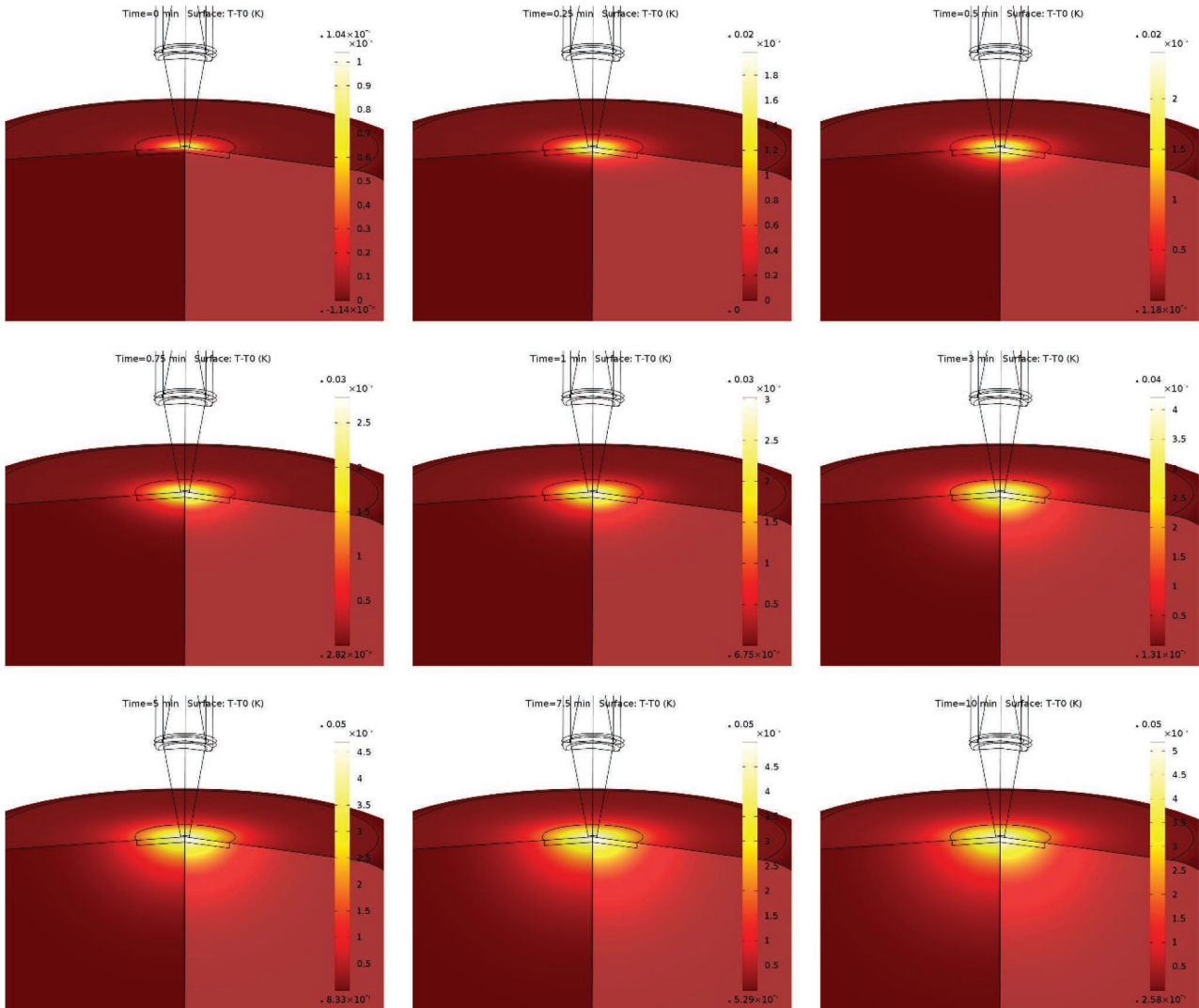


شکل ۱۰- الگوی میدان - دور در صفحه yz (شکل سمت چپ). سمت راست، الگوی ۳ بعدی میدان دور در راستای محور z برای فرکانس ۹۵ GHz.

در محاسبات منظور نشده است، به دلیل افت مقاومتی کمتر ناشی از کوچک بودن بخش موهومی ضریب گذردهی پوست سالم، هنوز به راحتی انتظار می رود که اختلاف دما بافت سالم کمتر از نمونه هایی با بافت توموردار باشد.

پارامترهای S زمانی که پروب پوست تومور را لمس می کند به دلیل اجزای مرطوب بیشتر آن انعکاس بیشتری را نشان می دهد. و در زمانی که فانتوم پوست قرار ندارد عملاً انعکاسی نداشته و بیشتر بخش آن را قسمت انتقالی تشکیل می دهد. این مقدار برای اجزای

انجام شد که نتایج روند افزایش اختلاف دما را در طول زمان نشان می دهد. الگوی تابش در مدلسازی تغییرات دما در سطح فانتوم در حضور تومور در شکلهای ۱۱ نشان داده شده است. از آنجایی که توان ورودی از پورت موجبر کم است (حدود ۱ mW) تغییرات دما حتی پس از قرار گرفتن حدود چند دقیقه در معرض امواج میلی متری تقریباً حدود ۰/۰۶ است. تفاوت رنگها لکه های نسبتاً داغتر را نشان می دهد در حالی که دما هنوز نزدیک دمای اولیه در حدود ۳۴ C است. اگرچه آنالیز دما برای نمونه های فانتوم سالم



شکل ۱۱- الگوی تغییرات دمای اطراف فانتوم در حضور تومور روی سطح پوست در زمانهای ۰ تا ۱۰ دقیقه برای فرکانس ۳۵ GHz دما بعد از ۱۰ دقیقه. تغییرات نسبت به دمای اولیه در مورد جایی که تومور اضافه شده است در مرکز بالای مرکز سطح پوست قابل اغماض است.

نتیجه‌گیری

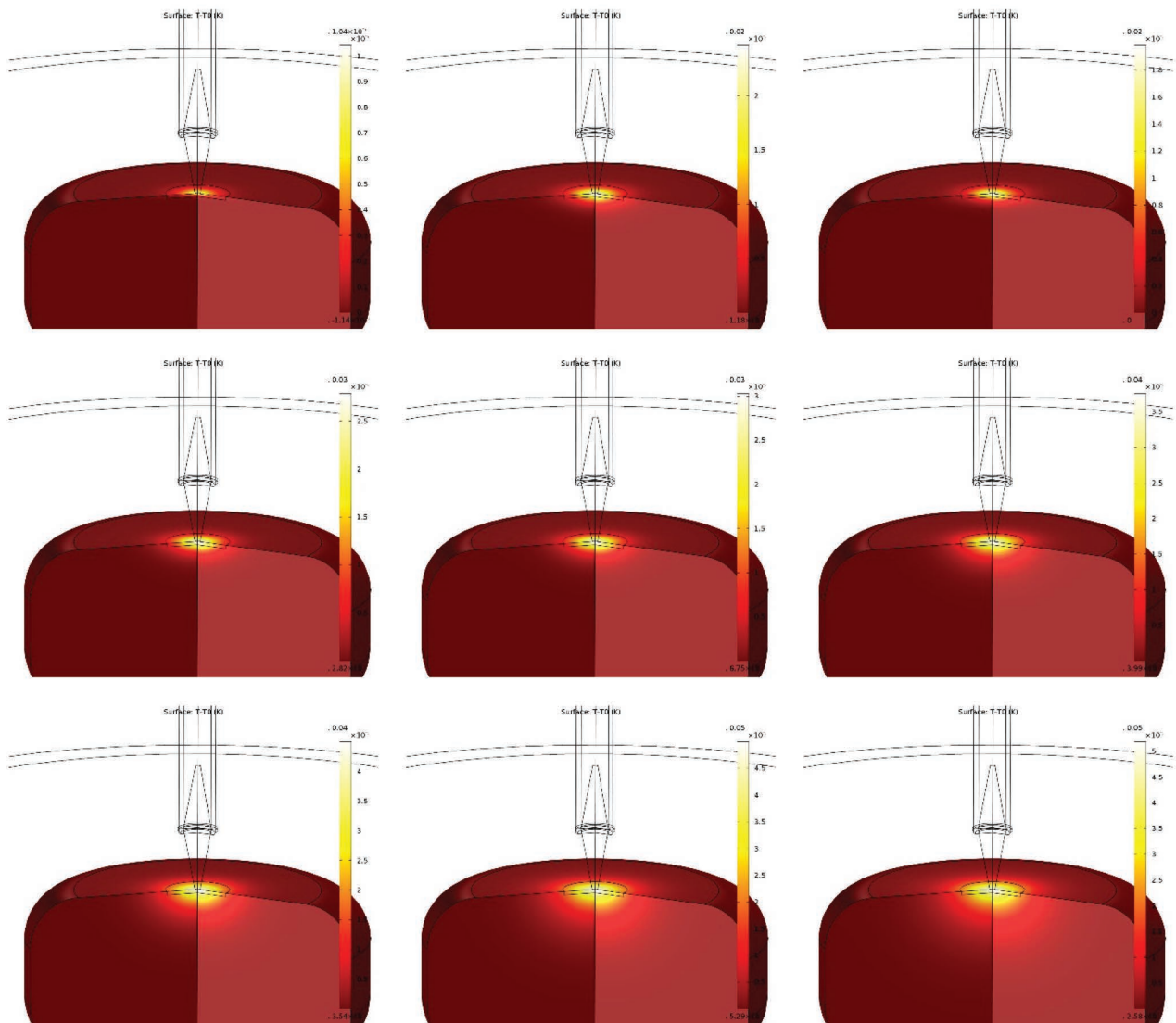
قابلیت استفاده از امواج الکترومغناطیسی میلی متری در محدوده رادیو فرکانسی و ماکروویو تولید شده توسط یک پروب دی الکتریک وابسته به یک موجبر دایروی در فرکانسهای ۳۵ GHz و ۹۵ GHz بررسی شد. با توجه به این ساختارهای حاوی آب من جمله اجزای بدن انسان پاسخ بیشتری به امواج در این فرکانسها نشان می‌دهند و بافت شامل ناحیه تومری دارای رطوبت بیشتری نسبت به بافت سالم می‌باشد. بنابراین فرض آنکه بتوان پروبی ساخت که بتواند با کمترین اثر جانبی مخرب سرطان را در مراحل اولیه تشخیص دهد مورد ارزیابی قرار گرفت. عیب این روش آن است که در موارد مربوط به بافت‌های عمقی به دلیل تفاوت جنس بافت‌های داخل بدن قبل از بافت

مختلف در جدول زیر آمده است:

این روند برای فرکانس دیگر ۹۵ GHz نیز قابل مشاهده می‌باشد با این تفاوت که میزان اختلاف دما در این فرکانس در زمانهای مساوی بیشتر از مقدار معادل آن برای فرکانس ۳۵ GHz می‌باشد. نتایج مربوط به این بخش نیز در شکل‌های زیر آورده شده است که در آنها تنها به زمانهای ۰، ۱، ۵ و ۱۰ دقیقه اکتفا شده است.

جدول ۳- پاسخ‌های پارامتر S به پروب

پروب تنها	با یک فانتوم سالم	فانتوم به علاوه تومور
-۲۹/۵ dB SII	-۹/۸۴ dB	-۸/۹۷ dB



شکل ۱۲- الگوی تغییرات دمای اطراف فانتوم در حضور تومور روی سطح پوست در زمانهای ۰ تا ۱۰ دقیقه برای فرکانس ۹۵ GHz

افزایش می‌یابد. پروفایل فضایی میدان دور برای هر دو فرکانس ۳۵ و ۹۵ GHz در شرایط کاملاً یکسان نشان می‌داد که عمق نفوذ میدان با توجه به طراحی شکل هندسی پروب تنها در ناحیه خاصی از فضا که دقیقاً در ناحیه فرارگیری بافت قرار دارد مقدار بیشینه دارد و در سایر نواحی مشاهده نمی‌شود. ضمن اینکه شکل دوبعدی و سه بعدی این پروفایل نشان می‌دهد تحت شرایط کاملاً یکسان وابستگی به شدت به فرکانس بالاست. در قسمت اخر اثر حرارت در سطح بافت بررسی شد و ملاحظه شد که اختلاف دمای بافت سرطانی نسبت به بافت سالم هنگامی که در معرض تابش توسط میدان الکتریکی قرار می‌گیرد بیشتر از بافت سالم هست و این عامل نیز می‌تواند به عنوان یک پارامتر تشخیصی در یافتن محل تومور معرفی شود.

مذکور تفکیک آنها از هم و نسبت به بافت سالم همان ارگان بسیار پیچیده و سخت خواهد شد. در این کار ابتدا پروب دی الکتریک از جنس تفلون PTFE به همراه فانتوم پوست و سرطان در سایزهای مشخص طراحی شدند. سپس با استفاده از نرم افزار کامسول و زیر بخش امواج رادیو فرکانسی مدل‌سازی و شبیه سازی انجام پذیرفت. میدان عبوری و انعکاسی در حضور بافت سالم و سرطانی بدون آنها نشان از افزایش میزان میدان انعکاسی در بافت سرطانی نسبت به سالم می‌داد که تاییدی بر تشخیص ناحیه سرطانی نسبت به سالم توسط این سیستم می‌باشد. در مرحله بعد احتمال نگرز شدن بافت پس از تابش میدان بررسی شد و ملاحظه شد که در زمانهای تقریباً طولانی بیشتر از ۷/۵ دقیقه احتمال نگرز شدن بافت توسط این امواج

References

- 1- A. Jemal, T. Murray, E. Ward, A. Samuels, R. C. Tiwari, A. Ghafoor, E. J. Feuer, and M. J. Thun, "Cancer statistics 2005," CA: Cancer J. Clinicians, vol. 55, no. 1, pp. 10–30, 2005.
- 2- Cold plasma selectivity and the possibility of a paradigm shift in cancer therapy, M Keidar*, 1,2, RWalk3, A Shashurin1,2, P Srinivasan3, A Sandler3, S Dasgupta4, R Ravi5, R Guerrero-Preston5 and B Trink2,5
- 3- Applied Plasma Medicine, Gregory Fridman,* Gary Friedman, Alexander Gutsol, Anatoly B. Shekhter, Victor N. Vasilets, Alexander Fridman
- 4- taples MP, Elwood M, Burton RC et al. Non-melanoma skin cancer in Australia: the 2002 national survey and trends since 1985. The Medical Journal of Australia 2006; 184: 6-10.
- 5- Lui H, Zhao J, McLean D, Zeng H. Real-time Raman spectroscopy for in vivo skin cancer diagnosis. Cancer research 2012; 72: 2491-2500.
- 6- Gniadecka M, Philipsen PA, Wessel S et al. Melanoma diagnosis by Raman spectroscopy and neural networks: structure alterations in proteins and lipids in intact cancer tissue. Journal of Investigative Dermatology 2004; 122: 443-449.
- 7- Salomatina EV, Jiang B, Novak J, Yaroslavsky AN. Optical properties of normal and cancerous human skin in the visible and near-infrared spectral range. Journal of biomedical optics 2006; 11: 064026.
- 8- Nikolić GV, Bandić J, Oprić D et al. Characterization of Skin Cancer with Opto-magnetic Imaging Spectroscopy. Contemporary Materials 2014; 1: 59-63.
- 9- P. Mehta et al., "Microwave Reflectometry as a Novel Diagnostic Tool for Detection of Skin Cancers," Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE), Jan 2006.
- 10- Seán Kelly and Miles M. Tur. Atomic oxygen patterning from a biomedical needle-plasma source.