



Numerical Analysis of the Heat Sink Effect of Blood Vessels on Hepatic Radiofrequency and Microwave Ablation

ARTICLE INFO

Article Type

Original Research

Authors

Maaref Y.¹ MSc,

Pakravan H.A.*¹ PhD,

Jafarpur Kh.¹ PhD

How to cite this article

Maaref Y, Pakravan H.A, Jafarpur Kh. Numerical Analysis of the Heat Sink Effect of Blood Vessels on Hepatic Radiofrequency and Microwave Ablation. Modares Mechanical Engineering. 2019;19(7):1711-1720.

ABSTRACT

During the last 3 decades, different therapeutic methods have been used for cancer treatment. Hyperthermia is one of these methods, which destroys the tumor cells with applying temperatures about 41-46°C. Thermal ablations of hepatic tumors near large blood vessels are affected by the heat sink effect of blood vessels. In this study, the heat sink effect of blood vessels on hepatic mono-polar radiofrequency and microwave ablation was investigated. The simulation is performed by numerical solution of bio-heat transfer equation with equations of electrical current or electromagnetic waves. To analyze the heat sink effect of blood vessels, the tissue is modeled with and without blood vessel. The fraction of necrotic tissue is determined for 3 different diameters of blood vessels including 5, 10, and 15 mm. The results show that when the applicator distance to the blood vessel is less than or equal to 8 mm, the necrotic value significantly decreases and the heat sink effect becomes important; however, for distances larger than 30 mm, the necrotic value does not change and the heat sink effect is diminished. The heat sink effect increases with blood vessel diameter due to the blood flow increase. In addition, the results indicated that the microwave ablation is less affected by the heat sink effect in comparison with the mono-polar radiofrequency.

Keywords Hyperthermia; Heat Sink Effect; Mono-Polar Radiofrequency; Microwave

¹Thermo-Fluids Department Department, Mechanical Engineering School, Shiraz University, Shiraz, Iran

*Correspondence

Address: School of Mechanical Engineering, Shiraz University, Shiraz, Iran

Phone: +98 (71) 36133364

Fax: +98 (71) 3647 3538

pakravan@shirazu.ac.ir

Article History

Received: July 22, 2018

Accepted: January 05, 2019

ePublished: July 01, 2019

CITATION LINKS

[1] Cancer metastasis, genetic and microenvironmental factors ... [2] In vitro cytotoxicity of Fe-Cr-Nb-B magnetic nanoparticles under ... [3] Magnetic nanoparticle-based therapeutic agents for ... [4] Percutaneous ablation for bone and soft tissue metastases ... [5] Minimally invasive treatment of malignant hepatic ... [6] Liver cancer: Increased microwave delivery ... [7] Unintended thermal injuries from radiofrequency ablation: Protection with ... [8] Cryosurgical ablation of hepatic colorectal ... [9] Theoretical modeling for radiofrequency ablation: State ... [10] Biophysics of radiofrequency ... [11] Temperature distributions from interstitial RF electrode ... [12] Comparison of magnetic nanoparticle and microwave ... [13] Prospects for interstitial ... [14] Magnetic nanoparticle hyperthermia as an adjuvant ... [15] Efficacy of microwave versus radiofrequency ablation ... [16] HIFU for palliative treatment of pancreatic ... [17] Heat sink effect on tumor ablation characteristics ... [18] Effect of vessel size on creation of hepatic ... [19] Analysis of heat sink effect in hepatic cancer treatment ... [20] Experimental evaluation of the heat sink effect in hepatic ... [21] Minimal vascular flows cause strong heat sink effects ... [22] Heat sink phenomenon of bipolar and monopolar radiofrequency ablation ... [23] Analytical characterization of heat transport ... [24] The relationship between portal venous and hepatic ... [25] Radiofrequency ablation of malignant liver ... [26] Investigation of thermal ... [27] Numerical modeling of microwave ...

بررسی عددی اثر چاه حرارتی رگ در هنگام گرمادرمانی تومور کبدی با استفاده از امواج مایکروویو و فرکانس رادیویی

یاسمن معارف MSc

گروه حرارت و سیالات، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه شیراز، شیراز، ایران

حسینعلی پاکروان* PhD

گروه حرارت و سیالات، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه شیراز، شیراز، ایران

خسرو جعفرپور PhD

گروه حرارت و سیالات، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه شیراز، شیراز، ایران

چکیده

در سه دهه گذشته، روش‌های متعددی برای درمان سرطان مورد استفاده قرار گرفته است. در این بین گرمادرمانی یکی از روش‌های درمان سرطان است که در آن با اعمال دمای بین $41-46^{\circ}\text{C}$ ، رشد سلول‌های سرطانی متوقف می‌شود. گرمادرمانی تومورهای کبدی در مجاورت رگ‌های بزرگ، تحت تاثیر اثر چاه حرارتی رگ قرار می‌گیرد. در این پژوهش اثر چاه حرارتی رگ در هنگام گرمادرمانی تومور کبدی با استفاده از امواج مایکروویو و فرکانس رادیویی تک‌قطبی مورد بررسی قرار گرفته است. در شبیه‌سازی‌های حاضر، معادلات انتقال حرارت زیستی به‌همراه معادلات جریان الکتریکی یا امواج الکترومغناطیسی حل شده است. به‌منظور بررسی اثر چاه حرارتی، یک بار بافت همراه با رگ و بار دیگر بافت تنها بدون حضور رگ مدل شده است. سه قطر ۵، ۱۰ و ۱۵ میلی‌متر برای رگ در نظر گرفته شده و میزان نکرور برای هر حالت محاسبه شده است. نتایج حاضر نشان می‌دهند زمانی که رگ در فاصله کمتر از ۸ میلی‌متر از منبع حرارتی قرار گیرد، میزان نکرور به‌شدت کاهش می‌یابد و اثر چاه حرارتی مهم می‌شود و برای فواصل بزرگ‌تر از ۳۰ میلی‌متر، اثر چاه حرارتی از بین می‌رود. از طرف دیگر، در بررسی تاثیر قطر رگ مشاهده شد که با افزایش قطر، به‌دلیل افزایش جریان خون، اثر چاه حرارتی رگ افزایش می‌یابد. همچنین براساس نتایج تحقیق اخیر، گرمادرمانی با استفاده از امواج مایکروویو در مقایسه با فرکانس رادیویی تک‌قطبی، کمتر تحت تاثیر اثر چاه حرارتی رگ قرار می‌گیرد.

کلیدواژه‌ها: گرمادرمانی، اثر چاه حرارتی رگ، فرکانس رادیویی تک‌قطبی، امواج مایکروویو

تاریخ دریافت: ۱۳۹۷/۰۴/۳۱

تاریخ پذیرش: ۱۳۹۷/۱۱/۱۵

*نویسنده مسئول: pakravan@shirazu.ac.ir

۱- مقدمه

سرطان، از جمله بیماری‌هایی بوده که از دیرباز دامن‌گیر بشر شده است و امروزه دومین عامل مرگ و میر پس از بیماری‌های قلبی-عروقی به شمار می‌آید. بدن انسان از سلول‌های بی‌شماری تشکیل شده است. زمانی که فرآیند تکثیر و تمایز سلول‌ها دچار مشکلی شود، تومورها به‌صورت توده جرمی غیرعادی بروز می‌کنند. بافت تومور شامل رگ‌های خونی، سلول‌ها و فضای میان‌بافتی است. این بافت فاقد عروق لنفاوی است. تومورها براساس میزان تهاجمی بودن و قابلیت پخش شدن در بدن به دو دسته تومورهای خوش‌خیم و تومورهای بدخیم تقسیم می‌شوند. بیش از ۹۰٪ مرگ‌ومیرهای سرطانی به‌دلیل متاستاز رخ می‌دهد. متاستاز به مفهوم رشد، تکثیر، گسترش و تهاجم سلول‌های توموری به سایر قسمت‌های بدن است. تومورهای اولیه می‌توانند توسط جراحی یا درمان‌های مکمل شیمیایی به‌خوبی درمان شوند، اما سرطان‌هایی که به مرحله متاستاز رسیده‌اند به درمان مقاوم هستند^[۱]. با توجه به نوع سرطان، روش‌های گوناگونی برای درمان آن به کار گرفته می‌شود. این روش‌ها شامل عمل جراحی، شیمی‌درمانی، رادیودرمانی، فوتودینامیک‌درمانی، ایمونودرمانی، ژن‌درمانی و درمان ضد‌رگ‌زایی است. یکی از پارامترهای مهم در انتخاب روش درمان تومور، در نظر گرفتن نسبت درمانی (TI) است. نسبت درمانی یک

روش درمان، به‌معنای استفاده از روشی است که در آن بافت سرطانی کاملاً از بین برود، در صورتی که کمترین آسیب به بافت سالم برسد. هر چه میزان نسبت درمانی بیشتر باشد، به این معناست که روش درمانی صورت‌گرفته بیشترین آسیب را به بافت سرطانی و کمترین آسیب را به بافت سالم رسانده است. بنابراین برای انتخاب روش درمان، باید از روشی با نسبت درمانی بالا استفاده کرد.

به ازبین‌بردن موضعی تومور با استفاده از افزایش دما در منطقه تحت درمان گرمادرمانی گفته می‌شود. از روش گرما به‌طور گسترده‌ای برای ازبین‌بردن تومورهای کبد، کلیه، ریه و استخوان استفاده می‌شود. سلول‌های سرطانی نسبت به دمای بالا آسیب‌پذیر هستند. رشد این سلول‌ها با اعمال دمای بین 41°C تا 46°C یا زیر 47°C در مدت زمان ۲۰ تا ۶۰ دقیقه متوقف می‌شود^[۲, ۳]. مرگ سلول‌ها به دو صورت نکرور و آپوپتوز رخ می‌دهد. در حالت نکرور که به آن مرگ ناگهانی سلول گفته می‌شود، ضایعه‌ای بر جا می‌ماند که این ضایعه به‌صورت زخم یا کبودی است. اما در حالت آپوپتوز که به آن مرگ تدریجی سلول گفته می‌شود، سلول به‌آرامی از بین می‌رود. غشای سلول باز می‌شود و محتویات آن به بیرون از غشا می‌ریزد. از طریق بافت جذب و در نهایت دفع می‌شود و ضایعه‌ای بر جا نمی‌ماند. در گرمادرمانی هم نکرور و هم آپوپتوز رخ می‌دهد. هنگام گرمادرمانی با استفاده از امواج مایکروویو (MW) یا فرکانس رادیویی تک‌قطبی در مکانی که مستقیماً اپلیکاتور قرار داده شده است، نکرور اتفاق می‌افتد. اطراف آن نکرور متوسط و برای بافت‌های مجاور آن آپوپتوز رخ می‌دهد. به‌منظور افزایش دمای بافت از روش‌های فرکانس رادیویی (RF)، امواج مایکروویو امواج فراصوت متمرکز با شدت بالا (HIFU) و لیزر استفاده می‌شود. در این روش‌ها با استفاده از امواج فراصوت یا سی‌تی‌اسکن محل دقیق تومور پیدا می‌شود و گرما به آن اعمال می‌شود. بیشترین روشی که در گرمادرمانی کاربرد دارد، استفاده از فرکانس رادیویی و امواج مایکروویو است^[۴-۸].

۱-۱- گرمادرمانی با استفاده از فرکانس رادیویی

در گرمادرمانی توسط امواج فرکانس رادیویی، جریان الکتریکی در فرکانس ۳۰۰ کیلوهرتز تا یک‌مگاهرتز به بافت ارسال می‌شود. در اغلب کاربردهای درمانی حال حاضر از محدوده فرکانسی ۵۰۰-۴۵۰ کیلوهرتز استفاده می‌شود^[۹, ۱۰]. مکانیزم حرارت‌دهی از نوع ژول است که در آن بر اثر عبور جریان الکتریکی از یک رسانا، حرارت تولید می‌شود^[۱۱]. در این روش از شیوه‌های مختلف تصویربرداری مانند سونوگرافی، سی‌تی‌اسکن یا ام‌آر‌آی برای هدایت الکترودهای سوزنی در تومورهای سرطانی استفاده می‌شود. جریان‌های الکتریکی با فرکانس بالا باعث ایجاد گرمایش نقطه‌ای می‌شوند و سلول‌های پیرامون الکترون را از بین می‌برند. در این روش انرژی با بازده بالا به بافت منتقل می‌شود اما از آنجایی که گرما توسط الکترودها گسترش می‌یابد و با مربع جریان تغییر می‌کند، حجم گرمادهی و به‌دنبال آن الگوی حرارت‌دهی محدود می‌شود. محدودیت این روش در عدم درمان تومورهای نزدیک به رگ‌های بزرگ و تومورهایی بوده که در آنها متاستاز رخ داده است^[۱۰].

۲-۱- گرمادرمانی با استفاده از امواج مایکروویو

امواج مایکروویو ناحیه‌ای از امواج الکترومغناطیسی هستند که در محدوده فرکانسی ۳۰۰ مگاهرتز تا ۳۰ گیگاهرتز گسترده شده‌اند. در اثر عبور امواج مایکروویو از مجاورت مولکول‌های قطبی، دو انتهای قطبی این مولکول‌ها شروع به تغییر وضعیت و نوسان خواهند نمود که همگام با نوسان میدان الکتریکی امواج مایکروویو است.

بررسی عددی اثر چاه حرارتی رگ در هنگام گرمادرمانی با امواج مایکروویو با استفاده از روش المان محدود پرداختند. در این مطالعه برای دو حالت بدون حضور رگ و در حضور رگ، توزیع دما، نرخ جذب مخصوص و مساحت بافت از بین رفته محاسبه شده است. نتایج نشان داده توزیع دما در حالت بدون رگ، در محدوده بالاتری نسبت به حالتی بوده که رگ در نظر گرفته شده است. در پژوهشی همچنین نشان دادند که با افزایش نرخ نفوذ خون، اثر چاه حرارتی افزایش می‌یابد [20]. رینگ و همکاران [20] به بررسی آزمایشگاهی اثر چاه حرارتی در هنگام گرمادرمانی با استفاده از امواج مایکروویو پرداختند. در پژوهش فوق، تأثیر فاصله رگ تا منبع حرارتی و میزان جریان خون روی اثر چاه حرارتی بررسی شده است. زمانی که رگ در فاصله‌ای به قطر ۱۵ میلی‌متر اطراف اپلیکاتور قرار گرفته است، اثر چاه حرارتی دیده می‌شود و با افزایش جریان خون این اثر نیز افزایش می‌یابد. /همان و همکاران [21]، به بررسی کمترین مقدار جریان خون برای پیدایش اثر چاه حرارتی هنگام گرمادرمانی با استفاده از فرکانس رادیویی دوقطبی پرداختند. نتایج آنها نشان داد که با افزایش جریان خون به بیش از یک میلی‌متر بر دقیقه اثر چاه حرارتی قابل توجه می‌شود. همچنین در تحقیق /همان و همکاران نشان داده شد که مقدار جریان خون برای دستیابی به بیشترین اثر چاه حرارتی برابر ۱۰ میلی‌متر بر دقیقه است و برای جریان خون بیش از ۱۵۰۰ میلی‌متر بر دقیقه، اثر چاه حرارتی ثابت می‌ماند [21]. پیلای و همکاران [17] به مقایسه اثر چاه حرارتی در گرمادرمانی با استفاده از امواج فرکانس رادیویی تک‌قطبی، امواج فرکانس رادیویی دوقطبی و امواج مایکروویو پرداخته‌اند. نتایج آنان نشان داد که اثر چاه حرارتی، زمانی اتفاق می‌افتد که سنسور گرما در حدود ۸ میلی‌متر نزدیک به ورید کبدی باشد و زمانی که فاصله سنسور گرما از ورید بیشتر از ۳۰ میلی‌متر باشد، این اثر از بین می‌رود. آنها در مطالعات خود به این نتیجه رسیدند که با در نظر گرفتن اثر چاه حرارتی یا بدون در نظر گرفتن آن، فرکانس رادیویی دوقطبی منطقه وسیع‌تری را نسبت به فرکانس رادیویی تک‌قطبی یا مایکروویو تحت تأثیر قرار می‌دهد و گرم می‌کند. پژوهش /عالم و همکاران [22] نشان داده است که فرکانس رادیویی تک‌قطبی، آسیب بیشتری نسبت به دوقطبی به بافت‌های دور از رگ وارد می‌کند. تخریب بافت ممکن است متناسب با نفوذپذیری باشد که آن نیز متناسب با قطر رگ است.

با توجه به تحقیقات پیشین، تاکنون مطالعه جامعی انجام نشده است که بتواند اثر چاه حرارتی را در روش‌های مختلف گرمادرمانی بررسی کند و بتواند پیش‌بینی کند که برای یک تومور کبدی خاص، کدام یک از روش‌های موجود کارایی بهتری دارد. در این پژوهش سعی بر این است که اثر چاه حرارتی رگ در هنگام گرمادرمانی برای از بین بردن تومور کبدی با استفاده از امواج رادیویی تک‌قطبی و امواج مایکروویو مقایسه شود. برای بررسی اثر چاه حرارتی، یک بار بافت همراه با رگ و بار دیگر بافت تنها بدون حضور رگ مدل شده است. در هر حالت، میزان نکرور در قسمت‌های مختلف بافت نیز ارزیابی شده است. همچنین اثر افزایش قطر رگ و تغییر فاصله رگ تا منبع گرمایی نیز مطالعه شده است.

۲- روش و مراحل

با توجه به فیزیک پروب‌ها برای شبیه‌سازی امواج رادیویی، هندسه به صورت سه‌بعدی و برای امواج مایکروویو، هندسه به صورت دوبعدی متقارن در نظر گرفته شده است. شکل ۱ هندسه کبد را نشان می‌دهد که به صورت یک استوانه در نظر گرفته شده است.

این نوسان در مولکول‌ها منجر به افزایش برخوردهای بین‌مولکولی و در نتیجه افزایش دما خواهد شد و هر چه مولکول قطبی‌تر باشد، بهتر با میدان ناشی از امواج مایکروویو همگام خواهد شد. یون‌ها ذرات بارداری هستند که در محلول پخش شده‌اند و می‌توانند با میدان الکتریکی ناشی از امواج مایکروویو همگام شوند و دامنه حرکت خود را افزایش دهند که این نیز منجر به افزایش برخوردها و افزایش دما خواهد شد. گرمادرمانی توسط امواج مایکروویو حاصل چرخش مولکول‌های قطبی بافت (به‌طور عمده آب) در پاسخ به یک میدان الکتریکی نوسانی است. انرژی نوسانی به دلیل اتلافات اصطکاکی به گرما تبدیل می‌شود [12]. گرم‌کردن موضعی با استفاده از آنتن مایکروویو صورت می‌گیرد. این آنتن در اواخر دهه ۱۹۷۰ توسعه یافت و تقریباً از یک تا دو دهه قبل برای کاربردهای پزشکی مورد استفاده قرار گرفت [12, 13]. مزیت استفاده از امواج مایکروویو نسبت به فرکانس رادیویی در از بین بردن تومورهای بزرگ، درمان تومورهای نزدیک به ورید یا شریان‌های بزرگ و درمان تومورهای متعدد به صورت هم‌زمان است. همچنین روش گرمادرمانی با امواج مایکروویو، نسبت درمانی بیشتری در مقایسه با فرکانس رادیویی دارد. عدم تفاوت در جذب امواج مایکروویو در تومور و بافت اطراف آن موجب کاهش بازده این روش می‌شود. محدودیت‌های دیگر این روش در درمان تومورهای بزرگ و تومورهایی بوده که در آنها متاستاز رخ داده است [14, 15].

۱-۳- گرمادرمانی با استفاده از امواج فراصوت متمرکز

در این روش، امواج صوتی به صورت متمرکز به بافت ارسال می‌شوند. انبساط و انقباض مکانیکی بافت، باعث ایجاد اصطکاک و در نهایت گرما می‌شود. این روش کاملاً غیرتهاجمی است و بازده بالایی دارد. محدودیت این روش در عدم تفاوت در جذب انرژی صوتی توسط تومور و بافت اطراف آن است [16].

۱-۳- گرمادرمانی با استفاده از لیزر

در این روش لیزر به صورت پرتوهای نوری با انرژی بالا به صورت غیرتهاجمی به بافت ارسال می‌شود و دمای آن را تا 150°C بالا می‌برد. از لیزرهای ان-دی-یگ با طول موج ۰۶۴ نانومتر و دایود با طول موج ۰۹۸۰-۸۰۰ نانومتر به‌طور عمده استفاده می‌شود. نور از طریق فیبرهای کوارتزی منعطف با قطر ۰۶۰۰-۳۰۰ میکرومتر منتقل می‌شود. این روش برای درمان تومورهای متاستاز کبدی و گره‌های لنفاوی به کار گرفته می‌شود. گرمادرمانی با استفاده از لیزر در مقایسه با امواج مایکروویو و فرکانس رادیویی کمتر مورد توجه محققان قرار گرفته است [17].

یکی از مهم‌ترین مسائل در روش گرمادرمانی، جریان خون است. تنظیم دمای بدن از طریق تنظیم دبی خون در قسمت‌های مختلف بدن از جمله وظایف خون است. زمانی که دمای بافت در هنگام گرمادرمانی افزایش می‌یابد، دبی خون و انتقال حرارت افزایش می‌یابد و موجب می‌شود تا دوز حرارتی اعمالی به بافت ناکافی شود. به این پدیده اثر چاه حرارتی رگ گفته می‌شود [18]. در سال‌های اخیر مطالعات متعددی روی اثر چاه حرارتی رگ و تأثیر آن بر روش‌های مختلف گرمادرمانی انجام شده است. /لو و همکاران [18] به بررسی تأثیر اندازه رگ‌های کبدی روی اثرات جانبی ناشی از درمان در روش فرکانس رادیویی پرداختند. آنها با استفاده از تصویربرداری و تحلیل بافت آسیب‌شناسی، اثر چاه حرارتی رگ‌های خونی را بررسی کردند و نشان دادند که رگ‌های بزرگ‌تر، تمایل به حفاظت از خود در برابر آسیب‌های جدی دارند و در رگ‌هایی با ابعاد بیشتر از ۴ میلی‌متر، اثر چاه حرارتی دیده می‌شود، اما آسیب رگی قابل توجهی دیده نمی‌شود. در پژوهشی [20]، به

۱-۲- معادلات حاکم

مهم‌ترین پارامتر در بررسی کارایی یک روش گرمادرمانی، مدل‌سازی انتقال حرارت و تعیین تغییرات دما در بافت مورد نظر است. بافت را می‌توان مانند یک محیط متخلخل اشباع‌شده مورد بررسی قرار داد. انتقال گرما در بافت یا اندام‌ها، شامل انتقال حرارت هدایت در بافت‌ها و سیستم رگ، انتقال حرارت جابه‌جایی بین خون و بافت، تولید حرارت ناشی از متابولیسم یا سوخت‌وساز بدن و شار گرمایی اعمال شده است [23, 24]. برای مدل‌کردن انتقال حرارت در بافت‌های بدن، مدل‌های مختلفی ارائه شده است. متداول‌ترین و پذیرفته‌ترین این مدل‌ها، مدل انتقال حرارت زیستی پنس است [25]:

$$\rho C_p \frac{\partial T}{\partial t} + \nabla \cdot (-k \nabla T) \quad (1)$$

$$= \rho_b C_b w_b (T_b - T) + Q_{met} + Q_{ext}$$

در معادله ۱، T دمای موضعی بافت (کلوین)، T_b دمای شریانی (کلوین)، C_b گرمای ویژه خون ($J/kg \cdot K$)، Q_{ext} منبع حرارتی خارجی (W/m^3)، C_p گرمای ویژه بافت ($J/kg \cdot K$)، k قابلیت هدایت حرارتی ($W/(mK)$)، w_b نرخ نفوذ خون ($kg \cdot s/m^3$) و Q_{met} نرخ متابولیک (W/m^3) است.

در این پژوهش، میزان آسیب به بافت با استفاده از معادله آرنیوس ۲ محاسبه شده است [26]:

$$\frac{d\alpha}{dt} = A \cdot \exp\left(-\frac{dE}{RT}\right) \quad (2)$$

در معادله ۲، A فاکتور فرکانس (s^{-1})، dE انرژی فعال‌سازی آسیب بازگشت‌ناپذیر (J/mol) و α تابع آسیب است. dE و A وابسته به نوع بافت هستند.

نسبت حجم بافت تخریب‌شده به حجم کل بافت، θ_d ، توسط معادله ۳ بیان شده است [26]:

$$\theta_d = 1 - \exp(-\alpha) \quad (3)$$

انتشار امواج الکترومغناطیسی در آنتن‌های هم‌محور توسط میدان‌های الکترومغناطیسی متقاطع (TEM) مشخص می‌شوند [26]:

$$E = e_r \frac{C}{r} e^{j(\omega t - kz)} \quad (4)$$

$$H = e_\phi \frac{C}{rZ} e^{j(\omega t - kz)} \quad (5)$$

$$P_{av} = \int_{r_{inner}}^{r_{outer}} \operatorname{Re}\left(\frac{1}{2} E \times H^*\right) 2\pi r dr \quad (6)$$

$$= e_z \pi \frac{C^2}{Z} \ln\left(\frac{r_{outer}}{r_{inner}}\right)$$

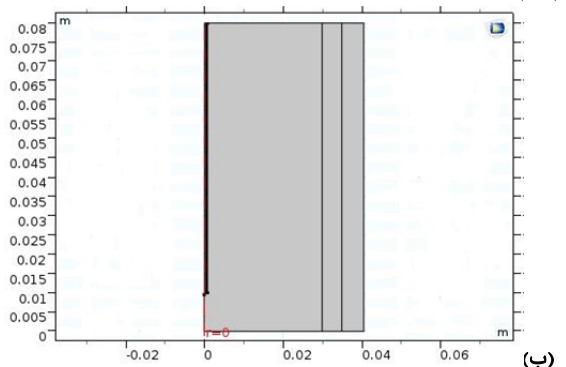
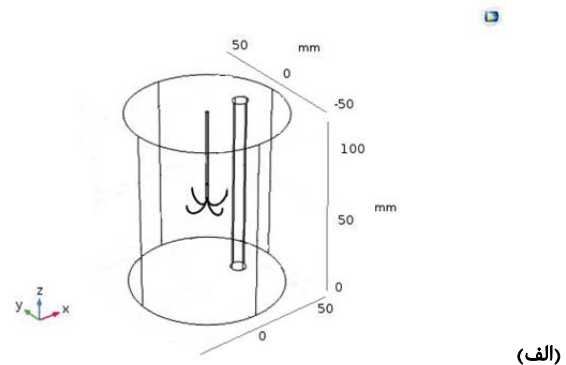
در معادله‌های ۴-۶، Z جهت انتشار، P_{av} زمان متوسط جریان‌یافتن توان در آنتن، Z امپدانس موج در دی‌الکتریک آنتن، r_{outer} و r_{inner} به‌ترتیب شعاع داخلی و شعاع خارجی دی‌الکتریک هستند [26]:

$$k = \frac{2\pi}{\lambda} \quad (7)$$

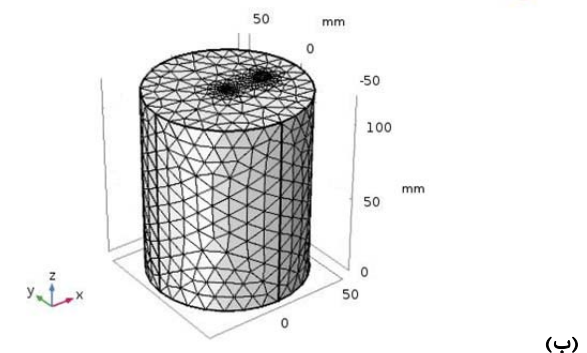
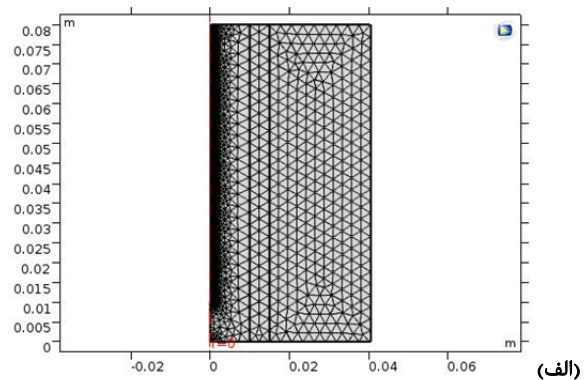
برای مدل‌کردن آنتن مایکروویو از معادله ۸ استفاده شده است [27]:

$$\nabla \times \left(\left(\epsilon_r - \frac{j\sigma}{\omega\epsilon_0} \right)^{-1} \nabla \times H_\phi \right) - \mu_r k_0^2 H_\phi = 0 \quad (8)$$

ولتاژ امواج رادیویی برابر ۲۵ ولت در مدت زمان ۱۰ دقیقه، فرکانس و توان امواج مایکروویو به‌ترتیب برابر با ۲/۴۵ گیگاهرتز و ۱۰ وات در مدت زمان ۱۰ دقیقه اعمال شده است. قطر رگ برابر ۵، ۱۰ و ۱۵ میلی‌متر و یک حالت بدون وجود رگ در نظر گرفته شده است. همچنین در شکل ۲ شبکه‌بندی مطلوب نشان داده شده است.



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



شکل ۲) شبکه‌بندی برای مدل‌سازی امواج مایکروویو و مدل‌سازی فرکانس رادیویی: الف) مدل‌سازی امواج مایکروویو، ب) مدل‌سازی فرکانس رادیویی

نقطه حل شده و از نتایج آنها در حل معادله دما استفاده شده است. محاسبات با استفاده از گام زمانی ۰/۱ ثانیه برای مدل حرارتی و گام زمانی ۰/۱ ثانیه برای معادله جریان الکتریکی و امواج الکترومغناطیسی انجام شده است. معیار همگرایی 10^{-6} و حداکثر مراحل تکرار ۱۰۰۰ در نظر گرفته شده است.

خواص فیزیکی مواد در حالت فرکانس رادیویی در جدول ۱ و برای امواج میکروویو در جدول ۲ نشان داده شده است.

جدول ۱) خواص فیزیکی مواد در حالت فرکانس رادیویی

اجزا	$\rho (\frac{kg}{m^3})$	$C_p (\frac{J}{kg \cdot K})$	$K (\frac{W}{m \cdot K})$	ϵ_r	$\sigma (\frac{S}{m})$
کبد	۱۰۷۹	۳۵۴۰	۰/۵۲	۱	۰/۱۳۳۳
خون	۱۰۰۰	۴۱۸۰	۰/۵۴۳	۱	۰/۶۶۷
الکتروود	۶۴۵۰	۸۴۰	۱۸	۱	1.0×10^{-8}
پایه	۷۰	۱۰۴۵	۰/۰۲۶	۱	1.0×10^{-2}
پدنه	۲۱۵۰۰	۱۳۲	۷۱	۱	1.0×10^{-6}

جدول ۲) خواص فیزیکی مواد در حالت امواج میکروویو

اجزا	k'_r	$\sigma (\frac{S}{m})$	ϵ_r
کبد	۱	۱/۶۹	۴۳/۰۳
خون	۱	۰/۶۶۷	۱
کنتور	۱	۰	۲/۶
دی الکتریک	۱	۰	۲/۰۳
هوا	۱	۰	۱

۳- نتایج و بحث

در گرمادرمانی تومورهای کبدی، اثر چاه حرارتی اهمیت دارد. زیرا خون‌رسانی به کبد از طریق شریان و ورید صورت می‌گیرد. ۲۰٪ خون از طریق شریان کبدی و ۸۰٪ خون از طریق ورید کبدی، وارد کبد می‌شود. خونی که از رگ آئورت به سمت کبد منشعب می‌شود و سرشار از اکسیژن است، از طریق شریان کبدی و خونی که از مویرگ‌ها مواد غذایی را جذب کرده است، برای سم‌زدایی از طریق ورید کبدی، وارد کبد می‌شود. اثر چاه حرارتی در ورید کبدی متفاوت از شریان کبدی بوده که این تفاوت ناشی از اختلاف بین قطر، ضخامت و ترکیبات خون است [24]. بنابراین آسیب به رگ، بستگی به منطقه تحت گرمادرمانی دارد و با توجه به میزان نفوذپذیری کبد و نزدیکی تومور به رگ‌های کوچک و بزرگ در هر بیمار متفاوت است [25]. در بخش بعد به بررسی اثر افزایش قطر رگ و فاصله تا منبع گرمایی، روی اثر چاه حرارتی رگ در هر دو حالت گرمادرمانی با استفاده از امواج رادیویی و امواج میکروویو پرداخته شده است.

۳-۱- بررسی استقلال از شبکه

برای بررسی حل مستقل از شبکه در هنگام استفاده از روش فرکانس رادیویی، نقطه‌ای به مختصات $(L/3, H/2)$ در نظر گرفته شده که L طول بافت و H ارتفاع بافت را نشان می‌دهد. تغییرات دما و خطای نسبی دما با افزایش تعداد المان‌ها مورد بررسی قرار گرفته است. با توجه به جدول ۳ مشاهده می‌شود که با افزایش المان به بیش از ۵۱۰۴، دما تغییراتی ندارد و خطای نسبی دما بسیار کم و تقریباً ثابت است. بنابراین تعداد شبکه محاسباتی مطلوب، برابر با ۵۱۰۴ المان در نظر گرفته شده است. برای بررسی استقلال از شبکه در هنگام استفاده از امواج میکروویو نیز از همین روش استفاده شده است. مشاهده شده که با افزایش المان به بیش از ۹۳۴۹۵، خطای نسبی دما بسیار کم است.

در معادله ۷، k عدد موج و λ طول موج است. در معادله ۸، ϵ_r گذردهی نسبی یا ثابت دی‌الکتریک، ϵ_0 ثابت گذردهی خلأ $(C^2 N^{-1} m^{-2} \times 10^{-12})$ ، 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.

شرط مرزی برای سطوح فلزی به صورت معادله ۹ تعریف می‌شود:

$$n \times E = 0 \quad (9)$$

نقطه تغذیه به صورت پورت طبق معادله ۱۰ تعریف شده است [26]:

$$n \times \sqrt{\epsilon} E - \sqrt{\mu} H_\phi = -2\sqrt{\mu} H_{\phi 0} \quad (10-الف)$$

$$H_{\phi 0} = \frac{\sqrt{\frac{P_{av} Z}{\pi r \ln(\frac{r_{outer}}{r_{inner}})}}}{r} \quad (10-ب)$$

منبع حرارتی خارجی، زمانی که از امواج میکروویو استفاده می‌شود، برابر با گرمای مقاومتی به وجود آمده از میدان الکترومغناطیسی بوده که طبق معادله ۱۱ نشان داده شده است [26]:

$$Q_{ext} = \frac{1}{2} Re[(\sigma - j\omega\epsilon) E \cdot E^*] \quad (11)$$

معادله جریان الکتریکی زمانی که از فرکانس رادیویی استفاده می‌شود، به صورت معادله ۱۲ بیان شده است [26]:

$$-\nabla \cdot (\sigma \nabla V - J^e) = Q_j \quad (12)$$

در معادله ۱۲، V پتانسیل (ولت)، σ هدایت الکتریکی (S/m) ، J^e چگالی جریان خارجی (A/m^2) و Q_j منبع جریان (A/m^3) است. در این مدل J^e و Q_j صفر هستند.

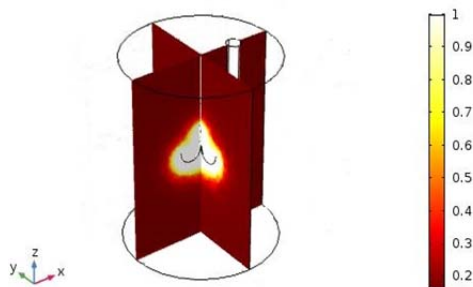
۲-۲- شرایط اولیه و مرزی

مقدار ولتاژ در هنگام گرمادرمانی با روش فرکانس رادیویی روی دیواره استوانه برابر صفر و روی سطح الکتروودها برابر ۲۲ ولت در نظر گرفته شده است. برای سایر مرزها شرط تقارن، صادق بوده و شار برابر صفر است. در معادله انتقال حرارت زیستی، مقدار دما روی دیواره‌های استوانه و دیواره رگ برابر $37^\circ C$ در نظر گرفته شده است و برای سایر مرزهای داخلی، شرط تقارن و شار صفر، لحاظ شده است. مقدار فرکانس در هنگام گرمادرمانی با امواج الکترومغناطیسی، برابر با ۲/۴۵ گیگاهرتز و نقطه تغذیه به صورت پورت با توان ۱۰ وات تعریف شده است. دمای اولیه تمام مرزها برابر $37^\circ C$ در نظر گرفته شده است. مقدار گرمای منبع گرمایی خارجی در معادله انتقال حرارت زیستی، برابر با گرمای مقاومتی به وجود آمده حاصل از میدان الکترومغناطیسی است.

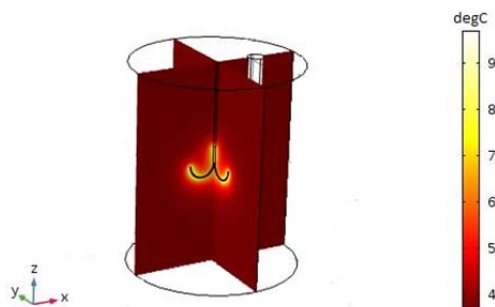
۳-۲- روش حل

برای شبیه‌سازی امواج رادیویی معادله انتقال حرارت زیستی با معادله جریان الکتریکی، هم‌زمان حل و برای شبیه‌سازی امواج میکروویو، معادله انتقال حرارت زیستی با معادله امواج الکترومغناطیسی کوپل شده است. با توجه به قابلیت‌های مناسب نرم‌افزار COMSOL، مانند حل معادلات دیفرانسیل غیرخطی با استفاده از روش المان محدود، در شبیه‌سازی انتقال حرارت زیستی و ترکیب آن با شبیه‌سازی جریان الکتریکی و امواج الکترومغناطیسی، از این نرم‌افزار در شبیه‌سازی حاضر بهره برده شده است. سیستم معادلات دیفرانسیل حاکم بر مساله با استفاده از روش المان محدود و روش چندجهته‌ای غیرمتقارن حل شده است. در ابتدا معادله جریان الکتریکی یا امواج الکترومغناطیسی در هر

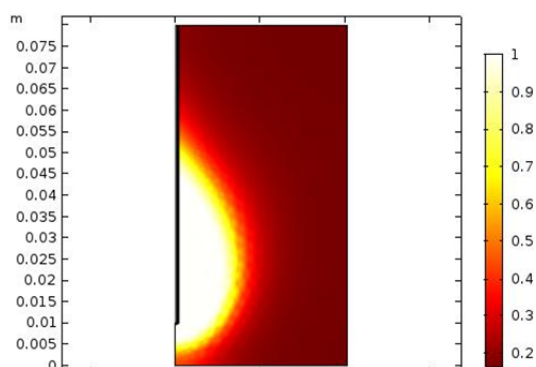
MW			RF		
$\frac{\Delta T}{T}$ %	دما (°C)	تعداد المان	$\frac{\Delta T}{T}$ %	دما (°C)	تعداد المان
۰/۳۲۱۱	۵۹/۹۹۱۶	۲۹۶۶	۰/۳۵۸۰	۵۸/۷۹۸۵	۸۸۸۰۲
۰/۲۱۲۰	۵۹/۷۹۸۹	۳۹۹۲	۰/۱۷۹۳	۵۸/۵۸۸۲	۸۹۰۷۳
۰/۱۰۲۰	۵۹/۸۱۱۶	۴۰۴۰	۰/۱۶۵۳	۵۸/۶۹۳۵	۹۰۱۱۳
۰/۰۶۲۰	۵۹/۸۷۲۶	۴۲۸۸	۰/۰۹۵۲	۵۸/۵۹۶۴	۹۱۴۳۹
۰/۰۳۱۷	۵۹/۸۳۵۵	۴۷۳۵	۰/۰۱۰۸	۵۸/۵۴۰۶	۹۳۴۹۵
۰/۰۰۰۴	۵۹/۸۵۴۵	۵۱۰۴	۰/۰۱۰۸	۵۸/۵۳۴۲	۹۵۶۵۵
	۵۹/۸۵۴۸	۵۸۳۴		۵۸/۴۲۶۰	۱۰۷۱۱۰



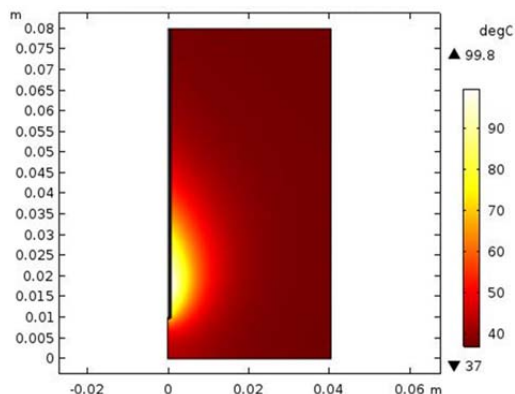
شکل ۳) کانتور نکرز بافت در گرمادرمانی با فرکانس رادیویی



شکل ۴) کانتور دما در گرمادرمانی با فرکانس رادیویی



نمودار ۱) کانتور نکرز بافت در گرمادرمانی با امواج مایکروویو



نمودار ۲) کانتور دما در گرمادرمانی با امواج مایکروویو

در نمودارهای ۳ و ۴، در غیاب رگ، در مکان‌های مختلف نکرز بافت برحسب زمان رسم شده است. در این نمودارها متغیر X بیانگر فاصله نقاط مختلف از اپلیکاتور است. با توجه به نمودار ۳ در حالتی که از گرمادرمانی با امواج مایکروویو استفاده شده است،

۳-۲- اعتبارسنجی

به‌منظور اعتبارسنجی نتایج پژوهش، از مطالعه پیلای و همکاران^[17] استفاده شده است. در مطالعه آنها رگ به‌صورت افقی و در زیر اپلیکاتور قرار داده شده است. همین وضعیت در تحقیق حاضر نیز به‌منظور اعتبارسنجی ایجاد شده است. توان اعمالی برای حالتی که از امواج مایکروویو استفاده شده، برابر ۲۵ وات و ولتاژ اعمالی برای زمانی که از امواج فرکانس رادیویی استفاده می‌شود، برابر ۳۳ ولت در نظر گرفته شده است. اختلاف نسبی بین میزان نکرز بافت در حضور و در غیاب رگ که به آن اثر چاه حرارتی گفته می‌شود، به‌عنوان معیار اعتبارسنجی با کار پیلای و همکاران^[17] قرار گرفته است. میزان نکرز بافت برحسب زمان در نقاط مختلف محاسبه شده و سپس متوسط آن مقادیر مورد ارزیابی قرار گرفته است. تأثیر اثر چاه حرارتی رگ در مطالعه پیلای و همکاران^[17] در حالتی که از روش فرکانس رادیویی استفاده شده است، ۱/۸۶ برابر شده است. این نسبت در پژوهش حاضر برابر ۱/۸۴ است که کمی بیش از ۱٪ با نتایج پیلای و همکاران^[17] اختلاف دارد و صحت شبیه‌سازی حاضر را نشان می‌دهد. نتایج اعتبارسنجی در جدول ۴ آورده شده است.

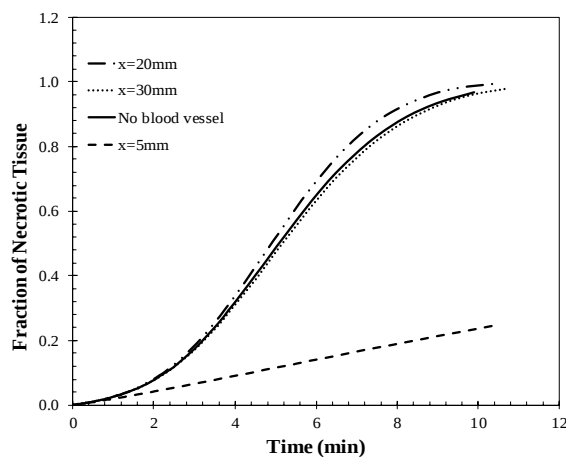
جدول ۴) اعتبارسنجی

نکرز بافت در حضور رگ	نکرز بافت در غیاب رگ	اثر چاه حرارتی	اثر چاه حرارتی در پژوهش پیلای و همکاران ^[17] (%)	عدم قطعیت پژوهش حاضر با مقاله پیلای و همکاران ^[17] (%)
۰/۳۸۷	۰/۵۸۰	۳۳/۷۴	۴۱	۱۷/۷
۰/۳۹۴	۰/۴۸۲	۱۸/۲۶	۲۲	۱۷

۳-۳- تأثیر فاصله منبع حرارتی تا رگ روی اثر چاه حرارتی

در غیاب رگ، کانتور دما و نکرز بافت برای حالتی که گرمادرمانی با استفاده از امواج فرکانس رادیویی صورت می‌گیرد، در شکل‌های ۳ و ۴ و برای امواج مایکروویو در نمودارهای ۱ و ۲ رسم شده است. همان‌گونه که مشاهده می‌شود، با افزایش فاصله از منبع حرارتی، دما کاهش و نکرز بافت نیز کاهش می‌یابد. مکانی که مستقیماً اپلیکاتور در آن‌جا قرار داده شده است، نکرز اتفاق می‌افتد، اطراف آن نکرز متوسط و در بافت‌های مجاور آن آپوپتوز رخ می‌دهد. طبق نتایج تحقیق پیلای و همکاران در گرمادرمانی با فرکانس رادیویی هندسه مکان نکرز شده به‌صورت تقریباً کروی و در گرمادرمانی با امواج مایکروویو به‌صورت بیضوی است^[17]. در شبیه‌سازی حاضر با توجه به شکل ۳ و نمودار ۱، ۵ هندسه مکان نکرز شده در تطبیق با پژوهش پیلای و همکاران است.

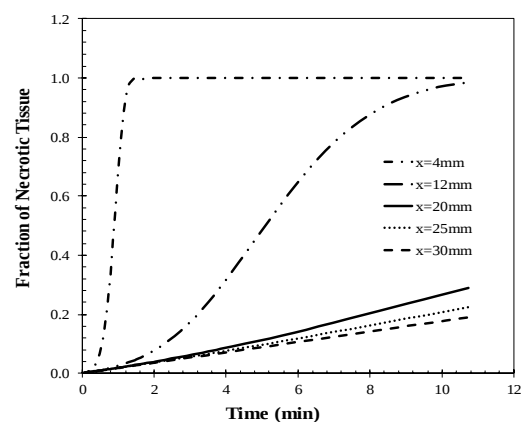
گرفته، میزان نکروز آن برای همان نقطه برابر با یک است و با حالت بدون حضور رگ تفاوتی ندارد. در نمودار ۵ که از گرمادرمانی با فرکانس رادیویی استفاده شده، زمانی که رگ با قطر ۱۰ میلی‌متر و در فاصله ۵ میلی‌متری از منبع حرارتی قرار گرفته، میزان نکروز بافت برحسب زمان برای نقطه‌ای به مختصات (۶۵، ۲۰) میلی‌متر برابر ۰/۴۵ است و با افزایش فاصله رگ به ۳۰ میلی‌متر، میزان نکروز بافت به ۰/۶۵ رسیده است و با حالت بدون حضور رگ تفاوتی ندارد. بنابراین می‌توان نتیجه گرفت در هر دو حالت گرمادرمانی با امواج مایکروویو و فرکانس رادیویی با کاهش فاصله رگ تا اپلیکاتور به کمتر از ۸ میلی‌متر، اثر چاه حرارتی مهم می‌شود. اما با افزایش فاصله رگ تا منبع حرارتی، این اثر کاهش یافته است. به گونه‌ای که در فاصله بیش از ۳۰ میلی‌متر، میزان نکروز بافت، تفاوتی با حالت بدون حضور رگ ندارد. بنابراین برای اینکه اثر چاه حرارتی رگ، کمترین تأثیر را روی فرآیند درمان بگذارد، باید اپلیکاتور حداقل ۳۰ میلی‌متر از رگ فاصله داشته باشد که این نتیجه در تطابق با نتیجه پژوهش پیلای و همکاران [۱۷] است.



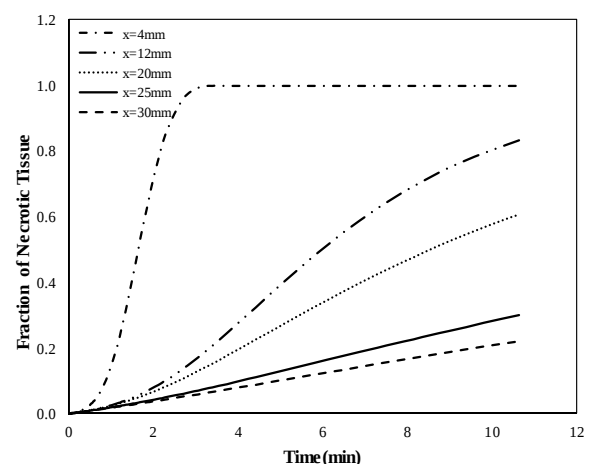
نمودار ۵) تأثیر فاصله اپلیکاتور تا رگ روی اثر چاه حرارتی رگ هنگام گرمادرمانی با امواج مایکروویو

در نمودار ۵، میزان نکروز بافت در گرمادرمانی با امواج مایکروویو بعد از ۱۰ دقیقه برای یک نقطه خاص به یک رسیده و در نمودار ۶ برای نقطه‌ای دیگر در گرمادرمانی با فرکانس رادیویی به ۰/۶۵ رسیده است. بنابراین ممکن است این گونه تصور شود که امواج مایکروویو بیشتر از فرکانس رادیویی تحت تأثیر اثر چاه حرارتی قرار می‌گیرد. اما توجه به این نکته ضروری است که در این نمودارها، نمودار نکروز بافت برحسب زمان برای دو نقطه متفاوت رسم شده است و نمی‌تواند معیار سنجش قرار گیرد. از آنجایی که میزان نکروز بافت در هر نقطه متفاوت است، برای مقایسه این دو روش درمانی باید متوسط نکروز نقاط مختلف لحاظ شود. شبیه‌سازی‌های تکمیلی برای هر دو روش نشان داده که نکروز بافت وقتی از فرکانس رادیویی استفاده می‌شود، در غیاب رگ برابر با ۰/۵۸ و در حضور رگ برابر با ۰/۳۸ است. همچنین زمانی که از امواج مایکروویو استفاده می‌شود میزان نکروز در غیاب رگ برابر با ۰/۴۸ و در حضور رگ برابر با ۰/۳۹ است. بنابراین اثر چاه حرارتی زمانی که از فرکانس رادیویی استفاده شده، برابر ۳۳/۷۴٪ و برای امواج مایکروویو برابر ۱۸/۲۶٪ است. تأثیر چاه حرارتی زمانی که از فرکانس رادیویی استفاده شده، ۱/۸۴ برابر امواج مایکروویو است، بنابراین فرکانس رادیویی بیشتر از امواج مایکروویو تحت تأثیر اثر چاه حرارتی رگ قرار می‌گیرد.

نقاط نزدیک به اپلیکاتور در مدت زمان کمتر از ۲ دقیقه کاملاً از بین رفته‌اند و میزان نکروز آنها به یک رسیده، اما با افزایش فاصله به ۳۰ میلی‌متر، میزان نکروز به ۰/۲ کاهش یافته است. در نمودار ۴ که از گرمادرمانی با روش فرکانس رادیویی استفاده شده است، نقاط نزدیک به اپلیکاتور در مدت زمان ۳ دقیقه از بین رفته‌اند و با افزایش فاصله، نکروز بافت به ۰/۲ کاهش یافته است. کاهش نکروز بافت با افزایش فاصله از منبع حرارتی در تمام حالات مطالعه شده دیده می‌شود. میزان نکروز بافت در نقاط نزدیک به اپلیکاتور در حالتی که از امواج مایکروویو استفاده شده، بیشتر از حالتی است که از فرکانس رادیویی استفاده می‌شود. همچنین نکروز بافت در نقاط دورتر از اپلیکاتور در حالتی که از امواج مایکروویو استفاده شده، کمتر از حالتی بوده که از فرکانس رادیویی استفاده شده است. بنابراین می‌توان نتیجه گرفت که نسبت درمانی در هنگام گرمادرمانی با به کارگیری امواج مایکروویو بیشتر از گرمادرمانی با فرکانس رادیویی است.

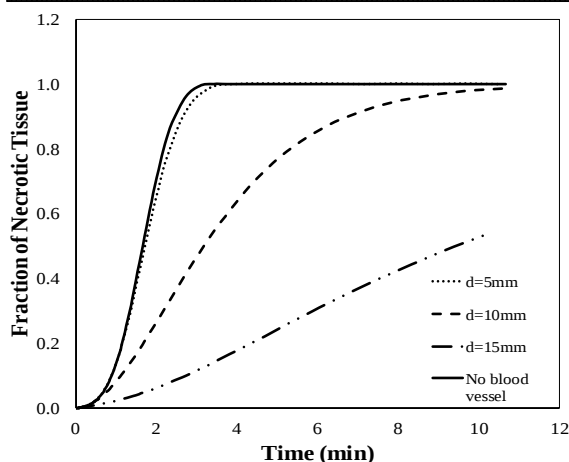


نمودار ۳) نکروز بافت برحسب زمان هنگام گرمادرمانی با امواج مایکروویو در غیاب رگ و فواصل مختلف از اپلیکاتور

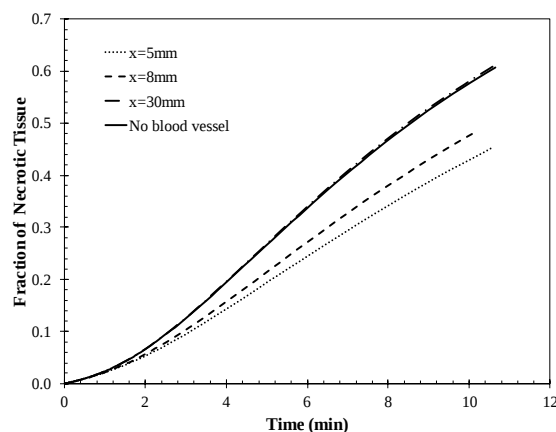


نمودار ۴) نکروز بافت برحسب زمان هنگام گرمادرمانی با فرکانس رادیویی در غیاب رگ و فواصل مختلف از اپلیکاتور

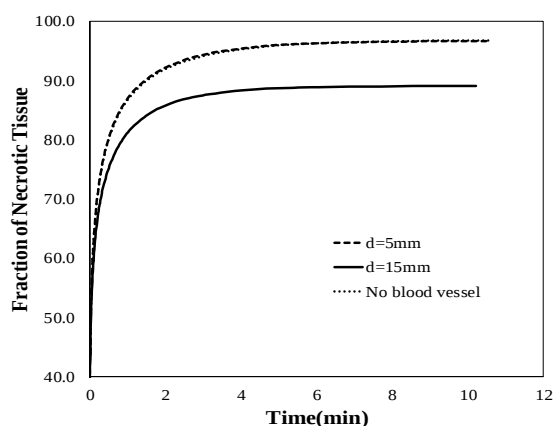
در نمودار ۵ که از گرمادرمانی با امواج مایکروویو استفاده شده، بافت همراه با رگ به قطر ۱۰ میلی‌متر در نظر گرفته شده است. در این نمودار، متغیر x بیانگر فاصله اپلیکاتور از رگ است. زمانی که رگ در فاصله ۵ میلی‌متری از منبع حرارتی قرار گرفته، میزان نکروز آن در نقطه‌ای به شعاع ۱۲ و ارتفاع ۲۰ میلی‌متر، برابر ۰/۲ است و زمانی که رگ در فاصله ۲۰ و ۳۰ میلی‌متری از منبع حرارتی قرار



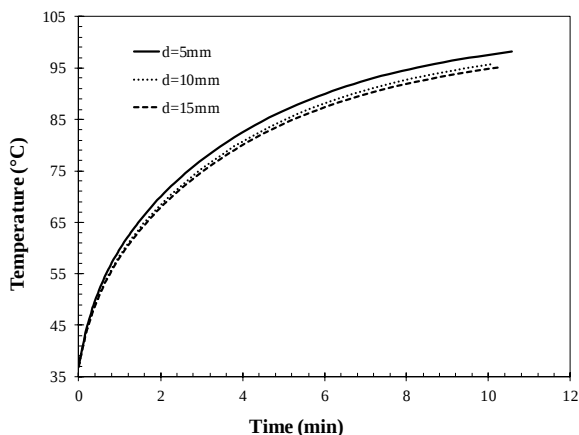
نمودار ۸) تأثیر اندازه قطر رگ روی اثر چاه حرارتی رگ در گرمادرمانی با فرکانس رادیویی



نمودار ۶) تأثیر فاصله اپلیکاتور تا رگ روی اثر چاه حرارتی رگ هنگام گرمادرمانی با فرکانس رادیویی



نمودار ۹) اثر افزایش قطر رگ روی کاهش دمای بافت در گرمادرمانی با فرکانس رادیویی



نمودار ۱۰) اثر افزایش قطر رگ روی کاهش دمای بافت در گرمادرمانی با امواج مایکروویو

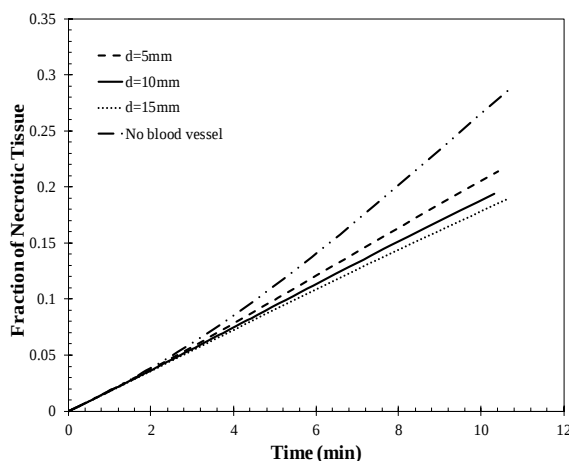
۴- نتیجه گیری

در این تحقیق به بررسی اثر چاه حرارتی رگ در هنگام گرمادرمانی با استفاده از امواج مایکروویو و فرکانس رادیویی پرداخته شده است. نتایج پژوهش حاضر نشان داده است که با افزایش قطر رگ، جریان خون افزایش می یابد و موجب می شود حرارت اعمالی به بافت ناکافی شود و نکروز بافت سرطانی کاهش یابد. هنگامی که قطر رگ برابر با ۵ میلی متر بوده، میزان نکروز با حالتی که رگی وجود

۳-۴- تأثیر قطر رگ روی اثر چاه حرارتی

با افزایش قطر رگ، جریان خون و اثر خنک کنندگی رگ نیز افزایش می یابد. بنابراین انتظار می رود که با افزایش قطر رگ یا به عبارتی افزایش جریان خون، میزان نکروز و دمای بیشینه بافت، کاهش یابد. با توجه به نتایج گزارش شده در بخش ۳-۳، برای اینکه اثر چاه حرارتی به وضوح دیده شود، رگ باید در فاصله ای کمتر از ۸ میلی متر از منبع حرارتی قرار داده شود که در اینجا فاصله ۵ میلی متری در نظر گرفته شده است. با توجه به نمودار ۷ که از گرمادرمانی با امواج مایکروویو استفاده شده، با افزایش قطر رگ، میزان نکروز بافت برای نقطه ای با مختصات (۲۰، ۲۰) میلی متر کاهش یافته است و در غیاب رگ، نکروز به بیشترین مقدار خود رسیده است. در نمودار ۸ که از گرمادرمانی با فرکانس رادیویی استفاده شده، رگ در فاصله ۵ میلی متری قرار داده شده و میزان نکروز در نقطه ای به مختصات (۴، ۰/۶۵) میلی متر، با افزایش قطر رگ کاهش یافته است.

در نمودارهای ۹ و ۱۰، اثر کاهش دمای بیشینه با افزایش جریان خون برای دو حالت گرمادرمانی با امواج مایکروویو و فرکانس رادیویی مشاهده می شود. با افزایش قطر رگ، جریان خون و اثر چاه حرارتی افزایش می یابد. هنگامی که از گرمادرمانی با فرکانس رادیویی استفاده می شود، با افزایش قطر رگ برای نقطه ای که ۵ میلی متر با اپلیکاتور فاصله دارد، دما به اندازه تقریباً ۶°C کاهش می یابد و زمانی که از امواج مایکروویو استفاده می شود، دما به مقدار تقریباً ۴°C کاهش می یابد.



نمودار ۷) تأثیر اندازه قطر رگ روی اثر چاه حرارتی هنگام گرمادرمانی با امواج مایکروویو

منابع

- Noori Dalooi M R, Fazilaty H, Tabrizi M. Cancer metastasis, genetic and microenvironmental factors of distant tissue: A review article. Tehran University Medical Journal. 2013;70(11):671-683. [Persian]
- Chiriac H, Petreus T, Carasevici E, Labusca L, Herea DD, Danceanu C, et al. In vitro cytotoxicity of Fe-Cr-Nb-B magnetic nanoparticles under high frequency electromagnetic field. Journal of Magnetism and Magnetic Materials. 2015;380:13-19.
- Hervault A, Thanh NT. Magnetic nanoparticle-based therapeutic agents for thermo-chemotherapy treatment of cancer. Nanoscale. 2014;6(20):11553-11573.
- Callstrom MR, Kurup AN. Percutaneous ablation for bone and soft tissue metastases—why cryoablation?. Skeletal Radiology. 2009;38(9):835-839.
- Dodd GD, Soulen MC, Kane RA, Livraghi T, Lees WR, Yamashita Y, et al. Minimally invasive treatment of malignant hepatic tumors: At the threshold of a major breakthrough. Radiographics. 2000;20(1):9-27.
- Kuang M, Lu MD, Xie XY, Xu HX, Mo LQ, Liu GJ, et al. Liver cancer: Increased microwave delivery to ablation zone with cooled-shaft antenna—experimental and clinical studies. Radiology. 2007;242(3):914-924.
- Laeseke PF, Sampson LA, Brace CL, Winter TC, Fine JP, Lee FT Jr. Unintended thermal injuries from radiofrequency ablation: Protection with 5% dextrose in water. AJR American Journal of Roentgenology. 2006;186(Suppl 5):S249-S254.
- Paganini AM, Rotundo A, Barchetti L, Lezoche E. Cryosurgical ablation of hepatic colorectal metastases. Surgical Oncology. 2007;16 Suppl 1:S137-S140.
- Berjano EJ. Theoretical modeling for radiofrequency ablation: State-of-the-art and challenges for the future. Biomedical Engineering Online. 2006;5:24.
- Haemmerich D. Biophysics of radiofrequency ablation. Critical Reviews™ in Biomedical Engineering. 2010;38(1):53-63.
- Strohbehn JW. Temperature distributions from interstitial RF electrode hyperthermia systems: Theoretical predictions. International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics. 1983;9(11):1655-1667.
- Petryk AA, Giustini AJ, Gottesman RE, Tremblay BS, Hoopes PJ. Comparison of magnetic nanoparticle and microwave hyperthermia cancer treatment methodology and treatment effect in a rodent breast cancer model. International Journal of Hyperthermia. 2013;29(8):819-827.
- Coughlin CT. Prospects for interstitial hyperthermia. In: Urano M, Douple EB, editors. Interstitial hyperthermia: physics, biology and clinical aspects. Utrecht: VSP; 1992.
- Petryk AA. Magnetic nanoparticle hyperthermia as an adjuvant cancer therapy with chemotherapy [Dissertation]. Hanover: Dartmouth College. 2013.
- Qian GJ, Wang N, Shen Q, Sheng YH, Zhao JQ, Kuang M, et al. Efficacy of microwave versus radiofrequency ablation for treatment of small hepatocellular carcinoma: Experimental and clinical studies. European Radiology. 2012;22(9):1983-1990.
- Khokhlova TD, Hwang JH. HIFU for palliative treatment of pancreatic cancer. Journal of Gastrointestinal Oncology. 2011;2(3):175-184.
- Pillai K, Akhter J, Chua TC, Shehata M, Alzahrani N, Al-Alem I, et al. Heat sink effect on tumor ablation characteristics as observed in monopolar

ن دارد، تقریباً برابر است. اما با افزایش قطر رگ به ۱۵ میلی‌متر، میزان نکرور به صورت قابل توجهی کاهش می‌یابد. با افزایش فاصله رگ از منبع حرارتی نیز میزان نکرور کاهش می‌یابد، به گونه‌ای که با افزایش فاصله به ۳۰ میلی‌متر، اثر چاه حرارتی مشاهده نمی‌شود، اما با کاهش فاصله به کمتر از ۸ میلی‌متر، اثر چاه حرارتی به وضوح دیده می‌شود. بنابراین برای اینکه نسبت درمانی به بیشترین مقدار خود برسد و بیشترین آسیب به بافت سرطانی و کمترین آسیب به بافت سالم برسد، مطلوب است که منبع حرارتی حداقل ۳۰ میلی‌متر از رگ‌های بزرگ فاصله داشته باشد تا اثر چاه حرارتی به کمترین مقدار خود برسد. همچنین با دقت از نتایج تحقیق اخیر مشاهده شده است که گرمادرمانی با استفاده از امواج مایکروویو، کمتر از فرکانس رادیویی تحت تأثیر اثر چاه حرارتی قرار می‌گیرد. بنابراین در روش گرمادرمانی، استفاده از امواج الکترومغناطیسی نسبت به فرکانس رادیویی مطلوب‌تر است.

تشکر و قدردانی: موردی از سوی نویسندگان ذکر نشده است.

تأییدیه اخلاقی: موردی از سوی نویسندگان ذکر نشده است.

تعارض منافع: موردی از سوی نویسندگان ذکر نشده است.

سهم نویسندگان: یاسمن معارف (نویسنده اول)، نگارنده مقدمه/پژوهشگر اصلی/تحلیلگر آماری/نگارنده بحث (۵۰٪)؛ حسینعلی پاکروان (نویسنده دوم)، روش‌شناس/پژوهشگر اصلی/تحلیلگر آماری (۲۵٪)؛ خسرو جعفرپور (نویسنده سوم)، روش‌شناس/پژوهشگر اصلی (۲۵٪)

منابع مالی: موردی از سوی نویسندگان ذکر نشده است.

۵- پی‌نوشت

A	فاکتور فرکانس (s^{-1})
C	گرمای ویژه (J/kg. K)
E	شدت میدان الکتریکی (ولت بر متر)
H	شدت میدان مغناطیسی (A/m)
J^e	چگالی جریان خارجی (A/m^2)
k	ثابت انتشار (cm^{-1})
k_0	عدد موج خلأ (cm^{-1})
K	قابلیت هدایت حرارتی (W/m. K)
P_{av}	زمان متوسط جریان یافتن توان در آنتن (W/m^2)
Q	منبع حرارتی (W/m^3)
Q_j	منبع جریان (A/m^3)
r	شعاع (میلی‌متر)
d	قطر (میلی‌متر)
T	دما (کلوین)
V	پتانسیل (ولت)
w	نرخ پرفیوژن خون ($kg. s/m^3$)
Z	امپدانس موج در دی الکتریک آنتن (Ω)
σ	قابلیت هدایت الکتریکی (s/m)
k'	نفوذپذیری (darcy)

علامه یونانی

α	تابع آسیب
ρ	چگالی (kg/m^3)
λ	طول موج (سانتی‌متر)
θ_d	نسبت حجم بافت تخریب شده به حجم کل بافت
σ	هدایت الکتریکی (S/m)
μ	نفوذپذیری (NA^{-2})
ε	ثابت گذردهی ($C^2 N^{-1} m^{-2}$)

زیرنویس‌ها

b	خون
ext	خارجی
met	متابولیزم
r	نسبی

- 22- Al-Alem I, Pillai K, Akhter J, Chua TC, Morris DL. Heat sink phenomenon of bipolar and monopolar radiofrequency ablation observed using polypropylene tubes for vessel simulation. *Surgical Innovation*. 2014;21(3):269-276.
- 23- Mahjoob Sh, Vafai K. Analytical characterization of heat transport through biological media incorporating hyperthermia treatment. *International Journal of Heat and Mass Transfer*. 2009;52(5-6):1608-1618.
- 24- Jakab F, Sugár I, Ráth Z, Nágy P, Faller J. The relationship between portal venous and hepatic arterial blood flow. I. Experimental liver transplantation. *HPB Surgery*. 1996;10(1):21-26.
- 25- Curley SA. Radiofrequency ablation of malignant liver tumors. *Annals of Surgical Oncology*. 2003;10(4):338-347.
- 26- Sazgarnia A, Naghavi N, Mehdizadeh H, Shahamat Z. Investigation of thermal distribution for pulsed laser radiation in cancer treatment with nanoparticle-mediated hyperthermia. *Journal of Thermal Biology*. 2015;47:32-41.
- 27- Shukla A, Mondal A, Upadhyaya A. Numerical modeling of microwave heating. *Science of Sintering*. 2010;42(1):99-124.
- radiofrequency, bipolar radiofrequency, and microwave, using ex vivo calf liver model. *Medicine (Baltimore)*. 2015;94(9):e580.
- 18- Lu DS, Raman SS, Vodopich DJ, Wang M, Sayre J, Lassman C. Effect of vessel size on creation of hepatic radiofrequency lesions in pigs: Assessment of the "heat sink" effect. *American Journal of Roentgenology*. 2002;178(1):47-51.
- 19- Yhamyindee P, Phasukkit P, Tungjitsulmon S, Sanpanich A. Analysis of heat sink effect in hepatic cancer treatment near arterial for microwave ablation by using finite element method. The 5th 2012 Biomedical Engineering International Conference, 5-7 December. 2012, Ubon Ratchathani, Thailand. Piscataway: IEEE; 2012.
- 20- Ringe KI, Lutat C, Rieder C, Schenk A, Wacker F, Raatschen HJ. Experimental evaluation of the heat sink effect in hepatic microwave ablation. *PloS One*. 2015;10(7):e0134301.
- 21- Lehmann KS, Poch FG, Rieder C, Schenk A, Stroux A, Frericks BB, et al. Minimal vascular flows cause strong heat sink effects in hepatic radiofrequency ablation ex vivo. *Journal of Hepato-Biliary-Pancreatic sciences*. 2016;23(8):508-516.