تخمین توزیع شاخص مکانیکی امواج فراصدایی شدت پایین در مطالعات یاخته‌ای

زینب هرمزی مقدم[1]، منیژه مختاری دیزجی*[1]، منصوره موحدین[2]، محمد احسان راوری[1]

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

۲. گروه علوم تشریح، دانشکده علوم پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس

چکیده

با در نظر داشتن استفاده از تحریک مکانیکی مانند امواج فراصدایی شدت- پایین برای تکثیر و تمایز یاخته‌های (سلول‌های) بنیادی، درک سازوکارهای فیزیکی و صوتی امواج در جام (این ویترو) صوتی ضروری است. در این مطالعه، الگوسازی شاخص مکانیکی بکار گرفته شده تا پروتکل درمان و درک فرآیند فیزیکی تاثیرگذار بر بازتولیدپذیری یاخته‌های (سلول‌های) بنیادی فراهم شوند. معادلات فشار صوتی و شاخص مکانیکی الگوسازی و حل شدند تا شاخص بهینه مکانیکی برای بسامدهای در محدوده کیلوهرتز و مگاهرتز براساس حالت (مُد) تابشی پیوسته، سطح مقطع تراگذار و سطح مقطع محیط کشت در مختصات محیط کشت تخمین زده شود. براساس نتایج توزیع‌های فشار صوتی در راستای محوری و شعاعی، نواحی با شاخص‌های مکانیکی ۰/۷ (آستانه کاواک‌زایی)، بیش‌تر و کم‌تر از آستانه کاواک‌زایی القایی جهت استخراج آرایش تابش‌دهی به محیط یاخته‌ای (سلولی)، شناسایی شدند. به منظور اعتبارسنجی نتایج حاصل از الگوسازی، مقدار فشار صوتی در محیط آب و در عمق میدان نزدیک، با استفاده از هیدروفون پیستونی اندازه‌گیری شد. نتایج الگوسازی و تجربه‌ها نشان می‌دهند که این الگو دارای سازگاری و توافق خوبی با نتایج تجربی با ضریب همبستگی ۰/۹۱ برای تراگذار ۱ مگاهرتز و ۰/۹۰ برای تراگذار ۴۰ کیلوهرتز می‌باشد.

کلیدواژه‌ها: طرح درمان، امواج فراصدا، شاخص مکانیکی، مطالعه یاخته‌ای (سلولی).

۱. مقدمه

امروزه مطالعات جدیدی مبتنی بر استفاده از تحریک‌های زیستی مانند امواج با شدت پایین لیزر، میدان‌های الکترومغناطیسی و امواج فراصدای با شدت پایین در شرایط آزمایشگاهی برای تکثیر و تمایز بیش‌تر یاخته‌های (سلول‌های) بنیادی انجام شده است [۱]. این گروه از تحقیقات نشان دادند که تحریک‌های بیوشیمیایی و مکانیکی برای ایجاد شرایط تکثیر و تمایز یاخته‌های (سلول‌های) بنیادی مورد نیاز است [۲] و فقدان کشش و تنش‌های (استرس‌های) مکانیکی توانایی تمایز یاخته‌های بنیادی را کاهش می‌دهد [۳-۵]. آن‌ها دریافتند که امواج فراصدای با شدت پایین می‌تواند یاخته‌های استئوبلاست در استخوان شکسته موش را وادار به تولید کند. سپس امواج فراصدای با شدت پایین به‌طور گسترده در مطالعات یاخته‌ای مورد استفاده قرار گرفت. این استفاده علاوه بر التیام شکستگی استخوان، در موارد مربوط به درمان بافت نرم نیز بررسی شد. به‌طوری که در سال ۱۹۹۴ سازمان غذا و دارو استفاده از امواج فراصدا جهت التیام شکستگی استخوان را تایید نمود [۶]. امواج فراصدای با شدت پایین یک موج با فشار صوتی است که توانایی تولید تحریک مکانیکی موضعی جهت هدایت فعالیت گیرنده‌های کششی یاخته‌های غشا، کانال‌های یونی و اینگرین‌ها (پیام‌های خارج یاخته‌ای) را دارد. برای افزایش تاثیر امواج فراصدا در ابعاد مولکولی و یاخته‌ای نیازمند فرآیندی است که بتواند انرژی موج فراصدا را به این ابعاد کوچک منتقل کند، لذا موافقان این فرضیه، معتقدند که می‌توان عامل ایجاد اثر را پدیده کاواک‌زایی صوتی دانست [۷]. برای بیان کمی کاواک‌زایی صوتی از شاخص مکانیکی که رابطه بین فشار صوتی و بسامد را برقرار می‌کند، استفاده می‌شود. برای استخراج شاخص مکانیکی می‌بایست انتشار امواج فراصدا

* نویسنده پاسخگو: mokhtarm@modares.ac.ir

[Downloaded from joasi.ir on 2024-10-12]

[DOR: 20.1001.1.23455748.1396.5.1.2.6]

در محیط بیولوژیک الگو شود. دستیابی به شاخص مکانیکی در طول تابش‌دهی فراصدا، اطلاع از توزیع شاخص مکانیکی در محیط‌های مختلف تحت درمان و انتخاب محدوده‌های شاخص مکانیکی برای تاثیر بر بازتولیدپذیری یاخته‌های بنیادی امری بسیار مهم و حیاتی است، به‌طوری‌که در شاخص‌های مکانیکی پایین تاثیر امواج فراصدا ناشی از حرکت خطی میکروحباب‌ها و یا ناشی از جریان‌های صوتی خواهد بود، در حالی‌که در شاخص‌های مکانیکی بالا به دلیل فروریزش (کولاپس) حفره‌ها اثر مخرب بر فرآیند بازتولیدپذیری و کلونی‌زایی دارد. با توجه به موارد ذکر شده، اهمیت طرح شاخص مکانیکی در تابش فراصدا مشخص می‌شود. در تمامی بسامدها و مواد مورد استفاده نیاز به یافتن آستانه کاواک‌زایی براساس معیار شاخص‌های مکانیکی است. لذا در مطالعه حاضر، بایستی با حل معادله انتشار موج و تعیین نیم‌رخ (پروفایل) فشار، برآورد فشار صوتی کمینه پخش شده در محیط و در نهایت توزیع شاخص مکانیکی هر بسامد با توجه به شدت مورد نظر را محاسبه نمود. 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 محاسبه می‌شود) [۸]. این روش عموما برای تراگذارهای صوتی تک بلور و در یک محیط همگن استفاده می‌شود؛ ۲. روش طیف زاویه‌ای که در فضای بسامد محاسبات را انجام می‌دهد [۹]. نسخه اصلاح شده‌ای از این روش [۱۰] می‌تواند اثرات تنکش (تضعیف)، انتشار غیرخطی و ناهمگنی را محاسبه کند که این ویژگی‌ها برای روش‌های هایپرترمی آرمانی می‌باشند. اما این روش در نوع هندسه تراگذار صوتی و هم‌چنین توصیف پدیده‌های همانند پراکندگی برگشتی محدود می‌باشد. ۳. در روش تحلیلی معادلات انتشار صوتی به منظور استخراج فشار مکانیکی، حل می‌شود [۱۱]. در این روش تمام اثرات صوتی همانند تنکش (تضعیف) و انتشار غیرخطی محاسبه می‌شوند. اگرچه به‌طور نظری می‌توان برای تراگذارهایی با تعداد بلورهای زیاد همانند تراگذارهای صوتی درمانی، توزیع فشار صوتی را محاسبه نمود، ولی به فضای محاسباتی و هزینه زیادی نیاز است [۱۲]، لذا مطالعات کم و محدودی در این زمینه انجام شده است. مطالعات نشان داده‌اند با استفاده از انتگرال رایلی-سامرفیلد و استخراج توزیع فشار مکانیکی، زمان محاسبات کاهش می‌یابد. با اعمال تصحیحات لازم، طرح توزیع شاخص مکانیکی امواج فراصدا بهینه می‌گردد [۱۳- ۱۴]. در بسیاری از مطالعات از این معادلات به بررسی نقشه‌های حرارتی انتشار امواج فراصدا و کنترل دما در بافت پرداخته‌اند درحالی‌که هیچ توجهی به نقشه‌های شاخص مکانیکی نکرده‌اند. لذا این مطالعه به الگوسازی شاخص مکانیکی با بسامدهای مگاهرتز و کیلوهرتز می‌پردازد. با استخراج توزیع فشار صوتی در پروتکل‌های تابش‌دهی متفاوت و با توجه به معادله شاخص مکانیکی تابش امواج فراصدا در محیط، می‌توان امکان ارائه توزیع شاخص مکانیکی را فراهم نمود. با استخراج این پارامتر، تاثیر برهم‌کنش کاواک‌زایی صوتی به‌صورت کمی امکان‌پذیر است و پاسخ بسیاری از پرسش‌ها مبنی بر علت اثر بخشی بیولوژیک امواج فراصدا مشخص می‌گردد. در این مطالعه از یک تراگذار فراصدای دیسکی تخت استفاده شده است. الگوسازی تداخلات و توزیع فشار صوتی به‌منظور استخراج طرح درمان در طول تابش‌دهی فراصدا براساس انتگرال رایلی که با تغییر شکل از معادله انتشار صوت وسترولت به‌دست آمده است، محاسبه شد. از نتایج تجربی خروجی فشار صوتی هیدروفون، برای اعتبارسنجی الگوی توزیع فشار صوتی استفاده گردید.

۲. مواد و روش‌ها

معادله انتشار خطی صوتی؛ با فرض ترمو-ویسکوز و همگنی بافت، رابطه فشار صوتی با چگالی از بسط تیلور فشار حول نقطه تعادل با چگالی ρ_0 حاصل می‌شود [۱۵]:

$$P = c_0^2\left(\rho - \rho_0\right) + \frac{c_0^2}{\rho_0}\frac{B}{2A}\left(\rho - \rho_0\right)^2 + \dots \qquad (۱)$$

که C_0 سرعت انتشار صوتی، ρ چگالی محیط و $\frac{B}{2A}$ ضریب پارامتر غیرخطی انتشار صوتی در محیط است.

در این مطالعه به دلیل آن‌که برای اعتبارسنجی از شدت صوتی حداکثر ۲ وات بر سانتی‌مترمربع استفاده شده است، با توجه به نتیجه مطالعات انجام شده [۱۶-۱۷]

[Downloaded from joasi.ir on 2024-10-12]
[DOR: 20.1001.1.23455748.1396.5.1.2.6]

می‌توان از آثار انتشار غیرخطی موج صرف نظر نمود. براساس این رابطه، معادله انتشار خطی موج در بافت نرم برای امواج صوتی با دامنه محدود فشار و فرض گرما- لزج (ترمو- ویسکوز) بودن محیط به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$\nabla^2 P - \frac{1}{C^2}\frac{\partial^2 P}{\partial t^2} + \frac{\delta}{C^4}\frac{\partial^3 P}{\partial t^3} = 0 \qquad (۲)$$

در این مطالعه فرض شده است هر یک از عنصرهای کوچک سطح بلور dS به طور پیوسته با سرعت یکسان $u = u_0 \exp(i\omega t)$ و عمود بر سطح نوسان می‌کنند. ضریب پخش صوتی نیز به دلیل کاهش دامنه فشار ناشی از گرما و لزجت (ویسکوزیته) به صورت زیر الگو می‌شود:

$$\delta = \frac{2c^3 . \alpha}{\omega^3} \qquad (۳)$$

که α ضریب جذب صوتی، ω بسامد زاویه‌ای و c سرعت انتشار صوتی را نشان می‌دهند. در ادامه رابطه انتگرالی به‌صورت زیر تغییر شکل داده می‌شود [۳]:

$$P(r') = ikc\rho_t \iint_s \frac{u}{2\pi r'} exp^{-(\alpha+ik)r'} dS \qquad (۴)$$

در این رابطه ρ_t ، c و k به ترتیب چگالی بافت، سرعت انتشار صوتی و عدد موج می‌باشند. r' فاصله عنصر کوچکی از سطح بلور به مساحت dS تا نقطه هدف می‌باشد. در این معادله انتشار خطی موج و اثرات پخش و تنکش (تضعیف) محاسبه می‌شود. مقدار ضرایب جذب و تنکش در امواج صوتی به شکل توانی با بسامد (معادله ۵) افزایش می‌یابند [۱۸]. این وابستگی توانی به بسامد سبب کاهش عمق نفوذ، اتلاف شدید فشار و در نتیجه تولید گرمای بیش‌تر در بافت می‌شود:

$$\alpha = a.f^b \qquad (۵)$$

در رابطه فوق α ضریب جذب بر حسب نپر بر متر مگاهرتز (۰/۰۲۵۳)، a و b ضرایب ثابت (به ترتیب ۰/۰۰۲ دسی‌بل بر سانتی‌متر در مگاهرتز و ۲ می‌باشند) و f بسامد (مگاهرتز) می‌باشد. با توجه به هندسه تراگذار فراصدا (شکل ۱)، معادله‌ی (۵) در مختصات استوانه‌ای حل و به‌صورت زیر تبدیل می‌شود:

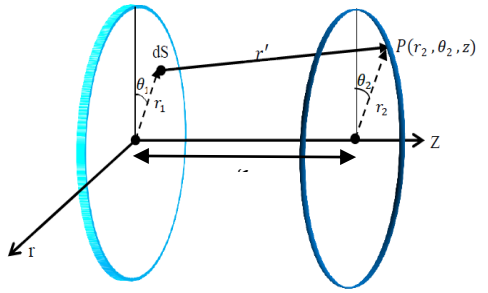
$$P(r,\theta,z,t) = \frac{ikP_0}{2\pi}\exp(i\omega t)\iint_s \frac{\exp(-(\alpha+ik)r')}{r'} dS \qquad (۶)$$

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

$$P_0 = c\rho_t u_0$$

$$dS = r_1 dr_1 d\theta_1$$

در معادله (۶)، P_0 مقدار فشار بر روی سطح تراگذار صوتی، t زمان تابش و z فاصله محوری از سطح تراگذار صوتی می‌باشند.



شکل ۱ نمایی از هندسه مورد استفاده الگوسازی در مختصات استوانه‌ی. دیسک سمت چپ تراگذار فراصدا، $P\left(r_2,\theta_2,z\right)$ نقطه هدف برای تعیین فشار صوتی و dS عنصری از سطح بلور است.

با استخراج توزیع فشار مکانیکی کمینه، تحت آرایش صوتی مختلف و در محیط‌های متفاوت، شاخص مکانیکی برآورد می‌شود. طرح‌واره شاخص مکانیکی به عنوان پارامتر موثر در ارزیابی آثار مضر امواج صدا در روش‌های تشخیصی و درمانی استفاده می‌شود. مقادیر شاخص مکانیکی به‌دست آمده نشان‌دهنده نوع برهم‌کنش اتفاق افتاده در شرایط تابشی و محیطی مورد نظر می‌تواند باشد. با حل معادله فشار در هر نقطه و استخراج فشار صوتی کمینه $P(min)$ در فرمول شاخص مکانیکی (اِم‌آی) با توجه به بسامد (f) مورد نظر، محدوده شاخص مکانیکی در z، r و θ مشخص، به‌دست آمده است.

$$NFD = \frac{D^2 \times f}{4 \times c} \qquad (۷)$$

برای استخراج طرح شاخص مکانیکی، متغیرهای صوتی شامل بسامد (محدوده کیلوهرتز و مگاهرتز)، شدت صوتی (صفر تا ۲ وات بر سانتی‌متر مربع) در حالت (مُد) تابش‌دهی پیوسته، سطح مقطع موثر تابش (۵ سانتی‌مترمربع) و شعاع مؤثر هدف (۱/۸ سانتی‌متر) به عنوان متغیرهای ورودی استفاده می‌شوند و هم‌چنین

[Downloaded from joasi.ir on 2024-10-12]
[DOR: 20.1001.1.23455748.1396.5.1.2.6]

محیط بین پروب و هدف، آب (جدول ۱) [۱۹-۲۰] در نظر گرفته شده است.

شرایط تابش در آب ۳۷ درجه شامل:

الف) بسامد ۲۸ کیلوهرتز (شدت ۰٫۰۴ وات بر سانتی‌متر مربع در فاصله ۰٫۳ تا ۱٫۵ سانتی‌متر، ساخته‌شده در گروه فیزیک پزشکی دانشگاه تربیت مدرس)

ب) بسامد ۴۰ کیلوهرتز (شدت ۰.۲۸، ۰٫۲۸، ۰٫۳۴، ۰٫۳۹، ۰٫۴۵، ۰٫۴۸، ۰٫۵۶، ۰٫۷۲، ۰٫۹۶، ۱٫۱۷، ۱٫۲۸ و ۱٫۳۴ وات بر سانتی‌متر مربع در فاصله‌های ۰٫۳ تا ۱٫۵ سانتی‌متر ساخته‌شده در گروه فیزیک پزشکی دانشگاه تربیت مدرس)

ج) بسامد ۱۵۰ کیلوهرتز (شدت ۰٫۲ وات بر سانتی‌متر مربع، فاصله ۰٫۳ تا ۱٫۶ سانتی‌متر از سطح پروب، اِس‌اِم۳۶۷۸بی[1] شرکت شروزبیوری مدیکال[2] کشور انگلستان با تراگذار پی‌زِدتی[3])

د) بسامد ۱ مگاهرتز (شدت‌های ۰٫۵، ۱، ۱٫۵ و ۲ وات بر سانتی‌مترمربع در فاصله ۰٫۳ تا ۵ سانتی‌متر شرکت سونوپلاس ۴۲۶[4] شرکت نونیوس اِنروف[5] کشور هلند، شهر روتردام)

در کلیه شرایط فوق، فشار صوتی محاسبه شده و فشار حداقل هر نقطه در فواصل عنوان شده با تفکیک‌پذیری (رزولوشن) مکانی 10^{-5} متر به‌دست آمد [۲۱] و در معادله شاخص مکانیکی قرار گرفت. با توجه به بسامد مورد نظر، شاخص مکانیکی تمام نقاط برآورد گردید.

با توجه به مشخصات تراگذار صوتی، ارتفاع و شعاع استوانه مورد استفاده در محاسبات عددی تعیین می‌شود (جدول ۱) طول محوری تابش، براساس میدان نزدیک انتخاب شد. طول میدان نزدیک (اِن‌اِف‌دی)[6] براساس پارامترهای D قطر تراگذار فراصدا، f بسامد، c سرعت انتشار صدا در محیط از رابطه ذیل حاصل می‌شود:

$$MI = \frac{P(min)}{\sqrt{f}} \qquad (۸)$$

[1] SM3678B
[2] Shrewsbury Medical
[3] PZT
[4] Sonoplus 462
[5] Enrof Nonius
[6] NFD

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

نوع تراگذار	۱	۲	۳	۴
بسامد (کیلوهرتز)	۱۰۰۰	۲۸	۴۰	۱۵۰
شعاع تراگذار (سانتی‌متر)	۱٫۲۶	۱٫۲۶	۱٫۲۶	۱٫۲۶
ارتفاع استوانه (سانتی‌متر)	۱۵٫۰	۱٫۵	۱٫۵	۱٫۶
شعاع استوانه (سانتی‌متر)	۱٫۸	۱٫۸	۱٫۸	۱٫۸
میدان نزدیک (سانتی‌متر)	۱۰٫۳	۰٫۳	۰٫۴	۱٫۶

محاسبات انجام شده در این بخش به‌وسیله‌ی رایانه[7] و به کمک نرم‌افزار فورترن[8] انجام شده است. به‌منظور توانایی انجام اعتبارسنجی نتایج حاصل از محاسبات عددی، این محاسبات در محیط آب با دمای ۳۲ درجه سلسیوس، سرعت انتشار ۱۵۱۹ متر بر ثانیه و چگالی ۱۰۰۰ کیلوگرم بر مترمکعب [۱۹] انجام شده است.

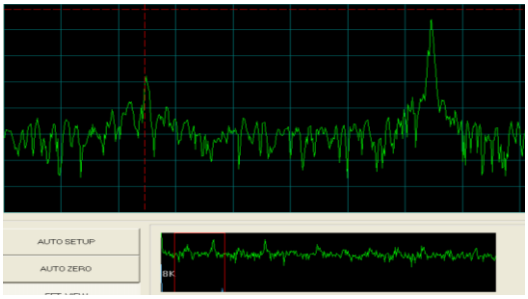
نتایج الگوسازی برای هر دو شرایط بسامدی کیلوهرتز و مگاهرتز با نتایج تجربی مقایسه شد. بسامد ۴۰ کیلوهرتز به علت محدوده‌ی شاخص مکانیکی مورد نظر و بسامد ۱ مگاهرتز جهت ارزیابی دقیق‌تر اعتبارسنجی الگوسازی فشار صوتی انتخاب شده‌اند. به‌منظور توانایی انجام اعتبارسنجی نتایج حاصل از محاسبات عددی، این محاسبات در محیط آب مطابق با شرایط الگوسازی انجام شده است. تراگذار فراصدای ۴۰ کیلوهرتز و ۱ مگاهرتز همراه هیدروفون (پی‌اِی۱۲۴[9] با قطر حسگر ۲۵ میلی‌متر و گستره کالیبراسیون ۲۰ کیلوهرتز تا ۱ مگاهرتز محصول شرکت پرسیشن آکوستیک اِل‌تی‌دی[10]، کشور انگلستان، شهر دُرچستر) در محفظه‌ای از جنس پرسپکس با ابعاد ۱۰×۱۰×۱۵ سانتی‌مترمکعب قرار گرفته است. به‌منظور اندازه‌گیری فشار با هیدروفون، از آب مقطر استفاده شد تا اثرات ناشی از ناخالصی‌های آب حذف شود. برای دستیابی

[7] Core (TM) i5cpu@2.50GHz, RAM 6.00 GB
[8] Microsoft Fortran PowerStation 4.0
[9] PA124
[10] Precision Acoustics Ltd

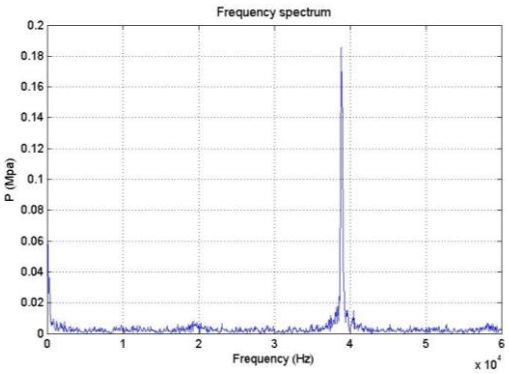
[Downloaded from joasi.ir on 2024-10-12]

[DOR: 20.1001.1.23455748.1396.5.1.2.6]

به شرایط معادل مطالعات یاخته‌ای با استفاده از گرم‌کن (گرم‌کن برقی آرایی‌اِن‌اِی[1] ساخت کشور فرانسه)، دمای محیط آب به ۳۲ درجه‌ی سلسیوس رسانده شد. هیدروفون پیستونی در فاصله‌های مشخص در مقابل تراگذار تابش‌دهی فراصدا قرار داده شد. برای پایداری علامت خروجی، هیدروفون به مدت دو ساعت قبل از تابش‌دهی درون محفظه آب قرارگرفت. هیدروفون به یک اسیلوسکوپ رقومی (دیجیتال) و اسپکتروم آنالایزر (اسیلسکوپ و اسپکتروم آنالایزر رقومی تی‌اِن‌اِم ۲۰۰۸۰[2] با قابلیت اتصال به رایانه از طریق پورت‌های سریال و یواِس‌بی محصول شرکت تی‌اِن‌اِم الکترونیک اِل‌تی‌دی[3]، کشور ایران، شهر تهران با دقت و ولتاژ ۰/۱± میلی ولت، دقت زمانی ۲۰ نانوثانیه و حداکثر بسامد نمونه‌برداری ۸۰ مگاهرتز) متصل گردید و علامت‌های حاصل از اندازه‌گیری‌های فشار صوتی ثبت شد. ابتدا علامت زمینه، در شرایط عدم تابش امواج فراصدا توسط هیدروفون ثبت گردید. علامت‌های ثبت‌شده، حاصل از تغییرات زمانی ولتاژ دو سر هیدروفون است که به دلیل تابش امواج فراصدا ایجاد می‌شوند. هر علامت از ۳۲۷۶۸ نقطه اطلاعات که در بسامد نمونه‌برداری حداقل ۲/۵ مگاهرتز و حداکثر ۱۰ مگاهرتز ثبت گردیده، تشکیل شده است. علامت‌های ثبت‌شده برای استخراج محتوای بسامدی با استفاده از تحلیل تبدیل فوریه سریع[4] در نرم‌افزار متلب بررسی شد. ثبت علامت‌های صوتی در شرایط مختلف تابش‌دهی در میدان فراصدای ۱ مگاهرتز در حالت (مُد) پیوسته و در شدت‌های ۰/۵، ۱، ۱/۵ و ۲ وات بر سانتی‌مترمربع با سطح مقطع موثر تابش ۵ سانتی‌مترمربع در فواصل مختلف ۰/۳، ۰/۵، ۱، ۱/۵ و ۱۱ سانتی‌متر از سطح پروب و هم‌چنین ثبت علامت‌های مربوط به تابش‌دهی فراصدای ۴۰ کیلوهرتز در حالت (مُد) پیوسته و در شدت‌های ۰/۲۸، ۰/۳۴، ۰/۳۹، ۰/۴۵، ۰/۴۸، ۰/۵۶، ۰/۷۲، ۰/۹۶، ۱/۱۷، ۱/۲۶ و ۱/۱۳۴ وات بر سانتی‌مترمربع و سطح مقطع ۵ سانتی‌مترمربع در فواصل ۰/۵، ۱ و ۱/۵ سانتی متر از سطح پروب انجام شد. برای کاهش خطا، اندازه‌گیری دامنه علامت صوتی در هر یک از شرایط تابش‌دهی پنج بار تکرار شد. پس از حذف علامت زمینه، اطلاعات حاصل از اندازه‌گیری دامنه در هر گروه برحسب میلی‌ولت حاصل شد. با توجه به ضریب حساسیت هیدروفون در بسامدهای مورد نظر، دامنه فشار صوتی برحسب مگاپاسکال استخراج گردید و با نتایج الگوسازی مقایسه و بررسی شد. شکل ۲ یک نمونه از طیف به‌دست آمده از اسپکتروم آنالایزر پردازش‌شده در برنامه متلب است که در آن محور افقی بسامد و محور عمودی فشارصوتی بر حسب مگاپاسکال را نشان می‌دهند. بسامد اصلی در طیف بسامدی شکل ۲ مشخص می‌باشد.



(الف)



(ب)

شکل ۲ (الف) نمونه‌ای از طیف ۴۰ کیلوهرتز با شدت ۱/۳۴ وات بر سانتی‌مترمربع در فاصله ی ۰/۵ سانتی‌متری ثبت شده توسط اسپکتروم آنالایزر، (ب) طیف پردازش‌شده در متلب، محور افقی بسامد (هرتز) و محور عمودی فشارصوتی (مگاپاسکال) است.

برای بررسی همبستگی روش تجربی و روش الگوسازی براساس دامنه فشار صوتی متوسط، از تحلیل همبستگی پیرسون و رگرسیون خطی با محدوده توافق ۹۵ درصد استفاده شد.

[1] RENA
[2] TNM 20080
[3] TNM Electronics Ltd
[4] Fast Fourie Transform

[Downloaded from joasi.ir on 2024-10-12]

[DOR: 20.1001.1.23455748.1396.5.1.2.6]

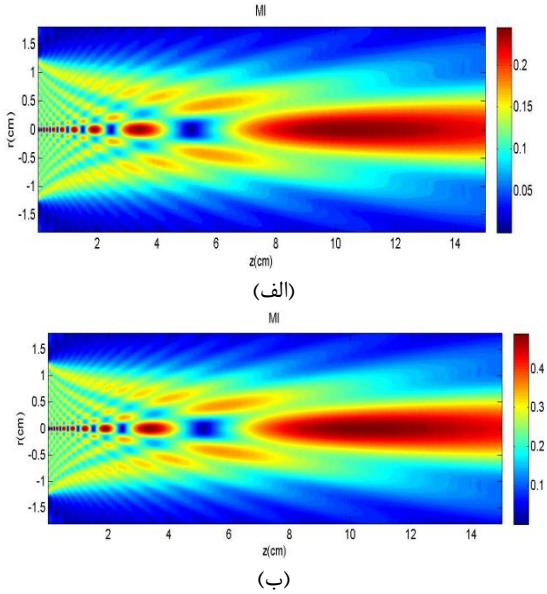
۳. نتایج

۳-۱. محاسبات عددی

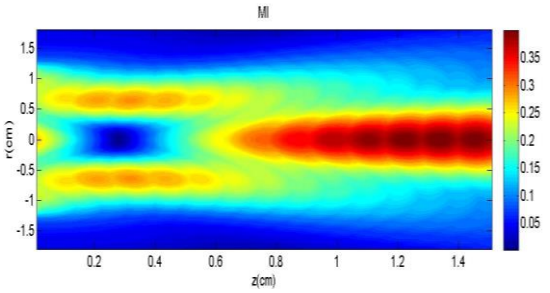
هدف از این مطالعه ارائه الگوی توزیع شاخص مکانیکی و دستیابی به میانگین‌های شاخص مکانیکی در محدوده‌های آستانه ۰٫۷، پایین‌تر و بالاتر از حد آستانه با بررسی بسامدها و شدت‌های عنوان شده است.

ابتدا نقشه شاخص مکانیکی در راستای محوری تراگذارهای فراصدا در طول میدان نزدیک (بر روی محور z) رسم شد. با مشاهده نقشه‌های تراگذار فراصدای ۱ مگاهرتز به وضوح قابل مشاهده است که عمق میدان نزدیک امواج فراصدا در محدوده ۱۰٫۳ سانتی‌متر است. میزان تغییرات مکانی شاخص مکانیکی در ناحیه‌های نزدیک به سطح مقطع تراگذار فراصدای ۱ مگاهرتز تا میدان نزدیک نوسان کم‌تری را نشان می‌دهد. در ناحیه‌ی دور واگرایی دسته پرتوی امواج فراصدا مشاهده می‌شود. شاخص مکانیکی به شدت امواج فراصدا وابسته است. همان‌طور که مشاهده می‌شود با افزایش شدت امواج فراصدا از ۰٫۵ وات بر سانتی‌مترمربع تا ۲ وات بر سانتی‌مترمربع به خوبی افزایش شاخص مکانیکی امواج دیده می‌شود. در فاصله‌ی مرز میدان نزدیک میزان میانگین مکانی فشار صوتی کمینه در راستای شعاعی برای شدت ۲ و ۰٫۵ وات بر سانتی‌مترمربع به ترتیب $۲٫۰۹\times۱۰^{۲}$ و $۱٫۰۴\times۱۰^{۲}$ کیلوپاسکال در هدفی با شعاع ۱٫۸ سانتی‌متری تخمین زده شده است. میانگین شاخص مکانیکی امواج فراصدای ۱ مگاهرتز در راستای شعاعی، ۰٫۱ تا ۰٫۲ برآورد شد (شکل ۳).

انتشار امواج فراصدای ۱۵۰ کیلوهرتز با شدت ۰٫۲ وات بر سانتی‌مترمربع بر هدفی با شعاع ۱٫۸ سانتی‌متری نشان می‌دهد که انتشار امواج فراصدا تا ناحیه‌ی میدان نزدیک ۱٫۶ سانتی‌متری به‌صورت استوانه‌ای می‌باشد. بیش‌ترین میزان فشار صوتی با مقدار $۰٫۶۸۲\times۱۰^{۲}$ کیلوپاسکال در همین ناحیه مشاهده می‌شود (شکل۴). مقدار شاخص مکانیکی در محدوده میدان نزدیک بیش‌ترین مقدار شاخص مکانیکی را شامل می‌شود. مقادیر میانگین شاخص مکانیکی امواج فراصدای ۱۵۰ کیلوهرتز با شدت ۰٫۲ وات بر سانتی‌مترمربع حدود ۰٫۲ است.



شکل ۳ (الف) نقشه محوری شاخص مکانیکی تراگذار فراصدای ۱ مگاهرتز در صفحه r-z، شدت ۰٫۵ وات بر سانتی‌مترمربع. (ب) شدت ۲ وات بر سانتی‌مترمربع. محور عمودی فاصله شعاعی و محور افقی راستای محوری باریکه صوتی برحسب سانتی‌متر است. نقشه رنگ از آبی تا قرمز معرف افزایش شاخص مکانیکی است.

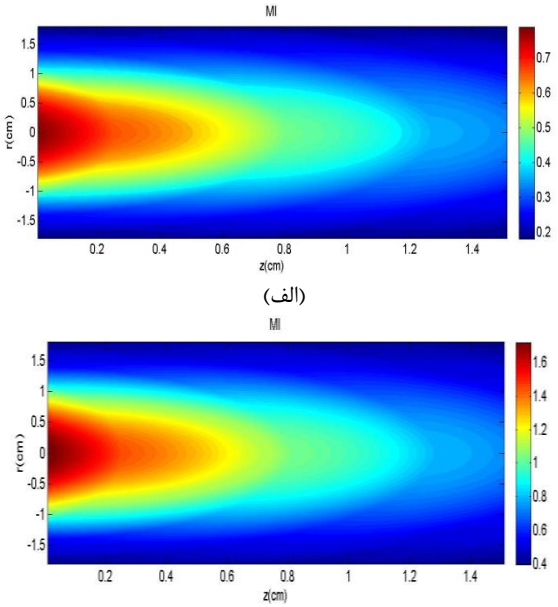


شکل ۴ نقشه شاخص مکانیکی امواج فراصدای ۱۵۰ کیلوهرتز در صفحه r-z، شدت ۰٫۲ وات بر سانتی‌مترمربع. محور عمودی فاصله شعاعی و محور افقی راستای محوری باریکه صوتی برحسب سانتی‌متر است. نقشه رنگ از آبی تا قرمز معرف افزایش شاخص مکانیکی است.

با مشاهده نقشه‌های تراگذار فراصدای ۴۰ کیلوهرتز در شدت‌های حداقل و حداکثر مشاهده می‌شود که عمق میدان نزدیک در فاصله کمی از سطح مقطع تراگذار فراصدا و در ۰٫۴ سانتی‌متری می‌باشد (شکل ۵). در ناحیه‌ی دور واگرایی دسته پرتوی امواج فراصدایی مشاهده می‌شود. همان‌طور که مشاهده می‌شود با افزایش شدت امواج فراصدا از ۰٫۲۸ تا ۱٫۳۴ وات بر سانتی‌مترمربع روی سطح مقطع هدف (دارای شعاع ۱٫۸ سانتی‌متر) به خوبی افزایش شاخص مکانیکی امواج دیده می‌شود. میانگین

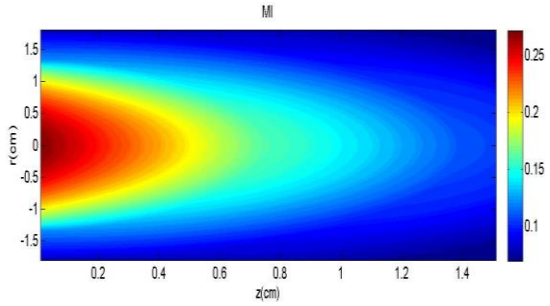
[Downloaded from joasi.ir on 2024-10-12]
[DOR: 20.1001.1.23455748.1396.5.1.2.6]

شاخص مکانیکی امواج ۴۰ کیلوهرتز، در فاصله ۱٫۵ سانتی‌متر مقدار ۰٫۲۷، و در فاصله ۰٫۳ سانتی‌متر، مقدار ۰٫۹۶ برآورد شد.



شکل ۵ نقشه محوری تراگذار فراصدای ۴۰ کیلوهرتز در صفحه r-z، (الف) شدت ۰٫۲۸ وات بر سانتی‌مترمربع. (ب) شدت ۱٫۳۴ وات بر سانتی‌مترمربع. محور عمودی فاصله شعاعی و محور افقی راستای محوری باریکه صوتی برحسب سانتی‌متر است. نقشه رنگ از آبی تا قرمز معرف افزایش شاخص مکانیکی است.

تراگذار فراصدای ۲۸ کیلوهرتز با میدان نزدیک ۰٫۳ سانتی‌متری به علت میدان‌های نزدیک کوتاه، پراکندگی بیش‌تر امواج فراصدا از سطح تراگذار فراصدایی را در شکل ۶ نشان می‌دهد. میانگین فشار صوتی کمینه در فاصله‌ی ۰٫۳ سانتی‌متری $۰٫۲۷۳ \times ۱۰^{۲}$ کیلوپاسکال تخمین زده شده است. در همین فاصله یعنی میدان نزدیک تراگذار فراصدای ۲۸ کیلوهرتز بیش‌ترین مقدار فشار صوتی کمینه را دارد. مقادیر شاخص مکانیکی نیز در ناحیه‌ی نزدیک، بیش‌ترین مقادیر را شامل می‌شوند. با دور شدن از ناحیه نزدیک از مقادیر شاخص مکانیکی کاسته می‌شود. محدوده میانگین شاخص مکانیکی در بسامد ۲۸ کیلوهرتز، در حد ۰٫۱ (در فاصله ۰٫۵ سانتی‌متر از تراگذار میانگین شاخص مکانیکی۰٫۰۳±۰٫۱۴۵۲) می‌باشد.



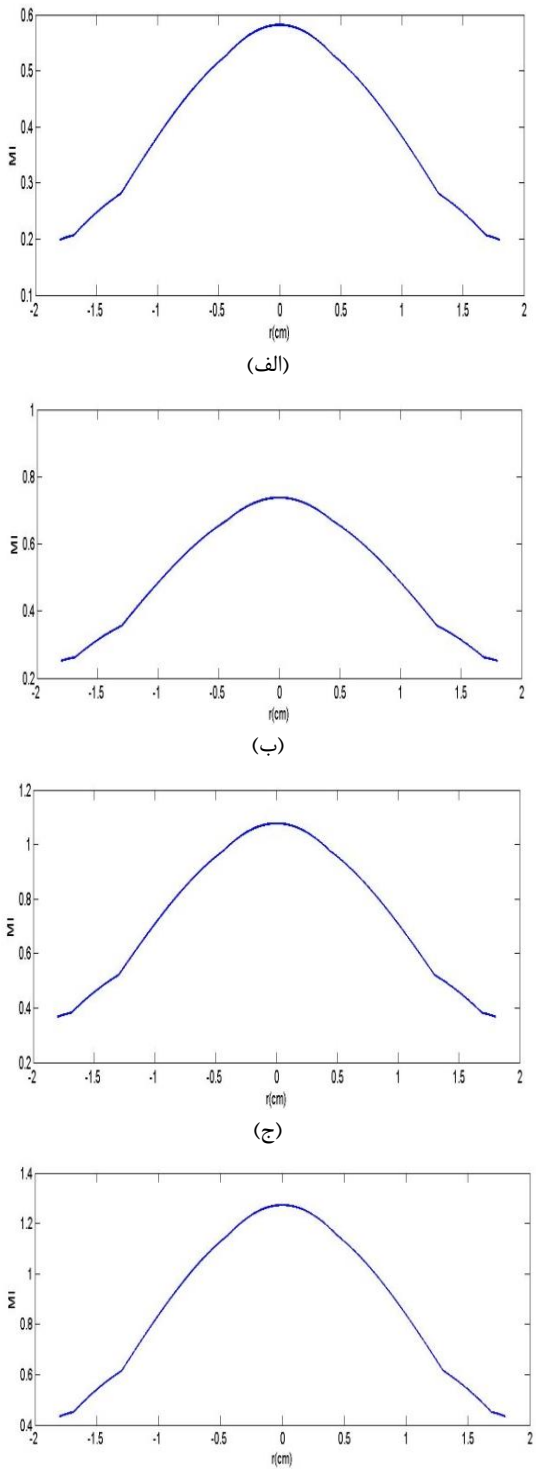
شکل ۶ نقشه شاخص مکانیکی امواج فراصدای ۲۸ کیلوهرتز در صفحه r-z، شدت ۰٫۰۴ وات بر سانتی‌مترمربع. محور عمودی (r) فاصله شعاعی و محور افقی (z) راستای محوری باریکه صوتی بر حسب سانتی‌متر است. نقشه رنگ از آبی تا قرمز معرف افزایش شاخص مکانیکی است.

در نتایج الگوسازی شاخص مکانیکی در بسامدهای کیلوهرتز و مگاهرتز و شدت‌های مختلف ملاحظه می‌شود که شاخص مکانیکی تحت تاثیر بسامد امواج فراصدا است. کاهش بسامد منجر به افزایش شاخص مکانیکی می‌گردد. از طرف دیگر شاخص مکانیکی به شدت امواج فراصدا وابسته است، به طوری‌که با افزایش شدت، افزایش شاخص مکانیکی را نشان می‌دهد. بنابراین برای بسامد ۴۰ کیلوهرتز و شدت‌های مورد بررسی، احتمال کاواک‌زایی بیش‌تر می‌شود. در این بسامد، شاخص‌های مکانیکی برآورد شده در محدوده ۰٫۷، کم‌تر و بیش‌تر از آن استخراج شد.

منحنی‌های راستای محوری تراگذار فراصدای ۴۰ کیلوهرتز در گروه‌های منتخب در راستای محور شعاعی تراگذار در شاخص‌های مکانیکی ۰٫۷، کم‌تر یا بیش‌تر از آستانه رسم شده است (شکل۷). تراگذار فراصدا در فاصله‌ی محوری ۰٫۵ سانتی‌متر است. شعاع منتخب برای رسم منحنی، شعاع هدف یعنی ظرف کشت مورد نظر می‌باشد. همان‌طور که از منحنی‌ها مشخص است، مرکز از شاخص مکانیکی بالاتری برخوردار است و نزدیکی به اطراف ظرف کشت باعث کاهش مقادیر شاخص مکانیکی می‌شود. شکل ۷- الف، شدت ۰٫۲۸ وات بر سانتی‌مترمربع را نشان می‌دهد که در قسمت شاخص مکانیکی ۰٫۴ بیش‌ترین سطح پوششی را داشته است و میانگین مقادیر شاخص مکانیکی در این سطح از تراگذار ۰٫۱۲±۰٫۴۰ محاسبه شده است.

[Downloaded from joasi.ir on 2024-10-12]

[DOR: 20.1001.1.23455748.1396.5.1.2.6]



شکل ۷ (الف) منحنی تغییرات شاخص مکانیکی ۰٫۴۰. (ب) شاخص مکانیکی ۰٫۵۱. (ج) شاخص مکانیکی ۰٫۷۵. (د) شاخص مکانیکی ۰٫۸۹ برحسب طول محوری مسیر تابش (فاصله ۰٫۵ سانتی‌متری از تراگذار). محور عمودی (MI) شاخص مکانیکی و محور افقی (r) راستای محور شعاعی تراگذار فراصدا بر حسب سانتی‌متر است.

شدت ۰٫۴۵ وات بر سانتی‌مترمربع در شکل ۷- ب میانگین سطح پوششی در حد ۰٫۵ می‌باشد. اما مقادیر بالاتر از این حد تا ۰٫۷۵ را نیز شامل می‌شود، بنابراین میانگین ۰٫۵۱±۰٫۱۶ محاسبه شده است. شدت ۰٫۹۶ وات بر سانتی‌مترمربع، شکل ۷- ج، میانگین ۰٫۷۵±۰٫۲۳ را نشان می‌دهد. شدت ۱٫۳۴ وات بر سانتی‌مترمربع، شکل ۷- د، میانگین شاخص مکانیکی ۰٫۸۹ ±۰٫۲۸ در سطح مقطع هدف با شعاع ۱٫۸ سانتی‌متری را نشان می‌دهد.

شدت ۰٫۴۵ وات بر سانتی‌مترمربع در شکل ۷- ب میانگین سطح پوششی در حد ۰٫۵ می‌باشد. اما مقادیر بالاتر از این حد تا ۰٫۷۵ را نیز شامل می‌شود، بنابراین میانگین ۰٫۵۱±۰٫۱۶ محاسبه شده است. شدت ۰٫۹۶ وات بر سانتی‌مترمربع، شکل ۷- ج، میانگین ۰٫۷۵±۰٫۲۳ را نشان می‌دهد. شدت ۱٫۳۴ وات بر سانتی‌مترمربع، شکل ۷- د میانگین شاخص مکانیکی ۰٫۸۹ ±۰٫۲۸ در سطح مقطع هدف با شعاع ۱٫۸ سانتی‌متری را نشان می‌دهد.

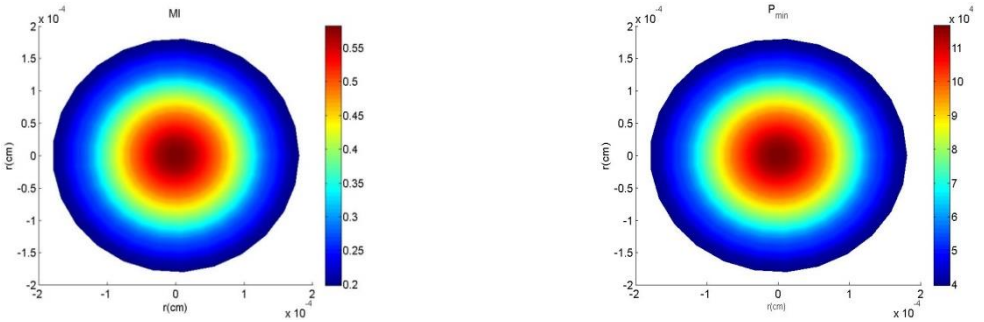
نقشه تغییرات فشار و شاخص مکانیکی در مقطع عرضی نشان‌دهنده مقادیر تراگذار فراصدای ۴۰ کیلوهرتز در محدوده آستانه کاواک‌زایی امواج فراصدای، ۰٫۷، کم‌تر یا بیش‌تر از آستانه، می‌باشد (شکل ۸). نقشه‌های رسم شده تغییرات فشار کمینه را برحسب مگاپاسکال با توجه به بسامد تراگذار و شدت‌های منتخب نشان می‌دهد. تغییرات رنگ از آبی به قرمز افزایش فشار صوتی کمینه را از $۰٫۵۴۵\times۱۰^{۲}$ تا $۱٫۹۲\times۱۰^{۲}$ کیلوپاسکال و شاخص مکانیکی امواج فراصدایی را از ۰٫۲۷±۰٫۵۰ تا ۰٫۹۶±۰٫۳۵ نشان می‌دهد.

۳-۲. اعتبارسنجی

فشار صوتی تراگذارهای فراصدای ۱ مگاهرتز و ۴۰ کیلوهرتز به وسیله هیدروفون اندازه‌گیری شد و نتایج حاصل از آن با مقادیر حاصل از مبانی نظری موجود در محیط آبی مقایسه گردید. دامنه خطای نسبی تمام نقاط برای تراگذار فراصدای ۱ مگاهرتز با شعاع ۱٫۲۶ سانتی‌متر، ۰٫۳ تا ۲۳٫۸ درصد و برای تراگذار فراصدای با بسامد ۴۰ کیلوهرتز و شعاع ۱٫۲۶ سانتی‌متر، ۱٫۰ تا ۲۴٫۲ درصد می‌باشد. با توجه به تحلیل رگرسیون خطی و توابع رگرسیون تراگذار فراصدای ۱ مگاهرتز، (r=۰٫۸۶) و تراگذار

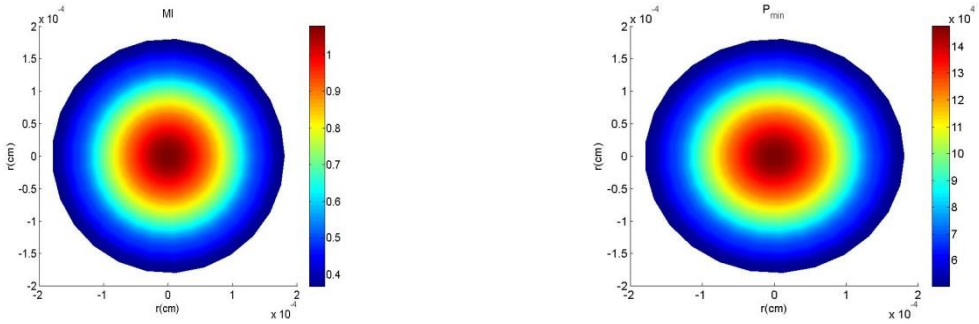
[Downloaded from joasi.ir on 2024-10-12]

[DOR: 20.1001.1.23455748.1396.5.1.2.6]



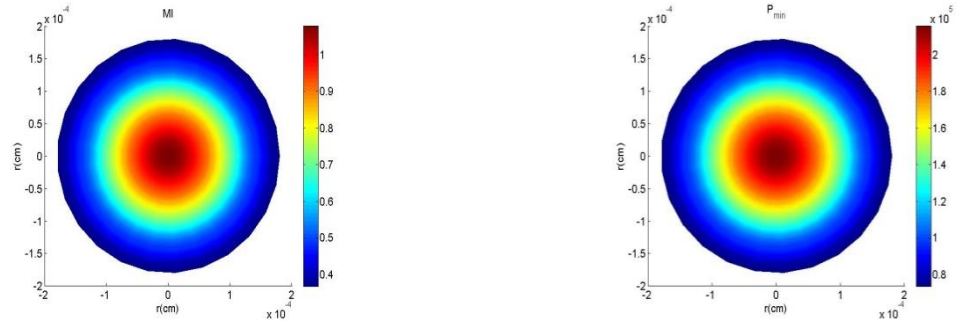
فشار صوتی کمینه — شاخص مکانیکی

(الف)



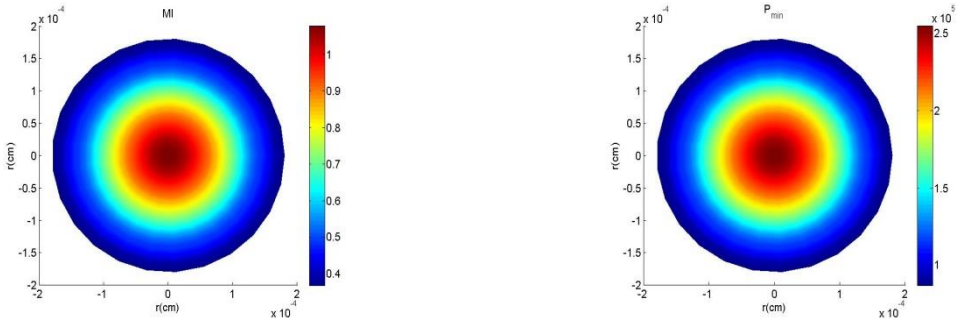
فشار صوتی کمینه — شاخص مکانیکی

(ب)



فشار صوتی کمینه — شاخص مکانیکی

(ج)



فشار صوتی کمینه — شاخص مکانیکی

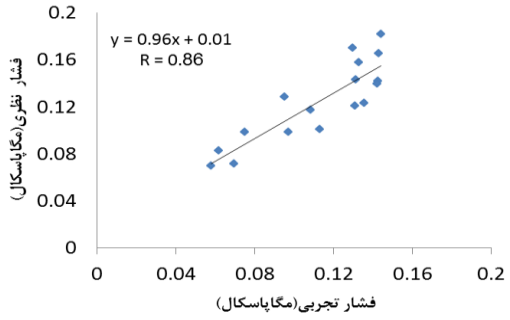
(د)

شکل ۸ نقشه‌های عرضی فشار صوتی و شاخص مکانیکی با بسامد ۴۰ کیلوهرتز در فاصله‌ی ۰/۵ سانتی‌متری از سطح تراگذار. محور عمودی و افقی فاصله شعاعی (r) بر حسب سانتی‌متر هستند. نقشه رنگ معرف محدوده شاخص مکانیکی و فشار صوتی است. (الف) میانگین شاخص مکانیکی ۰/۴۰، شدت امواج فراصدا ۰/۲۸ وات برسانتی‌مترمربع، (ب) میانگین شاخص مکانیکی ۰/۵۱، شدت امواج فراصدا ۰/۴۵ وات بر سانتی‌مترمربع، (ج) شاخص مکانیکی ۰/۷۵، شدت امواج فراصدا ۰/۹۶ وات بر سانتی‌مترمربع و (د) شاخص مکانیکی ۰/۸۹، شدت امواج فراصدا ۱/۳۴ وات بر سانتی‌مترمربع.

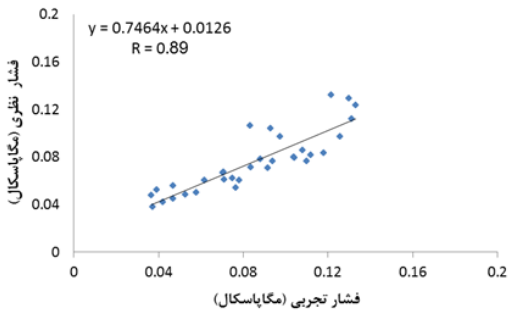
[Downloaded from joasi.ir on 2024-10-12]

[DOR: 20.1001.1.23455748.1396.5.1.2.6]

فراصدای ۴۰ کیلوهرتز (r=۰/۸۹) ، همبستگی معنادار (p کوچک‌تر از ۰/۰۵) وجود دارد (شکل ۹). بنابراین نتایج مطالعه تجربی در تراگذارهای فراصدای ۱ مگاهرتز و ۴۰ کیلوهرتز، نتایج الگوی ارائه شده را تایید کرد.



(الف)



(ب)

شکل ۹ منحنی رگرسیون بین داده‌های الگوسازی و تجربی (الف) بسامد ۱ مگاهرتز و شعاع ۱/۲۶ سانتی‌متر، (ب) بسامد ۴۰ کیلوهرتز شعاع ۱/۲۶ سانتی‌متر.

۴. بحث و نتیجه‌گیری

امواج فراصدای با شدت پایین به عنوان نمونه‌ایی از انرژی مکانیکی غیرفیزیولوژیکی، به‌طور غیرمستقیم تنش (استرس) مکانیکی بر یاخته‌های (سلول‌های) کشت داده شده وارد می‌کنند و یکی از تحریک‌کننده‌های مکانیکی هستند [۲۲]. امواج فراصدا، فشاری ایجاد می‌کنند که به‌وسیله‌ی واکنش با ماتریکس خارج یاخته‌ای (سلولی) و برهم زدن تمامیت غشای یاخته‌ای، اینگرین‌ها را فعال می‌کنند و یک تغییر محتوایی در ساختار آن‌ها در پاسخ به لرزش ماتریکس خارج یاخته‌ای القا می‌کنند [۲۳]. پایه و اساس عملکرد درمانی امواج فراصدا بر جذب انرژی توسط بافت، تولید گرما و هم‌چنین آثار غیرگرمایی است که به هنگام عبور این امواج در بافت رخ می‌دهد [۲۴].

در شرایط فیزیولوژیکی ۳۷ درجه سلسیوس و استفاده از امواج فراصدای با شدت پایین اثر غالب را می‌توان آثار غیرحرارتی دانست و مهم‌ترین برهم‌کنش یعنی کاواک‌زایی صوتی اهمیت می‌یابد. در مطالعات بیان شده است، حفره‌های ناپایدار انرژی کافی برای آشفتن باندهای شیمیایی، واکنش‌های شیمیایی و تولید رادیکال‌های آزاد را دارند و در پی آن می‌توانند صدمات مولکولی به دزوکسی ریبونوکلوئیداسید و پروتئین را داشته باشند. برخلاف آن کاواک‌زایی ثابت یا پایدار بدون فروریزش (کولاپس) و با توانایی اعمال تنش (استرس) بدون همراهی فعالیت‌های شیمیایی منجر به اثرات بیولوژیکی مفیدی می‌شود.

تابش امواج فراصدا با بسامد پایین در شرایط آزمایشگاهی موجب افزایش فعالیت‌های زی‌شناختی (بیولوژیکی) به دلیل تولید حباب‌های پایدار و جریان صوتی می‌شود [۲۳]. کمیتی که بتواند پدیده کاواک‌زایی صوتی را تعریف نماید، پارامتر شاخص مکانیکی است. برای دستیابی به محاسبه شاخص مکانیکی در ابتدا نیاز به محاسبه فشار صوتی می‌باشد. به منظور محاسبه فشار صوتی نیاز به پارامترهای شدت، بسامد، سطح مقطع موثر تابش، سرعت انتشار صوتی در محیط، دمای محیط، ضریب جذب محیط و انجام محاسبات در گام مکانی مناسب می‌باشد. با توجه به انتخاب امواج فراصدای با شدت پایین می‌توان از آثار انتشار غیرخطی موج صرف نظر نمود [۲۵]. در این صورت می‌توان از انتگرال رایلی برای محاسبه فشار استفاده کرد.

در تراگذارهای فراصدا با بسامد کیلوهرتز به ازای شدت‌های مورد بررسی، مقادیر شاخص مکانیکی بزرگ‌تر و بنابراین احتمال کاواک‌زایی بیش‌تر می‌باشد. در مطالعاتی مانند مطالعه‌ی حسن‌زاده در رابطه با کنترل کاواک‌زایی صوتی از تابش‌های محدوده کیلوهرتز و مگاهرتز براساس پردازش علامت همه ساب‌هارمونیک اسیلسکوپ نشان می‌دهد، بسامد کیلوهرتز با ساب‌هارمونیک مربوط به آن منتهی به بیش‌ترین بازه کاواک‌زایی صوتی می‌گردد [۲۲]. ابراهیمی‌نیا و همکاران نیز از روش دزیمتر شیمیایی ید برای ارزیابی کاواک‌زایی صوتی ۴۰ کیلوهرتز و ۱ مگاهرتز استفاده کردند [۲۶]. نتایج آن‌ها نشان می‌دهد، بیش‌ترین کاواک‌زایی در تابش امواج فراصدای ۴۰ کیلوهرتز می‌باشد.

[Downloaded from joasi.ir on 2024-10-12]
[DOR: 20.1001.1.23455748.1396.5.1.2.6]

در ادامه مطالعه تابش هم‌زمان دو بسامد ۴۰ کیلوهرتز و ۱ مگاهرتز با تابش‌های تکی را مقایسه نموده‌اند و بیان کردند که با تابش هم‌زمان می‌توان القاء پدیده کاواک‌زایی ناپایدار را در شدت‌های صوتی کم‌تر و با راندمان بیش‌تری ایجاد نمود. نقش اصلی منبع ۴۰ کیلوهرتز، پایین آوردن آستانه شدت مورد نیاز برای القاء حفره بیش‌تر در محیط تابش بوده است. این نتایج که به صورت تجربی بدست آمده‌اند با نتایج الگوسازی شاخص مکانیکی به عنوان معیار کاواک‌زایی در مطالعه حاضر هم‌خوانی دارند. هم‌چنین یاسوایی به بررسی کاواک‌زایی با استفاده از شبیه‌سازی رایانه‌ای پرداخته است و نتایج آن نشان می‌دهد که در بسامد ۲۹ کیلوهرتز میزان کاواک‌زایی بیش‌تر و حالت پایدارتری دارند [۲۷]. در مطالعه دیگری که هیدِاُ و همکاران در بسامدهای ۴۱، ۱۵۸ و ۴۴۵ کیلوهرتز انجام داده‌اند، کاواک‌زایی با افزایش بسامد کاهش است و بیش‌ترین آن در ۴۱ کیلوهرتز و شدت ۳۰۰ میلی‌وات بر سانتی‌مترمربع می‌باشد [۲۸]. همان‌طور که در این مطالعه و مطالعات مشابه مشاهده شد فشار صوتی کمینه برای بسامد مگاهرتز بیش‌تر و بنابراین برای ایجاد یک شاخص مکانیکی، آستانه شدت در بسامدهای کیلوهرتز کم‌تر است. فشار صوتی کمینه در ناحیه مرز میدان نزدیک افزایش می‌یابد و بیش‌ترین مقدار شاخص مکانیکی در فاصله‌ی نزدیک به سطح تراگذار و در فاصله‌ی مرز میدان نزدیک آن‌ها می‌باشد. مقدار شاخص مکانیکی ۲۸ کیلوهرتز در فاصله‌ی ۰٫۵ سانتی‌متری با شدت ۰٫۰۴ وات بر سانتی‌مترمربع، ۰٫۱۴±۰٫۰۳ و در تراگذار ۴۰ کیلوهرتز با شدت ۰٫۲۸ وات بر سانتی‌مترمربع در فاصله‌ی ۰٫۵ سانتی‌متری، ۰٫۴۰±۰٫۱۶ محاسبه شده است. در تراگذار فراصدای ۱۵۰کیلوهرتز، عمق میدان نزدیک دورتر از مقدار میدان نزدیک تراگذارهای فراصدای ۲۸ و ۴۰ کیلوهرتز می‌باشد و در حد ۱٫۶ سانتی‌متر می‌باشد که بیش‌ترین شاخص مکانیکی را در مرز میدان نزدیک ۰٫۱۷±۰٫۱۱ نشان می‌دهد. به‌طور واضح در نقشه‌های ۱ مگاهرتز مشاهده می‌شود که عمق میدان نزدیک در فاصله‌ی دورتر از سطح تراگذار فراآوایی می‌باشد و انتشار امواج فراصدا با کم‌ترین پراکندگی دسته پرتو در این فاصله دیده می‌شود. میزان شاخص مکانیکی در سطح تراگذار فراصدای ۱ مگاهرتز با شدت ۲ وات بر سانتی‌مترمربع مقدار ۰٫۲۶±۰٫۱۱ و در مرز میدان نزدیک مقدار ۰٫۲۰±۰٫۱۱ را نشان می‌دهد که این مقادیر به نسبت از تراگذارهای فراصدای کیلوهرتز با توجه به شدت‌های در دسترس کم‌تر می‌باشند.

در رابطه با محدوده شاخص مکانیکی در گزارش انجمن فراصدا در پزشکی انگلستان، آستانه کاواک‌زایی با شاخص مکانیکی بالاتر از ۰٫۷ عنوان شده است که این میزان مربوط به آستانه کاواک‌زایی صوتی در بافت می‌باشد [۲۹]. در مطالعات اخیر برای کنترل خطرات تشخیصی و بالینی امواج فراصدا در کاربردهای مختلف آن شاخص‌های مکانیکی برای اندام‌های خاص معرفی شده‌اند. در مطالعه‌ی کوتوپولیس، برای جلوگیری از خطرات و آسیب به نوزادان در آزمون‌های بالینی تشخیصی و درمانی برای ریه نوزادان، شاخص مکانیکی کم‌تر از ۰٫۳ و برای جلوگیری از آسیب به روده شاخص مکانیکی بین ۰٫۳ تا ۰٫۷ پیشنهاد شده است و بیان می‌کند که شاخص مکانیکی بالای ۰٫۷ احتمال ایجاد آسیب را بالا می‌برد [۳۰]. هم‌چنین مطالعه‌ی هلینومازور در گزارشی از سازمان غذا و دارو، شاخص مکانیکی ۰٫۲۳ برای کاربردهای چشم را معرفی کرده است [۳۱]. با توجه به مطالعات در رابطه با محدوده شاخص مکانیکی آستانه کاواک‌زایی یعنی مقدار شاخص مکانیکی، در آب نیز از مقدار ۰٫۷ بسیار کم‌تر می‌باشد، زیرا بافت چشم را ماده معادل آب تشکیل داده است. این مطالعات اهمیت بررسی توزیع شاخص مکانیکی و دستیابی به آستانه و محدوده تاثیرگذار را به خوبی نشان می‌دهند.

در مطالعه حاضر از عوامل موثر برای اندازه‌گیری تجربی به ثابت نبودن شدت تراگذار فراصدا، عدم قطعیت بالای هیدروفون، دقیق نبودن فاصله هیدروفون از سطح تراگذار فراصدا اشاره شده است. مقادیر ضریب همبستگی میان مقادیر تجربی و الگوسازی برای بسامدهای ۱ مگاهرتز و ۴۰ کیلوهرتز به ترتیب ۰٫۸۶ و ۰٫۸۹ شد. 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، مشاهده می‌شود، نتایج این الگو با مقادیر تجربی دارای توافق خوبی

[Downloaded from joasi.ir on 2024-10-12]
[DOR: 20.1001.1.23455748.1396.5.1.2.6]

است. لذا از این الگو می‌توان به منظور محاسبه توزیع شاخص مکانیکی امواج فراصدا در بافت‌های مختلف و طرح درمان در آزمایشگاه‌های کشت استفاده نمود.

۵. تشکر و قدردانی

این تحقیق قسمتی از پایان‌نامه کارشناسی‌ارشد رشته فیزیک پزشکی دانشکده علوم پزشکی دانشگاه تربیت مدرس است که با حمایت مالی این دانشگاه به انجام رسیده است.

۶. فهرست منابع

[1] H. Wu, K. Ren, W. Zhao, G.E. Baojian, S. Peng, "Effect of electromagnetic fields on proliferation and differentiation of cultured mouse bone marrow mesenchymal stem cells," Journal of Huazhong Universal Science Technol Medical Science, vol. 25, pp. 185-187, 2005.

[2] F.P. Eduardo, D.F. Bueno, P.M. Freitas, M.M. Marques, M.R. Passos-Bueno, C.P. Eduardo, M. Zatz, "Stem cell proliferation under low intensity laser irradiation: A preliminary study," Lasers in Surgery and Medicine, vol. 40, pp. 433-438, 2008.

[3] C.H. Lai, C.C. Chuang, J.K. Li, S.C. Chen, W.H. Chang, "Effects of ultrasound on osteotomy healing in a rabbit fracture model," Ultrasound Medical Biological, vol 37, pp. 1635- 1643, 2011.

[4] X. Guo, X.Y. Wang, "Low intensity pulsed ultrasound (LIPU) enhances ectopic bone formation by intrinsic mesenchymal stem cells in rabbit spine," ECM Journal, vol. 26, pp. 41-44, 2013.

[5] J.L. Ruan, Y.N. Wang, A.C. Lawrence, B.M. Stuart, "Ultrasound generated mechanical induction of mesenchymal stem cells," Journal Acoustical Society American, vol. 127, pp. 1763- 1766, 2010.

[6] K.W. Jang. "The effect of low-intensity pulsed ultrasound on chondrocyte migration and its potential for the repair of articular cartilage," Master's Thesis, University of Iowa, pp. 3-22, 2011.

[7] A.H. Barati, M. Mokhtari-Dizaji, H. Mozdarani, S.Z. Bathaie, Z.M. Hassan, "Treatment of murine tumors using dual-frequency ultrasound in an experimental in vivo model," Ultrasound Medical Boilogical, vol. 35, pp. 756-763, 2009.

[8] A.D. Pierce, "Acoustics, an introduction to its physical principles and applications," McGraw-Hill, New York, vol. 87, pp. 1-642, 1981.

[9] J. Goodman, S. Gustafson, "Introduction to Fourier Optics," second edition, Book Review, Optical Engineering, vol. 35, pp. 1513-1520, 1996.

[10] U. Vyas, D. Christensen "Ultrasound beam simulations in inhomogeneous tissue geometries using the hybrid angular spectrum method," IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, vol. 59, pp. 1093–1100, 2012.

[11] J.F. Bakker, M.M. Paulides, I.M. Obdeijn, G.C. Rhoon, K.W. Dongen, "An ultrasound cylindrical phased array for deep heating in the breast: Theoretical design using heterogeneous models," Physis Medical Biological, vol. 54, pp. 3201–3215, 2009.

[12] L. Wu, V. Amin, R. Roberts, T. Ryken, "An interactive HIFU therapy planning using simulation and visualization," AIP Conference Proceedings, vol. 911, pp. 150–156, 2007.

[13] H.L. Liu, N. McDannold, K. Hynynen, "Focal beam distortion and treatment planning in abdominal focused ultrasound surgery," Medical Physics, vol. 32, pp. 1270–1280, 2005.

[14] K. Hynynen, G. Clement, "Clinical applications of focused ultrasound: The brain," Int Journal Hyperthermia, vol. 23, pp. 193–202, 2007.

[15] M.F. Hamilton, D.T. Blackstock, "Nonlinear Acoustics," Academic Press, Boston, chapter 1-3, pp. 1-62, 1998.

[16] P. Hariharan, M.R. Myers, R.K. Banerjee, "HIFU procedures at moderate intensities: Effect of large blood vessels," Physics Medical Biological, vol. 52, pp. 3493-3513, 2007.

[17] F.P. Curra, P.D. Mourad, V.A. Khokhlova, R.O. Cleveland, L.A. Crum, "Numerical simulations of heating patterns and tissue temperature response due to high intensity focused ultrasound," IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, vol. 47, pp.1077–1089, 2000.

[18] F.A. Duck, "Propagation of Sound Through Tissue, in The Safe Use of Ultrasound in Medical Diagnosis," British Institute of Radiology, London, Chapter 2, 10, pp. 134-141, 2000.

[19] A.P. Sarvazyan, M.W. Urban, J.F. Greenleaf "Acoustic waves in medical imaging and diagnostics," Ultrasound in Medicine and Biology, vol. 39, pp. 1133-1146, 2013.

[Downloaded from joasi.ir on 2024-10-12]

[DOR: 20.1001.1.23455748.1396.5.1.2.6]

[20] W.R. Hedrick, D.L. Hykes, D.E. Strachman "Ultrasound Physics and Instrumentation," 4th Mosby press, New York, Chapter 2-23, pp. 23-332, 1995.

[21] H. Hasanzadeh, M. Mokhtari-Dizaji, S.Z. Bathaie, Z.M. Hassan "Effect of local dual frequency sonication on drug distribution from polymeric nanomicelles: In vivo study," Ultrasonics Sonochem, vol. 18, pp. 1165-1171, 2011.

[22] M. Mohaqiq, M. Movahedin, M. Mokhtari Dizaji, Z. Mazaheri, "The effect of low-intensity pulsed ultrasound stimulation on neonate mouse spermatogonial stem cells," MJMS: Pathobiology, vol. 16, pp. 85-94, 2013.

[23] E. Li, "Chromatin modification and epigenetic reprogramming in mammalian development," Nature Reviews Genetics, vol. 3, pp. 662-673, 2002.

[24] M. Legay, N. Gondrexon, S.L. Person, P. Boldo, "Enhancement of heat transfer by ultrasound: Review and recent advances," International Journal of Chemical Engineering, vol. 17, pp. 1-17, 2011.

[25] M.E. Ravari, M. Mokhtari-Dizaji, S.H. Momeni-Masuleh, S. Motiee, "Estimation of ultrasound pressure distribution due to 1 MHz ultrasonic transducer for ultrasonic treatment planning in hyperthermia methods," Journal of Acoustical Engineering Society of Iran, vol. 3, pp. 45-54, 2015.

[26] A. Ebrahiminia, M. Mokhtari-Dizaji, T. Toliyat, "Correlation between iodide dosimetry and terephthalic acid dosimetry to evaluate the reactive radical production due to the acoustic cavitation activity," Ultrasonics Sonochem, vol. 20, pp. 366-372, 2013.

[27] K. Yasui, "Influence of ultrasonic frequency on miultibubble sonoluminescence," JASA, vol. 112, pp. 1405-1413, 2002.

[28] U. Hideo, M. Mizue, S. Toshinobu, K. Daisuke, M. Yasunori, "Acoustic cavitation as an enhancing mechanism of low-frequency sonophoresis for transdermal drug delivery," Biological and Pharmaceutical Bulletin, vol. 32, pp. 916-920, 2009.

[29] D.G. Lennart, "Nonthermal effect of therapeutic ultrasound: The frequency response hypothesis," JAT, vol 37, pp. 293-20, 2002.

[30] S. Kotopulis, "Biomedical ultrasounic, caviatation and sonoporation," PhD Thesis, Hull University, Chapter 1, 2011.

[31] Z. Hlinomazova, I. Hrazdira, "Alara–principle and safety problems of diagnostic ultrasound," SCRIPTA medica (BRNO), vol. 78, pp. 341-346, 2005.

[Downloaded from joasi.ir on 2024-10-12]

[DOR: 20.1001.1.23455748.1396.5.1.2.6]