DOI: 10.22041/ijbme.2007.13481

Transducer Design for Ultrasound-Induced Hyperthermia of Cancerous Tissues

F. Ghalichi[1*], S. Behnia[2]

[1]**Biomedical Engineering Division, Sahand University of Technology, Tabriz, Iran**
[2]**Department of Physics, Azad University of Ourmieh, Orumieh, Iran**

Abstract

The methods of focusing ultrasonic waves in order to apply hyperthermia cancer therapy have studied and a transducer capable of focusing waves on cancerous tissues with the aid of its piezoelectric-elements has introduced. The amount of absorbed energy was computed by solving numerically the acoustic pressure equation using Rayleigh-Summerfield Integral, with the intention to determine the optimum spatial array of piezoelectric elements for energy concentration. In order to control the treatment procedure, the numerical solution of Bio-heat Transfer Equation (BHTE), along with the finite-element simulation of thermal energy distribution in a cervix cancerous tissue is considered.

Keywords: Ultrasonic waves; Hyperthermia; Acoustic pressure equation; Bio-heat transfer equation; Finite element method

* **Corresponding author**
Address: *Farzan Ghalichi, Biomedical Engineering Division, Electrical Engineering Department, Sahand University of Technology, Tabriz, I.R Iran*
Tel: *+98 412 3443851*
E-mail: *fghalichi@sut.ac.ir*

DOI: 10.22041/ijbme.2007.13481

طراحی تراگردان به منظور متمرکز کردن امواج فراصوتی برای گرمادرمانی بافت‌های سرطانی

فرزان فالیچی[۱*]، سهراب بهنیا[۲]

[۱] گروه مهندسی پزشکي، دانشکده مهندسی برق، دانشگاه صنعتی سهند
[۲] گروه فیزیك، دانشگاه آزاد اسلامي واحد ارومیه

چکیده

در این تحقیق، نحوه تمرکز امواج فراصوتی به منظور گرمادرمانی بافت‌های سرطانی مورد مطالعه قرار گرفته و عمل تراگردانی به منظور تمرکز امواج توسط سلول‌هاي پیزوالکتریك در کانون سرطان معرفي شده است. با محاسبه میزان انرژی متمرکز شده توسط حل عددي معادله فشار آکوستیك به وسیله انتگرال ریلي، مناسب‌ترین آرایش فضائی برای تمرکز انرژی ارائه می‌شود. برای کنترل مسیر درمان از طریق حل عددی معادله بیو- هیت نحوه توزیع فضائی انرژي گرمایی در ناحیه مورد درمان مورد توجه قرار گرفته و با انتخاب سرطان دهانه رحم به عنوان نمونه، نتایج حاصل از شبیه‌سازی تمرکز امواج فراصوتي ارائه شده است.

واژه‌های کلیدی: امواج فراصوتی؛ گرمادرمانی؛ معادله فشار آکوستیک؛ معادله بیو- هیت؛ روش اجزاي محدود

[*] عهده‌دار مکاتبات

نشاني: دانشگاه صنعتي سهند، دانشکده مهندسي برق، گروه مهندسي پزشکي

تلفن: ۰۴۱۲-۳۴۴۳۸۵۱، **دورنگار:** ۰۴۱۲-۳۴۴۳۸۴۹، **پیام‌نگار:** fghalichi@sut.ac.ir

۱- مقدمه

با توجه بـه اینکـه امـروزه درمـان بیمـاري سـرطان یکـي از مهمترین مشکلات علم پزشکي به‌شمار مي‌رود و روش‌هـاي مرسوم و شایع مانند شیمي درمـاني، رادیـوتراپي، اسـتفاده از اشعه‌هاي یونیزان و غیره در بسیاري از موارد منجر بـه نتـایج مورد نظر نمی‌شود، دست‌یابی به روش‌هـایی کـه بتواننـد در مراحل ابتدایي این بیماری بـه کـار گرفتـه شـده و از هزینـه کمتری برخوردار باشند ارزشمند خواهد بود [۲،۱].

تغییر دما گزینه‌ای است که از این قابلیت برخوردار است. بـا کاهش ویا افزایش دما می‌توان فعالیت حیاتي سلول را تحـت تأثیر قرار داد [۳]. تاکنون از گرمادرمانی برای درمان متاسـتاز ریه، کارسینوم پروستات و سرطان پستان استفاده شده اسـت [۴]. ثابت شده است که اگر بتوان دمای بافت را به محـدوده ۴۵-۴۲ درجه سانتی‌گـراد افـزایش داد و بـراي مـدت زمـان مناسبي این دما را حفظ کرد، تغییر رخ داده در محیط سـلول بازگشت آن را به حالت اولیه غیرممکن می‌کند [۵].

تاکنون چندین گزینه برای گرمادرمانی نظیر استفاده از امـواج رادیویی (RF) [۶]، استفاده از امواج مایکروویو [۷]، اسـتفاده از لیزرهای نئودیم- یاک [۸] مورد توجه قـرار گرفتـه اسـت. بزرگ بودن ابعاد زخم ناشی از گرمادرمانی به وسـیله امـواج رادیوئی که به دلیل کانونی نشدن این امواج شـکل مـی‌گیـرد دامنه تخریب را به سلول‌های سالم نیز توسـعه مـی‌دهـد [۹]. امواج مایکروویو نیز از قابلیت کانوني‌شدن برخوردار نیستند. به همین دلیل سعي بر آن بوده اسـت تـا تـابش‌دهـي توسـط تمـاس مولـد بـا کـانون سـرطان انجـام شـود. ایـن ویژگـي محدودیت‌هایي را در استفاده از روش‌هـاي فـوق بـه همـراه داشته است. برای هدایت لیـزر بـه موضـع لازم اسـت تـا بـا جراحی مسیری برای انتقال فیبر نوری فراهم گردد. هر چنـد که این روش نیز منجر به ایجاد زخم‌هاي بـا ابعـاد بـزرگ در موضع مي‌گردد.

با توجه به کاربردهاي تشخیصي (مانند تصویربرداري پزشکي و تشخیص بافت‌هـاي سـرطاني) و درمـاني (نظیـر شکـستن سنگ کلیه) امـواج فراصـوتي [۱۰] و همچنـین عـدم یـونیزه شدن بافت‌ها توسط این امواج، مي‌توان این امواج را به عنوان گزینه مناسب جهت تشخیص تخریب سلول‌هاي سرطاني در نظر گرفت [۱۲،۱۱].

با توجه به اینکه مي‌توان امواج فراصـوتي را در یـك کـانون متمرکز نمود، و همچنین انرژي که این امواج در محیط منتقل مي‌کنند، سبب ایجاد افـزایش قابـل ملاحظـه دمـا در منطقـه کانوني مي‌شود [۱۳]، بنابراین مي‌توان از این امواج در جهت تخریب سلول‌هاي سرطاني استفاده کرد [۱۴]. بـدین منظـور یك تراگردان مقعر قـادر خواهـد بـود کـه امـواج را در یـك منطقه کانوني متمرکز کرده [۱۵] و با ایجاد ارتعاش در محـل بافت سرطاني از طریق آثار مکانیکي و گرمایی امـواج بـرای تخریب سلول‌های مورد نظر استفاده شود [۱۷،۱۶].

در این مقاله، در ابتدا به نحوه طراحـی تراگـردان و محاسـبه فشار آکوستیك ناشی از این امواج اشاره شـده اسـت. سـپس با ذکر مشخصات سلول‌های سرطانی دهانه رحم، نحوه حـل معادله بیو- هیت برای کنترل انرژی توزیع شده در این بافـت توصیف گردیده است.

۲- طراحی تراگردان

به منظور محاسبه فشار آکوستیک ناشی از تراگردان، سطح تراگردان به صورت مجموعه‌ای از نقاط چشمه‌ای که هر کدام از این نقاط با تقارن شعاعی بخشی از فشار آکوستیک را در ناحیه کانونی شکل می‌دهند، در نظر گرفته می‌شود. در هر نقطه از سطح کانون با برهم‌نهی فشار آکوستیک ناشی از نقاط چشمه میزان فشار آکوستیک محاسبه می‌شود این عمل می‌تواند بر مبنای روش اونیل (O'Neil) [۱۸] صورت گیرد که انتگرال ریلي معرف آن است. انتگرال ریلي را به شکل زیر می‌توان معرفی کرد:

$$p(r) = \frac{\rho c}{\lambda} \int_s u \frac{e^{-(\alpha+ik)r}}{r} ds \qquad (۱)$$

در رابطه ۱، p، فشار آکوستیک؛ ρ ، چگالی؛ c، سرعت صوت در محیط؛ λ ، طول موج امواج صوتی در محیط و u سرعت نقاط سطح تراگردان را نمایش می‌دهد. ضریب جذب امواج صوتی توسط α نمایش داده شده است. k، معرف عدد موج در محیط است.

با در نظر گرفتن سطح تراگردان در قالب آرایه‌ای شامل $N \times N$ عضو که از سطح کانونی یکسانی برخوردار هستند، به منظور محاسبه فاز و دامنه ناشی از تراگردان در هر نقطه از سطح کانونی میزان فشار آکوستیک شکل گرفته در آن نقطه توسط عناصر چشمه محاسبه خواهد شد.

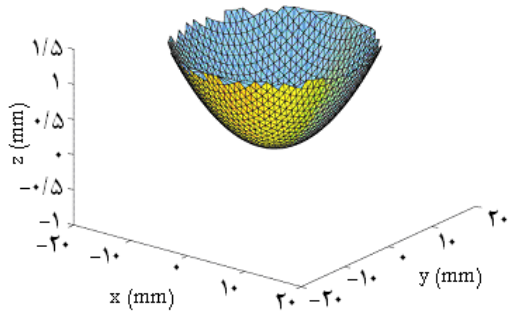
$$p(r) = \frac{\rho c}{\lambda} \sum_{j=1}^{N} \int_s u \frac{e^{-(\alpha+ik)r_j}}{r_j} ds_j \qquad (۲)$$

پس از محاسبه فشار آکوستیک به منظور محاسبه میزان انرژی ناشی از تراگردان در واحد حجم هدف از رابطه ۳ استفاده می‌شود [۱۹]:

$$Q = \frac{\alpha}{\rho c} |p(r)|^2 \qquad (۳)$$

که در این رابطه α معرف میزان جذب امواج بوده و $z = \rho c$ امپدانس موج را نمایش می‌دهد.

به منظور متمرکز کردن امواج فراصوتی می‌توان یکي از این دوگزینه را مورد توجه قرار داد: متمرکز کردن امواج توسط سیستم‌های تأخیر زمانی و یا استفاده از آرایش کانونی ثابت [۲۰]. در صورتي که مدت زمان لازم برای متمرکز کردن امواج کمتر از مدت زمانی باشد که بافت به واسطه فعالیت حیاتی خود جابجا می‌شود، می‌توان به منظور کاهش هزینه از آرایش کانونی ثابت برای متمرکز کردن موج بهره گرفت. در صورت استفاده از آرایش کانونی ثابت، ناحیه بعد از سطح تراگردان به سه ناحیه متمایز تقسیم می‌شود. ناحیه نخست نزدیك به چشمه[1] بوده و در آن موج گسیل شده همانند یك استوانه در فضا منتشر می‌شود. در ناحیه دوم و یا ناحیه میانی[2] با تمرکز امواج، سطح کانونی در فضا شکل می‌گیرد. این ناحیه که محدوده بسیار کوچکی از دامنه انتشار موج را به خود اختصاص می‌دهد، با استفاده از آرایش هندسی طرح شده، سطح کانونی بسیار کوچکی را در مسیر انتشار موج از خود شکل می‌دهد. این ناحیه برای قرار گرفتن تومور انتخاب شده است. بعد از این ناحیه شکل‌گیری پراکنندگی[3] در قالب تقسیم موج به سه شعاع[4] دیده خواهد شد. نمونه‌ای از این نوع تراگردان که قادر به تمرکز انرژی لازم با سطح کانونی مناسب به منظور گرمادرمانی سلول‌های سرطانی بافت دهانه رحم می‌باشد، در شکل ۱ ارائه شده است.



شکل ۱- تراگردانی مقعر شامل ۱۹۲ المان از سلول‌های پیزوالکتریک با فاصله کانونی ۷۸ میلي‌متر و قطر دهانه ۳۰ میلي‌متر

پارامترهاي مؤثر در میزان انرژی متمرکز شده شامل تعداد سلول‌های پیزوالکتریك، فرکانس تراگردان، فاصله کانونی و محیط انتشار موج مي‌باشند. هر گونه تغییر در این پارامترها منجر به افزایش و یا کاهش میزان انرژي متمرکز شده می‌شود.

با در نظر گرفتن اینکه ضریب انعکاس موج روی سطح پوست بالا است و این امر مانع از نفوذ موج به درون بدن خواهد شد، در نظر گرفته شد که فاصله ما بین دهانه تراگردان از سطح بدن با آب به منظور جلوگیري از اتلاف موج، پوشش داده شود. بافت‌های بدن از ضرایب جذب متفاوتي نسبت به امواج فراصوتی برخوردارند و این امر در انتخاب مسیر مناسب برای انتقال موج دخالت می‌کند. با توجه به شرایط حاکم، فاصله کانونی برای تراگردان به منظور تمرکز امواج در دهانه رحم، ۷۸ میلي‌متر در نظر گرفته شد. ضرایبی که در محاسبه فشار آکوستیک مورد استفاده قرار گرفته‌اند، در جدول ۱ ارائه شده است.

بدین ترتیب دو عامل مؤثر برای تغییر میزان انرژی که می‌توان آنها را مورد استفاده قرار داد تعداد سلول‌های پیزوالکتریك و فرکانس می‌باشد.

جدول ۱- ضرایب فیزیکي مواد مختلف

ماده	c (m/s)	ρ (kg/m^3)	α (Nep/m)
پوست	۱۶۱۰	۱۲۰۰	۱۲
چربي	۱۴۷۸	۹۵۰	۴
ماهیچه	۱۵۸۰	۱۰۵۰	۵
آب	۱۵۲۴	۹۹۳	۰

[1]Extreme Near Field [2]Mid Field (Transition region) [3]Far field [4]Side Loop and Main Loop

۳- کنترل مسیر درمان

همان‌گونه که در مقدمه توضیح داده شد افزایش دمای بافت به بالاتر از ۴۲ درجه سانتی‌گراد منجر به شکل‌گیری تغییرات غیرقابل بازگشت در سلول می‌شود. از این امر می‌توان برای از بین بردن بافت‌های سرطانی استفاده کرد.

در هنگام تمرکز امواج فراصوتی دو اثر مکانیکی و گرمایی این امواج به صورت همزمان می‌توانند برای تخریب سلول مورد استفاده قرار گیرند [۲۱]. آثار مکانیکی را در قالب شکل‌گیری حباب و رانش بافت‌ها و افزایش فشار درون سلولی می‌توان مشاهده کرد که امکان شکست جداره سلول‌ها را فراهم می‌کند. با توجه به اینکه آثار مکانیکی این امواج قابل کنترل نیست استفاده از اثر گرمایی برای مطالعه انتخاب شد [۲۱].

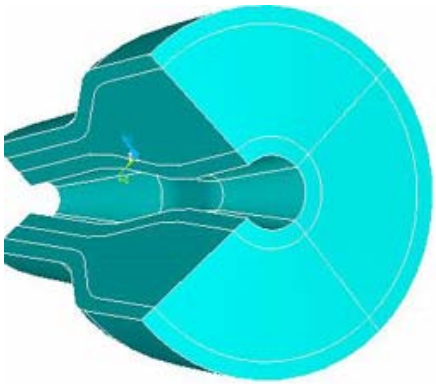
در این تحقیق، طراحی با توجه به این نکته انجام شد که افزایش دما نباید منجر به تخریب مشابهی در بافت‌های سالم شود. ایده اصلی در این تحقیق بر مبنای جوان بودن شبکه عروق خونی در محل بافت‌های سرطانی در مقایسه با بافت‌های سالم استوار است به طوری که از این ویژگی می‌توان برای تخریب بافت‌ها استفاده نمود.

شبکه عروق بافت‌های سرطانی در مقایسه با شبکه عروق بافت‌های سالم با آهنگ کندتری نسبت به تغییر دما از خود واکنش نشان می‌دهد و هر چه انتقال انرژی با آهنگ سریعتری صورت گیرد از این نکته استفاده بیشتری می‌توان کرد و این امر نیاز به افزایش زمان تابش و یا بکارگیری دماهای بالاتر را نظیر آنچه که در هنگام استفاده از امواج رادیویی اتفاق می‌افتد، منتفی می‌کند.

با توجه به مدت زمان کوتاه تابش و نزدیک بودن مرز تخریب سلول‌ها با دمای قابل قبول برای بافت‌های سالم، می‌توان با استناد به معادله بیو- هیت (حرارت زیستی) که توسط پنس ارائه شده است [۲۲]، میزان افزایش دما را در محدوده گرمادرمانی کنترل نمود:

$$\rho_t c_t \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla.(k\nabla T) - W_b c_b (T - T_a) + Q \qquad (۴)$$

در این رابطه، T، دمای ناحیه مورد مطالعه و W_b، آهنگ انتقال خون به بافت را مشخص می‌کند. T_a، دمای خون خروجی



شکل ۲- شرایط مرزی حاکم بر حل معادله بیو- هیت دهانه رحم

از عروق و k، ظرفیت گرمای بافت مورد نظر است. Q، معرف میزان انرژی است که توسط چشمه خارجی به محیط هدایت می‌شود (در این مطالعه، Q، میزان انرژی است که توسط تراگردان به محیط انتقال می‌یابد.). c_t و ρ_t به ترتیب ظرفیت گرمایی و چگالی بافت و c_b، ظرفیت گرمایی خون است. پنس، رابطه ۴ را با تصحیح معادله انتقال حرارت نسبت به جریان خون عبوری از محیط، برای محاسبه توزیع دما ارائه کرده است.

تفاوت زیادی که مابین آهنگ انتقال خون میان بافت‌های بدن وجود دارد باعث شده است که توسط مدل‌های متفاوتی نسبت به تصحیح معادله پنس اقدام شود [۲۴،۲۳]. با وجود این، هنوز معادله ۴، رابطه مرجع برای محاسبه توزیع دما محسوب می‌شود.

سه نوع سرطان شامل سرطان دهانه رحم، پستان و پروستات، بیشترین آمار ابتلا به این بیماری را به خود اختصاص می‌دهند. بدین جهت در این مطالعه سرطان دهانه رحم با توجه به نوع بافت (به عنوان مثال نحوه توزیع فشار آکوستیک و دما) مورد توجه قرار گرفته است. در مثال انتخاب شده برای مطالعه، نوع بافت عضلانی بوده و آهنگ انتقال خون به این بافت در مقایسه با سایر بافت‌ها بسیار آرام است. از این‌رو، به نظر می‌رسد که نیازی برای مراجعه به سایر مدل‌های انتقال حرارت که شامل جملات تصحیحی می‌باشند، وجود ندارد.

دهانه رحم متشکل از یك جداره داخلی پرز مانند و لایه‌ای عضلانی است که توسط یك پوسته احاطه شده است (شکل ۲). ضخامت پوسته داخلی در مقایسه با ناحیه عضلانی بسیار

کوچک بوده و مطالعه صورت گرفته روی ضرایب انتقال انرژی گرمایي و چگالی این ناحیه و پوسته خارجی نتیجه‌اي را به همراه نداشت. بدین جهت هر سه ناحیه با تقریب یکسان در نظر گرفته شده‌اند.

با توجه به اینکه آهنگ انتقال خون در بافت‌های عضلانی به صورت تجربی و تحلیلی مورد تحقیق قرار گرفته و برای بافت‌های سرطانی نیز این مطالعه صورت گرفته است [۲۶،۲۵]، با تقریب یکسان بودن سه ناحیه و متمایز در نظر گرفتن کانون‌های سرطانی از بقیه محیط و با انتخاب المان‌های سه‌بعدی "شش‌وجهی[5]" شامل ۲۰ گره، عمل مش‌بندی برای دهانه رحم صورت گرفت.

قبل از اعمال گرمادرمانی، سیستم از حالت تعادل برخوردار است و با توجه به اینکه دما در نواحی مرزی با بافت‌های مجاور یکسان است، می‌توان شرط مرزی نیومن را برای سایر مرزها در نظر گرفت:

$$T(x,y,z)=T_0, \qquad t=0, \tag{۵}$$

$$\left.\frac{\partial T}{\partial r}\right|_{s_f} = 0, \qquad t>0. \tag{۶}$$

با تقریب:

$$T(x,y,z)=\sum_{e=1}^{r} N_e(x,y,z)T_e(t) \tag{۷}$$

معادله بیو- هیت توسط تقریب گالرکین، شکل گسسته زیر را به خود می‌گیرد [۲۷]:

$$[C]\{\dot{T}\}+[K]\{T\}=\{F\} \tag{۸}$$

ضرایب، توسط روابط زیر معرفی می‌شوند:

$$[C]^e = \int \rho c\{N\} < N > dv$$

$$[K]^e = \int_{V_e} [B]^T[k][B]dv + \iint_{S_e} h\{N\} < N > ds +$$

$$\iint_{S_e} W_b\{N\} < N > ds$$

$$\{F\}^e = \int_{S_e} h\,T_\infty \{N\}ds + \int_{V_e} Q\{N\}dv +$$

$$\int_{S_e} [k][B]\{N\}ds + \int_{S_e} W_b T_a\{N\}ds$$

$$[B]=\begin{bmatrix} \partial_x N_1 & K & \partial_x N_r \\ \partial_y N_1 & K & \partial_y N_r \\ \partial_z N_1 & K & \partial_Z N_r \end{bmatrix} \tag{۹}$$

جدول ۲- ضرایب در نظر گرفته شده برای حل معادله بیو- هیت دهانه رحم

ضریب	مقدار
چگالی خون (ρ_b)	۱۰۶۰ kgm^{-3}
چگالی بافت (ρ_t)	۱۰۷۰ kgm^{-3}
ظرفیت گرمایی ویژه خون (C_b)	۳۸۹۳ kgm^{-3}
آهنگ انتقال خون (عضله) (W_b)	(۲۰- ۲) $kgm^{-3}s^{-1}$
دمای خون خروجی از عروق (T_b)	۳۷ °C

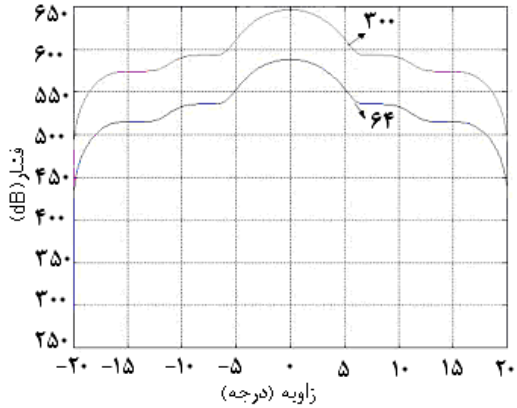
ضرایب h و T_∞ به ترتیب ضریب رسانایی و دمای پیرامون می‌باشند. در جدول ۲، ضرایب گردآوری شده برای دهانه رحم ارائه شده است.

۴- نتایج حاصل از شبیه‌سازي انتشار امواج آکوستیك در دهانه رحم

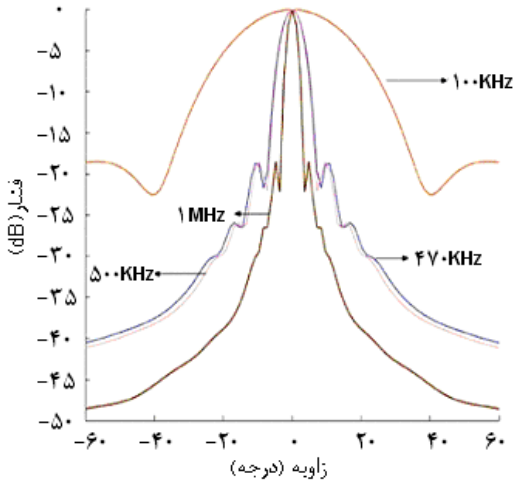
توزیع فضائی فشار آکوستیک معرف آن است که بیشترین میزان انرژی در محدوده زاویه‌ای کوچک در اطراف کانون متمرکز است. افزایش تعداد سلول‌های پیزوالکتریک میزان انرژی دریافت شده توسط ناحیه کانونی و بافت‌های مجاور را افزایش می‌دهد (شکل ۳). همان‌گونه که مشخص است افزایش تعداد سلول‌های پیزوالکتریک نمی‌تواند مبنای تمرکز انرژی برای گرمادرمانی باشد چون میزان انرژی دریافت شده توسط بافت‌های سالم به صورت همزمان با آهنگ کندتری نیز افزایش پیدا می‌کند که در صورت افزایش این انرژی از حد مجاز منجر به شکل‌گیری صدمات غیرقابل بازگشت در بافت‌های سالم می‌شود.

در شکل ۴، به عنوان مثال توزیع فضائی فشار آکوستیک به ازاء چندین فرکانس متفاوت برای تراگردانی با ۶۴ المان که طي مدت زماني يكسان محاسبه گرديده، نشان داده شده است. محدوده کانونی را می‌توان توسط فرکانس به محدوده‌ای بسیار کوچک تنزل داد که منجر به جلوگیری از صدمه به بافت‌های مجاور کانون سرطان می‌شود. افزایش فرکانس نیز از حد معینی نمی‌تواند تجاوز کند چون با کاهش سطح زیر منحنی در ناحیه کانونی، منجر به این خواهد شد که مدت زمان تابش افزایش یابد و این امر بکارگیری آرایش

[5] Hexahedral



شکل ۳- توزیع فضائی فشار آکوستیک به ازاء ۶۴ و ۳۰۰ المان از سلول‌های پیزوالکتریک در فاصله ۹ سانتي‌متري از کانون تراگردان

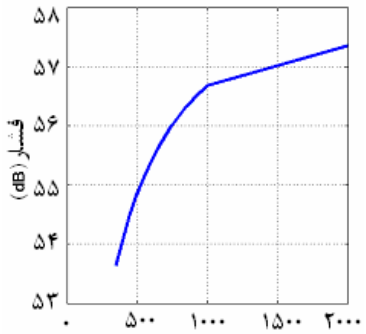


شکل ۴- الگوی توزیع فضائی فشار آکوستیک به ازاء محدوده فرکانسي ۱۰۰ kHz الي ۱ MHz در فاصله ۹ سانتي‌متري از کانون تراگردان

جدول ۳- مشخصات تراگردان پیشنهادي به منظور گرمادرماني سرطان دهانه رحم در مرحله نخست بیماري

مشخصات	مقدار
تعداد المان تراگردان	۱۹۲ (۲۴)
فاصله کانوني	۷۸ mm
قطر دهانه تراگردان	۳۰ mm
فرکانس	۴۷۰ kHz

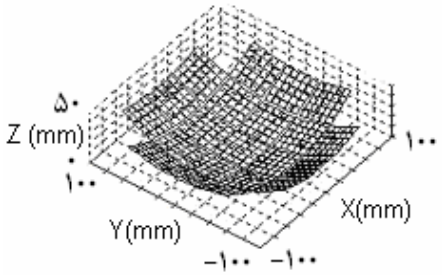
هندسی ثابت را برای تمرکز انرژی غیرممکن می‌سازد. افزایش فاصله کانونی نیز منجر به کاهش میزان انرژی دریافت شده توسط بافت می‌شود. با در نظر گرفتن این مطالب، تراگردانی با مشخصات ارائه شده در جدول ۳ از شرایط لازم برای گرمادرمانی سلول‌هاي سرطاني دهانه رحم برخوردار خواهد بود.



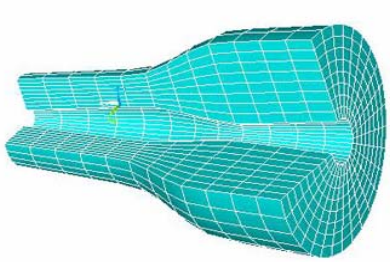
شکل ۵- مقدار بیشینه انرژی در محدوده فرکانسی ۲۰۰ الی ۲۰۰۰ کیلوهرتز (منحني فوق با محاسبه حداکثر انرژي متمرکز شده در کانون تراگردان به ازاء هر فرکانس به منظور مطالعه نحوه تغییر انرژي نسبت به فرکانس در ناحیه کانوني رسم شده است.)

محاسبه حداکثر انرژي متمرکز شده در ناحیه کانوني به وسیله تراگردان طراحي شده، به محاسبه محدوده فرکانسي مناسب براي گرمادرماني سلول‌هاي سرطاني دهانه رحم کمك مي‌کند. با توجه به شکل ۵، میزان تمرکز انرژي با افزایش فرکانس تا ۴۷۰ kHz به طور سریع افزایش مي‌یابد و این افزایش تمرکز انرژي از ۵۲۰ kHz به بالا با آهنگ کندتری صورت می‌گیرد. بنابر این به نظر می‌رسد مناسب‌ترین فرکانس در محدوده‌اي مابین ۴۷۰-۵۲۰ kHz برای گرمادرمانی سلول‌های سرطانی باشد.

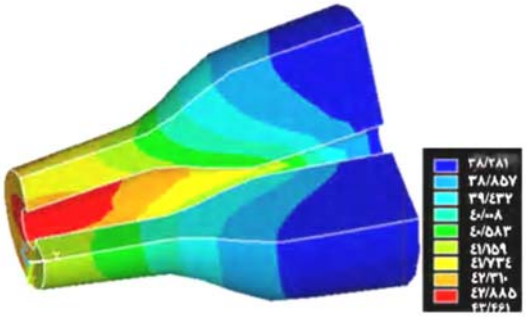
آرایش سلول‌های پیزوالکتریک به منظور شکل‌گیري تراگردان ارائه شده در شکل ۱ در قالب بلوک‌های متشکل از المان‌هاي مثلثي و مربعي شکل است که هر المان مربع شامل ۲۴ سلول پیزوالکتریك بوده و روی لایه‌ای از فلز آلومینیوم به ابعاد ۷ در ۷ میلی‌متر در کنار یکدیگر قرار گرفته است. نمونه‌ای از نحوه آرایش این سلول‌ها در قالب بلوک‌ها در شکل ۶ نشان داده شده است.



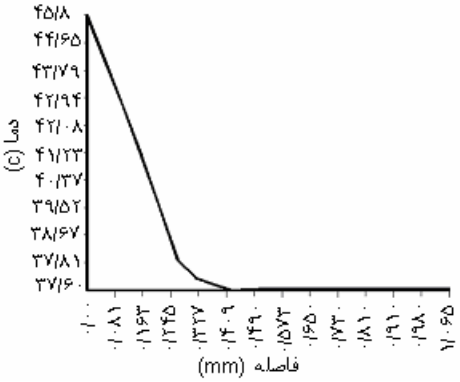
شکل ۶- نحوه آرایش سلول‌های پیزوالکتریک به منظور تمرکز امواج فراصوتي



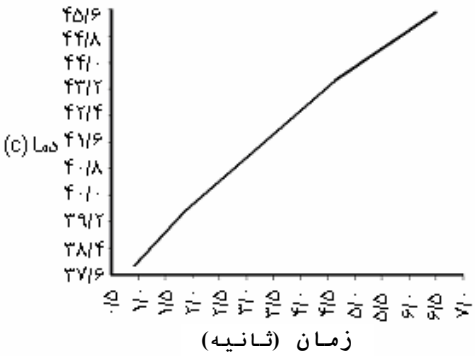
شکل ۷- نحوه شبکه‌بندي دهانه رحم توسط المان‌هاي شش‌وجهي



شکل ۸- توزیع فضائی دما در دهانه رحم توسط تراگردان



شکل ۹- منحنی تغییرات دما بر حسب مکان از دهانه رحم به سمت جداره رحم



شکل ۱۰- منحنی تغییرات دما بر حسب زمان نسبت به جداره داخلی رحم

با استفاده از مقادير فشار آكوستيك محاسبه شده از حل عددي فشار آكوستيك مي‌توان انرژي حاصل از اين تراگردان را در ناحيه كانوني محاسبه كرد و به كمك معادله بيو- هيت نسبت به محاسبه توزيع فضائي دما در دهانه رحم اقدام نمود. نتايج حاصل از اين محاسبه در شكل‌هاي ۷ تا ۱۰ ارائه شده است.

همان‌گونه كه مشاهده مي‌شود آهنگ افزايش دما به گونه‌اي است كه در مدت زماني بسيار كوتاه در مقايسه با زماني كه بافت به واسطه فعاليت حياتي دستخوش جابجائي مي‌شود، تخريب غيرقابل بازگشت در ناحيه كانوني شكل مي‌گيرد. شكل‌هاي ۸ و ۹ نشان مي‌دهد كه اين افزايش دما حوزه بسيار كوچكي در اطراف دهانه رحم را شامل مي‌شود.

۵- نتيجه‌گيري

محاسبه ميزان انرژي متمركز شده حاكي از آن است كه آرايشي با فاصله كانوني ثابت از سلول‌هاي پيزوالكتريك قادر به تمركز انرژي به ميزان مورد نياز براي تخريب سلول‌ها در ناحيه‌اي است كه به عنوان كانون در نظر گرفته مي‌شود. نحوه تغيير دما در نواحي مجاور كانون (شكل ۸) حاكي از ميزان ايمني اين روش بوده و معرف آن است كه در بافت‌هايي نظير دهانه رحم كه شامل عضله مي‌باشند و از تجمع عروق كمي برخوردار بوده و در آنها يكنواختي مشاهده مي‌شود، مي‌توان از تمركز امواج فراصوتي به عنوان گزينه‌اي جديد براي درمان ياد كرد. اين روش از توانايي اعمال در ابعاد چند ميلي‌متر برخوردار بوده و از آن مي‌توان براي جراحي ميكروسكوپي استفاده كرد.

بكارگيري روشي مشابه در محيط‌هايي كه از تجمع عروق خوني برخوردار هستند و از تأثير آن روي توزيع دما نمي‌توان چشم‌پوشي كرد نظير بافت‌هاي سرطاني پستان كه شامل محيطي ناهمگون شامل مجاري شيردهي و بافت‌هاي چربي در كنار عضله مي‌باشند، به دليل آهنگ بالاى جريان خون توجه به مدل‌هاى تصحيح شده معادله بيو- هيت را طلب مى‌كند.

به منظور افزایش دقت این محاسبه باید میزان جـذب امـواج در حین عبور به ناحیه کانوني مورد توجه قرار بگیـرد. بـراي محاسـبه دقیـق‌تـر فـشار آکوسـتیك ضـروري اسـت معادلـه غیرخطي فشار آکوستیك مورد توجه قرار گرفته و با حل این معادله دقت محاسبات افزایش پیدا کند.

سپاسگزاري

در پایان، نویسندگان مقاله وظیفه خود مي‌داننـد از دانـشگاه صنعتي سهند تبریز به خاطر نهایت سعي و تلاش در حمایت مالي از انجام این پروژه نهایت تشکر را بنمایند.

مراجع

[1] Sauer A, Wallgren A, Kurtz JM; Adjuvant radiotherapy after breast conserving surgery for breast cancer; European Journal of cancer 2000; 36: 1073.
[2] Hubeer RE, Peter WJ, Jurgen R, Ralf S, Ioannis S, Hans-Peter S, Hans-Joachim VF, Dietrich F, Michael W, Jurgen D; A new non-invasive approach in breast cancer therapy using magnetic resonance imaging-guided focused ultrasound surgery; Cancer Reasearch 2001; 61: 8441-8447.
[3] Kaufma CS, Bachman B, Littrup PJ; Office-based ultrasound guided cryoablation of breast fibroadenomas; AM J Surg 2002; 184: 394-400.
[4] Chen L, Bouley D, Yuh E, Arceuil HD, Butts K; Comparison of focused ultrasound tissue damage on MRI and histology in rabbit brain; Journal of Magnetic Imaging 1999; 10: 146.
[5] Germain D, Chevallier P, Laurent A, Saint-Jalmes H; MR monitoring of tumor thermal therapy; Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine 2001; 13: 47-59.
[6] Tanaka R, Kim CH, Yamada N, Saito Y; Radiofrequency hyperthermia for malignant brain tumors: preliminary results of clinical trials; Neurosurgery 1987; 21: 478-483.
[7] Terada N, Aoki Y, Ichioka K, Maisuta Y, Arai Y; Microwave thermotherapy for benign prostatic hyperplasia with the Dornier Urowave: Response durability and variables potentially predicting response; Adult Urology, 2001; 701.
[8] Whelan WM, Chun P, Chain L, Sherar MD, Vitkin IA; Laser thermal therapy: Utility of intersititial fluence monitoring for locating optical sensors; Phys Med Biol 2001; 46: 91.
[9] Haemmerich DG, PhD Thesis; finite element modeling of hepatic radio frequency ablation; University of Wisconsin-Madison 2000.
[10] Fatemi F, Greenleaf JF; Probing the dynamics of tissue at low frequencies with the radiation force of ultrasound; Phys Med Biol 2000; 45: 1449.
[11] Lu B, Yang R, Lin W, Cheng K, Wang C, Kuo T; Theoretical study of convergent ultrasound hyperthermia for treating bone tumors; Medical Engineering & Physics 2000; 22: 253.
[12] Behrens S, Spengos K, Daffertshofer M, Schroeck H, Demplfle CE, Hennerici M; Potential use of therapeutic ultrasound in ischemic stroke treatment; Ultrasound in Med & Biol 2001; 27: 1683.
[13] Speed CA; Therapeutic ultrasound in soft tissue lesions; Rheumatology 2001; 40: 1331.
[14] Kluiwstra J, McGough D, Hamilton M, Donnell O, Cain A; Therapeutic Ultrasound Phased Arrays: Practical Consideration and Design Strategies: SPIE 1997.
[15] Kinsler LE, Frey AR, Coppens AB, Sanders JV; Fundamentals of Acoustics, John Willy & Sons, 1982.
[16] Gelet JY, Chapelon C, Pangaud, Lanse Y; Local prostate cancer by transrectal high intensity focused ultrasound (HIFU): preliminary results after 113 procedures in 50 patients; J Urol 1999; 161: 156-162.
[17] Hill CR, Haar GR; Review article: High intensity focused ultrasound potential for cancer treatment; Br J Radiol 1995; 68: 1296-1303.
[18] O'Neil TJ; Theory of focusing radiators; Acoust Soc Am 1949; 516.
[19] Pierce AD; Acoustics: An introduction to its physical principles and applications; Acoustical Society of America 1994.
[20] Wells PNT; Biomedical Ultrasonics; Academic Press Inc, 1977.
[21] Haar GR; Ultrasonic contrast agents: safety considerations reviewed; European Journal of Radiology 2002; 41: 217.
[22] Penns HH; Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm; J. Appl. Physiology 1948; 1: 93.
[23] Stanczyk M, Telega JJ; Modelling of heat transfer phenomena during cementation of femoral prosthesis; Acta of Bioengineering and Biomechanics 2002; 4: 247-248.
[24] Deuflhard P, Weiser M, Seebass M; A New Nonlinear Elliptic Multilevel FEM in Clinical Cancer Therapy Planning; Comput Visual Sci 3 2000; 115-120.
[25] Kolios MC, Sherar MD, Hunt JW; Blood flow cooling and tissue lesion formation; Medical Physics 1996; 23: 1287-1298.
[26] Chato JC; Fundamental of Bioheat Transfer in: Thermal Dosimetry and Treatment Planning, Springer-Verlag, 1991.
[27] Guy AW, CK Chou; Hyperthermia in cancer therapy: Gk Hall Medical Publishers, 1983; 279.