بررسی و شبیه‌سازی انتشار سیگنال فوتوآکوستیکی در محیط ناهمگن سر انسان با استفاده از روش المان محدود

سیدمحسن رنجبران[۱]، حمیدرضا فلاح[۱]، مرتضی حاجی محمودزاده[۱] و محمدرضا نصیری اوانکی[۲]

[۱]گروه فیزیک، دانشکده علوم، دانشگاه اصفهان

[۲]دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه وین دیترویت امریکا

چکیده – تاکنون روش‌های مختلفی برای تصویربرداری از بافت‌های مختلف بدن مانند تومورها، بافت‌های سرطانی و موارد مشابه مطرح‌شده است. یکی از نوین‌ترین این روش‌ها تصویربرداری فوتوآکوستیک است که در آن بافت موردنظر تحت تابش لیزر مناسب قرارگرفته و موج آکوستیک تولیدشده ناشی از انبساط گرمایی بافت، ثبت می‌شود. در این مقاله این روش برای تومور داخل مغز شبیه‌سازی شده است و اثر اندازه، عمق تومور و ضخامت جمجمه، در موج آکوستیک ثبت‌شده با روش اجزاء محدود در حوزه‌ی زمانی مورد بررسی قرارگرفته است.

کلیدواژه- اجزاء محدود در حوزه زمانی،انتشار موج سه‌بعدی،تصویربرداری پزشکی،فوتوآکوستیک

Investigation and simulation of photoacoustic signal propagation in heterogeneous human head by using finite element method

Seyed Mohsen Ranjbaran1, Hamidreza Fallah1, Morteza Haji Mahmoodzadeh1, Mohammadreza Nasiri Avanaki2

[1] Physics Department, Sciences Faculty, University of Isfahan

[2]Biomedical Engineering Department, Wayne State University

Abstract- Several methods have been used for imaging soft tissue, tumors (especially cancerous tumor) and similar structure. One of the newest methods is photoacoustic imaging in which the tissue is illuminated by an appropriate laser pulse and the produced acoustic wave resulting from thermal expansion of the tissue is recorded. In this paper, this technique is simulated for a tumor inside the brain, and the effect of its size, depth and the thickness of the skull on the recorded acoustic wave by the finite element time domain method are investigated.

Keywords: Finite Element Time Domain, 3D Wave Propagation, Biomedical Imaging, Photoacoustic

[Downloaded from www.opsi.ir on 2026-10-31]

این مقاله در صورتی دارای اعتبار است که در سایت www.opsi.ir قابل دسترسی باشد

۱- مقدمه

برای تصویربرداری از بدن و بافت‌های مرتبط با آن، روش‌های مختلفی مانند تصویربرداری تشدید مغناطیسی، تصویربرداری پرتو ایکس، توموگرافی گسیل پوزیترون، سونوگرافی، توموگرافی همدوس اپتیکی،تصویربرداری فوتوآکوستیک و ... مطرح‌شده‌اند[۱].

در تصویربرداری فوتوآکوستیک زیست‌پزشکی، بافت با یک لیزر تپی نانوثانیه‌ای مورد تابش قرار می‌گیرد که نتیجه‌ی آن تولید یک موج صوتی به دلیل جذب اپتیکی و انبساط گرمایی سریع بافت خواهد بود[۲, ۳]. سپس این موج توسط حسگرهای فشار تعبیه‌شده ثبت می‌گردد و با استفاده از الگوریتم‌های بازسازی تصویر، تصویر بافت تولیدکننده‌ی موج آکوستیکی بازسازی می‌شود[۴].

۲- روش انجام تحقیق

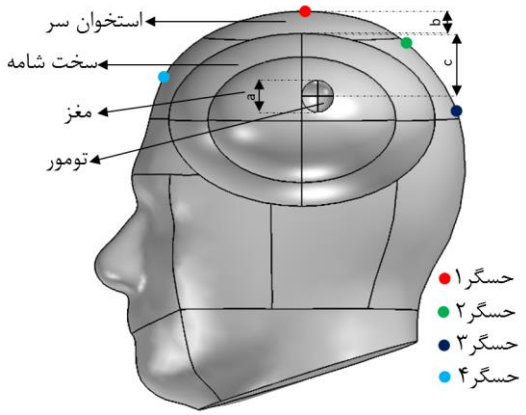
برای بررسی نحوه‌ی انتشار موج آکوستیکی در سر انسان ابتدا روابط ریاضی حاکم بر انتشار موج آکوستیکی بیان و سپس با استفاده از نرم‌افزار کامسول انتشار موج آکوستیکی در شرایط مختلف شبیه‌سازی‌شده است. فشار اولیه‌ی p_0 که به‌وسیله‌ی یک جذب‌کننده‌ی اپتیکی تولید می‌شود را می‌توان به‌صورت $p_0 = T\,\mu_a F$ نشان داد که در آن F، شار لیزر در ماده‌ی جاذب، μ_a ضریب جذب اپتیکی و T عامل گرینزین بافت است که توانایی بافت برای تبدیل شار لیزر به فشار مکانیکی را نشان می‌دهد و معمولاً به‌صورت تجربی مشخص می‌شود[۵]. در حالت کلی تولید و انتشار امواج فوتوآکوستیک با استفاده از معادله‌ی زیر در زمان‌ها و مکان‌های مختلف به دست می‌آید[۶]:

$$\left(\nabla^2 - \frac{1}{v_s^2}\frac{\partial^2}{\partial t^2}\right) p(r,t) = -\frac{\beta}{c_p}\frac{\partial H}{\partial t} \qquad (۱)$$

که، β ضریب انبساط حرارت حجمی برای بافت تحت تابش لیزر، v_s سرعت موج صوتی در بافت، c_p ظرفیت گرمایی ویژه‌ی بافت و H تابع گرمایش است. در تصویربرداری فوتوآکوستیک به این دلیل که نور لیزر فرودی و موج آکوستیکی تولیدشده، در بافت اتلاف خواهند داشت عمق تصویربرداری به‌وسیله عمق نفوذ نور و اتلاف آکوستیکی محدود می‌شود. عمق نفوذ نوری با ضریب خاموشی مؤثر، $\mu_{eff} = (3\mu_a(\mu_a + \mu_s'))^{1/2}$، مشخص می‌شود که در آن μ_a ضریب جذب و μ_s' ضریب پراکندگی کاهش‌یافته‌ی بافت است[۴, ۷]. عمق نفوذ، $\delta = 1/\mu_{eff}$، به مقدار زیادی به طول‌موج وابسته است و در ناحیه‌ی طیفی فروسرخ نزدیک ممکن است به چندین سانتی‌متر برسد[۸, ۹].

۳- شبیه‌سازی عددی

در این شبیه‌سازی مدل تقریبی مغز، بافت میان مغز و استخوان سر به نام سخت‌شامه و استخوان سر شبیه‌سازی و یک تومور کروی به‌عنوان منبع تولد فشار در سر در نظر گرفته‌شده است. انتشار امواج ناشی از این چشمه‌ی فشار در زمان‌ها و مکان‌های مختلف با استفاده از روابط ریاضی بیان‌شده در بخش قبل و حل مسئله با روش المان محدود در حوزه‌ی زمانی و تعیین عامل‌های چگالی و سرعت صوت مواد مختلف، با استفاده از نرم‌افزار کامسول بررسی و شدت سیگنال فوتوآکوستیکی توسط چهار حسگر واقع بر روی سر اندازه‌گیری شده است. بازه‌ی زمانی بررسی این تغییرات ۲۵۰ میکروثانیه برای تپی با نمایه زمانی گاوسی با مرکزیت ۳۰ میکروثانیه و انحراف از معیار ۲ میکروثانیه در نظر گرفته شد. شکل شماره‌ی۱ طرحواره بافت‌های ذکرشده همراه باضخامت‌های آن‌هاست که با استفاده از متغیرهای a قطر تومور، b ضخامت جمجمه سر و c فاصله‌ی مرکز تومور تا سطح داخلی جمجمه مشخص‌شده است.



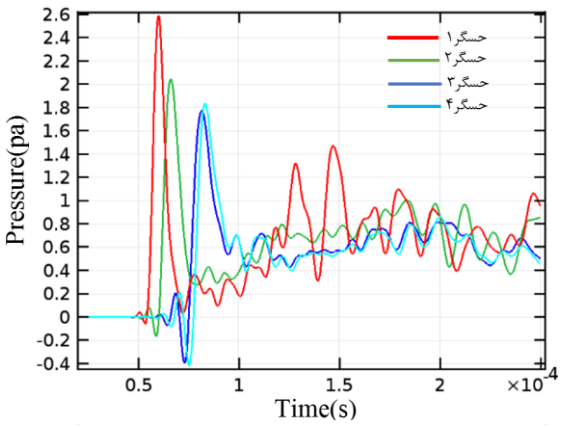
شکل ۱: موقعیت مکانی حسگرها، بافت‌ها و متغیرهای a، b و c

با توجه به محیط ناهمگن در نظر گرفته‌شده برای انتشار امواج صوتی، با برخورد موج به مرزهایی که چگالی و سرعت صوت در آن عوض می‌شود، بازتاب‌هایی داریم که توسط حسگرها قابل‌اندازه‌گیری است. شکل شماره‌ی۲ فشار

این مقاله در صورتی دارای اعتبار است که در سایت www.opsi.ir قابل دسترسی باشد

[Downloaded from www.opsi.ir on 2026-10-31]

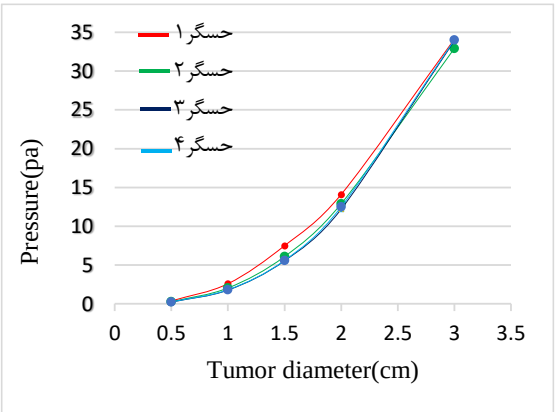
ثبت‌شده ناشی از یک تومور با قطر ۱ سانتی‌متر برای b، ۱۴mm و c، ۵/۵cm را نشان می‌دهد. قله‌های اولیه به‌صورت مستقیم از بافت تومور و نوسانات بعدی ناشی از بازتاب موج صوتی از مرزها هست.



شکل ۲: سیگنال فوتوآکوستیک ثبت‌شده توسط حسگرهای روی سر

در این مقاله به اثر متغیرهای ذکرشده بر اولین قله موج صوتی ثبت‌شده توسط حسگرها پرداخته‌شده است.

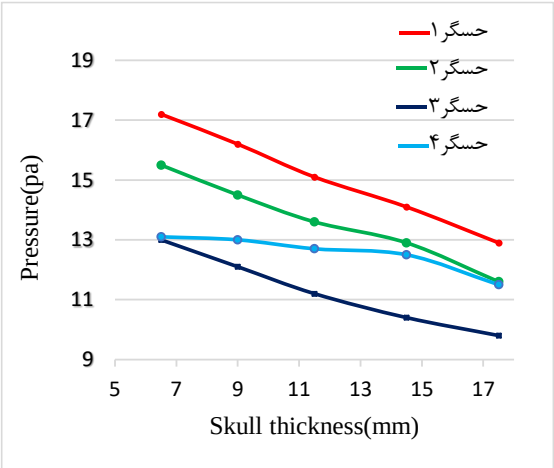
در ابتدا متغیر b، ۱/۴cm ، c، ۵/۵cm و برای متغیر a اعداد۰/۵، ۱، ۱/۵ ، ۲ و ۳ سانتی‌متر در نظر گرفته‌شده است. شکل شماره‌ی۳ بیشینه‌ی فشار ثبت‌شده توسط حسگرها را در این حالت‌ها نمایش می‌دهد.



شکل ۳: بیشینه‌ی فشار دریافتی توسط حسگرها نسبت به قطر تومور

همان‌طور که مشخص است با افزایش قطر تومور فشار رسیده به حسگرها افزایش می‌یابد. بین ابعاد ۱ تا ۳ سانتی‌متر برای قطر تومور، می‌توان خطی بر منحنی برازش کرد و با استفاده از داده‌های این خط زینه‌بندی مناسبی انجام داد که به نظر می‌رسد حداقل تا دقت ۰/۱ سانتی‌متر قطر تومور قابل‌اندازه‌گیری باشد. با افزایش تعداد حسگرها و افزایش تعداد گام‌های اندازه‌گیری ابعاد تومور، این زینه‌بندی به‌مراتب دقیق‌تر و دقت اندازه‌گیری قطر تومور بهبود می‌یابد.

در ادامه اثر ضخامت جمجمه در شدت سیگنال فوتوآکوستیک بررسی‌شده است (شکل۴). در اینجا a، ۲cm ،c، ۵/۵cm و برای b اعداد ۶/۵، ۹ ،۱۱/۵، ۱۴و۱۷/۵ میلی‌متر در نظر گرفته‌شده است. همان‌طور که مشخص است با افزایش ضخامت جمجمه که یک عامل مؤثر در تضعیف شدت سیگنال فوتوآکوستیکی است، دامنه‌ی سیگنال دریافتی در حسگرها کاهش‌یافته است.



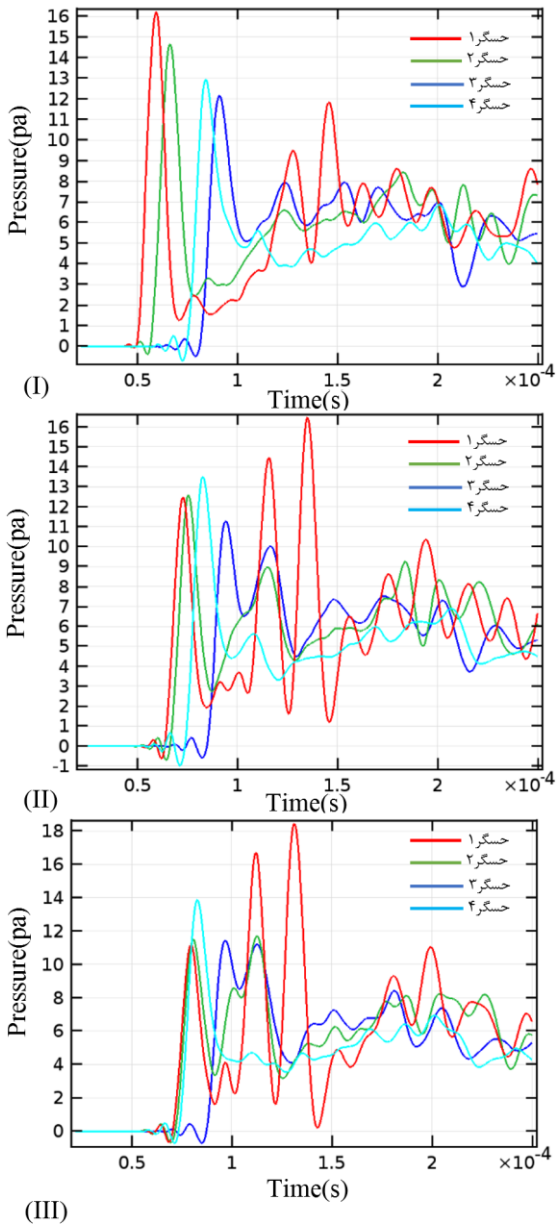
شکل ۴: اثر ضخامت جمجمه بر روی فشار دریافتی توسط حسگرها

شکل ۵ اثر عمق تومور در شدت سیگنال فوتوآکوستیکی را برای هر ۴ حسگر نشان می‌دهد. در این شکل a،۲cm ،b،۹mm و c، ۵/۵، ۶ و ۷ سانتی‌متر در نظر گرفته‌شده است. با توجه به شکل۵ با جابه‌جایی محل تومور، شدت سیگنال دریافتی در حسگرها عوض‌شده است. برای حسگر۱، شدت سیگنال ناشی از بازتاب از مرزها در بعضی از زمان‌ها بیشتر از شدت سیگنال اولیه‌ای ایست که به‌صورت مستقیم به حسگر می‌رسد. برای حسگر ۲ و ۳ شدت سیگنال بازتابی از بافت‌های مختلف در زمان‌های مشخص با شدت سیگنال اولیه نیز تقریباً برابر می‌شود. انتقال زمانی قله‌های دریافتی نیز در هر سه مرحله حاکی از افزایش عمق تومور است.

این مقاله در صورتی دارای اعتبار است که در سایت www.opsi.ir قابل دسترسی باشد

[Downloaded from www.opsi.ir on 2026-10-31]

بنابراین مختصات دقیق محل حسگرها و عمق تومور عامل تأثیرگذار بر روی شدت سیگنال محسوب می‌شود که با افزایش تعداد این حسگرها می‌توان محل تومور را با زینه‌بندی مناسب مشخص نمود.



شکل۵: فشار ثبت‌شده توسط حسگرها برای عمق تومور(I)۵/۵، (II) ۶ و (III)۷ سانتی‌متر

۴- نتیجه‌گیری

در این مقاله نحوه‌ی انتشار یک سیگنال فوتوآکوستیک ناشی از یک تومور کروی در محیط غیر همگن مدل تقریبی سر انسان و اثر عامل‌های تأثیرگذاری همچون ابعاد تومور، ضخامت جمجمه و عمق تومور بررسی و شبیه‌سازی‌شده است. با افزایش اندازه‌ی تومور شدت سیگنال دریافتی توسط حسگرها بیشتر شده است که با استفاده از زینه‌بندی مناسب و افزایش تعداد حسگرها می‌توان ابعاد تومور را با دقت ۰/۱ سانتی‌متر مشخص نمود. با افزایش ضخامت جمجمه، فشار حس شده توسط حسگرها نیز کاهش‌یافته است. با جابه‌جا کردن محل تومور شکل سیگنال‌های دریافتی نیز دچار تغییرات عمده و با افزایش عمق تومور در نمودار فشار دریافتی، انتقال زمانی رخداده است که می‌توان عمق تومور را با مشخص بودن سرعت صوت در بافت مشخص نمود. بنابراین می‌توان نتیجه گرفت می‌توان از روش تصویربرداری فوتوآکوستیک برای تصویربرداری از بافت‌ها و تومورهای سر به‌منظور تعیین اندازه‌ی تومور و مشخص کردن محل آن‌ها استفاده نمود. در آینده نیز الگوریتم مناسب برای استفاده از این داده‌ها به‌منظور بازسازی تصویر طراحی و ارائه می‌گردد.

مراجع

[1].R. L. V. M. J. B. H. L. Kundel, *Handbook of Medical Imaging* (SPIE PRESS BOOK, 2000), Vol. PM79, p. 968.
[2].T. Bowen, "Radiation-Induced Thermoacoustic Soft Tissue Imaging," IEEE (1981).
[3].A. C. Tam, "Applications of photoacoustic sensing techniques," Reviews of Modern Physics 58, 381-431 (1986).
[4].L. V. Wang, "Multiscale photoacoustic microscopy and computed tomography," Nat Photon 3, 503-509 (2009).
[5].E. b. L. V. Wang, *Photoacoustic Imaging and Spectroscopy* (CRC Press, 2009).
[6].L. V. Wang, "Tutorial on Photoacoustic Microscopy and Computed Tomography," IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics 14, 171-179 (2008).
[7].T. Vo-Dinh, *Biomedical Photonics Handbook*, Second Edition: Biomedical Diagnostics (CRC Press, 2014).
[8].G. Ku and L. V. Wang, "Deeply penetrating photoacoustic tomography in biological tissues enhanced with an optical contrast agent," Opt. Lett. 30, 507-509 (2005).
[9].R. O. E. A. A. K. A. A. Oraevsky, "Sensitivity of laser opto-acoustic imaging in detection of small deeply embedded tumors," IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics 5, 981 - 988 (1999).

این مقاله در صورتی دارای اعتبار است که در سایت www.opsi.ir قابل دسترسی باشد

[Downloaded from www.opsi.ir on 2026-10-31]