نشریه علمی-تخصصی تبدیل انرژی (JEED)

دوره ۱۲، شماره ۲، تابستان ۱۴۰۴، ص: ۶۸-۵۵

J. Energy Conversion

Volume: 12, Issue:2, 2025: 55-68

شبیه‌سازی عددی و مقایسه روش گرمادرمانی سرطان پروستات با استفاده از امواج مایکروویو و فرکانس رادیویی

پریماه سلیمی[۱] و هامون پورمیرزاآقا[۱*]

۱- گروه مکانیک و هوافضا، واحد رامسر، دانشگاه آزاد اسلامی، رامسر، ایران

دریافت: ۱۴۰۴/۳/۹، بازنگری: ۱۴۰۴/۵/۹، پذیرش: ۱۴۰۴/۵/۲۵

چکیده

در این پژوهش، تأثیر دو روش گرمادرمانی با استفاده از امواج رادیویی و مایکروویو بر درمان تومور پروستات به‌صورت عددی بررسی و مقایسه شده است. با توجه به نبود مطالعات جامع در این زمینه، هدف اصلی تحقیق، ارزیابی توزیع دما و میزان نکروز بافت در اثر اعمال این دو نوع انرژی حرارتی می‌باشد. برای این منظور، هندسه غده پروستات در روش امواج رادیویی به‌صورت سه‌بعدی و در روش امواج مایکروویو به‌صورت دوبعدی متقارن مدل‌سازی شده است. در شبیه‌سازی امواج رادیویی، ولتاژ ۸ ولت به مدت ۱۰ دقیقه و در شبیه‌سازی امواج مایکروویو، فرکانس ۲٫۴۵ گیگاهرتز با توان ۱۰ وات در نظر گرفته شده است. نتایج نشان می‌دهد که هر دو روش در ایجاد نکروز بافت مؤثرند، اما در روش مایکروویو توزیع دما یکنواخت‌تر بوده و نواحی بیشتری از بافت به دمای بحرانی برای نکروز می‌رسند. همچنین بافت‌های مجاور تومور کمتر در معرض آسیب قرار می‌گیرند. بنابراین، استفاده از امواج مایکروویو می‌تواند رویکردی مؤثرتر و ایمن‌تر در گرمادرمانی تومورهای پروستات محسوب شود. یافته‌های این مطالعه می‌تواند در انتخاب روش بهینه برای درمان موضعی سرطان پروستات مؤثر باشد.

* **عهده‌دار مکاتبات:** Hamoon.pourmirzaagha@iau.ac.ir

کلمات کلیدی: گرمادرمانی، پروستات، رادیویی، مایکروویو، تومور

نحوه استناد به این مقاله پریماه سلیمی, هامون پورمیرزاآقا. شبیه‌سازی عددی و مقایسه روش گرمادرمانی سرطان پروستات با استفاده از امواج مایکروویو و فرکانس رادیویی. **مهندسی مکانیک تبدیل انرژی**. ۱۴۰۴; ۱۲ (۲) : ۶۸-۵۵.

[Downloaded from jeed.dezful.iau.ir on 2026-11-08]

[DOI: 10.82377/jeed.2025.2.548]

۱- مقدمه

سرطان یکی از مهم‌ترین بیماری‌های جهان است که پس از بیماری‌های قلبی-عروقی، به‌عنوان دومین عامل مرگ‌ومیر در سطح جهانی شناخته می‌شود. این بیماری ناشی از تغییرات کنترل‌نشده و غیرطبیعی در سلول‌هاست که منجر به تشکیل تومور می‌شود. تومورها به دو دسته خوش‌خیم و بدخیم تقسیم می‌شوند؛ تومورهای بدخیم قابلیت حمله به بافت‌های اطراف و گسترش به سایر نقاط بدن از طریق خون یا سیستم لنفاوی را دارند. این فرآیند که با عنوان متاستاز شناخته می‌شود، موجب دشواری در درمان و افزایش مقاومت سلول‌های سرطانی نسبت به روش‌های درمانی رایج می‌گردد.

درمان سرطان در مراحل اولیه، زمانی که تومور هنوز محدود به محل اصلی خود بوده و به سایر بخش‌های بدن سرایت نکرده است، عموماً نتایج مؤثرتری به همراه دارد. در این مرحله، هدف اصلی درمان حذف کامل تومور اولیه و جلوگیری از رشد یا بازگشت آن است. روش‌های معمول درمان شامل جراحی برای برداشتن بافت سرطانی و در صورت نیاز استفاده از درمان‌های تکمیلی مانند شیمی‌درمانی و پرتودرمانی می‌باشد که با هدف کاهش احتمال بازگشت بیماری و از بین بردن سلول‌های سرطانی باقی‌مانده به کار گرفته می‌شوند. در این شرایط، شانس موفقیت درمان و طول عمر بیماران به‌طور قابل توجهی افزایش می‌یابد و کیفیت زندگی آن‌ها نیز بهبود می‌یابد.

پژوهش‌های متعددی نشان داده‌اند که جلوگیری از متاستاز و شناسایی آن در مراحل اولیه، می‌تواند به کاهش قابل توجهی در میزان مرگ‌ومیر ناشی از سرطان منجر شود. روش‌های جدید درمانی هم‌چون ایمونوتراپی و درمان‌های هدفمند، که به سلول‌های سرطانی و مسیرهای مولکولی خاص آن‌ها حمله می‌کنند، امیدهای جدیدی را برای مقابله با سرطان در مراحل پیشرفته به وجود آورده‌اند. تومورهای اولیه معمولاً با جراحی یا شیمی‌درمانی به‌خوبی قابل کنترل هستند، اما تومورهای متاستازیافته به درمان‌ها مقاومت نشان می‌دهند [۱]. روش‌های درمانی سرطان متنوع هستند و بسته به نوع آن شامل جراحی، شیمی‌درمانی، پرتودرمانی، درمان فوتودینامیک، ایمونوتراپی، ژن‌درمانی و ضدرگ‌زایی می‌شود. انتخاب روش مناسب به‌گونه‌ای که تومور به‌طور کامل تخریب شده و آسیب حداقلی به بافت‌های سالم وارد شود، از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است. یکی از روش‌های مؤثر درمانی گرمادرمانی است که در آن با افزایش دما در محل تومور، این سلول‌ها از بین می‌روند. این روش به‌طور گسترده در درمان تومورهای اندام‌های داخلی مانند کبد، کلیه، ریه و استخوان استفاده می‌شود. سلول‌های سرطانی به دما حساس هستند و زمانی که دمای بین ۴۱ تا ۴۶ درجه سانتی‌گراد به مدت ۲۰ تا ۶۰ دقیقه اعمال شود، تکثیر آن‌ها متوقف می‌شود [۲ و ۳].

مرگ سلول‌های سرطانی به دو صورت رخ می‌دهد: نکروز و آپوپتوز. در نکروز که نوعی مرگ ناگهانی است، ضایعه‌ای مانند زخم برجا می‌ماند، اما آپوپتوز به مرگ تدریجی سلول‌ها اشاره دارد که بدون ایجاد ضایعه‌ای قابل توجه، بافت تخریب شده از طریق جذب بافت و دفع نهایی حذف می‌شود. در گرمادرمانی، هر دو نوع مرگ سلولی رخ می‌دهد. استفاده از امواج مایکروویو یا فرکانس رادیویی تک‌قطبی می‌تواند نکروز را مستقیماً در محل اعمال ایجاد کند، در حالی‌که آپوپتوز در بافت‌های مجاور رخ می‌دهد. از روش‌های مختلفی مانند فرکانس رادیویی، مایکروویو، امواج فراصوت متمرکز با شدت بالا و لیزر برای گرمادرمانی استفاده می‌شود. در این روش‌ها، با کمک سونوگرافی یا سی‌تی اسکن، محل دقیق تومور شناسایی شده و گرما به آن اعمال می‌شود. فرکانس رادیویی و امواج مایکروویو به‌عنوان روش‌های رایج در گرمادرمانی شناخته می‌شوند [۸-۴]

در روش گرمادرمانی با امواج فرکانس رادیویی، از جریان الکتریکی در محدوده فرکانسی ۳۰۰ کیلوهرتز تا یک مگاهرتز برای انتقال انرژی به بافت هدف استفاده می‌شود. این روش به‌ویژه در محدوده فرکانسی ۴۵۰ تا ۵۰۰ کیلوهرتز برای کاربردهای درمانی مورد استفاده قرار می‌گیرد [۹, ۱۰]. در این فناوری، فرآیند حرارت‌دهی بر اساس اصل تولید گرما از طریق مقاومت ژولی است؛ به این معنا که عبور جریان الکتریکی از بافت رسانا منجر به تولید گرما می‌شود [۱۱]. در این روش، تصویربرداری با تکنیک‌هایی مانند سونوگرافی، سی‌تی‌اسکن یا ام‌آرآی برای هدایت دقیق الکترودها به تومورهای سرطانی به کار گرفته می‌شود. جریان‌های الکتریکی با فرکانس بالا باعث تولید گرما و از بین بردن سلول‌های سرطانی در مجاورت الکترودها می‌شود. این روش با بازده بالایی انرژی را به بافت انتقال می‌دهد، اما به دلیل این‌که گسترش گرما توسط الکترودها محدود است و با توان جریان تغییر

[Downloaded from jeed.dezful.iau.ir on 2026-11-08]

[DOI: 10.82377/jeed.2025.2.548]

می‌کند، حجم بافتی که گرما می‌بیند محدود می‌شود. به همین دلیل، گرمادرمانی با فرکانس رادیویی در درمان تومورهای نزدیک به رگ‌های بزرگ و تومورهایی که متاستاز کرده‌اند، کارایی محدودی دارد [۱۰]. امواج مایکروویو بخشی از طیف امواج الکترومغناطیسی هستند که در محدوده فرکانسی ۳۰۰ مگاهرتز تا ۳۰ گیگاهرتز قرار دارند. وقتی این امواج از میان بافت‌های حاوی مولکول‌های قطبی عبور می‌کنند، این مولکول‌ها تحت تأثیر میدان الکتریکی امواج شروع به نوسان می‌کنند. این نوسان منجر به برخورد بین مولکول‌ها و در نهایت افزایش دما می‌شود. مولکول‌هایی که بیش‌تر قطبی هستند، بهتر با میدان الکتریکی همگام می‌شوند و در نتیجه به‌طور موثرتری گرم می‌شوند. هم‌چنین، یون‌های موجود در بافت که دارای بار الکتریکی هستند، با میدان الکتریکی امواج مایکروویو واکنش نشان می‌دهند و دامنه حرکت آن‌ها افزایش می‌یابد، که این امر نیز به تولید گرما کمک می‌کند [۱۲]. گرمایش موضعی با استفاده از امواج مایکروویو از طریق آنتن‌های مایکروویو انجام می‌شود که برای نخستین بار در دهه ۱۹۷۰ توسعه یافت و از اواخر دهه ۱۹۸۰ به صورت گسترده در کاربردهای پزشکی به کار گرفته شد [۱۲, ۱۳]. از مزایای گرمادرمانی با مایکروویو می‌توان به کارایی بالا در از بین بردن تومورهای بزرگ، تومورهای مجاور رگ‌های بزرگ و حتی درمان هم‌زمان تومورهای متعدد اشاره کرد. این روش نسبت به فرکانس رادیویی نرخ درمانی بیش‌تری دارد، اما یکی از چالش‌های آن جذب یکسان امواج توسط تومور و بافت‌های سالم مجاور است که می‌تواند بازده کلی روش را کاهش دهد. بیماری‌های پروستات، چه بدخیم و چه خوش‌خیم، در مردان بالای ۵۰ سال بسیار رایج هستند. به‌دلیل موقعیت آناتومیکی خاص پروستات، می‌توان از روش‌های متنوعی برای درمان بیماری‌های موضعی پروستات با استفاده از هایپرتِرمی بهره برد. این روش‌ها شامل درمان‌های درون‌حفره‌ای هستند که از طریق مقعد یا پیشابراه انجام می‌شوند. سرطان پروستات، که به‌عنوان دومین تومور شایع در مردان بالای ۵۵ سال شناخته می‌شود، سومین علت مرگ ناشی از سرطان در مردان نیز است. این نوع سرطان عموماً به‌صورت آدنوکارسینوما ظاهر می‌شود و معمولاً در نواحی محیطی و خلفی پروستات قرار دارد. برای درمان این نوع سرطان و سایر مشکلات پروستات، می‌توان از دستگاه‌های هایپرتِرمی استفاده کرد که به دو روش اصلی وارد بدن می‌شوند: از طریق مقعد یا پیشابراه. این دستگاه‌ها با هدف افزایش دمای بافت پروستات، به‌ویژه در نواحی موردنظر، عمل می‌کنند و به این ترتیب، امکان درمان‌های هدفمند و مؤثری را فراهم می‌آورند.

در سال‌های اخیر تحقیقات گسترده‌ای بر روی اثرات جانبی و بهینه‌سازی روش‌های گرمادرمانی انجام شده است [۱۷-۱۴]. لو و همکاران [۱۸] به بررسی تأثیر اندازه رگ‌های کبدی در جلوگیری از آسیب‌های گرمایی ناشی از درمان با فرکانس رادیویی پرداختند. نتایج نشان داد که رگ‌های بزرگ‌تر (قطر بیش از ۴ میلی‌متر) گرما را از خود دور کرده و به این ترتیب از آسیب‌های جدی به بافت‌های اطراف محافظت می‌کنند. در پژوهشی دیگر، محققان [۱۹] با استفاده از روش المان محدود به بررسی عددی اثرات چاه حرارتی رگ‌های خونی هنگام استفاده از امواج مایکروویو پرداختند. این مطالعه نشان داد که در صورت حضور رگ‌های خونی، توزیع دما در مقایسه با حالت بدون رگ کاهش می‌یابد و با افزایش جریان خون، اثر چاه حرارتی افزایش می‌یابد. رینگ و همکاران [۲۰] نیز در بررسی آزمایشگاهی تأثیر فاصله رگ از منبع حرارت و جریان خون بر اثرات چاه حرارتی در هنگام گرمادرمانی با مایکروویو به این نتیجه رسیدند که فاصله رگ از منبع گرمایی و شدت جریان خون به‌طور مستقیم بر میزان این اثر تأثیر دارد. تحقیقات لهمان و همکاران [۲۱] نیز نشان داد که در هنگام گرمادرمانی با فرکانس رادیویی دوقطبی، چاه حرارتی زمانی به‌وجود می‌آید که جریان خون حداقل به ۱۰ میلی‌متر بر دقیقه برسد. هم‌چنین، پیلای و همکاران [۱۷] نشان دادند که در هنگام استفاده از فرکانس رادیویی تک‌قطبی، دوقطبی و مایکروویو، اثر چاه حرارتی به میزان نزدیکی سنسور گرما به رگ کبدی بستگی دارد؛ به‌طوری‌که این اثر در فاصله ۸ میلی‌متری بیش‌ترین مقدار و در فاصله بیش‌تر از ۳۰ میلی‌متری از بین می‌رود. لیو و همکاران [۲۲] نشان دادند که بهره‌گیری از روش گرمادرمانی با استفاده از امواج رادیویی، در ترکیب با شیمی‌درمانی، پرتودرمانی، ایمنی‌درمانی یا ژن‌درمانی، می‌تواند اثربخشی درمان تومورهای جامد بدخیم را افزایش داده و به کاهش بازگشت بیماری کمک کند. گوولو و همکاران [۲۳] به بررسی میزان اثربخشی و چالش‌های موجود در پرتودرمانی و هم‌چنین امکان ترکیب آن با گرمادرمانی در درمان سرطان پروستات پرداختند. در این پژوهش، با ارائه شواهد آزمایشگاهی و بالینی، از کاربرد هم‌زمان این دو روش در درمان سرطان پروستات حمایت شده و هم‌چنین به بررسی موارد کاربردی و چشم‌اندازهای آینده این

[Downloaded from jeed.dezful.iau.ir on 2026-11-08]

[DOI: 10.82377/jeed.2025.2.548]

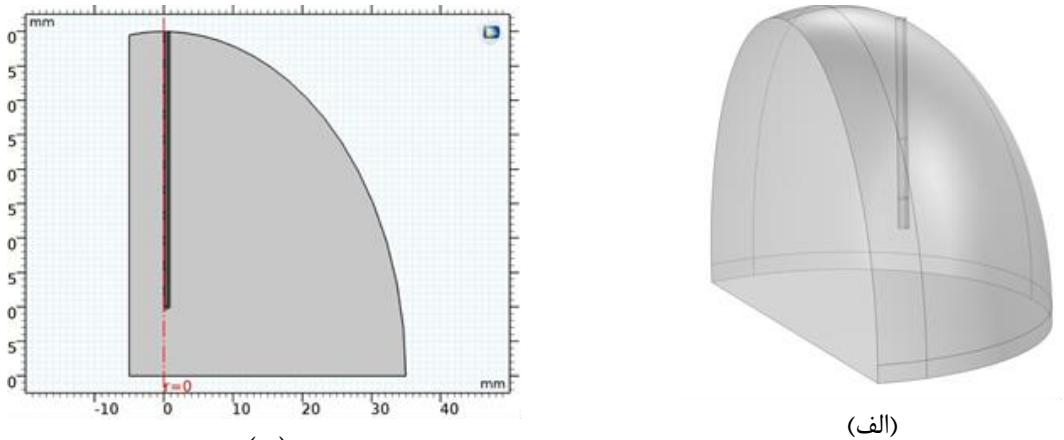
درمان ترکیبی پرداخته شده است. لیو و همکاران [۲۴] نیز در مطالعه‌ای نشان دادند که استفاده از امواج رادیویی برای نابودی تومور در درمان سرطان ریه، با وجود زمان درمان طولانی‌تر، موجب بهبود بقاء کلی و کاهش پیشرفت بیماری در مقایسه با روش مشابه بر پایه امواج مایکروویو می‌شود، در حالی‌که هر دو روش از نظر عوارض جانبی تقریباً مشابه هستند. وو و همکاران [۲۵] به بررسی کاربردهای بالینی گرمادرمانی با امواج رادیویی در درمان سرطان، به‌ویژه سرطان کبد پرداختند و چالش‌هایی مانند نابودی ناقص تومور و راهکارهای مقابله با آن را مطرح کردند. آنان هم‌چنین به بررسی سازوکارهای پایداری و تهاجم سلول‌های سرطانی پس از این درمان و نتایج پژوهش‌های بالینی مربوط به ترکیب این روش با دیگر درمان‌ها جهت افزایش اثرگذاری پرداخته‌اند.

در تحقیق دیگر، کاکان و همکاران [۲۶] نیز نشان دادند که گرمادرمانی رادیویی با استفاده از الکترودهای دوقطبی، روشی قابل اجرا برای بیماران مبتلا به بزرگ‌شدگی خوش‌خیم پروستات است که امکان انجام جراحی ندارند و می‌تواند به بهبود علائم ادراری و ارتقای کیفیت زندگی آنان کمک کند. هوبنر و همکاران [۲۷] در پژوهشی به بررسی کاربردها و نتایج مثبت گرمادرمانی در درمان سرطان پرداختند و نشان دادند که این روش در کنار شیمی‌درمانی و پرتودرمانی، موجب افزایش پاسخ درمانی تومور، کنترل موضعی بهتر، کاهش درد و افزایش مدت بقاء بیماران می‌شود. مصطفی و همکاران [۲۸] نیز به بهینه‌سازی طراحی ابزارهای انتقال‌دهنده امواج مایکروویو برای درمان سرطان کبد پرداختند و با کاهش ناسازگاری در امپدانس، توانستند انتقال مؤثر انرژی به بافت توموری را افزایش داده و آسیب به بافت سالم پیرامون را به حداقل برسانند.

با توجه به تحقیقات پیشین، هنوز مطالعه‌ی جامع عددی در زمینه‌ی استفاده از روش‌های گرمادرمانی برای درمان تومورهای پروستات انجام نشده که بتواند به‌طور مشخص پیش‌بینی کند که کدام یک از روش‌های موجود برای درمان تومور کارآیی بهتری دارد. این خلأ علمی، انگیزه‌ای برای پژوهش‌های جدید در این حوزه فراهم کرده است. در این پژوهش، هدف بررسی و مقایسه‌ی اثرات گرمادرمانی با استفاده از دو روش مختلف، یعنی امواج رادیویی و امواج مایکروویو، بر روی تومور پروستات است. در هر حالت، میزان نکروز در قسمت های مختلف بافت نیز ارزیابی شده است.

۲- هندسه مورد مطالعه

شکل (۱) و (۲) هندسه پروستات مورد مطالعه و مش‌بندی آن را نشان می‌دهد. با توجه به فیزیک پروب‌ها برای شبیه‌سازی امواج رادیویی، هندسه به‌صورت سه‌بعدی و برای امواج مایکروویو، هندسه به‌صورت دوبعدی متقارن درنظر گرفته شده است. ولتاژ امواج رادیویی برابر ۸ ولت و در مدت زمان ۱۰ دقیقه اعمال شده است. فرکانس امواج ماکروویو برابر ۲/۴۵ گیگاهرتز و توان امواج ماکروویو ۱۰ وات در نظر گرفته شده است.

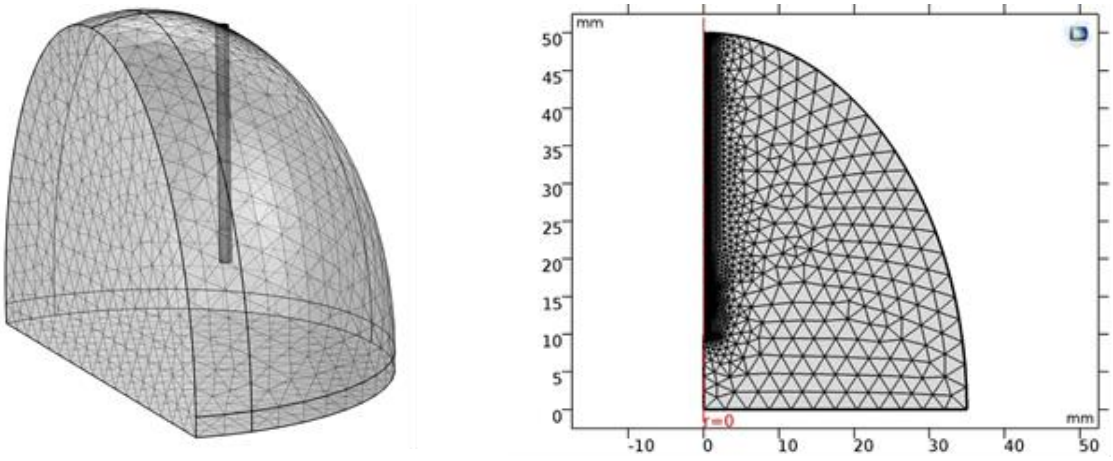


(الف) (ب)

شکل ۱: مدل فیزیکی برای مدل‌سازی الف) فرکانس رادیویی، ب) امواج ماکروویو

[Downloaded from jeed.dezful.iau.ir on 2026-11-08]

[DOI: 10.82377/jeed.2025.2.548]



(ب) (الف)

شکل ۲: شبکه مش‌بندی برای مدل‌سازی الف) امواج ماکروویو، ب) امواج رادیویی

۳- معادلات حاکم

مهم‌ترین پارامتر در بررسی کارآیی یک روش گرمادرمانی، مدل‌سازی انتقال حرارت و تعیین تغییرات دما در بافت موردنظر است. بافت را می‌توان مانند یک محیط متخلخل اشباع شده مورد بررسی قرار داد متداول‌ترین و پذیرفته‌ترین مدل، مدل انتقال حرارت زیستی پنس است.

$$\rho C_p \frac{\partial T}{\partial t} + \nabla.(k\nabla T) = \rho_b C_b W_b (T_b - T) + Q_{met} + Q_{ext} \quad (۱)$$

در معادله (۱)، T دمای موضـــعی بافت، T_b دمای شـــریانی، C_b گرمای ویژه خون (J/kg.K)، Q_{ext} منبع حرارتی خارجی (W/m^3) C_p گرمای ویژه بافت (J/kg.K)، k قابلیت هدایت حرارتی (W/m.K)، W_b نرخ نفوذ خون ($kg.s/m^3$) و Q_{met} نرخ متابولیک (W/m^3) است. میزان آسیب به بافت با استفاده از معادله آرنیوس به‌صورت زیر محاسبه می‌شود:

$$\frac{d\alpha}{dt} = A.\exp(-\frac{dE}{RT}) \quad (۲)$$

درمعادله (۲)، A فاکتور فرکانس، dE انرژی فعال سازی آ سیب بازگ شت‌ناپذیر (J/mol) و α تابع آ سیب ا ست. A و dE وابسته به نوع بافت هستند.

نسبت حجم بافت تخریب شده به حجم کل بافت توسط θ_d، توسط معادله زیر بیان شده است:

$$\theta_d = 1 - \exp - \alpha \quad (۳)$$

انتشار امواج الکترومغناطیسی در آنتن های هم‌محور توسط میدان‌های الکترومغناطیس (TEM) مشخص متقاطع می‌شوند:

$$E = e_r \frac{C}{r} e^{i(\omega t - kz)} \quad (۴)$$

$$H = e_\varphi \frac{C}{rz} e^{i(\omega t - kz)} \quad (۵)$$

$$P_{av} = \int_{r_{inner}}^{r_{outer}} \mathrm{Re}(\frac{1}{2} E \times H^*) 2\pi r dr = e_z \pi \frac{c^2}{z} \ln(\frac{r_{outer}}{r_{inner}}) \quad (۶)$$

در معادله‌های (۴) و (۵) و(۶)، z جهت انتشار، P_{av} زمان متوسط جریان یافتن توان در آنتن،z امپدانس موج در دی‌الکتریک آنتن، r_{inner} و r_{outer} به‌ترتیب شعاع داخلی و شعاع خارجی دی‌الکتریک هستند:

$$k = \frac{2\pi}{\lambda} \quad (۷)$$

[Downloaded from jeed.dezful.iau.ir on 2026-11-08]

[DOI: 10.82377/jeed.2025.2.548]

در معادله(۷)، k عدد موج و λ طول موج است.

برای مدل کردن آنتن ماکروویو از معادله (۸) ا ستفاده شده ا ست که در آن ε_r گذردهی نسبی یا ثابت دی الکتریک، ε_0 ثابت گذردهی خلأ $(8.85\times10^{-12}C^2N^{-1}m^{-2})$، ω فرکانس زاویه‌ای (Rad/s)، σ هدایت الکتریکی (S/m)، μ_r نفوذپذیری نسبی، H شدت میدان مغناطیسی (A/m) و k_0 عدد موج خلأ است.

$$\nabla\times\left((\varepsilon_r-\frac{i\sigma}{\omega\varepsilon_o})^{-1}\nabla\times H_\varphi\right)-\mu_r k_o^2 H_\varphi=0 \quad (۸)$$

نقطه تغذیه به‌صورت پورت طبق معادله زیر تعریف شده است:

$$n\times\sqrt{\varepsilon}E-\sqrt{\mu}H_\varphi=-2\sqrt{\mu}H_{\varphi 0} \quad (۹)$$

$$H_{\varphi 0}=\frac{\sqrt{\frac{P_{av}z}{\pi r\ln\left(\frac{r_{outer}}{r_{inner}}\right)}}}{r} \quad (۱۰)$$

منبع حرارتی خارجی، زمانی که از امواج ماکروویو اســـتفاده می‌شـــود، برابر با گرمای مقاومتی به‌وجود آمده از میدان الکترومغناطیسی بوده که طبق معادله (۱۱) است:

$$Q_{ext}=\frac{1}{2}\mathrm{Re}\left[(\sigma-j\omega\varepsilon)E.E^*\right] \quad (۱۱)$$

معادله زیر مربوط به معادله جریان الکتریکی زمانی‌که از فرکانس رادیویی اســـتفاده می‌شـــود, اســـت در این معادله v پتانسـیل(ولت)، σ هدایت الکتریکی (S/m)، J^e چگالی جریان خرجی (A/m^2) و Q_j منبع جریان (A/m^3) اسـت. در این مدل J^e و Q_j صفر هستند.

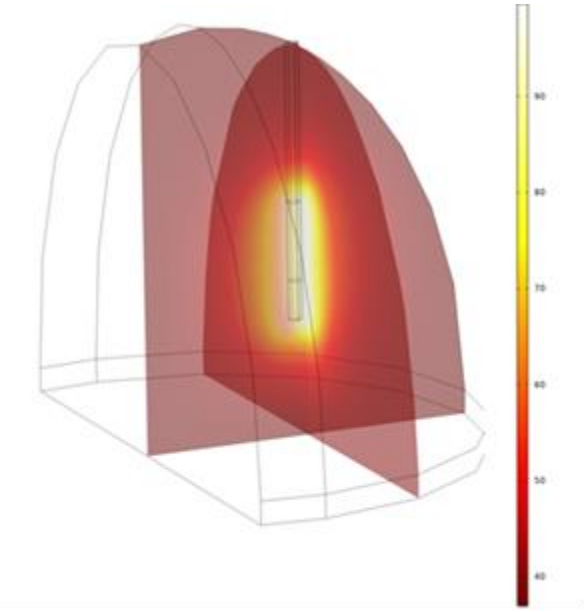
$$-\nabla\cdot(\sigma\nabla V-J^e)=Q_i \quad (۱۲)$$

۴- نتایج و بحث

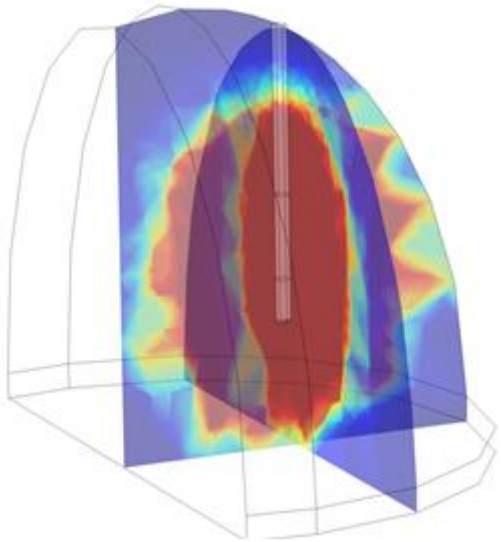
شـــکل‌های (۳) و (۴) توزیع دما و الگوی نکروز بافت را در حین اعمال گرمادرمانی مبتنی بر امواج فرکانس رادیویی نشـــان می‌دهند. بر اساس نتایج به‌دست‌آمده، مشاهده می‌شود که دما در ناحیه مجاور منبع حرارتی به حداکثر مقدار خود می‌رسد و با افزایش فاصله از منبع، یک گرادیان دمایی واضح به سمت بیرون شکل می‌گیرد. این کاهش دما، مستقیماً با کاهش شدت نکروز بافتی مرتبط است، به‌گونه‌ای که حداکثر میزان نکروز در ناحیه تماس مستقیم تروکار با بافت رخ می‌دهد. در این ناحیه، به‌دلیل عبور مســـتقیم جریان الکتریکی و تبدیل آن به انرژی گرمایی از طریق مقاومت الکتریکی بافت، دما به حد آســـتانه‌های آســـیب سلولی و مرگ نکروتیک می‌رسد. در مقابل، بافت‌های اطراف به‌دلیل دریافت کم‌تر انرژی حرارتی، تنها دچار آسیب‌های جزئی یا نکروز ناقص می‌شـــوند. این الگو تأیید می‌کند که انتقال حرارت در محیط بیولوژیکی به‌صـــورت هدایت انجام شـــده و به‌واســـطه خواص ترمال بافت، از جمله رســـانایی گرمایی و ظرفیت گرمایی ویژه، توزیع دما محدود به ناحیه اطراف الکترود باقی می‌ماند. بنابراین، طراحی و جای‌گذاری بهینه منبع حرارتی، نظیر موقعیت تروکار، نقش مهمی در شـــکل‌دهی ناحیه درمان‌شـــده و به حداقل رساندن آسیب به بافت‌های سالم ایفا می‌کند.

[Downloaded from jeed.dezful.iau.ir on 2026-11-08]

[DOI: 10.82377/jeed.2025.2.548]



شکل ۳: کانتور دما در گرمادرمانی با فرکانس رادیویی



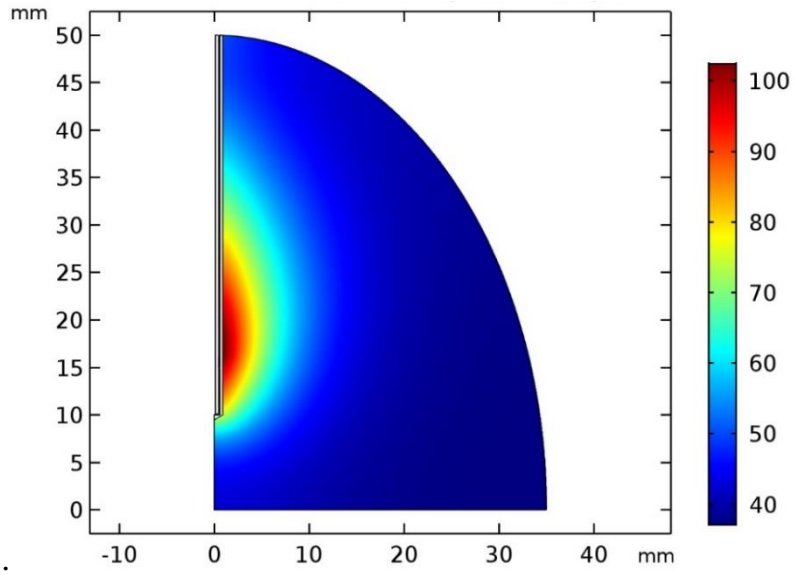
شکل ۴: کانتور نکروز بافت در گرمادرمانی با فرکانس رادیویی

شکل‌های (۵) و (۶) به‌ترتیب توزیع دما و میزان نکروز بافت را در شرایط استفاده از گرمادرمانی با امواج ماکروویو نشان می‌دهند. مطابق با نتایج به‌د ست‌آمده، با افزایش فا صله از منبع حرارتی، کاهش مح سوس در دمای بافت م شاهده می شود که به‌دنبال آن، شدت نکروز نیز به‌تدریج کاهش می‌یابد. بالاترین دما و بیش‌ترین میزان آسیب حرارتی در ناحیه مجاور الکترود مایکروویو رخ می‌دهد، در حالی‌که در فواصل دورتری از منبع، دما به زیر آستانه القای نکروز (معمولاً ۴۳ تا ۵۰ درجه سانتی‌گراد بسته به زمان تماس) کاهش می‌یابد و در نتیجه نکروز بافتی یا رخ نمی‌دهد یا بسیار محدود است. الگوی توزیع دما نشان می‌دهد که با وجود اینکه امواج ماکروویو به‌صورت عمیق‌تری در بافت نفوذ می‌کنند، جذب انرژی توسط مولکول‌های آب و تبدیل آن به گرما، عمدتاً در اطراف منبع انجام می‌شود و با افزایش فاصله، به‌دلیل تضعیف میدان الکترومغناطیسی و اتلاف حرارتی از طریق هدایت، دما کاهش می‌یابد. این روند منجر به شکل‌گیری یک ناحیه نکروز مرکزی با دمای بالا و حاشیه‌ای با دمای پایین‌تر می‌شود که انتقال حرارت نقش مهمی در آن ایفا می‌کند. این نتایج تأکید می‌کنند که کنترل دقیق مدت زمان

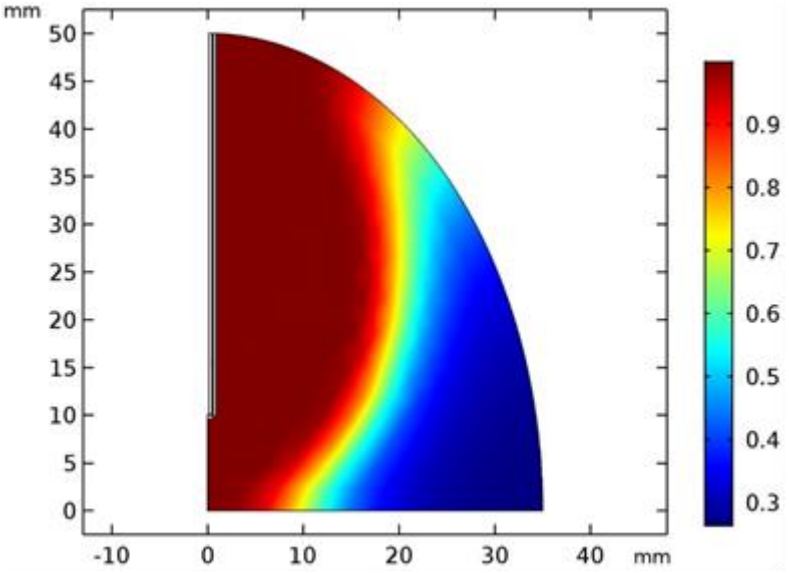
[Downloaded from jeed.dezful.iau.ir on 2026-11-08]

[DOI: 10.82377/jeed.2025.2.548]

تابش و موقعیت منبع حرارتی در درمان با امواج ماکروویو، برای حصول حداکثر اثربخشی درمانی و جلوگیری از آسیب ناخواسته به بافت‌های سالم اطراف، ضروری است.



شکل ۵: کانتور دما در گرمادرمانی با امواج ماکروویو



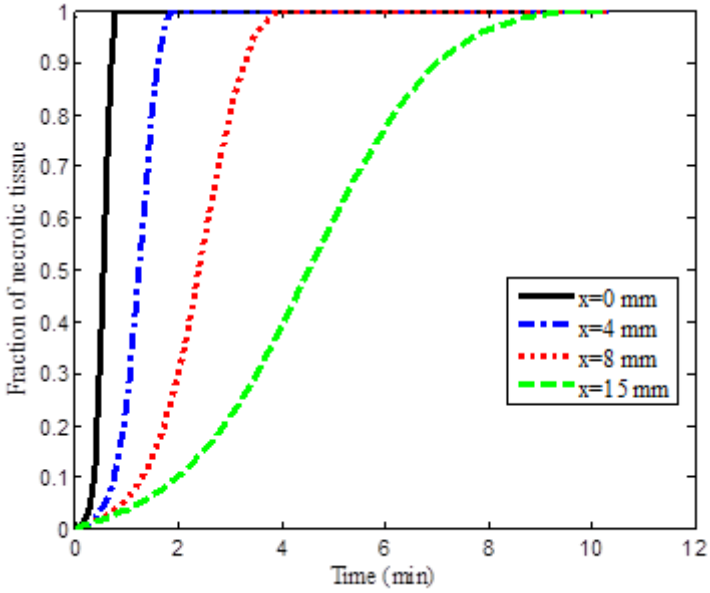
شکل ۶: کانتور نکروز بافت در گرمادرمانی با امواج ماکروویو

هم‌چنین شکل‌های (۷) و (۸) در مکان‌های مختلف نکروز بافت برحسب زمان را نشان می‌دهد. در این شکل‌ها متغیر x بیانگر فاصله نقاط مختلف از تروکار است. با توجه به شکل (۷) در حالتی که از گرمادرمانی با روش فرکانس رادیویی استفاده شده است، نزدیک‌ترین نقطه به اپلیکاتور در مدت زمان کم‌تر ۱ دقیقه از بین رفته‌اند و نکروز آن‌ها به یک رسیده است و با افزایش فاصله، نکروز بافت در زمان‌های بیش‌تری رخ می‌دهد. هم‌چنین در شکل (۸) که از گرمادرمانی با امواج ماکروویو استفاده شده است نقاط نزدیک به اپلیکاتور مشابه حالت رادیوو در مدت زمان کم‌تر از ۱ دقیقه کاملاً از بین رفته‌اند و میزان نکروز آن‌ها به ۱ رسیده است، اما با افزایش فاصله به ۲۰ میلی متر، میزان نکروز به ۰/۶ کاهش یافته است. همان‌گونه که در شکل می‌بینید

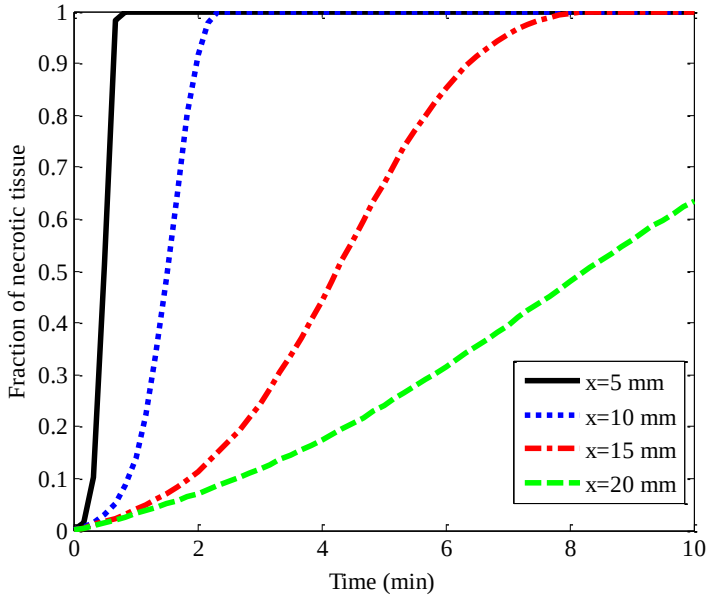
[Downloaded from jeed.dezful.iau.ir on 2026-11-08]

[DOI: 10.82377/jeed.2025.2.548]

در گرمادرمانی با امواج ماکروویو دارای کاهش نکروز بافت با افزایش فاصله از منبع حرارتی هستیم اما در امواج رادیویی میزان نکروز بافت در فواصل داده شده به یک می رسد پس می‌توان به این نتیجه رسید که از منظر نکروز بافت استفاده از امواج ماکروویو مطلوب‌تر از امواج رادیویی است.



شکل ۷: نکروز بافت برحسب زمان هنگام گرمادرمانی با امواج رادیویی در فواصل مختلف از اپلیکاتور

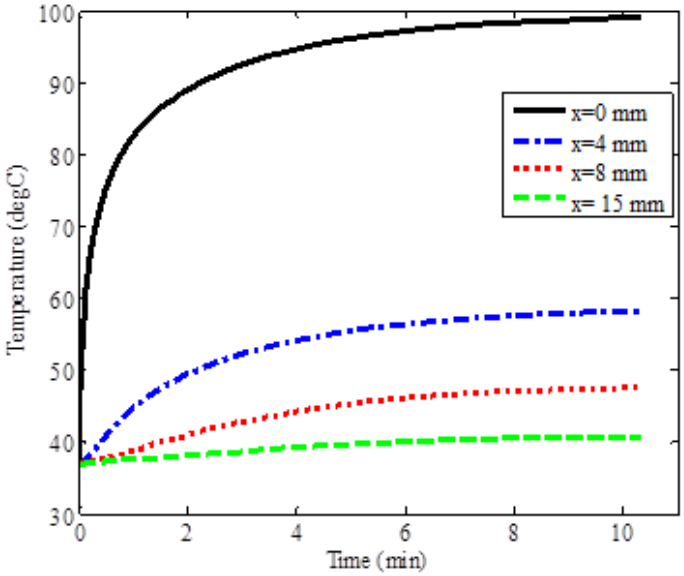


شکل ۸: نکروز بافت برحسب زمان هنگام گرمادرمانی با امواج مایکروویو در فواصل مختلف از اپلیکاتور

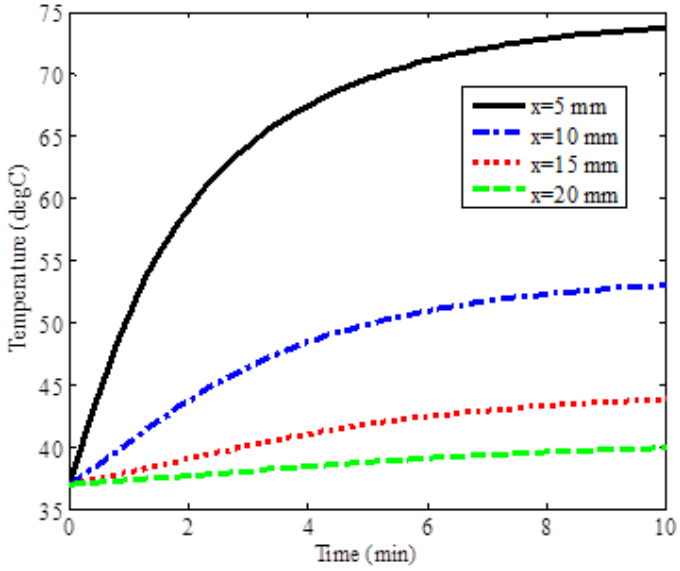
شکل‌های (۹) و (۱۰) توزیع دمای بافت در نقاط مختلف نسبت به فاصله از تروکار را بر حسب زمان نشان می‌دهند. شکل (۹) که مربوط به گرمادرمانی با امواج رادیویی اســـت، نشـــان می‌دهد که نزدیک‌ترین نقطه به تروکار در زمانی کوتاه، به دمای بحرانی لازم برای ایجاد نکروز حرارتی در بافت می‌رســد. این افزایش ســریع دما در مجاورت منبع حرارتی منجر به نکروز بافتی

[Downloaded from jeed.dezful.iau.ir on 2026-11-08]
[DOI: 10.82377/jeed.2025.2.548]

در ناحیه تماس مستقیم با تروکار می‌شود که برای هدف درمانی بسیار مطلوب است. از سوی دیگر، شکل (۱۰) مربوط به گرمادرمانی با امواج ماکروویو است که در آن، نزدیک‌ترین نقطه به تروکار طی مدت زمان تقریبی یک دقیقه به دمای حدود ۵۰°C می‌رسد. این دما که در محدوده دمای مؤثر برای ایجاد نکروز حرارتی قرار دارد، باعث آسیب به سلول‌های سرطانی می‌شود. هم‌چنین در این حالت، با افزایش فاصله از تروکار، دما به تدریج کاهش می‌یابد که نشان‌دهنده توزیع حرارتی گسترده‌تر و یکنواخت‌تر نسبت به روش امواج رادیویی است. این الگوی توزیع دما می‌تواند منجر به نکروز بافتی در نواحی گسترده‌تری گردد، ولی شدت نکروز در نقاط دورتر کاهش می‌یابد. این نتایج اهمیت پارامترهای زمانی و مکانی را در تنظیم فرآیند گرمادرمانی برجسته می‌سازد و نشان می‌دهد که هر یک از روش‌های مورد بررسی دارای ویژگی‌های منحصر به‌فردی در انتقال حرارت و تأثیرگذاری بر بافت هدف ه ستند. بنابراین، انتخاب روش گرمادرمانی منا سب و بهینه سازی پارامترهای آن، از جمله فاصله تروکار و مدت زمان تابش، برای دست‌یابی به نتایج درمانی بهتر و کاهش آسیب به بافت‌های سالم اطراف ضروری است.



شکل ۹: دما برحسب زمان هنگام گرمادرمانی با امواج رادیویی در فواصل مختلف از اپلیکاتور



شکل ۱۰: دما برحسب زمان هنگام مایکروویو با امواج مایکروویو در فواصل مختلف از اپلیکاتور

[Downloaded from jeed.dezful.iau.ir on 2026-11-08]

[DOI: 10.82377/jeed.2025.2.548]

۵- نتیجه‌گیری

در این پژوهش به بررسی و مقایسه گرمادرمانی تومور پروستات با استفاده از دو روش امواج رادیویی و امواج مایکروویو پرداخته شد. یافته‌های این مطالعه نشان می‌دهد که هر دو روش در ایجاد نکروز بافت مؤثر هستند، اما از نظر تأثیر بر میزان نکروز و توزیع حرارتی، تفاوت‌های قابل‌توجهی وجود دارد. در روش گرمادرمانی با امواج رادیویی، کانتور دما نشان داد که نواحی نزدیک به منبع حرارتی دمای بالاتری داشته و نکروز بافت با شدت بیشتری در این مناطق رخ می‌دهد. در مقابل، در روش مایکروویو، توزیع دما و نکروز بافت گسترده‌تر بوده و با افزایش فاصله از منبع حرارتی، کاهش تدریجی در میزان نکروز مشاهده شد. نکته جالب توجه این است که در گرمادرمانی با امواج مایکروویو، بافت‌های نزدیک به اپلیکاتور در زمان کوتاه‌تری نسبت به امواج رادیویی به دمای لازم برای نکروز رسیدند. هم‌چنین، میزان نکروز بافت در امواج مایکروویو با افزایش فاصله از منبع حرارتی به‌صورت تدریجی کاهش یافت، در حالی‌که در امواج رادیویی نکروز به حداکثر ممکن رسید. این نتایج نشان می‌دهد که استفاده از امواج مایکروویو به‌دلیل کنترل بهتر بر توزیع دما و نکروز بافت، ممکن است روشی کارآمدتر برای درمان تومور پروستات باشد. هم‌چنین این روش می‌تواند خطر آسیب به بافت‌های سالم اطراف تومور را کاهش دهد. نتایج این تحقیق می‌تواند به بهبود روش‌های درمانی و انتخاب روش بهینه برای بیمارانی که نیاز به گرمادرمانی دارند، کمک کند.

فهرست علائم

علائم انگلیسی			
فاکتور فرکانس (S^{-1})	A	امپدانس موج دی الکتریک آنتن (Ω)	Z
گرمای ویژه (J/kg.K)	C	نرخ پرفیوژن خون ($kg.s/m^3$)	w
شدت میدان الکتریکی (V/m)	E	پتانسیل (V)	V
چگالی جریان خارجی (A/m^2)	J^e	شعاع (mm)	r
شدت میدان مغناطیسی (A/m)	H	قطر (mm)	d
ثابت انتشار (cm^{-1})	k	دما (K)	T
عدد موج خلأ (cm^{-1})	K_0	زمان متوسط جریان یافتن توان در انتن (W/m^2)	P_{av}
منبع حرارت (W/m^3)	Q	منبع جریان (A/m^3)	Q_j
علائم یونانی			
تابع آسیب	α	چگالی (kg/m^3)	ρ
طول موج (cm)	θ_d	هدایت الکتریکی (S/m)	σ
نفوذ پذیری (NA^{-2})	μ	ثابت گذردهی ($C^2N^{-1}m^{-2}$)	ε
زیرنویس‌ها			
خون	b	خارجی	ext
متابولیزم	met		

مراجع

[1] M. Noori Daloii, H. Fazilaty, M. Tabrizi, Cancer metastasis, genetic and microenvironmental factors of distant tissue: a review article, (2013) 671-683.

[2] H. Chiriac, P. Tudor, C. Eugen, L. Luminita, D. D. Herea, C. Danceanu, N. Lupu. In vitro cytotoxicity of Fe–Cr–Nb–B magnetic nanoparticles under high frequency electromagnetic field. Journal of Magnetism and Magnetic Materials 380 (2015) 13-19.

[Downloaded from jeed.dezful.iau.ir on 2026-11-08]

[DOI: 10.82377/jeed.2025.2.548]

[3] A. Hervault, T. Nguyễn, T. Kim, Magnetic nanoparticle-based therapeutic agents for thermo-chemotherapy treatment of cancer, Nanoscale 6 (20) (2014) 11553-11573.

[4] M. R. Callstrom, A. Nick Kurup, Percutaneous ablation for bone and soft tissue metastases—why cryoablation? Skeletal radiology 38 (2009) 835-839.

[5] G. D. Dodd, M. C. Soulen, R. A. Kane, T. Livraghi, W. R. Lees, Y. Yamashita, A. R. Gillams, O. I. Karahan, H. Rhim, Minimally invasive treatment of malignant hepatic tumors: at the threshold of a major breakthrough, Radiographics 20 (1) (2000) 9-27.

[6] K. Ming, M. D. Lu, X. Y. Xie, H. X. Xu, L. Q. Mo, G. J. Liu, Z. F. Xu, Y. L. Zheng, J. Y. Liang, Liver cancer: increased microwave delivery to ablation zone with cooled-shaft antenna—experimental and clinical studies, Radiology 242 (3) (2007) 914-924.

[7] P. F. Laeseke, L. A. Sampson, C. L. Brace, T. C. Winter III, J. P. Fine, F. T. Lee Jr, Unintended thermal injuries from radiofrequency ablation: protection with 5% dextrose in water." American journal of roentgenology ,186 (5 supplement) (2006) S249-S254.

[8] A. M. Paganini, A. Rotundo, L. Barchetti, E. Lezoche, Cryosurgical ablation of hepatic colorectal metastases, Surgical oncology 16 (2007) 137-140.

[9] E. J. Berjano, Theoretical modeling for radiofrequency ablation: state-of-the-art and challenges for the future, Biomedical engineering online 5 (1) (2006) 24.

[10] D. Haemmerich, Biophysics of radiofrequency ablation, Critical Reviews™ in Biomedical Engineering 38 (1) (2010).

[11] J. W. Strohbehn, Temperature distributions from interstitial RF electrode hyperthermia systems: theoretical predictions, International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics 9 (11) (1983) 1655-1667.

[12] A. A. Petryk, A. J. Giustini, R. E. Gottesman, B. S. Trembly, P. J. Hoopes. Comparison of magnetic nanoparticle and microwave hyperthermia cancer treatment methodology and treatment effect in a rodent breast cancer model, International Journal of Hyperthermia 29 (8) (2013) 819-827.

[13] C. T. Coughlin, Prospects for interstitial hyperthermia, In Interstitial hyperthermia: physics, biology and clinical aspects, CRC Press, (2023) 1-10.

[14] R. V. Stigliano, Development and validation of a treatment planning model for magnetic nanoparticle hyperthermia cancer therapy. Dartmouth College, 2014.

[15] G. J. Qian, , N. Wang, Q. Shen, Y. Hong Sheng, J. Q. Zhao, M. Kuang, G. J. Liu, M. Ch. Wu., Efficacy of microwave versus radiofrequency ablation for treatment of small hepatocellular carcinoma: experimental and clinical studies, European radiology 22 (2012) 1983-1990.

[16] T. D. Khokhlova, J. H. Hwang, HIFU for palliative treatment of pancreatic cancer, Journal of gastrointestinal oncology 2 (3) (2011) 175.

[17] K. Pillai, J. Akhter, T. C. Chua, M. Shehata, N. Alzahrani, I. Al-Alem, D. L. Morris. Heat sink effect on tumor ablation characteristics as observed in monopolar radiofrequency, bipolar radiofrequency, and microwave, using ex vivo calf liver model, Medicine 94 (9) (2015) e580.

[18] D. S, Lu, , S. S. Raman, D. J. Vodopich, M. Wang, J. Sayre, C. Lassman. Effect of vessel size on creation of hepatic radiofrequency lesions in pigs: assessment of the "heat sink" effect, American Journal of Roentgenology 178 (1) (2002) 47-51.

[19] P. Yhamyindee, P. Phasukkit, S. Tungjitkusolmon, A. Sanpanich. Analysis of heat sink effect in hepatic cancer treatment near arterial for microwave ablation by using finite element method. In The 5th 2012 Biomedical Engineering International Conference, IEEE, (2012) 1-5.

[Downloaded from jeed.dezful.iau.ir on 2026-11-08]

[DOI: 10.82377/jeed.2025.2.548]

[20] K. I. Ringe, C. Lutat, C. Rieder, A. Schenk, F. Wacker, H. J. Raatschen, Experimental evaluation of the heat sink effect in hepatic microwave ablation, PloS one 10 (7) (2015) e0134301.

[21] Z. H. Ma, Y. P. Wang, W. H. Zheng, J. Ma, X. Bai, Y. Zhang, Y. H. Wang, D. Chi, X. B. Fu, X. D. Hua. Prognostic factors and therapeutic effects of different treatment modalities for colorectal cancer liver metastases, World Journal of Gastrointestinal Oncology 12 (10) (2020) 1177.

[22] J. Liu, et al., Enhancing the therapeutic impact of sublethal radiofrequency hyperthermia in malignant solid tumor treatment, Heliyon 10.8 (2024).

[23] J. Le Guevelou, et al., Combined hyperthermia and radiotherapy for prostate cancer: a systematic review, International Journal of Hyperthermia 39.1 (2022) 547-556.

[24] X. Liu, et al., Radiofrequency ablation versus microwave ablation for lung cancer/lung metastases: a meta- analysis, ANZ Journal of Surgery 95.1-2 (2025) 56-65.

[25] J. Wu, et al., Radiofrequency ablation: mechanisms and clinical applications, MedComm 5.10 (2024) e746.

[26] T. Kacan, et al., Comparison of bipolar radiofrequency thermotherapy and transurethral prostate resection in treatment of benign prostate hyperplasia, Cirugía y cirujanos 91.6 (2023) 757-761.

[27] J. Hübner, et al., A Review of the Effect of Hyperthermia in the Treatment of Various Types of Cancer, Clinical Cancer Investigation Journal 13.1-2024 (2024) 40-45.

[28] M. Nurfarhana, et al., Development of microwave antenna for cancer treatment, International Conference on Innovative Technology, Engineering and Science. Cham: Springer International Publishing, (2020).

[Downloaded from jeed.dezful.iau.ir on 2026-11-08]

[DOI: 10.82377/jeed.2025.2.548]

Numerical Simulation and Comparison of Prostate Cancer Hyperthermia Using Microwave and Radiofrequency Waves

Parima Salimi[1] and Hamoon Pourmirzaagha[1]*

[1]Department of Mechanical and Aerospace Engineering, Ram, C., Islamic Azad University, Ramsar, Iran

Received: spring 2025 Accepted: summer 2025

Abstract

This study numerically investigates and compares the effectiveness of two thermal therapy techniques: radio frequency heating and microwave heating for the treatment of prostate tumors. Due to the lack of comprehensive numerical investigations in this field, the main objective is to evaluate the temperature distribution and the extent of tissue necrosis caused by each method. In this research, the geometry of the prostate was modeled in three dimensions for the radio frequency method and as a two-dimensional axisymmetric structure for the microwave method. In the radio frequency simulation, an electrical voltage of eight volts was applied for ten minutes, whereas in the microwave simulation, a frequency of 2.45 gigahertz and a power input of ten watts were used. The results show that both methods are effective in inducing tissue necrosis; however, microwave heating produced a more uniform temperature distribution and a broader area of necrosis. Moreover, microwave heating caused less damage to surrounding healthy tissue. Therefore, microwave thermal therapy may serve as a more efficient and safer approach for the localized treatment of prostate tumors. The findings of this study can support the optimization and selection of appropriate thermal treatment strategies in clinical oncology.

Key words: Hyperthermia, Prostate, Radiofrequency, Microwave, Tumor
*corresponding author: Hamoon.pourmirzaagha@iau.ac.ir

Cite this article as: Parima Salimi, Hamoon Pourmirzaagha, Numerical Simulation and Comparison of Prostate Cancer Hyperthermia Using Microwave and Radiofrequency Waves. **Journal of Energy Conversion, 2025, 12(2), 55-68**.

[Downloaded from jeed.dezful.iau.ir on 2026-11-08]

[DOI: 10.82377/jeed.2025.2.548]