

# تخمین توزیع فشار صوتی حاصل از تراگذار فراصدایی ۱ مگاهرتز به منظور ارائه طرح درمان فراصدایی در روش‌های مبتنی بر هایپرترمی

محمد احسان راوری<sup>۱</sup>، منیژه مختاری دیزجی<sup>۱\*</sup>، سید حجت‌اله مؤمنی ماسوله<sup>۲</sup>، سمانه مطیعی<sup>۲</sup>

۱. گروه فیزیک پزشکی، دانشکده علوم پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس

۲. گروه ریاضی، دانشکده علوم پایه، دانشگاه شاهد

## چکیده

یکی از روش‌های درمانی سرطان استفاده از هایپرترمی با تابش امواج فراصدایی به طور مجزا و یا ترکیبی با سایر روش‌های درمانی مانند رادیوتراپی و شیمی‌درمانی است. اما به دلیل عدم توزیع مناسب تابش فراصدایی در بافت تحت درمان و عدم دستیابی به طرح درمان مناسب در طول تابش‌دهی، دمای بافت به درستی مهار نمی‌شود. لذا در مطالعه حاضر به منظور ارائه پروتکل طرح درمان فراصدایی، از انتگرال رایلی برای الگوسازی انتشار صدا استفاده شده است. در این مطالعه الگوی انتگرال رایلی برای دو تراگذار (مبدل) فراصدای ۱ مگاهرتز با سطح مؤثر تابش ۰/۸ و ۵/۰ سانتی مترمربع در شدت‌های متغیر در مختصات استوانه‌ای حل شده است. توزیع فشار صوتی در راستای محوری، شعاعی و زاویه‌ای استخراج شد. به منظور اعتبارسنجی نتایج حاصل از الگوسازی، مقدار فشار صوتی در محیط آب و در فاصله مرز میدان نزدیک-دور از سطح تراگذارهای (مبدل‌های) فراصدایی، با استفاده از هیدروفون پیستونی اندازه‌گیری شد. نتایج فشار صوتی حاصل از الگوسازی و اندازه‌گیری تجربی نشان می‌دهند که این الگو دارای سازگاری و توافق خوبی با نتایج تجربی با ضریب همبستگی ۰/۸۲ می‌باشد (عدد  $p$  کوچک‌تر از ۰/۰۵). میانگین خطای نسبی تمام نقاط برای تراگذار (مبدل) فراصدا با بسامد ۱ مگاهرتز و سطح مقطع تابش ۵ سانتی‌مترمربع، ۷/۳۴ درصد و خطای نسبی نقاط در بازه ۱/۵ تا ۱۴/۲ درصد قرار دارد. از این الگو می‌توان با دقت قابل قبولی برای الگوسازی انتشار صدا در بافت زنده و انجام گام اول در طرح درمان روش هایپرترمی استفاده نمود.

**کلید واژه‌ها:** امواج فراصدایی، الگوسازی، انتگرال رایلی، سطح مؤثر تابش، هایپرترمی

## ۱. مقدمه

برای نزدیک کردن شرایط درمان در طول تابش‌دهی فراصدایی به حالت آرمانی، اطلاع از توزیع فشار صوتی در بافت‌های تحت درمان و بافت‌های مجاور امری مهم و حیاتی است. به هنگام استفاده از هایپرترمی، به منظور مهار توزیع دما با هدف افزایش کیفیت درمان، غالباً محدودیت‌های هندسه نامنظم تومورها، ناهمگنی و پویا (دینامیک) بودن خواص گرمایی تومور، وجود نقاط داغ (موجب محدودیت، در بالا بردن حداقل دما برای درمان مؤثر) و در نهایت فرآیندهای انتقال گرما متأثر از گردش خون و رگ‌های خونی وجود دارند. این عوامل سبب ناهمگنی در توزیع گرما و انتقال گرما به سایر بافت‌های سالم می‌شوند [۲]. با توجه به موارد ذکر شده اهمیت طرح درمان در تابش فراصدایی مشخص می‌شود. در طرح درمان مبتنی بر تابش فراصدایی، الگویی از بیمار با تعیین هندسه بافت‌ها، برآورد توزیع توان فراصدایی پخش شده

فنون متفاوتی برای درمان سرطان همانند جراحی، شیمی‌درمانی و رادیوتراپی<sup>۱</sup> شناخته شده است. با توجه به اینکه روش‌های فوق الزاماً کارآمد و فاقد عوارض جانبی نیستند، در چند دهه اخیر پزشکان به کمک علوم مهندسی روش‌های غیرتهاجمی جدیدی را برای درمان بسیاری از سرطان‌ها از جمله سرطان کبد، پروستات، کلیه و سینه را پیشنهاد داده‌اند [۱]. از جمله این روش‌ها می‌توان به هایپرترمی اشاره کرد. در هایپرترمی ناشی از تابش امواج فراصدایی (اولتراساوند)<sup>۲</sup>، درجه حرارت یاخته‌های (سلول‌های) سرطانی تا دمای ۴۲-۴۵ درجه سلسیوس افزایش می‌یابد [۲-۴] که می‌تواند به صورت انفرادی یا ترکیبی با سایر روش‌های درمانی استفاده شود.

\* نویسنده پاسخگو: mokhtarm@modares.ac.ir

<sup>۱</sup> Radiotherapy

<sup>۲</sup> Ultrasound

انجام شده است. بررسی‌ها نشان می‌دهند استفاده از روش‌هایی همانند انتگرال رایلی-سامرفیلد و پاسخ ایمپالس<sup>۵</sup> به طور چشم‌گیری هزینه محاسبات را کاهش داده و تصحیحات زیادی بر روی این روش‌ها به منظور بهینه کردن طرح درمان هایپرترمی در امواج فراصدایی انجام شده‌اند [۸-۹]. با استخراج توزیع فشار صوتی در پروتکل‌های تابش‌دهی متفاوت و با توجه به معادلات جذب تابش فراصدایی در محیط و انتقال آن در بافت زنده، امکان ارائه طرح درمان حرارتی در روش‌های هایپرترمیا فراهم خواهد شد. در این مطالعه از یک تراگذار فراصدایی دیسکی تخت استفاده شده است. الگوسازی تداخلات و توزیع فشار صوتی به منظور استخراج طرح درمان در طول تابش‌دهی فراصدایی براساس انتگرال رایلی که با تغییر شکل از معادله انتشار صدا و سترولت بدست آمده است، محاسبه شد. در ادامه تأثیر سطح مقطع مؤثر تابش در طرح توزیع فشار صوتی بررسی شد. به منظور اعتبار سنجی الگوی توزیع فشار صوتی محاسبه شده، از هیدروفون استفاده شده است.

## ۲. مواد و روش‌ها

### ۲-۱. معادله انتشار خطی صدا

با فرض گرما-لزوج (ترمومو-ویسکوز) و همگنی بافت، رابطه فشار صوتی با چگالی از بسط تیلور فشار حول نقطه تعادل با چگالی  $\rho$  حاصل می‌شود [۱۰]:

$$P = c \cdot \left( \rho - \rho_0 \right) + \frac{c}{\rho_0} \frac{B}{2A} \left( \rho - \rho_0 \right)^2 + \dots \quad (1)$$

که  $c$  سرعت انتشار صدا،  $\rho$  چگالی محیط و ضریب  $\frac{B}{2A}$  پارامتر غیرخطی انتشار صدا در محیط است.

در این مطالعه به دلیل آن که برای اعتبار سنجی از شدت صوتی حداکثر ۲ وات بر سانتی‌مترمربع استفاده شده است، با توجه به نتیجه مطالعات انجام شده [۱۱-۱۲] می‌توان از آثار انتشار غیرخطی موج صرف‌نظر نمود. براساس این رابطه، معادله انتشار خطی موج در بافت نرم برای امواج صوتی با دامنه محدود فشار و فرض گرما-لزوج (ترمومو-ویسکوز) بودن محیط به صورت زیر تعریف می‌شود:

در بافت و هم‌چنین توزیع دما در بافت مهم است. لذا در مطالعه حاضر، بایستی با حل معادله انتشار موج و تعیین نیم‌رخ (پروفایل) فشار، اندازه چگالی توان صوتی انتشار یافته در بافت را محاسبه نمود. یکی از چالش‌های مهم در این مرحله استفاده از طول‌موج‌های کوتاه و به تبع آن نیاز به تفکیک‌پذیری (رزولوشن) مکانی بالا می‌باشد که مستلزم ایجاد فضای محاسبات بزرگ به خصوص برای بافت‌های که در نواحی عمیق قرار گرفته‌اند، می‌باشد و در نتیجه زمان انجام محاسبات افزایش می‌یابد.

روش‌های مختلفی برای حل معادله موج پیشنهاد شده است که شامل: ۱. استفاده از اصل هویگنس و تداخلات امواج حاصل از منابع نقطه‌ای (اندازه فشار به کمک انتگرال رایلی<sup>۱</sup> محاسبه می‌شود) [۳]. این روش عموماً برای تراگذارهای (مبدل‌های) صوتی تک بلور (کریستال) و در یک محیط همگن استفاده می‌شود. ۲. روش طیف زاویه‌ای<sup>۲</sup> که در فضای بسامد محاسبات را انجام می‌دهد [۴]. نسخه اصلاح شده‌ای از این روش<sup>۳</sup> [۵] می‌تواند اثرات تنکیدن (تضعیف)، انتشار غیرخطی و ناهمگنی را محاسبه کند که این ویژگی‌ها برای روش‌های هایپرترمی آرمانی می‌باشد. اما این روش در نوع هندسه تراگذار (مبدل) صوتی و هم‌چنین توصیف پدیده‌های همانند پراکندگی-برگشتی<sup>۴</sup> محدود می‌باشد. ۳. روش دیگر به منظور محاسبه فشار، معادلات کامل انتشار صدا انجام می‌شود [۶]. در این روش تمام اثرات صوتی همانند تنکیدن (تضعیف) و انتشار غیرخطی محاسبه می‌شود. اما این فن هنوز دارای محدودیت‌هایی همانند استفاده تنها برای کاربردهای خاص و طیف بسامدی محدودی است. یکی از نیازهای ذاتی برای روش درمانی هایپرترمی، بهینه‌سازی نیم‌رخ (پروفایل) فشار و متعاقباً آن کانتورهای چگالی توان صوتی می‌باشد، زیرا اگرچه به طور نظری می‌توان برای تراگذارهایی (مبدل‌هایی) با تعداد بلورهای (کریستال‌های) زیاد همانند تراگذارهای صوتی درمانی، توزیع فشار صوتی را محاسبه نمود، ولی به فضای محاسباتی و هزینه زیادی نیاز دارد [۷]، لذا مطالعات کم و محدودی در این زمینه

<sup>1</sup> Rayleigh

<sup>2</sup> Angular spectrum

<sup>3</sup> Hybrid-SM

<sup>4</sup> Back-scattering

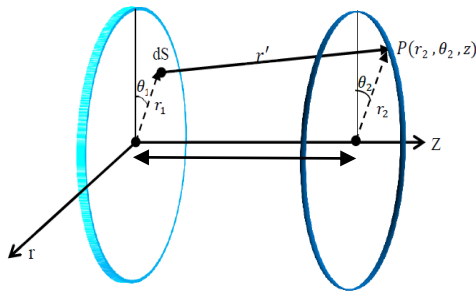
<sup>5</sup> Impulse responses

$$r' = (r_1^2 + r_2^2 - 2r_1r_2 \cos(\theta_2 - \theta_1) + z^2)^{1/2}$$

$$P = c\rho_t u$$

$$dS = r_1 dr_1 d\theta_1$$

در معادله ۶، مقدار فشار بر روی سطح تراگذار (مبدل) صوتی،  $t$  زمان تابش و  $z$  فاصله محوری از سطح تراگذار صوتی می‌باشند.



شکل ۱ نمایی از هندسه مورد استفاده در الگوسازی در مشخصات استوانه‌ای. دیسک سمت چپ تراگذار فراصدایی،  $P(r_1, \theta_1, z)$  نقطه هدف برای تعیین فشار صوتی و  $dS$  عنصری از سطح بلور است.

با توجه به مشخصات تراگذار صوتی، ارتفاع و شعاع استوانه مورد استفاده در محاسبات عددی تعیین می‌شوند (جدول ۱). ارتفاع هر یک از استوانه‌ها که در راستای محوری دسته پرتوی فراصدایی است، به میزان دو برابر طول میدان نزدیک انتخاب شده است. طول میدان نزدیک (انفادی) براساس پارامترهای  $D$  قطر تراگذار فراصدایی،  $f$  بسامد،  $c$  سرعت انتشار صدا در محیط از رابطه ذیل حاصل می‌شود:

$$NFD = \frac{D^2 \times f}{4 \times c} \quad (7)$$

جدول ۱ مشخصات هندسه استفاده شده برای هر تراگذار صوتی در محاسبات عددی.

تراگذار صوتی ۲	تراگذار صوتی ۱	نوع تراگذار
۱	۱	بسامد (مگاهرتز)
۰.۵۰	۱.۲۶	شعاع سطح مبدل (سانتی‌متر)
۵.۱۴	۱.۷۲	ارتفاع استوانه (سانتی‌متر)
۱.۰۰	۱.۰۰	شعاع استوانه (سانتی‌متر)
۱.۷۱	۱۰.۳۳	طول میدان نزدیک (سانتی‌متر)

$$\nabla^2 P - \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 P}{\partial t^2} + \frac{\delta}{c^2} \frac{\partial^3 P}{\partial t^3} = 0 \quad (2)$$

در این مطالعه فرض شده است هر یک از عنصرهای (المان‌های) کوچک سطح بلور (کریستال)  $dS$  به طور پیوسته با سرعت یکسان  $u = u \exp(i\omega t)$  و عمود بر سطح نوسان می‌کنند. ضریب پخش صوتی نیز به دلیل کاهش دامنه فشار ناشی از گرما و لزجت (ویسکوزیته) به شکل زیر الگو می‌شود:

$$\delta = \frac{2c^2 \alpha}{\omega^2} \quad (3)$$

که  $\alpha$  ضریب جذب صوتی،  $\omega$  بسامد زاویه‌ای و  $c$  سرعت انتشار صدا را نشان می‌دهند. در ادامه به رابطه انتگرالی زیر تغییر شکل داده می‌شود [۳].

$$P(r') = ikc\rho_t \iint_S \frac{u}{r'} \exp(-(\alpha+ik)r') dS \quad (4)$$

در این رابطه  $c$  و  $k$  به ترتیب چگالی بافت، سرعت انتشار صدا و عدد موج می‌باشند.  $r'$  فاصله عنصر (المان) کوچکی از سطح بلور (کریستال) به مساحت  $dS$  تا نقطه هدف می‌باشد. در این معادله انتشار خطی موج و اثرات پخش و تنکیدن (تضعیف) محاسبه می‌شوند. مقدار ضرایب جذب و تنکیدن (تضعیف) در امواج صوتی به شکل توانی با بسامد (معادله ۵) افزایش می‌یابند [۱۳]. این وابستگی توانی به بسامد سبب کاهش عمق نفوذ، اتلاف شدید فشار و در نتیجه تولید گرمای بیش‌تر در بافت می‌شود. این مسئله از دلایل اصلی استفاده از امواج فراصدایی در روش‌های گرمادرمانی<sup>۱</sup> می‌باشد:

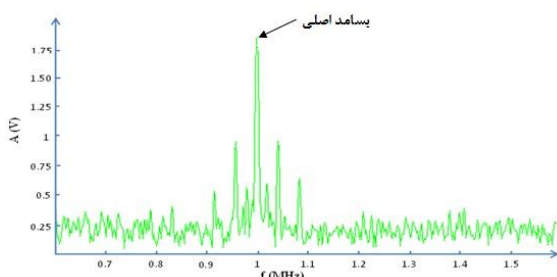
$$\alpha = a \cdot f^b \quad (5)$$

در رابطه فوق  $\alpha$  ضریب جذب (NP/m.MHz)،  $a$  و  $b$  ضرایب ثابت و  $f$  بسامد (مگاهرتز) می‌باشند. تراگذارهای (مبدل‌های) صوتی استفاده شده در محاسبات عددی این مطالعه از نوع دیسکی با بسامد ۱ مگاهرتز و شعاع‌های ۱.۲۶ و ۰.۵ سانتی‌متر است. با توجه به هندسه تراگذار (مبدل) فراصدایی (شکل ۱)، معادله ۵ در مشخصات استوانه‌ای حل و به صورت زیر تبدیل می‌شود:

$$P(r, \theta, z, t) = \frac{ikP_0}{\pi} \exp(i\omega t) \iint_S \frac{\exp(-(\alpha+ik)r')}{r'} dS \quad (6)$$

<sup>1</sup> Thermotherapy

بسامد نمونه برداری حداقل ۲/۵ مگاهرتز و حداکثر ۱۰ مگاهرتز ثبت گردید. علامت‌های ثبت شده برای استخراج محتوای بسامدی با استفاده از تحلیل تبدیل فوریه در نرم‌افزار متلب<sup>۸</sup> بررسی گردیدند. ثبت علامت‌های صوتی در شرایط مختلف تابش‌دهی در میدان فراصدایی ۱ و ۳ مگاهرتز در مد پیوسته و در شدت ۲ وات بر سانتی‌متر مربع با سطح مقطع مؤثر تابش ۵/۰ سانتی‌متر مربع انجام شد. اندازه‌گیری دامنه علامت (سیگنال) صوتی برای ۱۰ نقطه واقع بر روی محور Z انجام گردید. به منظور کاهش خطای اندازه‌گیری مقدار فشار صدا متوسط اندازه‌گیری ۵ بار تکرار شد و پس از حذف علامت زمینه، اطلاعات حاصل از اندازه‌گیری دامنه در هر گروه بر حسب میلی‌ولت حاصل گردید. شکل ۲ یک نمونه از طیف به دست آمده از تحلیل گر طیفی (اسپکتروم آنالایزر) که در آن محور افقی بسامد و محور عمودی دامنه علامت در بسامدهای مختلف است را نشان می‌دهد. بسامد اصلی در طیف بسامدی زیر مشخص می‌باشد.



شکل ۲ علامت خروجی نوسان‌نما در حوزه بسامد برای تراگذار فراصدایی با بسامد ۱ مگاهرتز و شعاع ۱٫۲۶ سانتی‌متر - محور افقی بسامد (مگاهرتز) و محور عمودی دامنه طیف بسامدی بر حسب ولت.

برای بررسی همبستگی روش تجربی و روش الگوسازی بر اساس دامنه فشار صوتی متوسط، از تحلیل همبستگی پیرسون و رگرسیون خطی با محدوده توافق ۹۵ درصد استفاده شد. در طول تابش‌دهی، دمای آب در گستره ۲۶-۲۸ درجه سلسیوس قرار دارد. مطالعه پایلوت برای هر کدام از تراگذارهای (مبدل‌های) فراصدایی برای ده ناحیه (مختصات) و هر ناحیه سه بار انجام شده است.

محاسبات انجام شده در این بخش به کمک نرم‌افزار فرترن<sup>۱</sup> و به وسیله رایانه‌ای دارای هفت پردازنده ۲/۴ گیگاهرتز<sup>۲</sup> و حافظه موقت ۴ گیگابایت<sup>۳</sup> انجام شده است. به منظور توانایی انجام اعتبارسنجی نتایج حاصل از محاسبات عددی، این محاسبات در محیط آب با دمای ۲۵ درجه سلسیوس، سرعت انتشار ۱۵۰۰ متر بر ثانیه و چگالی ۱۰۰۰ کیلوگرم بر مترمکعب [۱۴] انجام شده است. در مطالعه حاضر از تکنیدن (تضعیف) موج صوتی صرف نظر شده و تنها استخراج توزیع فشار مورد نظر است.

- اعتبارسنجی الگو: در ابتدا محفظه‌ای با ابعاد ۱۰×۱۰×۱۵ سانتی‌مترمکعب از جنس پرسپکس<sup>۴</sup> ساخته شد و محلی برای قرارگیری پروب‌های فراصدایی تعیین گردید. در ضلع مقابل پروب و بر روی جداره داخلی محفظه ساخته‌شده لایه‌ای از جنس لاستیک جاذب صدا به ضخامت ۵ میلی‌متر کشیده شد. به منظور اندازه‌گیری فشار با هیدروفون، از آب مقطر استفاده شد تا اثرات ناشی از ناخالصی‌های آب حذف شود. هم‌چنین استفاده از آب مقطر، حفره‌سازی درون ظرف به هنگام کار با دستگاه فراصدایی به حداقل مقدار خود می‌رساند. به منظور عملکرد بهتر و بهینه، هیدروفون قبل از هر اندازه‌گیری به مدت یک ساعت درون آب قرار می‌گیرد. هیدروفون پیستونی<sup>۵</sup> در فاصله‌های مشخص (براساس جدول ۱) در مقابل تراگذار (مبدل) تابش‌دهی فراصدایی<sup>۶</sup> قرار داده شد. هیدروفون به نوسان‌نمای رقومی (اسیلوسکوپ دیجیتال) و تحلیل‌گر طیفی (اسپکتروم آنالایزر)<sup>۷</sup> متصل گردید و علامت‌های (سیگنال‌های) حاصل از اندازه‌گیری‌های فشار صوتی ثبت گردید. ابتدا علامت (سیگنال) زمینه، در شرایط عدم تابش فراصدایی توسط هیدروفون ثبت گردید. علامت‌های ثبت‌شده، حاصل از تغییرات زمانی ولتاژ دو سر هیدروفون هستند که به دلیل تابش امواج فراصدایی ایجاد می‌شوند. هر علامت از ۸۱۹۲ نقطه اطلاعات است که در

<sup>۱</sup> Microsoft Fortran PowerStation 4.0

<sup>۲</sup> CPU core i7(TM)@2.40GHz

<sup>۳</sup> RAM 4.00 GB

<sup>۴</sup> Perspex

<sup>۵</sup> PA124, 25mm diameter, 20kHz-1MHz, Precision Acoustics Ltd, Dorchester, UK

<sup>۶</sup> Sonoplus 492, EnrofNonius, Rotterdam, The Netherland

<sup>۷</sup> PA124, 25mm diameter, 20kHz-1MHz, Precision Acoustics Ltd, Dorchester, UK

<sup>۸</sup> Matlab, Version R2012a

## ۳. نتایج

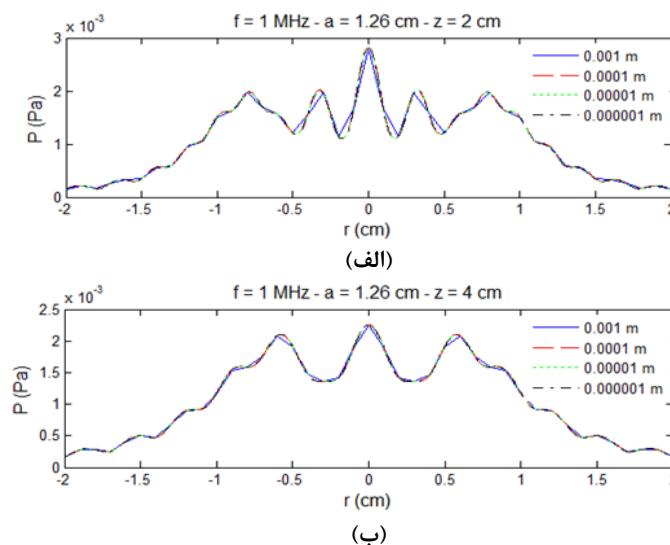
## - محاسبات عددی

هدف از این مطالعه ارائه الگوی توزیع فشار به منظور افزایش کارایی روش‌های فراصدایی درمانی می‌باشد. برای دستیابی به این هدف الگویی برای یک تراگذار (مبدل) فراصدایی دیسکی شکل حل شده است. برای تحلیل الگو، توزیع فشار صوتی برای بسامد ۱ مگاهرتز، سطح مقطع تابش ۰/۸ و ۵/۰ سانتی‌متر مربع با شدت ۰/۵، ۱/۰، ۱/۵ و ۲ وات بر سانتی‌متر مربع استخراج شد. به منظور انجام محاسبات دقیق، فشار با چهار تفکیک‌پذیری (رزولوشن) مکانی در دو جهت محوری و شعاعی برای بسامد ۱ مگاهرتز و سطح مقطع‌های ۰/۸ و ۵/۰ سانتی‌متر مربع انجام شده است. منحنی تغییرات فشار در راستای عرضی در دو فاصله دلخواه از سطح تراگذار (مبدل) فراصدایی با بیش‌ترین نوسانات فشار بررسی شده است. برای انتخاب تفکیک‌پذیری (رزولوشن) مکانی مناسب منحنی تغییرات فشار در راستای محوری نیز مورد بررسی قرار گرفته است. بدین منظور چهار گام مکانی ۰/۰۰۰۰۱، ۰/۰۰۰۰۱، ۰/۰۰۰۱ و ۰/۰۰۰۰۰۱ متر انتخاب شده‌اند که نتایج آن به ترتیب برای دو راستای شعاعی و محوری در شکل‌های ۳ و ۴ ارائه شده‌اند.

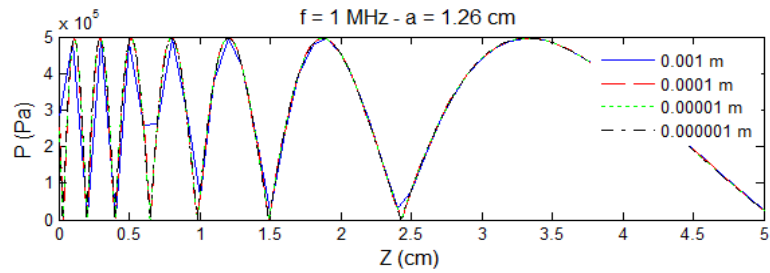
نتایج نشان می‌دهند با انتخاب تفکیک‌پذیری (رزولوشن) مکانی بزرگ‌تر از  $10^{-5}$  متر، منحنی تغییرات فشار در هر

دو راستای شعاعی و محوری دارای خطا خواهد بود و با افزایش دقت مکانی، تغییراتی در منحنی فشار صوتی حاصل نمی‌شود، پس برای انجام محاسبات فشار صدا تفکیک‌پذیری مکانی  $10^{-5}$  متر انتخاب شده است.

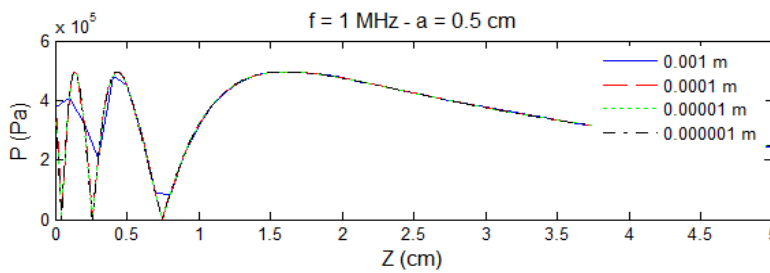
توزیع شدت صوتی برای تراگذار (مبدل) صوتی ۱ مگاهرتز در فضای سه-بعدي محاسبه شد. منحنی تغییرات شدت در راستای محوری حاصل از این نتایج برای شدت‌های ۲، ۱/۵، ۱ و ۰/۵ وات بر سانتی‌متر مربع به ترتیب در شکل‌های ۵ الف و ب آورده شده است. همان‌طور که از مقایسه شکل‌های ۵ الف و ب مشاهده می‌شود، در بسامد ۱ مگاهرتز، تعداد نقاط بیشینه از ۲ به ۹ برای تراگذارهای با شعاع ۰/۵ و ۱/۲۶ سانتی‌متر در ناحیه میدان نزدیک تغییر می‌یابد به طوری که با افزایش شعاع سطح تراگذار تعداد این نقاط بیشینه بیشتر می‌شود. مشاهده می‌شود با افزایش شدت اولیه صوت، تغییراتی در اندازه میدان نزدیک تراگذارهای فراصدایی ایجاد نمی‌شود. همان‌طور که انتظار می‌رود با افزایش شدت اولیه صدا، مقدار شدت صدای حاصل از تراگذار فراصدایی نیز افزایش می‌یابد به طوری که رابطه خطی میان این دو وجود دارد. به نظر می‌آید با افزایش شدت صدای اولیه، شیب کاهش شدت صوتی در ناحیه دور بیشتر می‌شود. کانتور تغییرات شدت در مقطع عرضی برای شدت‌های ۲ وات بر مترمربع و برای تراگذار فراصدایی در فاصله میدان نزدیک از سطح تراگذار



شکل ۳ منحنی تغییرات فشار (پاسکال) در راستای شعاعی برای تراگذار فراصدایی ۱ مگاهرتز و شعاع سطح تابش ۱/۲۶ سانتی‌متر، الف) در فاصله ۲ سانتی‌متری و ب) در فاصله ۴ سانتی‌متری از سطح تراگذار با تفکیک‌پذیری مکانی ۰/۰۰۰۰۱، ۰/۰۰۰۰۱، ۰/۰۰۰۰۱ و ۰/۰۰۰۰۰۱ متر.

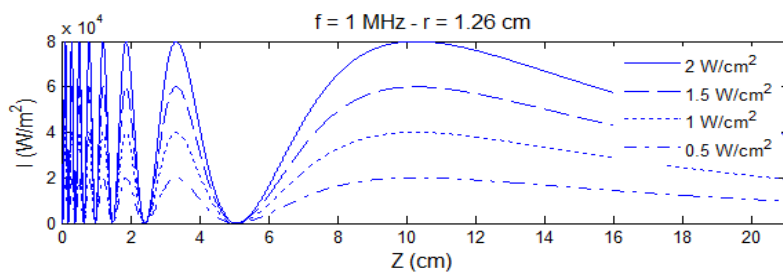


(الف)

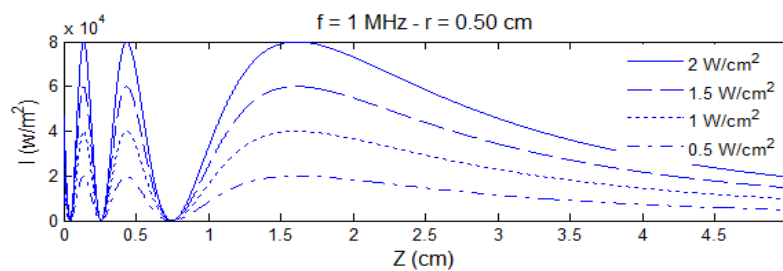


(ب)

شکل ۴ منحنی تغییرات فشار (پاسکال) در راستای محوری برای تراگذار فراصدایی ۱ مگاهرتز و (الف) شعاع سطح تراگذار ۱٫۲۶ سانتی‌متر، (ب) شعاع سطح تراگذار ۰٫۵۰ سانتی‌متر.



(الف)



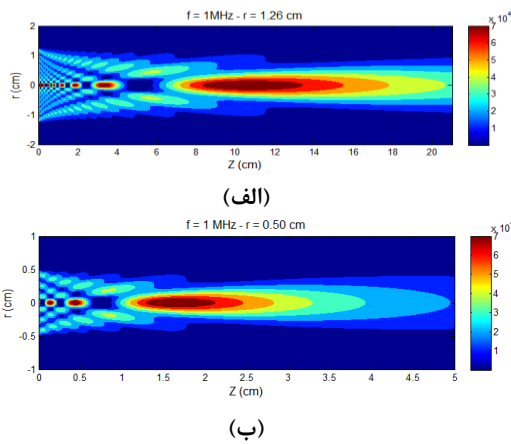
(ب)

شکل ۵ منحنی تغییرات شدت صوتی متوسط (وات بر مترمربع) در راستای محور Z تراگذار فراصدایی با بسامد ۱ مگاهرتز و شعاع سطح تراگذار (الف) ۱٫۲۶ سانتی‌متر، (ب) ۰٫۵ سانتی‌متر.

حسب دسی‌بل نشان می‌دهد. تغییرات رنگ از آبی به قرمز افزایش شدت امواج فراصدایی را از صفر دسی‌بل تا ۵۵ دسی‌بل نشان می‌دهد. افزایش می‌یابد و به عبارتی مساحت این ناحیه ۶ برابر شده است.

صوتی بر روی محور Z رسم شده است. کانتور تغییرات شدت به ترتیب در شکل ۶ رسم شده است. محورهای افقی و عمودی راستای شعاعی (بر حسب سانتی‌متر) را نشان می‌دهند. کانتور رسم شده تغییرات شدت را بر

افزایش شعاع مقطع مؤثر تراگذار فراصدایی از ۰/۵۰ به ۱/۲۶ سانتی‌متر، عمق ناحیه کانونی ۶/۲۵ برابر می‌شود.

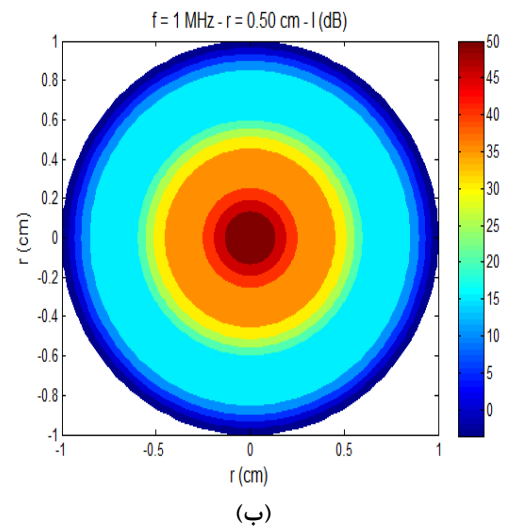
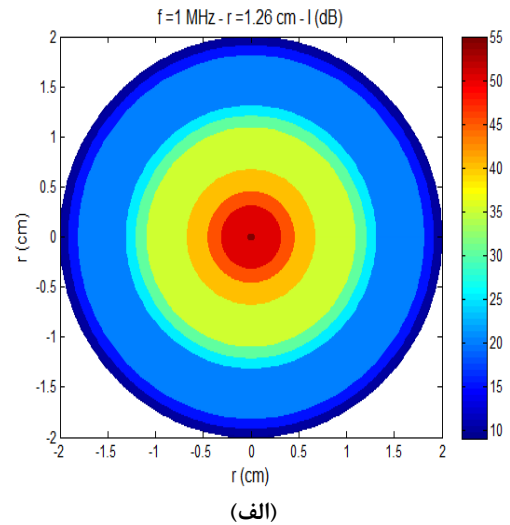


شکل ۷ کانتور شدت صوتی در صفحه  $r-z$ ، شدت ۲ وات بر سانتی‌متر مربع با بسامد ۱ مگاهرتز و شعاع سطح الف) ۱/۲۶ سانتی‌متر، ب) ۰/۵۰ سانتی‌متر.

#### – اعتبار سنجی الگو:

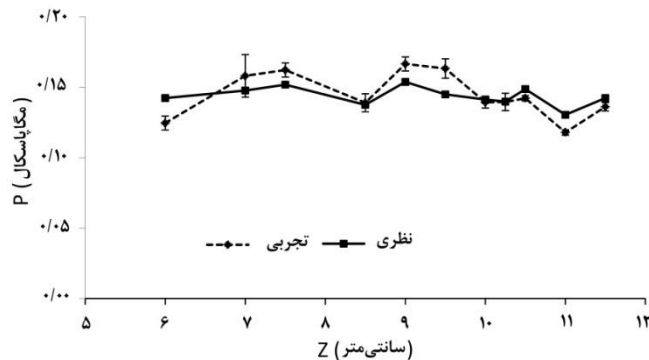
به وسیله هیدروفون مقدار فشار برای تراگذار (مبدل) فراصدایی ۱ مگاهرتز اندازه‌گیری شده است و نتایج حاصل از آن با مقادیر حاصل از انتگرال رایلی در محیط آبی مقایسه گردید. شدت صدای اولیه در محاسبات الگوسازی برای تراگذار فراصدایی ۱ مگاهرتز با شدت ۲ وات بر سانتی‌متر مربع و سطح مقطع تابش ۵ سانتی‌متر مربع در نظر گرفته شده است. در شکل ۸ منحنی مقدار فشار صوتی (مگاپاسکال) اندازه‌گیری شده توسط هیدروفون با مقادیر حاصل از الگوسازی مقایسه شده است. محور افقی فاصله از سطح تراگذار (مبدل) فراصدایی (بر حسب سانتی‌متر) و محور عمودی فشار صوتی (بر حسب مگاپاسکال) نشان می‌دهند. در این منحنی خط پُر نتایج مربوط به اندازه‌گیری تجربی و خط نقطه‌چین نتایج مربوط الگوسازی می‌باشند.

برای هر کدام از نقاط فوق مقدار خطای مطلق میان مقدار اندازه‌گیری شده و مقدار نظری محاسبه شده است. میانگین خطای نسبی تمام نقاط برای تراگذار فراصدایی با بسامد ۱ مگاهرتز و شعاع مقطع تابش ۱/۲۶ سانتی‌متر، ۷/۳۴ درصد و خطای نسبی نقاط در بازه ۱/۵ تا ۱۴/۲ درصد قرار دارد. منحنی رگرسیون خطی میان مقادیر

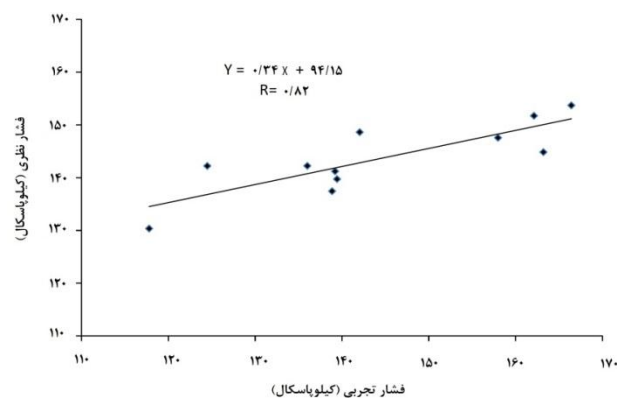


شکل ۶ کانتور شدت صدا در میدان نزدیک برای بسامد ۱ مگاهرتز، الف) تراگذار با شعاع سطح تابش ۱/۲۶ سانتی‌متر و عمق میدان نزدیک ۱۰/۳۳ سانتی‌متر، ب) تراگذار با شعاع سطح تابش ۰/۵ سانتی‌متر و عمق میدان نزدیک ۱/۷۱ سانتی‌متر.

به منظور بررسی تغییرات شدت صدا در نقاط مختلف در راستای محوری و شعاعی حاصل از تراگذارهای مختلف و همچنین نحوه انتشار باریکه امواج در صفحه  $r-z$ ، کانتور تغییرات شدت صوتی برای تراگذار در شکل ۷ رسم شده‌اند. در این شکل‌ها، محور افقی در راستای  $z$  (بر حسب سانتی‌متر) و محور عمودی در راستای شعاعی (بر حسب سانتی‌متر) می‌باشند. تغییرات براساس اندازه مطلق شدت می‌باشند. تغییرات رنگ از آبی به قرمز در واقع افزایش شدت صدا را از ۰ تا  $10^4 \times 7$  وات بر مترمربع را نشان می‌دهد. کانتورهای شکل ۷ نشان می‌دهند که با



شکل ۸ مقادیر فشار حاصل از اندازه‌گیری تجربی و نظری در راستای محور طولی، شدت ۲ وات بر سانتی‌متر مربع و شعاع مقطع تابش ۱/۲۶ سانتی‌متر.



شکل ۹ منحنی رگرسیون خطی میان مقادیر تجربی و الگوسازی فشار به همراه تابع رگرسیون و ضریب همبستگی.

(۰/۰۱ میلی‌متر) برای تشکیل هر موج در بسامد ۱ مگاهرتز ۱۵۰ نقطه خواهیم داشت. در مطالعات مشابه [۱۱-۱۲، ۱۶-۱۷] نیز گام مکانی انتخاب شده با همین مشخصات بسامدی و صوتی از مرتبه ۰/۱ میلی‌متری می‌باشد که با نتایج مطالعه حاضر کاملاً هم‌خوانی دارد. همان‌طور که در شکل ۷ نشان داده شد، با افزایش شدت صوتی اولیه تراگذار (مبدل) فراصدایی، مقدار فشار صوتی تولید شده نیز به‌طور خطی افزایش می‌یابد. مسئله دیگری که در این قسمت به آن اشاره شد، افزایش نقاط بیشینه فشار در ناحیه میدان نزدیک با افزایش بسامد و سطح مقطع مؤثر تابش تراگذار (مبدل) فراصدایی است. در کارهای انجام گرفته توسط گوتیرز و همکاران [۱۹] و یاناگیتا و همکاران [۱۹] به منظور محاسبه فشار صوتی حاصل از یک تراگذار فراصدایی دیسکی شکل به دو روش متفاوت، همین مسئله نشان داده شده است که تعداد نقاط بیشینه متأثر از بسامد و شعاع سطح تابش تراگذار فراصدایی می‌باشد. در ضمن با افزایش فشار صوتی اولیه

تجربی و الگوسازی فشار به همراه تابع رگرسیون و ضریب همبستگی در شکل ۹ آمده است. نتایج تحلیل، همبستگی معناداری را با عدد  $p$  کم‌تر از ۰/۰۵ میان نتایج فشار صوتی حاصل از الگو ارائه شده و نتایج تجربی نشان می‌دهند.

#### ۴. بحث

در این مطالعه با توجه به این که مقدار شدت صدا در کانون ذاتی در گستره ۱۰۰ - ۱۰۰۰ وات بر سانتی‌متر مربع و کم‌تر از آن می‌باشد، می‌توان از اثرات انتشار غیرخطی موج صوتی [۱۵] صرف نظر نمود. لذا در مطالعه حاضر از الگوی انتگرال رایلی استفاده شده است. به منظور محاسبه این انتگرال و تعیین فشار صوتی، اولین مرحله تعیین چهار مقدار گام مکانی در دو راستای محوری و شعاعی می‌باشد. با انتخاب گام مکانی کوچک‌تر از ۰/۰۱ میلی‌متر، تغییری در منحنی تغییرات فشار در دو راستای محوری و شعاعی حاصل نمی‌شود. با انتخاب این مقدار

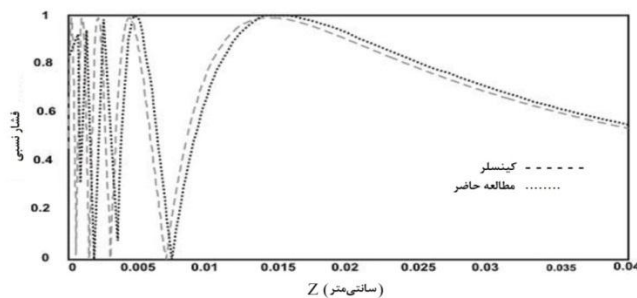
واقع بر روی محور  $Z$  اندازه‌گیری شد. نتایج نشان می‌دهند دامنه خطای نسبی بین نقاط متناظر حاصل از الگوسازی و اندازه‌گیری تجربی برای بسامد ۱ مگاهرتز بین ۰/۲ و ۱۴/۲ درصد می‌باشد. نتایج تحلیل، همبستگی معناداری را با عدد  $p$  کم‌تر از ۰/۰۵ میان نتایج فشار صوتی حاصل از الگوی ارائه شده و نتایج تجربی نشان می‌دهند. از عوامل محدودکننده اندازه‌گیری تجربی می‌توان به ثابت نبودن شدت تراگذار فراصدایی، دقیق نبودن جابه‌جایی، حذف آثار غیرخطی موج صوتی، حذف آثار تُنکیدن (تضعیف) و فاصله هیدروفون از سطح تراگذار فراصدایی، عدم قطعیت بالای هیدروفون اشاره نمود. مطالعه‌ای توسط گوتیرز و همکاران [۱۸] به منظور بررسی اثر نوسان یکنواخت و نایکنواخت سطح بلور (کریستال) با استفاده از الگوهای مختلف ریاضی در تراگذار فراصدایی فیزوتراپی انجام گرفته است که فشار حاصل از الگوسازی با اندازه‌گیری تجربی مقایسه شده است.

#### ۵. نتیجه‌گیری

در این مطالعه الگویی برای انتشار صدا معرفی و ارائه شد. در این مطالعه میدان صوتی در سطح جلوی یک تراگذار (مبدل) دیسکی فراصوتی محاسبه گردید و مقدار فشار صوتی در راستای محوری تعیین گردید. سپس مقدار فشار صوتی به طور تجربی در محیط آب اندازه‌گیری و با مقدار حاصل از الگوسازی مقایسه گردید. مقدار بیشینه و کمینه خطای نسبی برای تراگذار (مبدل) فراصدایی با بسامد ۱ مگاهرتز به ترتیب ۱۴/۲ و ۱/۵ درصد می‌باشد. با توجه به نتایج حاصل از الگوی ارائه شده در این مطالعه به منظور حل معادله فشار و انتشار صوتی و مقایسه این نتایج با مقادیر حاصل از اندازه‌گیری تجربی با هیدروفون،

تراگذار فراصدا، شیب کاهش فشار صوتی در ناحیه میدان دور افزایش می‌یابد. کینسلر و همکاران [۲۰] فشار صدای حاصل از یک تراگذار فراصدایی دیسکی شکل با بسامد ۲/۵ مگاهرتز و شعاع سطح تابش ۱/۵ میلی‌متر بر روی محور  $Z$  را برآورد کردند. تفکیک‌پذیری (رزولوشن) مکانی مطالعه آن‌ها ۰/۰۱ میلی‌متر انتخاب شد. به منظور اطمینان از صحت محاسبات انجام شده، در حل معادله مربوط به توزیع فشار صوتی برای یک تراگذار فراصدایی دیسکی شکل، مقایسه میان مطالعه حاضر و مطالعه کینسلر و همکاران در شکل ۱۰ حاصل شد. مقایسه حاکی از انطباق مؤثر نتایج کینسلر و همکاران و مطالعه حاضر است. هر چند این دو منحنی تنها در دو کمینه با یکدیگر اختلاف دارند.

در شکل‌های ۶ و ۷ کانتور تغییر شدت صوتی در دو راستای محوری (صفحه  $r - z$ ) و شعاعی (صفحه  $r - \theta$ ) نمایش داده شده است. نتایج در آن بخش نشان می‌دهند که مساحت کانتور با شدت صوتی متفاوت در راستای شعاعی مستقل از مقدار بسامد می‌باشد و تنها تابعی از مقدار اولیه شدت صدای تراگذار (مبدل) فراصدایی و اندازه سطح مؤثر تابش است، در حالی که در راستای محوری مساحت این نواحی علاوه بر سطح مؤثر تابش و شدت صوتی تراگذار (مبدل) وابسته به اندازه بسامد نیز می‌باشد. در مطالعه‌ای که توسط لاکوود و همکاران [۲۱] انجام گرفته است، مقدار فشار صوتی یک تراگذار دیسکی شکل با استفاده از روش پاسخ زمانی محاسبه شد و ملاحظه گردید که مساحت نواحی با شدت صدای یکسان تابعی از شعاع مؤثر تابش می‌باشد به منظور اعتبارسنجی نتایج حاصل از الگوسازی مقدار فشار صوتی به طور تجربی و با استفاده از هیدروفون پیستونی در محیط آب و برای نقاط



شکل ۱۰ مقایسه منحنی تغییرات فشار صوتی در راستای محوری مطالعه حاضر با بسامد ۱ مگاهرتز و شعاع سطح تابش ۱/۲۶ سانتی‌متر و کینسلر [۲۰] تراگذار فراصدایی دیسکی شکل با بسامد ۲/۵ مگاهرتز و شعاع سطح تابش ۱/۵ میلی‌متر.

- [12] F.P. Curra, P.D. Mourad, V.A. Khokhlova, R.O. Cleveland, LA. Crum, "Numerical simulations of heating patterns and tissue temperature response due to high intensity focused ultrasound," *Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 47, no. 4, pp. 1077–1089, 2000.
- [13] FA. Duck "Physical properties of tissue," Academic Press, London, 1990.
- [14] A.P. Sarvazyan, M.W. Urban, J.F. Greenleaf, "Acoustic waves in medical imaging and diagnostics," *Ultrasound in Medicine and Biology (UMB)*, vol. 39, no. 7, pp. 1133–1146, 2013.
- [15] I. Hallaj, R. Cleveland, "FDTD simulation of finite-amplitude pressure and temperature fields for biomedical ultrasound," *Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 105, no. 5, pp. L7–L12, 1999.
- [16] M.A. Solovchuk, T.W.H. Sheu, M. Thiriet, W.L. Lin, "Effect of acoustic streaming on tissue heating due to high-intensity focused ultrasound," *arXiv preprint arXiv*, vol. 1111, pp. 1-19, 2011.
- [17] T.W.H. Sheu, M.A. Solovchuk, A.W.J. Chena, M. Thiriet, "On an acoustics thermal fluid coupling model for the prediction of temperature elevation in liver tumor," *International Journal of Heat and Mass Transfer*, vol. 54, pp. 4117- 4126, 2011.
- [18] M.I. Gutiérrez, H. Calás, A. Ramos, A. Vera, L. Leija, "Acoustic field modeling for physiotherapy ultrasound applicators by using approximated functions of measured non-uniform radiation distributions," *Ultrasonics*, vol. 52, no. 6, pp. 767–777, 2012.
- [19] T. Yanagita, T. Kundu, "Ultrasonic field modeling by distributed point source method for different transducer boundary conditions," *Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 126, no. 5, pp. 2331-2339, 2009.
- [20] L.E. Kinsler, A.R. Frey, A.B. Coppens, J.V. Sanders, "Fundamentals of Acoustics," 3rd ed, New York, John Wiley & Sons, 1982.
- [21] J.C. Lockwood, J.G. Willette "High speed method for computing the exact solution for the variations in the near field of a baffled piston," *Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 53, no. 3, pp. 735-741, 1973.

مشاهده می‌شود نتایج این الگو با مقادیر تجربی دارای توافق خوبی است. لذا از این الگو می‌توان به منظور محاسبه توزیع دما در بافت زنده در طرح درمان روش‌های هایپرترمی استفاده نمود.

## ۶. فهرست منابع

- [1] R. Samanipour, "Thermal Analysis of Tissue under the Effect of Propagation of Amplified Ultrasound Waves," Ms thesis, Tarbiat Modarres University, Tehran, Iran, 2011 (in Persian).
- [2] C.J. Diederich, K. Hynynen "Ultrasound technology hyperthermia," *Ultrasound in Medicine and Biology (UMB)*, vol. 25, no. 6, pp. 871–887, 1999.
- [3] A.D. Pierce, "Acoustics. An Introduction to Its Physical Principles and Applications," McGraw-Hill, New York, 1981.
- [4] J. Goodman, S.C. Gustafson, "Introduction to Fourier optics," second edition, *Optical Engineering*, vol. 35, no. 5, pp. 1513, 1996.
- [5] U. Vyas, D. Christensen, "Ultrasound beam simulations in inhomogeneous tissue geometries using the hybrid angular spectrum method," *Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 59, no. 6, pp. 1093–1100, 2012.
- [6] J.F. Bakker, M.M. Paulides, I.M. Obdeijn, G.C. van Rhooon, K.W. van Dongen, "An ultrasound cylindrical phased array for deep heating in the breast: Theoretical design using heterogeneous models," *Physics in Medicine and Biology*, vol. 54, no. 10, pp. 3201–3215, 2009.
- [7] L. Wu, V. Amin, R. Roberts, T. Ryken, "An interactive HIFU therapy planning using simulation and visualization," *AIP Conference Proceedings*, vol. 911, no. 1, pp. 150–156, 2007.
- [8] H.L. Liu, N. McDannold, K. Hynynen, "Focal beam distortion and treatment planning in abdominal focused ultrasound surgery," *Medical Physics*, vol. 32, no. 5, pp. 1270–1280, 2005.
- [9] K. Hynynen, G. Clement, "Clinical applications of focused ultrasound: The brain," *International Journal of Hyperthermia*, vol. 23, no. 2, pp. 193–202, 2007.
- [10] M.F. Hamilton, DT. Blackstock, "Nonlinear acoustics" Academic Press, Boston, 1998.
- [11] P. Hariharan, M.R. Myers, R.K. Banerjee, "HIFU procedures at moderate intensities: Effect of large blood vessels," *Physics in Medicine and Biology*, vol. 52, no. 12, pp. 3493-3513, 2007.

## Estimation of ultrasound pressure distribution due to 1 MHz ultrasonic transducer for ultrasonic treatment planning in hyperthermia methods

M.E. Ravari<sup>1</sup>, M. Mokhtari-Dizaji<sup>\*1</sup>, S.H. Momeni-Masuleh<sup>2</sup>, S. Motiee<sup>2</sup>

1. Department of Medical Physics, Faculty of Medical Sciences, Tarbiat Modares University

2. Department of Mathematics, Faculty of Basic Sciences, Shahed University

### Abstract

One of cancer's therapeutic methods is applying ultrasound induced hyperthermia independently or in combination with other therapeutic methods like radiotherapy and chemotherapy. Because of improper distribution of sonication in tissue under treatment and not achieving to a suitable treatment planning during sonication, tissue temperature do not regulate correctly. So in this study to achieve ultrasonic treatment planning protocol, Rayleigh integral has been used for modeling propagation of sound. In this study, Rayleigh integral for two 1 MHz ultrasonic transducers have been solved in cylindrical coordinates for the purpose of estimating effects of 0.8 and 5.0 cm<sup>2</sup> effective radiation area and different intensities. Ultrasonic pressure distribution in axial, radial and angular directions were extracted. For validation of modeling results, acoustic pressure value in aqueous medium and at specific distances from transducer face has been measured using piston hydrophone. The results show that there are good agreement between modeling results and experimental measurements with 0.82 correlation of coefficient (p-value<0.05). The mean relative error is 7.34 percent for 5.0 cm<sup>2</sup> effective radiation area with 1.5 to 14.2 percent interval. It is concluded that this model is capable of modeling sound propagation in tissue and performing first step in hyperthermia treatment planning with acceptable accuracy.

**Keywords:** Ultrasound waves, Modeling, Rayleigh Integral, Effective radiation area, Hyperthermia  
pp. 46-55 (In Persian)

---

\* Corresponding author E-mail: mokhtarm@modares.ac.ir