

مدلسازی عددی تاثیر انتقال حرارت در درمان کرایوسرجری با استفاده از یک پروب جدید

علی ابویی مهریزی^۱؛ سیامک نجاریان^۲

چکیده

امروزه یکی از مشکلات اصلی که جراحان در درمان کرایوسرجری با آن روبرو هستند مشخص نبودن مرز دقیق بافت یخزده، عمق و گسترش یخزدگی و توزیع دما در بافت است. در این مقاله، به کمک روش اجزای محدود از طریق ماکرونویسی، روند درمان کرایوسرجری مدلسازی شده است. در این مدلسازی، خصوصیات بافت از جمله ضریب هدایت حرارتی و ظرفیت گرمایی ویژه، نسبت به دما متغیر در نظر گرفته شده است. این مسأله به شدت غیرخطی است و از روش آنتالپی برای حل آن استفاده شده است. نتایج به دست آمده از این روش برای پروب‌های سطحی معمولی، تطابق خوبی در میزان عمق نفوذ یخزدگی در بافت و گسترش سرما در سطح بافت در مقایسه با روش‌های دیگر دارد. از آنجا که تاکنون پروبی برای کاهش میزان یخزدگی بافت سالم ارائه نشده بود، مسأله برای یک پروب جدید؛ که همزمان بار سرمایشی و گرمایشی را به بافت اعمال می‌کند، حل شد. از نتایج توزیع دما مشخص شد که عمق یخزدگی ۱ میلی‌متر و یخزدگی بافت سالم دور از تومور ۲۰ درصد کاهش یافته است.

کلمات کلیدی

کرایوسرجری، تومور، مدلسازی، روش اجزای محدود، عمق یخزدگی

Numerical Modeling of the Effect of Heat Transfer in Cryosurgical Treatment Using a Novel Probe

A. Abouei M.; S. Najarian

ABSTRACT

Nowadays, the main difficulties encountered in cryosurgery are the exact position of freezing contour, the depth and extent of tissue freezing, and temperature distribution in tissue. In this study, for the first time, superficial cryosurgery treatment has been modeled by finite element method using macros. In this modeling, the tissue is treated as nonideal materials freezing over a temperature range, and the thermophysical properties of which are temperature dependent. The enthalpy method is applied to solve this highly nonlinear problem. After solving this problem for superficial cryoprobe, good agreement was seen in penetration depth of freezing in tissue and the extent of freezing on tissue between our results and the results of other studies. This problem was solved for a new probe by applying cooling and heating loads simultaneously. According to calculated results, for the new probe, the depth of freezing and the quantity of freezing decrease to 1 mm and 20%, respectively.

KEYWORDS

Cryosurgery, tumor, modeling, finite element method (FEM), Freezing depth

^۱ دانشجوی دکتری مهندسی پزشکی؛ دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه امیرکبیر: abouei.ali@gmail.com

^۲ استاد تمام، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر: najarian@cic.aut.ac.ir

تصاویر X-ray برای اطمینان از قرارگرفتن دقیق ترموکوپل در محل موردنظر نیاز دارد. با توجه به این مشکلات، روش‌های عددی، یکی از روش‌های مفید و قابل قبول در این زمینه هستند. باید توجه داشت که درمان کرایوسرجری یک فرایند تغییر فاز چند بعدی می‌باشد؛ از این رو، مدل‌سازی فرایند درمان کرایوسرجری کمی پیچیده است [5].

از روش‌های عددی که تاکنون استفاده شده‌اند می‌توان به روش تفاضلات متناهی (FDM) برای حل عددی یخ‌زدگی بافت در طول جراحی فرورسرمایشی و روش اجزای محدود (FEM) برای مدل‌سازی و شبیه‌سازی کرایوسرجری اشاره کرد [6]- [9]. علاوه بر روش‌های قبلی از روش‌های عددی حجم متناهی (FVM) و روش اجزای مرزی (BEM) نیز استفاده شده است [11]، [12]. Deng و همکاران یخ‌زدگی بافت را در طول جراحی فرورسرمایشی با روش BEM مدل‌سازی دو بعدی کردند [11]. آنها در این روش از پروب سطحی سرمایشی، برای تخریب تومور داخل بافت استفاده کردند و توزیع تنش در بافت را استخراج کردند. Zhao و همکاران نیز به روش اجزای محدود، روند درمان کرایوسرجری را به کمک یک پروب سرمایشی؛ که برای تخریب تومور به داخل بافت نفوذ کرده، به صورت دو بعدی مدل‌سازی کرده‌اند و تغییرات دمایی محدوده نزدیک تومور و پروب را به منظور یافتن مرز یخ‌زدگی، نمایش دادند.

نکته قابل توجه در مطالعات انجام شده این است که اکثر کارهای مدل‌سازی توجه ویژه‌ای به میزان تخریب بافت سالم اطراف ضایعه یا تومور نداشته‌اند و هدف اصلی آن‌ها، اطمینان از تخریب کامل ضایعه یا تومور و توزیع دما در بافت بوده است. تعدادی از مقالات هم پروب‌های خاصی را برای استفاده در کرایوسرجری را پیشنهاد کرده‌اند که غالباً از پروب‌های سیلندری در تماس با سطح بافت یا در داخل بافت استفاده کرده‌اند و تنها در یک مورد از پروب با سطح مربعی استفاده شده است.

در این مطالعه، سعی شده است با مدل‌سازی فرایند کرایوسرجری از طریق ماکرونویسی در نرم‌افزار Ansys 10.0، توزیع دمایی بافت، عمق تخریب بافت در راستای عمودی و افقی و درصد یخ‌زدگی بافت را در درمان‌های سطحی به کمک پروب‌های معمول و پروب پیشنهادی محاسبه کرد.

۲- روش عددی

۲-۱- فرمول‌بندی ریاضی

معادله انتقال حرارت در بافت بیولوژیکی با معادله Pennes

امروزه یکی از بیماری‌های شایع در انسان، سرطان پوست، ضایعات پوستی مثل زگیل و تومورهای خوش‌خیم و بدخیم در مجاورت پوست می‌باشد. از این رو، درمان آن‌ها هم از نظر ایمنی بدن و هم از نظر زیبایی بسیار مهم است. روش‌های مرسوم درمان این بیماری‌ها عبارتند از: استفاده از داروها و پمادها، سوزاندن موضعی (به کار بردن جریان الکتریکی ضعیف)، سردکردن موضعی به وسیله نیتروژن مایع (Cryosurgery) و درمان‌های لیزری [1]. در درمان کرایوسرجری (جراحی فرورسرمایشی) با اعمال بارگذاری سرمایشی محدوده‌ای از بافت؛ که باید از بین برود، دچار یخ‌زدگی می‌شود. به گونه‌ای که با تشکیل کریستال‌های یخ در سلول، غشای سلول تخریب می‌شود و در نتیجه بافت هدف از بین می‌رود. این کار به وسیله یک پروب؛ که به جز نوک آن از تمام قسمت‌ها عایق است، انجام می‌شود. اثر سرما بر روی بافت موردنظر به عواملی از جمله نرخ کاهش دما در نوک پروب، دمای ثابت نوک پروب، مدت زمان تماس پروب با بافت و سیکل سرمایشی-گرمایشی بستگی دارد. از مزایای استفاده از روش کرایوسرجری نسبت به بقیه روش‌ها می‌توان هزینه کم درمان، راحتی کار، عدم خونریزی، عدم بیهوشی، مراقبت پانسمانی حداقل، ریسک کم عفونت و نداشتن ضایعه زیبایی (کمترین اثر زخم) را نام برد [2]، [3].

از مشکلات و محدودیت‌های اصلی این روش، نمایش دقیق مرز گسترش سرما یا به عبارت دیگر، توزیع دما در بافت است. از روش‌های مورد استفاده برای رفع این مشکلات، اولتراسوند و تکنیک‌های مختلف عکس‌برداری (CT و MRI) هستند. اما استفاده از این روش‌ها برای نمایش توزیع دمای بافت در کلینیک‌ها گران‌قیمت هستند [4]. همچنین اندازه‌گیری دقیق دما در موقعیت‌ها و عمق‌های مختلف بافت به کمک ترموکوپل نیز به دلایلی که در ادامه آمده است، بسیار مشکل است: ۱) هدایت گرمایی ترموکوپل حداقل یک مرتبه بالاتر از بافت بیولوژیکی است؛ بنابراین ترموکوپل در بافت ممکن است روی فلاکس گرمایی اثر بگذارد و از طرفی باعث افزایش عدم اطمینان در اندازه‌گیری دما شود. ۲) به منظور کاهش خطا در اندازه‌گیری دمای حاصل از عدم دقت در محل ترموکوپل، باید از وسایل تثبیت کننده استفاده کرد. این وسایل ممکن است روی فلاکس گرمایی اثر بگذارند و همچنین باعث تغییر شکل بافت بیولوژیکی نرم شوند. ۳) نفوذ ترموکوپل در بافت زنده ممکن است باعث آسیب به بافت و خونریزی بشود. ۴) قرار دادن دقیق ترموکوپل در محل مورد نظر کار بسیار مشکلی است و به استفاده از

در فرم آنتالپی، مطابق با فرمول (۱)، بیان می‌شود [۱۳]:

$$\frac{\partial(\rho h)}{\partial t} = \nabla \cdot (k \nabla T) + \rho_b c_b \dot{\omega}_b (T_b - T) + \dot{q}_{met} \quad (1)$$

که ρ چگالی بافت، ρ_b چگالی خون، h آنتالپی، t زمان، $\dot{\omega}_b$ نرخ جریان خون ($\text{ml} \cdot \text{s}^{-1} \cdot \text{ml}^{-1}$)، نرخ جریان حجمی خون به ازای واحد حجم بافت، T_b دمای خون، T دمای بافت، c_b ظرفیت گرمایی ویژه خون و \dot{q}_{met} حرارت متابولیکی ($\text{W} \cdot \text{m}^{-3}$) است. معادله (۱) با فرض تأمین خون برای بافت با یک شبکه مویرگی ایزوتروپیک؛ که با دمای خون وارد و با دمای بافت خارج می‌شود، نوشته شده است.

برای بافت‌های بیولوژیکی، تبدیل فاز اغلب در یک محدوده دمایی مشخص (T_{mu})، حد بالایی دمای تغییر فاز و T_{mf} ، حد پایینی دمای تغییر فاز) اتفاق می‌افتد؛ بنابراین می‌توان آنتالپی مرتبط را از فرمول زیر محاسبه کرد:

$$\rho h = \begin{cases} \rho_f c_f (T - T_r), & T < T_{mf} \\ \rho_f c_f (T_{mf} - T_r) + \frac{T - T_{mf}}{T_{mu} - T_{mf}} \times L, & T_{mf} \leq T \leq T_{mu} \\ \rho_f c_f (T_{mf} - T_r) + L + \rho_u c_u (T - T_{mu}), & T > T_{mu} \end{cases} \quad (2)$$

که زیرنویس f و u به ترتیب به ترتیب به حالت یخ‌زده، حالت یخ‌نزده، حد بالایی و پایینی دمای تغییر فاز، L گرمای نهان انجماد و T_r دمای مرجع مربوط است. در این مطالعه برای راحتی محاسبات، T_r برابر صفر در نظر گرفته شده است. از فرضیات استفاده شده در این مطالعه می‌توان به مواردی که در ادامه آمده است، اشاره کرد: (۱) تغییر فاز بافت‌های بیولوژیکی در طول درمان کرایوسرجری در محدوده دمایی -1 تا -8°C اتفاق می‌افتد. (۲) چگالی بافت یخ‌زده و یخ‌نزده یکسان در نظر گرفته شده است. (۳) نرخ جریان خون در فاز یخ‌نزده، ثابت و حرارت متابولیکی تولید شده با کاهش خطی در نظر گرفته شده است. (۴) هدایت حرارتی بافت در فاز یخ‌زده و یخ‌نزده دو مقدار متفاوت، اما ثابت در نظر گرفته شده است و در بازه دمایی تغییر فاز تغییرات آن به صورت خطی در نظر گرفته شده است.

۲-۲- شرایط اولیه و مرزی

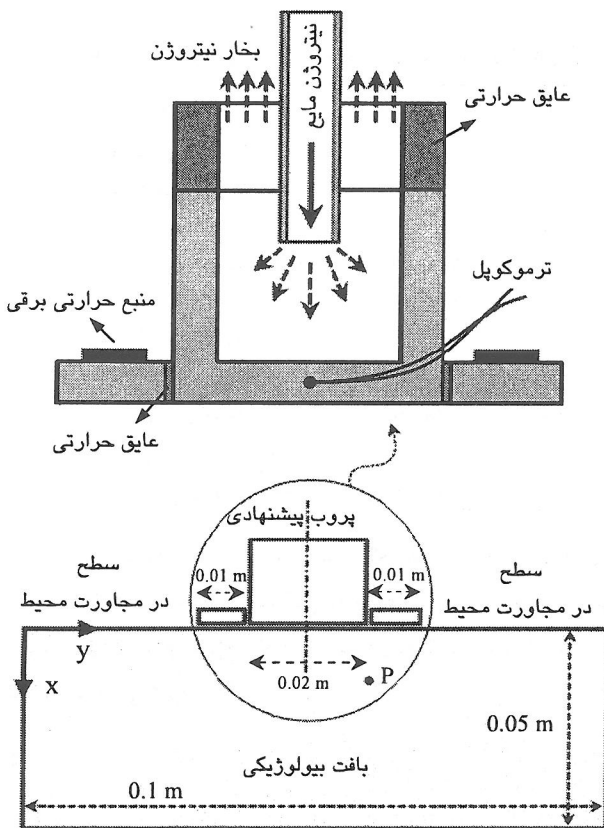
شماتیکی از هندسه بافت بیولوژیکی و پروب پیشنهادی در شکل (۱) نشان داده شده است. در اکثر مقالات موجود، در درمان به روش کرایوسرجری سطحی، از پروب‌های معمولی استوانه‌ای فقط با بار سرمایشی استفاده شده است. به عبارت دیگر، تاکنون هیچ پروبی که هم‌زمان بافت را تحت بار سرمایشی و گرمایشی قرار بدهد بررسی نشده است. در این مطالعه، منظور از پروب شماره (۱)، پروب‌های معمولی استوانه‌ای هستند و منظور از پروب شماره (۲)، پروب

پیشنهادی استوانه‌ای است. ابعاد بافت و پروب مطابق با ابعاد استفاده شده در مقاله Deng است [۱۱]. از آنجا که خواص بافت و شبکه مویرگی درون آن ایزوتروپیک فرض شده است، بنابراین مدل‌سازی به صورت دو بعدی انجام شده است. بنابراین گسترش سرما به داخل بافت، در صفحه و در دو راستای x و y اتفاق می‌افتد.

میدان دمایی بافت در زمان صفر، $T(x, y, 0) = T_0(x)$ ، از رابطه زیر به دست می‌آید [۱۴]:

$$\begin{cases} k \frac{d^2 T_0(x)}{dx^2} + \omega_b \rho_b c_b [T_c - T_0(x)] + Q_m = 0 \\ T_0(x) = T_c & x = 0.05 \\ -k \frac{dT_0(x)}{dx} = h_0 [T_a - T_0(x)] & x = 0 \end{cases} \quad (3)$$

که حل کامل معادله (۳) در مرجع [۱۴] آمده است.



شکل (۱): شماتیک تماس پروب پیشنهادی با بافت بیولوژیکی و نمای بزرگ شده از پروب پیشنهادی

شماره (۱) و $T_c (=3^\circ\text{C})$ و $T_a = T_{air} (=10^\circ\text{C})$ به ترتیب دمای مرکز بدن و دمای محیط در نظر گرفته شده است و $h_0 = h_{air} (=10 \text{ W} \cdot \text{m}^{-2})$ ضریب انتقال حرارت همرفتی بین محیط و سطح بافت است. شرایط اولیه بافت بدین صورت است که در ابتدا دمای تمام نقاط بافت مطابق با فرمول (۳) و دمای سطحی از بافت که به پروب چسبیده است برابر با دمای نوک پروب یعنی مقدار ثابت

۳-۲- خواص ترموفیزیکی

خواص بافت موردنظر در این مطالعه بر اساس بافت‌های نرم بیولوژیکی انتخاب شده است که در جدول (۱) مشاهده می‌شود [۱۱]، [۱۲].

با توجه به جدول (۱)، از مجموع نرخ جریان خون و حرارت متابولیکی مطابق با فرمول (۳)، به عنوان منبع حرارتی بافت در مدل‌سازی استفاده شده است [۱۲]:

$$Q_c = \begin{cases} 33.8 + 10 \times (37 - T) & -1 < T \leq 50^\circ\text{C} \\ 0 & T \leq -1^\circ\text{C} \text{ or } T > 50^\circ\text{C} \end{cases} \quad (4)$$

که واحد آن kW.m^{-3} است؛ بنابراین از فرمول (۴) مشخص است که در محدوده تغییر فاز بافت هیچ منبع حرارتی وجود نخواهد داشت و در محدوده دمایی که بافت یخ نزده است، منبع حرارتی به صورت خطی با افزایش دما کاهش می‌یابد.

جدول (۱): خواص حرارتی بافت‌های نرم بیولوژیکی

مقدار	واحد	پارامتر
-۱	°C	حد بالایی تغییر فاز
-۸	°C	حد پایینی تغییر فاز
۳۷	°C	دمای خون
۲	$\text{W.m}^{-1}.\text{C}^{-1}$	ضریب هدایت حرارتی بافت یخ‌زده
۰.۵	$\text{W.m}^{-1}.\text{C}^{-1}$	ضریب هدایت حرارتی بافت یخ‌نزده
۳.۶	MJ.m^{-3}	گرمای ویژه بافت یخ‌زده
۱.۸۶	MJ.m^{-3}	گرمای ویژه بافت یخ‌نزده
۲۵۰	MJ.m^{-3}	گرمای نهان انجماد
۱۰	kW.m^{-3}	منبع حرارتی خون، $\rho_h c_h \dot{\omega}_h$
۲۳.۸	kW.m^{-3}	حرارت متابولیکی تولید شده

در این مطالعه، فرض شده است که تغییرات ضریب هدایت حرارتی بافت در محدوده دمایی تغییر فاز، نسبت به دما خطی است. برای گرمای ویژه بافت در محدوده تغییر فاز از فرمول (۵) استفاده می‌شود [۱۱]:

$$c(T) = \frac{\rho \times L}{(T_{mu} - T_{mf})} + \frac{c_f + c_u}{2}, \quad T_{mf} \leq T \leq T_{mu} \quad (5)$$

۲-۴- حل گر عددی

با توجه به شرایط مرزی و اولیه، درمان کرایوسرجری یک بار با پروب شماره (۱) و بار دوم با پروب پیشنهادی شماره (۲)، به کمک ماکرونویسی در نرم‌افزار Ansys 10.0 مدل‌سازی می‌شود.

در Ansys 10.0 نوع تحلیل، گذرا (transient) و غیرخطی انتخاب شده است. غیرخطی بودن تحلیل به دلیل تغییرات خواص بافت با دما است. در این مطالعه مدت زمانی که برای

درمان، پروب با سطح بافت در تماس است، ۱۲۰۰ ثانیه (مدت زمان حل) تنظیم شده است. از آن جا که در این مدل‌سازی تغییر فاز اتفاق می‌افتد، اندازه گام زمانی ۱ ثانیه، حداقل گام زمانی ۱ ثانیه و حداکثر گام زمانی ۷ ثانیه در نظر گرفته شده است. از این‌رو، اندازه گام زمانی می‌تواند بین ۱ تا ۷ ثانیه به صورت خودکار به وسیله حل‌گر انتخاب شود. نوع المان حرارتی استفاده شده Plane55 و تعداد گره‌ها در مش‌بندی برابر با ۱۲۷۲۱ است.

۳- نتایج عددی

۳-۱- تغییر فاز در بافت سالم

توزیع دمایی بافت بعد از مدت زمان درمان کرایوسرجری (۱۲۰۰ ثانیه) با پروب شماره (۱)، در شکل (۲) نشان داده شده است. مقایسه این توزیع دمایی با توزیع دمایی به دست آمده از روش DRBEM که در شکل (۳) آمده است، نشان می‌دهد که محاسبات عددی ماکرو نوشته شده تطابق خوبی با نتایج حاصل از روش DRBEM دارد.

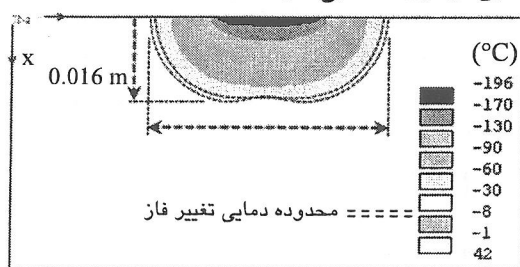
در شکل (۲)، مشاهده می‌شود که شکل توده یخ‌زده در بافت، تقریباً نیم‌کره‌ای است که با شواهد تجربی تطابق خوبی دارد [۱۵]. مرز بین ناحیه یخ‌زده و یخ‌نزده بافت با خط چین مشخص شده است. ذکر این نکته لازم است که این مرز تغییر فاز در محدوده دمایی ۱- تا ۸°C- قرار دارد. حداکثر عمق نفوذ سرما (یخ‌زدگی یا تخریب بافت) از مرکز پروب در راستای x ۲cm و حداکثر گسترش یخ‌زدگی در سطح بافت از مرکز پروب در راستای y ۲.۳cm است. این اعداد همچنین با نتایج حاصل از تحقیقات انجام شده برای شکل توده یخ‌زده بافت، توافق خوبی دارد [۱۶]، [۱۷].

این که عمق تخریب کوچک‌تر از شعاع گسترش یخ‌زدگی در سطح بافت می‌باشد به این دلیل است که لایه‌های داخلی بافت از اطراف با منابع حرارتی داخل بافت در تماس هستند؛ اما لایه سطحی بافت فقط از لایه زیرین خود با منابع حرارتی بافت در ارتباط است و از لایه بالایی خود با هوای آزاد تبادل حرارتی دارد.

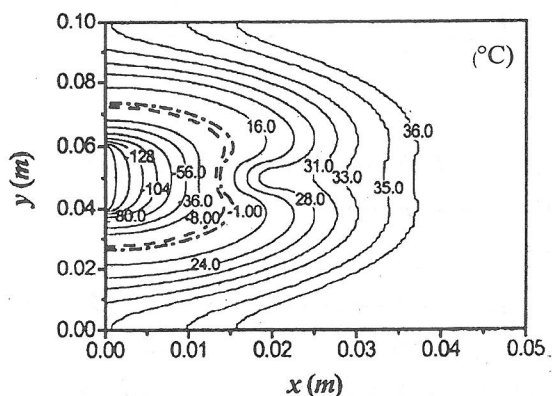
توزیع دمایی بافت بعد از مدت زمان درمان کرایوسرجری با پروب شماره (۲)، در شکل (۴) نشان داده شده است.

۳-۲- تغییر فاز در بافت شامل تومور

مشخص شده است که حضور تومور بدخیم باعث افزایش جریان خون و حرارت متابولیکی می‌شود به گونه‌ای که جریان خون ۴ برابر و حرارت متابولیکی ۱۰ برابر بافت سالم افزایش می‌یابد [۱۱]، [۱۲]. در این مطالعه تومور به صورت یک دایره در محدوده $0.005 \leq x \leq 0.015$ و $0.045 \leq y \leq 0.055$ در نظر گرفته شده است. توزیع دما در بافت با حضور تومور بعد از درمان کرایوسرجری با پروب شماره (۱)، در شکل (۵) نشان داده شده است. ملاحظه می‌شود عمق تخریب 1.6cm است که تطابق بسیار خوبی با نتیجه حاصل از روش DRBEM، نشان داده شده در شکل (۶)، دارد؛ بنابراین مطابق این توزیع دما تقریباً نیمه بالایی تومور کاملاً یخ خواهد زد.

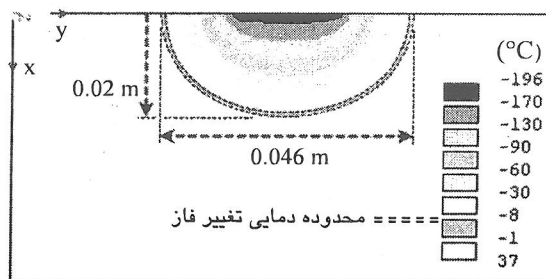


شکل (۵): توزیع دمایی بافت شامل تومور بعد از درمان کرایوسرجری (۱۲۰۰ ثانیه) با پروب شماره (۱)

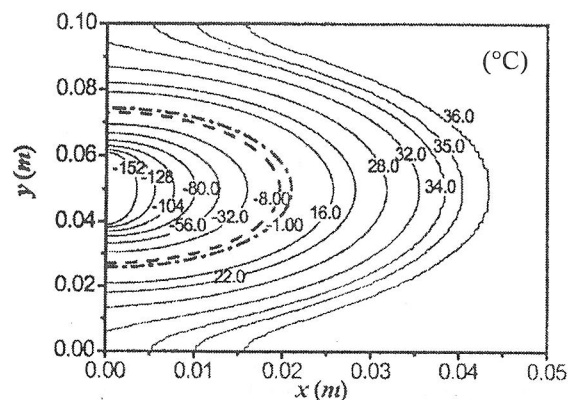


شکل (۶): توزیع دمایی بافت شامل تومور بعد از درمان کرایوسرجری، به روش DRBEM در مدت زمان ۱۲۰۰ ثانیه [۱۱]

در صورتی که از پروب شماره (۲) استفاده شود، توزیع دما در مدل مطابق شکل (۷) خواهد بود. مشاهده می‌شود که عمق تخریب 1.5cm است که در مقایسه با استفاده از پروب شماره (۱)، عمق تخریب 1mm کاهش دارد؛ اما در عوض درصد یخ‌زدگی بافت سالم اطراف تومور نسبت به پروب شماره (۱) تقریباً 20% کاهش یافته است.

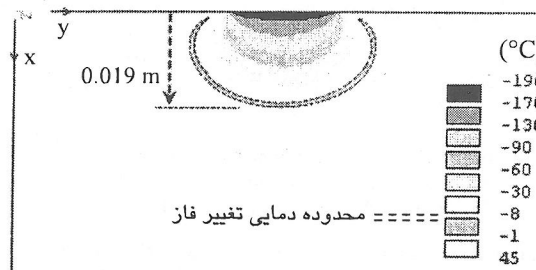


شکل (۷): توزیع دمایی بافت سالم بعد از درمان کرایوسرجری (۱۲۰۰ ثانیه) با پروب شماره (۱)

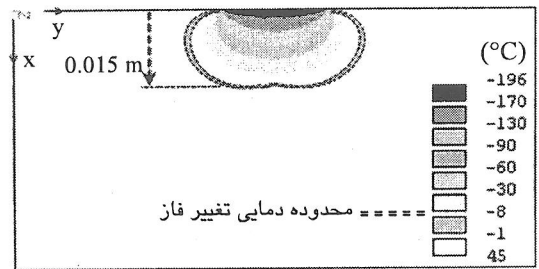


شکل (۸): توزیع دمایی بافت سالم بعد از درمان کرایوسرجری، به روش DRBEM در مدت زمان ۱۲۰۰ ثانیه [۱۱]

همان‌طور که در شکل (۴) مشاهده می‌شود دیگر در سطح بافت بجز در محل تماس پروب سرمایشی، یخ‌زدگی اتفاق نمی‌افتد. هر چند به کمک پروب جدید عمق تخریب در مقایسه با شکل (۲)، 1mm کاهش می‌یابد؛ اما درصد یخ‌زدگی بافت سالم دور از محل تومور، 22% کاهش می‌یابد که با افزایش مدت زمان درمان می‌توان عمق تخریب را از بین برد. در این صورت باز هم درصد یخ‌زدگی بافت نسبت به استفاده از پروب شماره (۱) کمتر خواهد بود. از این‌رو، این پروب به دلیل کاهش دادن درصد یخ‌زدگی بافت سالم دور از تومور می‌تواند بخصوص در درمان ضایعات پوستی به منظور زیبایی بسیار مفید باشد.



شکل (۹): توزیع دمایی بافت سالم بعد از درمان کرایوسرجری با پروب شماره (۲) در مدت زمان ۱۲۰۰ ثانیه



شکل (۷): توزیع دمایی بافت شامل تومور بعد از درمان کرایوسرجری (۱۲۰۰ ثانیه) با پروب شماره (۲)

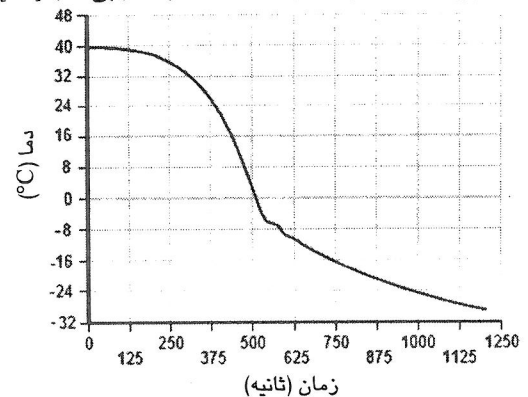
Ansys برای دو پروب بیان شده، مدل‌سازی شد و توزیع دمایی در بافت سالم و بافت شامل تومور برای هر دو پروب استخراج شد که تطابق بسیار خوبی بین این نتایج و نتایج مربوط به دیگر تحقیقات مشاهده شد. مطابق با این نتایج، جراح بدقت می‌تواند عمق تخریب و گسترش تخریب در بافت را ملاحظه کند؛ همچنین جراح می‌تواند از میزان تخریب تومور و بافت سالم اطراف تومور اطلاع پیدا کند. از نتایج مهم این مطالعه همان‌طور که از توزیع دمایی مربوط به پروب جدید مشاهده می‌شود، این است که با استفاده از این پروب سطحی به جای پروب‌های سطحی معمول، می‌توان از تخریب بیش از حد بافت سالم اطراف تومور جلوگیری کرد؛ همچنین با تغییر ابعاد دو بخش سرمایشی و گرمایشی پروب جدید، می‌توان گسترش یخ‌زدگی در سطح و عمق بافت و همچنین شکل توده یخ‌زده را کنترل کرد.

همان‌طور که از توزیع‌های دمایی حاصل از حل مدل به روش اجزای محدود مشخص است، نواحی نزدیک پروب به مراتب دمای پایین‌تری از نواحی دور از پروب دارند و در واقع به کمک پروب جدید و با تنظیم نوع کرایوژن (ماده مورد استفاده برای ایجاد بار سرمایشی مثل نیتروژن مایع)، میزان بار سرمایشی و مدت زمان درمان، درصد کم‌تری از بافت سالم تخریب می‌شود و این یک مزیت بسیار مناسب در درمان کرایوسرجری است؛ زیرا جراح می‌تواند با دقت، توزیع دما در بافت هدف را کنترل کند در حالی که مطمئن است در بخش‌های دیگر بافت دما بالای نقطه یخ‌زدگی است و این یکی از دلایل مهمی است که امروزه درمان کرایوسرجری با حداقل تهاجم برای تخریب تومورهای عمقی استفاده می‌شود.

۵- مراجع

- [۱] Diller, KR.; "Modeling of bioheat transfer processes at high and low temperatures", Adv Heat Transfer, vol. 22, p.p. 157-357, 1992.
- [۲] Keanini, RG.; Rubinsky, B.; "Optimization of multiprobe cryosurgery", ASME J Heat Transfer, vol. 114, p.p. 796-801, 1992.
- [۳] Comini, G.; Del Giudice, S.; "Thermal aspects of cryosurgery", ASME J Heat Transfer, vol. 98, p.p. 543-9, 1976.
- [۴] Andrushkiw, RI.; "Mathematical modeling of freezing front propagation in biological tissue", Math Comput Model, vol. 13 p.p. 1-9, 1990.
- [۵] Rabin, Y.; Shitzer, A.; "Numerical solution of the multidimensional freezing problem during cryosurgery", ASME J Biomech Engng, vol. 120, p.p. 32-7, 1998.

گاهی اوقات برای جراح لازم است در حین جراحی تغییرات دمایی نقاط خاصی از بافت یا تومور را نسبت به زمان مشاهده کند؛ بنابراین اگر آن محل هدف؛ که در شکل (۱)، با نقطه P نشان داده شده است، در موقعیت $x=0.01$ و $y=0.06$ باشد، تغییرات دمایی آن نسبت به زمان مطابق با نمودار ارائه شده در شکل (۸)، این روند تغییرات دمایی برای نقطه دلخواه P، با تغییرات دمایی دیگر تحقیقات و شواهد تشابه خوبی دارد [۱۲].



شکل (۸): تغییرات دمایی نقطه P از بافت شامل تومور در طی درمان کرایوسرجری (۱۲۰۰ ثانیه) با پروب شماره (۲)

در شکل (۸) مشاهده می‌شود در لحظه تماس پروب با بافت دمای نقطه P نزدیک به 29°C است که دلیل آن نزدیک بودن به محل تومور است و از آنجا که دمای تومور به دلیل تراکم مویرگ‌های خونی و بالا بودن میزان حرارت متابولیکی نسبت به بافت سالم بیشتر است، بنابراین دمای بافت سالم اطراف تومور نسبت به دمای بافت سالم دور از تومور چند درجه بالاتر می‌باشد. همچنین از این نمودار مشخص است که نقطه P تقریباً در زمان ۵۱۵ ثانیه شروع به یخ‌زدن می‌کند و در پایان درمان کرایوسرجری دمای آن به -29°C می‌رسد.

۶- نتیجه

در این مطالعه، درمان کرایوسرجری که انتقال حرارت دو بعدی همراه با تغییر فاز در یک بافت بیولوژیکی بود به کمک روش اجزای محدود و از طریق ماکرونویسی در نرم‌افزار

- Rewcastle, JC.; Sandison, GA.; Muldrew, K.; Saliken, JC.; Donnelly, BJ.; "A model for the time dependent three-dimensional thermal distribution within iceballs surrounding multiple cryoprobes", Med Phys, vol. 28, p.p. 125 -37, 2001. [٦]
- Weill, A.; Shitzer, A.; Bar-Yoseph, P.; "Finite element analysis of the temperature field around two adjacent cryo-probes", ASME J Biomech Engng, vol. 115, p.p. 374-9, 1993. [٧]
- Schweikert, RJ.; Keanini, RG.; "Finite element and order of magnitude analysis of cryosurgery in the lung", Int Commun Heat Mass Transfer, vol. 26 p.p. 1-12 1999. [٨]
- Baissalov, R.; Sandison, GA.; Donnelly, BJ.; Saliken JC.; McKinnon JG.; "A semi-empirical treatment planning model for optimization of multi probe cryosurgery", Phys Med Biol, vol. 45 p.p. 1085-98, 2000. [٩]
- Rabin, Y.; Coleman, R.; mordohovich, D.; ber, R.; shitzer, A.; "A new cryosurgical device for controlled freezing", J Cryobiology, vol. 33 p.p. 93-105, 1996. [١٠]
- Deng, Z-S.; Liu, J.; "Modeling of multidimensional freezing problem during cryosurgery by the dual reciprocity boundary element method", Engng Anal Bound Elem, vol. 16 p.p. 97١08 , 2004. [١١]
- Zhoa. G.; Bai, X.; Luo, DW.; "Modeling the heat transfer problem for the novel combined cryosurgery and hyperthermia system", J Cryoletters, vol. 27(2) , p.p. 115-126, 2006. [١٢]
- Pennes, HH.; "Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm", J Appl Phys Biol, 1948 93-122. [١٣]
- Deng, ZS.; Liu, J.; "Analytical study on bioheat transfer problems with spatial or transient heating on skin surface or inside of biological bodies", ASME J Bimech Engng, vol. 124, p.p. 638-49, 2002. [١٤]
- Zhang, J.; Hua, TC.; Chen, ET.; "Experimental measurement and theoretical analyses of the freezing-thawing processes around a probe", Cryo-Lett, vol. 21 p.p. 245-54, 2000. [١٥]
- Torre, D.; "Depth dose in cryosurgery", J Dermatol Surg Oncol, vol. 9, p.p. 219-225, 1983. [١٦]
- Torre, D.; "Understanding the relationship between lateral spread of freeze & depth of freeze", J Dermatol Surg Oncol, vol. 9, p.p. 219-225, 1983. [١٧]