

Fall 2024, 5 (3), 131-140
DOR:

Received: 23 July 2024
Accepted: 7 Sep 2024

مقاله پژوهشی

An Algorithm for Improving Simulated Brain Photoacoustic Signal

Leila Mohammadi*

Assistant Professor, Department of Electrical Engineering, Zanzan Branch, Islamic Azad University, Zanzan, Iran. *Corresponding Author, lemoelec@gmail.com

Abstract

Photoacoustic imaging has been investigated for non-invasive detection of molecular, structural, and functional abnormalities in biological tissues. One of the important applications of this technology is brain imaging. However, skull's acoustic effects reduce the effectiveness of this method. This paper presents an algorithm based on vector space similarity model to compensate for the skull's effects. Numerical simulations show that using the genetic algorithm to estimate the optimal weight assigned to each feature vector improves compensation accuracy and reduces the normalized standard deviation error.

Introduction: Photoacoustic imaging works based on acoustic detection of optical absorption from tissue chromophores. Since the skull is the main dispersive barrier for the propagation of acoustic waves, it distorts the amplitude and phase of the received signal. This paper introduces a novel approach based on vector space similarity model for compensating the effects of the skull on the received brain photoacoustic signal.

Method: The necessary data is generated through a ray-tracing-based simulator. The extremum information of the signal in the time-frequency domain is used as feature vectors and their similarities are computed using a weighted sum, in which the optimal weight for each feature vector is determined through the genetic algorithm.

Results: The results indicate that the skull causes significant distortions to both the amplitude and phase of the received signal. Moreover, the results from the compensation algorithm indicate that utilizing the weighted sum of feature vector similarities improves the accuracy of compensation compared to the mean feature vector similarity criterion.

Discussion: The paper presents an effective method for compensating the skull induced distortions on brain photoacoustic signals. By employing vector space similarity model and optimizing feature vector weights, the proposed approach enhances compensation and reduces the error in the received signal, which can improve the accuracy of photoacoustic brain imaging.

Keywords: Photoacoustic imaging, Compensation, Vector space similarity, M-MVA algorithm.

ارائه الگوریتمی به منظور بهبود سیگنال فوتواکوستیک شبیه‌سازی شده مغزی

دوره پنجم، پاییز ۱۴۰۳
شماره سوم، صص: ۱۳۱-۱۴۰

تاریخ دریافت: ۱۴۰۳/۰۵/۰۶
تاریخ پذیرش: ۱۴۰۳/۰۶/۱۷

لیلا محمدی*

استادیار، گروه مهندسی برق، دانشکده برق و کامپیوتر، واحد زنجان، دانشگاه آزاد اسلامی، زنجان، ایران. (نویسنده مسئول)

lemoelec@gmail.com

چکیده: تصویربرداری فوتواکوستیک یک فناوری جدید امیدوارکننده در حوزه تصویربرداری پزشکی می‌باشد که طی سال‌های اخیر برای آشکار سازی غیرتهاجمی ناهنجاری‌های مولکولی، ساختاری و عملکردی در بافت‌های زیستی مورد بررسی قرار گرفته‌است. یکی از کاربردهای بسیار مهم و پیش‌رونده این تکنولوژی تصویربرداری درون‌جمجمه‌ای از مغز است. با این وجود، چون حجم مهم‌ترین مانع پراکنده‌ساز در مقابل انتشار سیگنال فوتواکوستیک مغزی است، اثرات اکوستیک ناشی از حضور حجم در مسیر انتشار سیگنال به شدت میزان کارایی این روش را در تصویربرداری درون‌جمجمه‌ای از مغز تحت تأثیر قرار می‌دهد. در این مقاله روشی مبتنی بر الگوریتم ژنتیک به منظور استفاده از تئوری مشابهت‌یابی فضای برداری برای جبران سازی اثرات ناشی از حجم بر روی سیگنال فوتواکوستیک دریافتی از مغز معرفی شده است. داده‌های لازم با استفاده از شبیه‌سازی مبتنی بر روش ray-tracing تولید شده است. در الگوریتم جبران سازی اطلاعات دامنه و زمان نقاط اکسترمم سیگنال فوتواکوستیک در حوزه زمان - فرکانس را به عنوان بردارهای ویژگی به کار برده و از دو معیار میانگین شباهت بردارهای ویژگی و حاصل جمع وزن‌دار شباهت بردارهای ویژگی برای محاسبه امتیاز شباهت استفاده شده است. شبیه‌سازی‌های عددی مبتنی بر مدل مذکور نشان می‌دهد که به هنگام استفاده از معیار حاصل جمع وزن‌دار شباهت بردارهای ویژگی، کاربرد الگوریتم ژنتیک در تخمین مقدار بهینه وزن نسبت داده‌شده به هر بردار ویژگی دقت نتیجه جبران‌سازی را بالا برده و مقدار خطای انحراف معیار نرمالیزه را نسبت به معیار میانگین شباهت بردارهای ویژگی کاهش می‌دهد. به طور کلی بررسی نتایج قابلیت روش پیشنهادی را در جبران‌سازی مؤثر اثرات حجم بر روی سیگنال فوتواکوستیک دریافتی از مغز نشان می‌دهد.

واژه‌های کلیدی: تصویربرداری فوتواکوستیک، جبران‌سازی، مشابهت‌یابی فضای برداری، الگوریتم M-MVA.

۱. مقدمه

مدالیه‌های تصویربرداری پزشکی نقش مهمی را در تشخیص، مرحله‌بندی و پایش مراحل درمان بیماری‌ها ایفا می‌کنند. به منظور توسعه روش‌های درمانی موفق و پیش‌گیری از بازگشت بیماری، خواص متابولیک، عملکردی و ساختاری بیماری باید به طور دقیق مشخص شوند [۱]. از این‌رو علاوه بر تلاش‌های تحقیقاتی انجام گرفته در توسعه روش‌های درمانی جدید و کشف علت بیماری‌ها، مطالعات و تحقیقات وسیعی در حوزه تصویربرداری پزشکی به منظور تشخیص زودهنگام و اولیه سرطان و همچنین کسب اطلاعات جامع درباره خواص تومورها صورت گرفت است [۲، ۳]. در این میان تصویربرداری فوتواکوستیک (PAI) یک فناوری جدید امیدوارکننده است که بر اساس آشکارسازی امواج فراصوت ناشی از جذب نور توسط رنگدانه‌های درونی^۲ مانند اکسی‌هموگلوبین و دی‌اکسی‌هموگلوبین عمل می‌کند [۴-۸]. مطالعات انجام گرفته در این زمینه قابلیت شگرف تصویربرداری فوتواکوستیک را در فراهم آوردن اطلاعات مولکولی، ساختاری و عملکردی از بافت‌های زیستی نشان داده‌اند [۹-۱۲].

یکی از کاربردهای مهم و پیش‌رونده این تکنولوژی تصویربرداری درون‌جمجمه‌ای از مغز می‌باشد [۱۳-۱۷]. از آنجاکه جمجمه مهم‌ترین مانع در مقابل انتشار سیگنال فوتواکوستیک مغزی می‌باشد، اثرات اکوستیک ناشی از حضور جمجمه به شدت میزان کارایی فوتواکوستیک را در تصویربرداری درون‌جمجمه‌ای از مغز تحت تأثیر قرار می‌دهد [۲۰-۱۸]. در نتیجه تصویربرداری درون‌جمجمه‌ای فوتواکوستیک چالش برانگیز بوده و سیگنال فوتواکوستیک آشکار شده اغتشاشات مهمی مانند تضعیف^۳، تفرق^۴ و تبدیل مد امواج طولی به امواج عرضی^۵ را شامل می‌شود. همچنین شیفت زمانی سیگنال به علت سرعت بالاتر صوت در استخوان جمجمه نسبت به بافت نرم مغز و آرتیفکت‌های ناشی از انعکاس‌های متعدد امواج فوتواکوستیک از مرزهای جمجمه از دیگر اثرات جمجمه بر روی سیگنال فوتواکوستیک دریافتی از مغز می‌باشند [۲۴-۲۰، ۱۸].

در سال‌های اخیر الگوریتم‌های عددی و تحلیلی مختلفی مانند روش‌های مبتنی بر پرتو [۲۱، ۲۵]، روش‌های مبتنی بر موج [۲۶-۲۸]، روش‌های مبتنی بر تئوری طیف زاویه‌ای [۲۹، ۳۰] و روش‌های مبتنی بر یادگیری [۳۰، ۳۱] برای جبران‌سازی اثرات ناشی از جمجمه بر روی سیگنال فوتواکوستیک ارائه شده‌است. علاوه بر این، در یک مطالعه شبیه‌سازی اصلاح اغتشاشات ناشی از جمجمه به کمک الگوریتم مشابهت‌یابی فضای برداری^۶ (VSS) با استفاده از معیار میانگین شباهت بردارهای ویژگی انجام شده‌است [۴].

در این مقاله روشی مبتنی بر الگوریتم ژنتیک^۷ برای بهبود جبران‌سازی اثرات ناشی از جمجمه بر روی سیگنال فوتواکوستیک دریافتی از مغز معرفی شده‌است. الگوریتم پیشنهادی بر مبنای مدل توسعه یافته VSS است [۴]. داده‌های لازم با استفاده از شبیه‌ساز مبتنی بر روش ray-tracing تولید شده‌است [۲۳]. در اصلاح الگوریتم

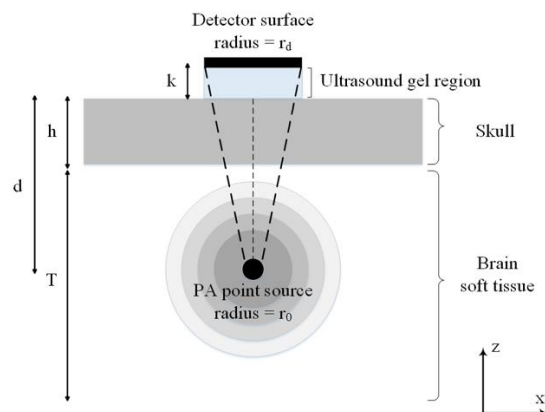
جبران‌سازی به کاررفته در مرجع [۴]، اطلاعات اکستریم سیگنال فوتواکوستیک در حوزه زمان - فرکانس را به عنوان بردارهای ویژگی به کار برده و علاوه بر معیار میانگین شباهت بردارهای ویژگی به کاررفته در مرجع [۴]، از معیار حاصل جمع وزن دار شباهت بردارهای ویژگی نیز برای محاسبه امتیاز شباهت استفاده شده‌است. همچنین در این مقاله مقدار بهینه وزن نسبت داده شده به هر بردار ویژگی با اجرای الگوریتم ژنتیک در راستای حداقل کردن خطای انحراف معیار نرمالیزه^۸ (NSD) حاصل از نتیجه جبران‌سازی به دست آمده‌است.

۲. روش انجام تحقیق

۲.۱. شبیه‌سازی انتشار موج فوتواکوستیک

هنگامی که موج فوتواکوستیک در محیطی منتشر شود که مشخصه‌های اکوستیکی آن محیط متغیر باشد، طی برخورد موج با مرز موانع موجود در آن محیط مقداری از موج منعکس شده و به محیط اول بازمی‌گردد و باقی آن نیز پس از شکست به عنوان موج انتقالی وارد محیط دوم شده و به انتشار خود ادامه می‌دهد. علاوه بر این، در برخورد موج فوتواکوستیک به سطح داخلی جمجمه، یعنی واسط اول بین بافت نرم مغز و استخوان جمجمه، پدیده تبدیل مد امواج طولی به امواج عرضی نیز اتفاق خواهد افتاد [۲۱، ۲۲، ۲۴]. بر اساس این پدیده موج تابشی به مرز بین دو محیط با امپدانس اکوستیکی مختلف می‌تواند منجر به انتشار امواجی با حالت ارتعاشی متفاوت نسبت به موج اولیه شود. همچنین تبدیل مد زمانی اتفاق می‌افتد که زاویه تابش موج به واسط دو محیط عمود نه بلکه مورب باشد. در نتیجه هنگامی که امواج طولی منتشر شونده در بافت نرم مغز به صورت غیر عمود به واسط بین بافت نرم مغز و جمجمه برخورد کنند، بخشی از انرژی موج منجر به حرکت ذرات محیط در جهت عرضی و انتشار امواج در این راستا می‌شوند و در نتیجه در استخوان جمجمه علاوه بر امواج طولی، امواج عرضی نیز منتشر می‌شوند. از سوی دیگر در انتقال امواج از استخوان جمجمه به واسطه ترویج، امواج عرضی نیز مجدداً به امواج طولی تبدیل شده و در نهایت فقط امواج طولی را در این محیط خواهیم داشت. علاوه بر پدیده‌های فوق انتشار امواج اکوستیک در یک محیط جاذب به‌طور ذاتی و طبیعی با تضعیف اکوستیک وابسته به فرکانس و تفرق همراه است [۳۲]. با توجه به توضیحات بیان شده، شبیه‌ساز توسعه یافته با در نظر گرفتن مدل تک‌لایه‌ای همگن برای جمجمه اثرات تفرق، انعکاس، شکست و تبدیل مد امواج بین سطوح جمجمه را در نظر می‌گیرد. همچنین اثرات تضعیف اکوستیک به هنگام انتشار موج فوتواکوستیک به سمت مبدل لحاظ شده‌است.

شکل ۱ شماتیک دوبعدی مدل به کاررفته در شبیه‌سازی‌ها را نشان می‌دهد. در این مدل امواج اکوستیک کروی پهن‌بند با تحریک منبع نقطه‌ای فوتواکوستیک توسط یک پالس لیزر گوسی تولید می‌شوند. امواج اکوستیک برانگیخته طی انتشار، از میان جمجمه عبور کرده و توسط مبدل آشکارسازی می‌شوند.



شکل ۱: مدل به کاررفته در شبیه‌سازی‌ها

استخوان جمجمه لایه‌ای همگن با ضخامت یکنواخت h در بالای بافت نرم مغز با ضخامت T در نظر گرفته شده‌است. منبع نقطه‌ای فوتوآکوستیک به صورت یک کره با شعاع r_0 در عمق d از سطح خارجی جمجمه مدل شده‌است. به منظور ترویج آکوستیکی جمجمه و مبدل از ژل فراصوت به ضخامت k استفاده می‌شود. بنابراین مبدل فراصوت مسطح به کاررفته با شعاع المان r_d ، فرکانس مرکزی 30 MHz و پهنای باند 10% از طریق ژل ترویج با سطح خارجی جمجمه در تماس است. در این ساختار زاویه آشکارسازی مبدل به صورت خط‌چین نشان داده شده‌است که با نزدیک‌تر شدن منبع نقطه‌ای به سطح داخلی جمجمه، این زاویه بزرگ‌تر می‌شود. بنابراین در چنین شرایطی تبدیل امواج طولی به امواج عرضی نیز مهم و غیرقابل چشم‌پوشی می‌باشد. همچنین فاصله بین جمجمه و منبع نقطه‌ای فوتوآکوستیک با خواص آکوستیک مشابه بافت نرم مغز مدل شده‌است. مشخصه‌های آکوستیکی جمجمه، بافت نرم مغز و ژل ترویج به کاررفته در شبیه‌سازی‌ها در جدول ۱ آورده شده‌است. در این جدول ρ چگالی محیط، c_L و c_S به ترتیب سرعت صوت طولی و سرعت صوت عرضی می‌باشند. α_0 و γ نیز بیانگر پارامترهای تضعیف محیط شبیه‌سازی می‌باشند که در آن‌ها اندیس L به امواج طولی و اندیس S به امواج عرضی اشاره می‌کند.

جدول ۱: مشخصه‌های آکوستیکی جمجمه، بافت

نرم مغز و ژل ترویج

علامت (واحد)	بافت نرم مغز	جمجمه	ژل ترویج
$\rho \left(\frac{kg}{m^3} \right)$	[۲۲]۱۰۰۰	[۱۸]۱۸۰۰	[۳۴]۱۰۰۰
$c_L \left(\frac{m}{s} \right)$	[۳۳]۱۵۰۰	[۱۸]۲۹۰۰	[۳۴]۱۴۸۶
$c_S \left(\frac{m}{s} \right)$	--	[۱۸]۱۴۴۴	--
$\alpha_{0L} \left(\frac{Np}{cm} \right)$	[۲۳]۰/۰۵	[۲۲]۱/۷۰	[۳۴]۰/۰
γ_L	[۲۳]۱/۱۸	[۲۲]۰/۹۳	--
$\alpha_{0S} \left(\frac{Np}{cm} \right)$	--	[۲۲]۳/۴۱	--
γ_S	--	[۲۲]۰/۹۳	--

همان‌طور که در شکل ۱ مشاهده می‌کنیم، در این مدل هدف مورد تصویربرداری یک جاذب کروی قرار گرفته درون بافت نرم مغز می‌باشد. همچنین فرض می‌شود که بافت توسط یک پالس لیزر گوسی به منظور تولید فشار آکوستیک اولیه در محل جاذب تابش می‌شود. این فشار اولیه

برانگیخته شده به عنوان یک منبع آکوستیک عمل کرده و انتشار امواج آکوستیک را در فضای سه‌بعدی موجب می‌شود. توزیع زمانی و مکانی چنین امواج آکوستیکی از طریق کانولوشن پاسخ ضربه فوتوآکوستیک جاذب کروی با تابع لیزر گوسی به دست می‌آید [۳۵].

پس از یافتن پاسخ تحلیلی موج فوتوآکوستیک تولید شده در سطح جاذب کروی، در این مرحله شبیه‌سازی انتشار موج فوتوآکوستیک در محیط چندلایه‌ای تلفاتی شامل بافت نرم مغز، استخوان جمجمه و ژل ترویج فراصوت به کمک شبیه‌ساز عددی نیمه تحلیلی مبتنی بر روش ray-tracing در حوزه زمان - فرکانس انجام خواهد گرفت [۲۳]. هسته شبیه‌ساز به کاررفته انتشار موج فوتوآکوستیک شامل مراحل تولید فضای برداری پرتوهای فراصوت، مدل‌سازی پاسخ ضربه در هر فرکانس و محاسبه خروجی به کمک کانولوشن می‌باشد. شبیه‌سازی انتشار امواج از طریق تجزیه زمان - فرکانس موج تابشی با استفاده از الگوریتم تبدیل فوریه زمان کوتاه^۹ (STFT) شروع شده [۳۶] و به دنبال آن الگوریتم مسیر پرتوها یعنی بردار جهت هر پرتو را محاسبه می‌کند. سپس هر تک پرتو نمونه از هر فرکانس را دنبال کرده و آن‌ها را در معرض جذب و تفرق آکوستیک بافت و همچنین انعکاس، شکست و تبدیل مد که در مرزها اتفاق می‌افتند، قرار می‌دهد. در الگوریتم شبیه‌ساز ray-tracing به ازای هر فرکانس داده شده با پرتاب یک پرتو نمونه با دامنه واحد در زمان $t = 0$ (یعنی تابع دلتای دیراک^{۱۰}) در هر بردار جهت معلوم، الگویی از نتایج به عنوان پاسخ ضربه ساخته می‌شود. به بیان دیگر در هر فرکانس پرتوهای نمونه منتشر شونده در جهت‌های از پیش تعیین شده، آرایه‌ای از پرتوهای آشکار شده در سطح مبدل را با دامنه‌ها و زمان‌بندی‌های متفاوت نتیجه می‌دهند. این اختلاف در مقادیر دامنه و زمان‌بندی پرتوهای آشکار شده از رفتار متفاوت وابسته به فرکانس پدیده‌های تضعیف، تفرق، انعکاس و انتقال در مرزهای جمجمه ناشی می‌شوند. قابل ذکر است که به ازای هر فرکانس دامنه پرتوهای آشکار شده توسط مبدل در زمان‌های مشابه باید با یکدیگر جمع شوند. همان‌طور که بیان شد در ابتدا تجزیه زمان - فرکانس موج فوتوآکوستیک تولید شده در سطح هدف به کمک الگوریتم STFT انجام شده و سپس ماتریس STFT حاصل شامل سه تایی‌های مرتب زمان - فرکانس - دامنه به عنوان ورودی شبیه‌ساز اعمال می‌شود. پس از محاسبه الگوی پاسخ ضربه در هر فرکانس حال در این مرحله کافی است که به ازای هر فرکانس کانولوشن سیگنال ورودی شبیه‌ساز با پاسخ ضربه متناظر آن محاسبه شود تا در نهایت ماتریس STFT سیگنال خروجی را در موقعیت مبدل نتیجه دهد. در مرحله پایانی به منظور یافتن پروفایل زمانی سیگنال فوتوآکوستیک خروجی در صفحه اندازه‌گیری، از ماتریس STFT آشکار شده در سطح مبدل تبدیل معکوس گرفته می‌شود.

۲.۲. الگوریتم اصلاح یافته حداقل زاویه بردار (M-MVA)

الگوریتم پیشنهادی M-MVA به منظور جبران‌سازی اثرات جمجمه بر روی سیگنال فوتوآکوستیک مبتنی بر مدل توسعه یافته VSS می‌باشد که در آن هیچ تقویت یا جابجایی مستقیمی بر روی سیگنال ورودی

انجام نخواهد شد [۴]. در عوض سیگنال جبران‌شده با توجه به شباهت بین سیگنال متأثر از مجموعه و سیگنال‌های موجود در مجموعه داده‌های آموزشی بازسازی می‌شود.

مدل VSS یکی از مدل‌های بازیابی اطلاعات است که با تبدیل داده‌های آموزشی و داده پرس‌وجو^{۱۲} به بردارهای ویژگی (رابطه‌های ۱ و ۲) و با محاسبه زاویه بین این بردارها با استفاده از معیار شباهت کسینوسی (رابطه ۳)، شبیه‌ترین داده از مجموعه داده‌های آموزشی به داده پرس‌وجوی مورد نظر را طبق معیارهای شباهت تعریف‌شده تعیین می‌کند [۳۷، ۳۸].

$$q = (f_{q1}, f_{q2}, \dots, f_{qn}) \quad (1)$$

$$d_i = (f_{i1}, f_{i2}, \dots, f_{in}) \quad (2)$$

$$Similarity(f_{qj}, f_{ij}) = \cos^{-1} \left(\frac{\sum_{k=1}^n f_{qj,k} \cdot f_{ij,k}}{\sqrt{\sum_{k=1}^n f_{qj,k}^2} \cdot \sqrt{\sum_{k=1}^n f_{ij,k}^2}} \right) \quad (3)$$

در این روابط q داده پرس‌وجو، d_i داده i ام در مجموعه داده‌های آموزشی، f_{ij} و f_{qj} به ترتیب بردارهای ویژگی j ام از q و d_i می‌باشند. الگوریتم M-MVA اطلاعات اکسترمم سیگنال فوتواکوستیک را در حوزه زمان – فرکانس به عنوان بردارهای ویژگی به کار می‌برد. بدین منظور ابتدا به کمک الگوریتم STFT سیگنال ورودی به دست‌آمده در حضور جمجمه را به مؤلفه‌های سازنده زمان – فرکانس آن تجزیه می‌کنیم. در اجرای الگوریتم STFT سیگنال با نرخ ۲۵۰ مگا سمپل در هر ثانیه نمونه‌برداری شده و تعداد مؤلفه‌های فرکانسی ۳۲ فرکانس می‌باشد. سپس به ازای هر فرکانس، بردارهای ویژگی شامل بردار زمان و بردار دامنه که اطلاعات مربوط به زمان و دامنه نقاط اکسترمم سیگنال را در برمی‌گیرند، استخراج می‌شوند.

پس از آن معیار شباهت کسینوسی بین بردارهای ویژگی به دست آمده از سیگنال ورودی «با جمجمه» به عنوان داده پرس‌وجو و بردارهای متناظر از داده i ام در مجموعه داده‌های آموزشی طبق رابطه (۳) در هر فرکانس محاسبه می‌شود. در الگوریتم پیشنهادی M-MVA از معیار حاصل جمع وزن‌دار شباهت بردارهای ویژگی برای محاسبه امتیاز شباهت استفاده شده است. به طور دقیق‌تر در مرجع [۴] برای یافتن شباهت داده پرس‌وجو به هر داده از مجموعه داده‌های آموزشی، ابتدا در هر فرکانس میانگین شباهت بردارهای ویژگی محاسبه شده تا معیاری از شباهت داده پرس‌وجو و داده مورد نظر در فرکانس مورد نظر به دست‌آید. سپس با میانگین‌گیری از این شباهت‌ها در تمام فرکانس‌ها، شباهت کلی داده پرس‌وجو به داده مورد نظر از مجموعه داده‌های آموزشی به دست‌آمده است. حال در این مقاله در اصلاح الگوریتم VSS به کاررفته در مرجع [۴]، ابتدا به ازای هر داده آموزشی معیار شباهت بردار ویژگی زمان و معیار شباهت بردار ویژگی دامنه به طور مجزا از میانگین شباهت‌ها در تمام فرکانس‌ها به دست می‌آید. در این مرحله باید معیاری برای شباهت کلی هر سیگنال به داده پرس‌وجو بر اساس معیارهای شباهت بردارهای

ویژگی به دست‌آمده تعریف کرد. در حالت ساده این معیار به صورت میانگین شباهت بردارهای ویژگی آن محاسبه می‌شود:

$$Similarity(q, d_i) = \frac{1}{n} \sum_{j=1}^n Similarity(f_{qj}, f_{ij}) \quad (4)$$

در حالت بهینه معیار شباهت به صورت حاصل جمع وزن‌دار شباهت بردارهای ویژگی محاسبه می‌شود. W_j وزن نسبت داده شده به j امین بردار ویژگی از سیگنال پرس‌وجو به منظور نمایش میزان اهمیت آن می‌باشد [۳۹].

$Similarity(q, d_i) = \sum_{j=1}^n W_j \cdot Similarity(f_{qj}, f_{ij}) \quad (5)$
با محاسبه شباهت بین هر داده از مجموعه داده‌های آموزشی و داده پرس‌وجوی مورد نظر، آرایه معیار شباهت را به دست‌آورده و حداقل این آرایه را، متناظر با حداقل زاویه بین بردارهای ویژگی، برای انتخاب الگوی مناسب منطبق با سیگنال ورودی «با جمجمه» به کار می‌بریم. در نهایت به ازای هر فرکانس، متناظر با تأخیر زمانی و حداکثر اختلاف دامنه بین سیگنال ورودی و بهترین سیگنال مرجع منطبق با آن تقویت دامنه و شیفت زمانی مناسب بر روی سیگنال «بدون جمجمه» در خروجی الگوریتم انجام می‌گیرد. شبه‌کد به کاررفته در الگوریتم M-MVA به صورت زیر می‌باشد:

```

Input      :ws - photoacoustic signal with skull
              ts - training dataset of with and without tuples
Output    :cwo - compensated signal
Data:    ws, cwo are time traces of photoacoustic signal. ts is a set of with -
              without tuples decomposed by frequencies and represented by feature vectors
              namely TimeVector (signal temporal delay and time points at which signal
              extremum occurs) and AmpVector (signal extremum amplitudes)
Initialization :wsf[] ← STFT(ws)
                  wsfff[] ← ExtractFeatures(wsf[])

for each tuple tp in ts do
  for each frequency fi in wsfff[] do
    dotProduct ← wsfTimeVector . tpTimeVector;
    angleCos ← dotProduct/(||wsfTimeVector||*||tpTimeVector||);
    timeAnglei ← arccos(angleCos)
    dotProduct ← wsfAmpVector . tpAmpVector;
    angleCos ← dotProduct/(||wsfAmpVector||*||tpAmpVector||);
    ampAnglei ← arccos(angleCos)
  end
  SimilarityTV = Average(timeAnglei; i = 0 ... freqCount);
  SimilarityAV = Average(ampAnglei; i = 0 ... freqCount);
  Similaritytp = α.SimilarityTV + (1-α).SimilarityAV;
end
matchedPair ← Minimum(Similaritytp; tp ∈ ts);
aveShift = AverageShift(matchedPair.with, ws);
aveAmp = AverageAmp(matchedPair.with, ws);
result = shift(amplify(matchedPair.without, aveAmp), aveShift);
RETURN result

```

۳.۲. تولید مجموعه داده‌های آموزشی

در این مقاله به منظور تولید مجموعه داده‌های آموزشی، سیگنال فوتواکوستیک در حالت‌های «با جمجمه» و «بدون جمجمه» را توسط

جدول ۲: اثر ضخامت مجسمه بر مشخصات زمانی

سینگال فوتواکوستیک			
ضخامت مجسمه (mm)	حداکثر دامنه سینگال فوتواکوستیک (a.u.)	پهن‌شدگی سینگال (%)	شیفت زمانی (μs)
بدون مجسمه	۱	-	-
۰/۵	۰/۴۱	۲/۱۱	۰/۲۵
۱	۰/۳۸	۲/۷۸	۰/۴۶
۱/۵	۰/۳۲	۳/۴۹	۰/۷۱
۴/۵	۰/۲۱	۱۱/۶۳	۱/۵۷
۵/۹۸	۰/۱۹	۱۸/۸۸	۲/۰۵
۷/۶۸	۰/۱۴	۳۹/۳۹	۲/۵۷
۹/۶۱	۰/۰۵	۶۳/۱۷	۳/۲۰

۲.۳. بررسی اثر عمق جاذب کروی بر روی مشخصات زمانی سینگال

علاوه بر بررسی اثر ضخامت مجسمه، اثر عمق جاذب کروی یعنی فاصله بین جاذب کروی تا سطح داخلی مجسمه را نیز بر روی مشخصات زمانی سینگال حاصل بررسی کردیم. نتایج در جدول ۳ آورده شده است.

جدول ۳: اثر عمق هدف تصویربرداری بر مشخصات زمانی سینگال فوتواکوستیک

عمق هدف تصویربرداری (cm)	تضعیف دامنه (%)	پهن‌شدگی سینگال (%)
۱	۳۸/۲۹	۲۴/۷۱
۱/۵	۳۲/۱۴	۱۳/۲۶
۲	۲۴/۷۰	۸/۵۲
۲/۵	۱۲/۱۷	۵/۹۳
۳	۱۱/۳۹	۴/۸۰

با افزایش عمق هدف تصویربرداری از ۱ cm تا ۳ cm، نرخ تضعیف دامنه سینگال به علت حضور مجسمه‌ای به ضخامت ۷ mm، از ۳۸/۲۹٪ به ۱۱/۳۹٪ کاهش پیدامی‌کند. همچنین میزان پهن‌شدگی سینگال ناشی از مجسمه از ۲۴/۷۱٪ تا ۴/۸۰٪ کاهش می‌یابد. این نتایج نشان می‌دهد که هرچه هدف تصویربرداری در عمق بیشتری قرار گرفته باشد، اثر مجسمه بر اغتشاشات دامنه و فاز سینگال دریافتی کم‌تر می‌باشد. بنابراین در مواردی که عمق تصویربرداری خیلی نزدیک به سطح داخلی مجسمه باشد، اغتشاشات ناشی از مجسمه بسیار مهم بوده و تصویر بازسازی شده به‌طور قابل توجهی اعوجاج خواهد داشت.

طبق نتایج شبیه‌سازی‌های بی‌ان‌شده در جدول‌های ۲ و ۳ می‌توان نتیجه گرفت که با فرض اینکه لایه‌های موجود بین هدف تصویربرداری تا مبدل، لایه‌های همگن با سرعت صوت و چگالی ثابتی باشند، ضخامت مجسمه و موقعیت هدف نسبت به سطح داخلی مجسمه مهم‌ترین

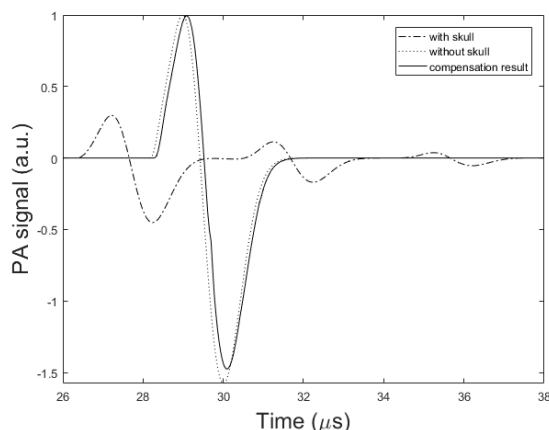
شبیه‌ساز ساخته شده [۲۳] به ازای ضخامت‌های مختلف مجسمه (h) از ۰/۱ cm تا ۰/۹ cm (با گام ۰/۱ cm) و عمق هدف تصویربرداری (d) از ۰/۱ cm تا h + ۰/۱ cm (با گام ۰/۱ cm) اجرا کرده و سپس بردارهای ویژگی مربوط به دامنه و زمان اکستریم‌های سینگال با مجسمه را استخراج کردیم. هسته شبیه‌ساز سینگال و الگوریتم M-MVA به‌طور کامل به زبان ۱۳ Java openJDK پیاده‌سازی شده است که به منظور اجرای اهداف پردازش سینگال پیشرفته مورد نیاز به محیط MATLAB R2016a متصل می‌باشد.

۳. نتایج و بحث

۳.۱. بررسی اثر ضخامت مجسمه بر روی مشخصات زمانی سینگال

حضور مجسمه در مسیر انتشار سینگال فوتواکوستیک منجر به اغتشاشات مهمی در دامنه و فاز سینگال دریافتی می‌شود. از این‌رو بدیهی است که یکی از پارامترهای مهم تأثیرگذار بر دامنه و فاز سینگال، ضخامت مجسمه باشد. لذا در این مرحله از تحقیق به منظور درک اثر ضخامت مجسمه بر اغتشاشات سینگال فوتواکوستیک، مشخصات زمانی سینگال شامل تغییرات دامنه سینگال، پهن شدن سینگال و شیفت زمانی سینگال را برحسب ضخامت مجسمه بررسی کردیم. نتایج در جدول ۲ آورده است. در این شبیه‌سازی‌ها پارامترهای ساختار مدل نشان داده شده در شکل ۱ به این صورت تنظیم شده‌اند: $d = 1/7 \text{ cm}$ ، $k = 10$ ، $r_0 = 1 \text{ mm}$ ، $r_d = 0/25 \text{ inch}$ و $T = 5 \text{ cm}$. همچنین در این بررسی‌ها مقادیر ضخامت مجسمه (h) نیز به این صورت تغییر می‌کند: ۰/۵mm، ۱mm، ۱/۵mm، ۲mm، ۲/۵mm، ۳mm، ۴/۵mm، ۷/۶۸mm و ۹/۶۱mm. همچنین در این بررسی‌ها مقادیر ضخامت مجسمه (h) نیز به این صورت تغییر می‌کند: ۰/۵mm، ۱mm، ۱/۵mm، ۲mm، ۲/۵mm، ۳mm، ۴/۵mm، ۷/۶۸mm و ۹/۶۱mm. همچنین در این بررسی‌ها مقادیر ضخامت مجسمه (h) نیز به این صورت تغییر می‌کند: ۰/۵mm، ۱mm، ۱/۵mm، ۲mm، ۲/۵mm، ۳mm، ۴/۵mm، ۷/۶۸mm و ۹/۶۱mm.

نتایج جدول ۲ نشان می‌دهد که حداکثر دامنه نرمالیزه سینگال فوتواکوستیک همزمان با افزایش ضخامت مجسمه از ۰/۵ mm به ۹/۶۱ mm، از مقدار ۰/۴۱ تا ۰/۰۵ کاهش پیدامی‌کند. این نرخ کاهش دامنه سینگال متناظر با افزایش میزان تضعیف سینگال از ۵۹٪ تا ۹۵٪ است. با تغییر مشابه در ضخامت مجسمه پارامتر پهن‌شدگی سینگال از ۲/۱۱٪ تا ۶۳/۱۷٪ و شیفت زمانی حاصل در سینگال نیز از ۰/۲۵ μs تا ۳/۲۰ μs زیاد می‌شود. قابل ذکر است که شیفت زمانی سینگال به علت اختلاف قابل‌ملاحظه سرعت صوت در استخوان با دیگر لایه‌ها ایجاد می‌شود. همچنین پارامتر پهن‌شدگی سینگال به صورت اختلاف طول دوره زمانی سینگال فوتواکوستیک شبیه‌سازی شده تحت دو شرایط مختلف «با مجسمه» و «بدون مجسمه» به دست آمده است.



شکل ۲: خروجی الگوریتم جبران سازی M-MVA با استفاده از معیار میانگین شباهت بردارهای ویژگی

بررسی‌ها نشان می‌دهد که استفاده از معیار حاصل جمع وزن دار شباهت بردارهای ویژگی معمولاً دقت نتیجه حاصل از فاز جبران سازی را بالا برده و مقدار خطای NSD را کاهش می‌دهد. در این روش مقدار بهینه وزن نسبت داده شده به هر بردار ویژگی از سیگنال ورودی با اجرای الگوریتم ژنتیک در راستای مینیمم کردن خطای NSD حاصل از نتیجه جبران سازی به دست آمده است. اگر α وزن نسبت داده شده به بردار ویژگی زمان اکسترم‌های سیگنال ورودی باشد، در این صورت وزن بردار ویژگی دامنه اکسترم‌ها، $1 - \alpha$ خواهد بود. با شروع از مقادیر اولیه α و با اجرای سناریوی جبران سازی به ازای ساختارهای مختلف، الگوریتم خطای NSD حاصل از جبران سازی را در هر ساختار محاسبه کرده و میانگین خطاها را به ازای هر α حساب می‌کند. سپس با تولید α جدید به صورت میانگین دو α مرحله قبلی با کمترین خطاها، به سمت مینیمم کردن خطای جبران سازی پیش می‌رود. شرط خاتمه این الگوریتم را عدم بهبود در کمترین خطای حاصل طی ۱۰ تکرار متوالی قرار می‌دهیم و نهایتاً بهترین α متناظر با کمترین مقدار خطای NSD حاصل از فاز جبران سازی (پس از ۱۰ بار تکرار متوالی) به دست می‌آید. شکل ۳، نتیجه جبران سازی اثرات جمجمه را بر روی ساختار مورد بررسی در شکل ۲ به کمک الگوریتم M-MVA با استفاده از معیار حاصل جمع وزن دار شباهت بردارهای ویژگی برای محاسبه امتیاز شباهت نشان می‌دهد. با شروع از مقادیر اولیه $0/9$ ، $0/5$ ، $0/1$ و α با اجرای الگوریتم ژنتیک در بررسی معیار شباهت، مقدار بهینه $\alpha = 0/38$ را پس از ۱۵ تکرار به عنوان وزن نسبت داده شده به بردار ویژگی زمان اکسترم‌های سیگنال به دست آوردیم. در نتیجه وزن بردار ویژگی دامنه اکسترم‌ها برابر با مقدار $0/62$ می‌باشد. همان طور که مشاهده می‌کنیم در این حالت خطای NSD به $0/29\%$ کاهش یافته است.

پارامترهای تأثیرگذار بر دامنه و فاز سیگنال فوتوآکوستیک دریافتی می‌باشند.

۳.۳. نتایج حاصل از جبران سازی اثرات جمجمه بر روی سیگنال شبیه سازی شده

پس از تجزیه و تحلیل نتایج حاصل از شبیه سازی اثرات مختلف جمجمه بر روی سیگنال فوتوآکوستیک دریافتی از مغز، در ادامه نتایج الگوریتم M-MVA را به منظور جبران سازی اثرات مذکور بررسی کردیم. در اجرای الگوریتم مشابهت یابی فضای برداری در M-MVA از دو معیار میانگین شباهت بردارهای ویژگی و حاصل جمع وزن دار شباهت بردارهای ویژگی برای محاسبه امتیاز شباهت استفاده کردیم. همچنین به منظور ارزیابی کمی عملکرد الگوریتم جبران سازی، خطای NSD را به کار بردیم که به صورت زیر محاسبه می‌شود:

$$NSD(\%) = \left(\frac{l^2(|signal_{comp}| - |signal_{without}|)}{l^2(|signal_{without}|)} \right) \times 100 \quad (6)$$

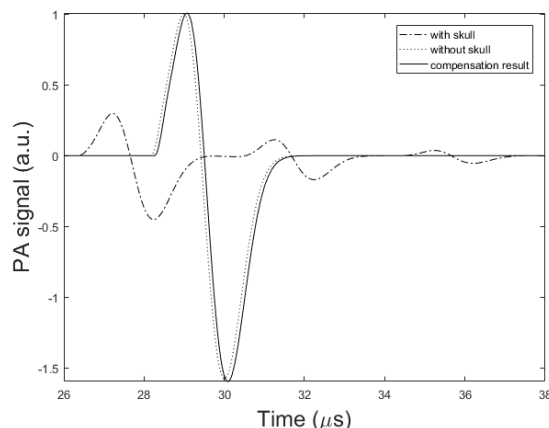
در رابطه (۶) معیار l^2 ریشه دوم مجموع مربعات مقادیر نمونه‌های سیگنال، $signal_{without}$ سیگنال خروجی به دست آمده بدون حضور جمجمه و $signal_{comp}$ سیگنال خروجی الگوریتم M-MVA پس از جبران سازی اثرات جمجمه می‌باشد.

شکل ۲ پروفایل زمانی سیگنال فوتوآکوستیک ناشی از تک جاذب کروی را نشان می‌دهد که توسط شبیه ساز پیشنهادی در شرایط حضور جمجمه‌ای به ضخامت $0/57$ cm شبیه سازی شده و به ورودی الگوریتم M-MVA اعمال شده است (منحنی ترکیبی خط چین و نقطه چین). در این شبیه سازی منبع کروی فوتوآکوستیک با شعاع ۱ mm در عمق ۴/۳۳ cm از ژل تزویج فراصوت به ضخامت ۱۰ mm قرار گرفت. مرکز مبدل فراصوت مسطح در مبدأ مختصات واقع شد. منحنی به صورت خط تو پر در شکل ۲، خروجی الگوریتم M-MVA را نشان می‌دهد که توسط این الگوریتم اثرات ناشی از جمجمه بر روی سیگنال فوتوآکوستیک دریافتی جبران شده است. همچنین در این شکل سیگنال شبیه سازی شده ناشی از جاذب کروی در شرایط عدم حضور جمجمه در ساختار متناظر با سیگنال ورودی، نشان داده شده است (منحنی نقطه چین). خطای NSD بین سیگنال شبیه سازی شده «بدون جمجمه» (منحنی نقطه چین) و خروجی حاصل از الگوریتم جبران سازی بر روی سیگنال ورودی (منحنی به صورت خط تو پر) $3/70\%$ می‌باشد. قابل ذکر است که در اینجا از معیار میانگین شباهت بردارهای ویژگی برای محاسبه امتیاز شباهت استفاده کردیم.

ویژگی و حاصل جمع وزن دار شباهت بردارهای ویژگی برای محاسبه امتیاز شباهت استفاده کردیم. همچنین مقدار بهینه وزن نسبت داده شده به هر بردار ویژگی در معیار حاصل جمع وزن دار شباهت بردارهای ویژگی با اجرای الگوریتم ژنتیک در راستای مینیمم کردن خطای NSD حاصل از نتیجه جبران سازی به دست آمد. بررسی ها نشان داد که استفاده از معیار حاصل جمع وزن دار شباهت بردارهای ویژگی دقت نتیجه حاصل از فاز جبران سازی را بالا برده و مقدار خطای NSD را کاهش می دهد. به طور کلی بررسی نتایج قابلیت روش پیشنهادی را در جبران سازی مؤثر اثرات مجمله بر روی سینگال فوتواکوستیک دریافتی از مغز نشان می دهد. در این مقاله از اثرات پارامترهای تابش لیزر صرف نظر شده و مجمله نیز به صورت مدل تک لایه ای همگن با سطوح صاف در نظر گرفته شد. در آینده آثار پارامترهای تابش و همچنین مدل های واقعی تر و پیچیده تر مجمله در الگوریتم جبران سازی پیشنهادی بررسی خواهند شد.

References

- [1] S. Mallidi, G. P. Luke, and S. Emelianov, "Photoacoustic imaging in cancer detection, diagnosis, and treatment guidance," Trends Biotechnol., vol. 29, no. 5, pp. 213-221, 2011.
- [2] L. Fass, "Imaging and cancer: a review," Molecular oncology., vol. 2, no. 2, pp. 115-152, 2008.
- [3] M. Hariri and H. Najafy, "Improve the quality of mammogram images by image processing techniques," Intelligent Multimedia Processing and Communication Systems, vol. 3, issue. 1, pp. 57-69, 2022.
- [4] L. Mohammadi, H. Behnam, J. Tavakkoli, and K. Avanaki, "Skull acoustic aberration correction in photoacoustic microscopy using a vector space similarity model: a proof-of-concept simulation study," Biomedical Optics Express, vol. 11, no. 10, pp. 5542-5556, 2020.
- [5] L. Mohammadi, "A review of photoacoustic imaging modalities in medical applications," Intelligent Multimedia Processing and Communication Systems, vol. 5, issue. 2, pp. 45-52, 2024.
- [6] J. Benavides-Lara, AP. Siegel, MM. Tsoukas and K. Avanaki, "High-frequency photoacoustic and ultrasound imaging for skin evaluation: Pilot study for the assessment of a chemical burn," Journal of Biophotonics, pp. e202300460, 2024.
- [7] L.V.Wang, "Tutorial on photoacoustic microscopy and computed tomography," IEEE J.Sel.Top.QuantumElectron, vol. 14, no. 1, pp. 171-179, 2008.
- [8] M.Li,Y.Tang and J.Yao, "Photoacoustic tomography of blood oxygenation: A mini review," Photoacoustics, vol. 10, pp. 65-73, 2018.
- [9] A.R. Mohammadi-Nejad, M. Mahmoudzadeh, M. S. Hassanpour, F. Wallois, O. Muzik, C. Papadelis, A. Hansen, H. Soltanian-Zadeh, J. Gelovani and M. Nasirivanaki, "Neonatal brain resting-state functional connectivity imaging modalities," Photoacoustics, vol. 10, pp. 1-19, 2018.
- [10] M. Xu and L. V Wang, "Photoacoustic imaging in biomedicine," Rev. Sci. Instrum., vol. 77, no. 4, 2006.
- [11] AB. Attia, G. Balasundaram, M. Moothanchery, US. Dinish, R. Bi, V. Ntziachristos and M. Olivo, "A review of clinical photoacoustic imaging: Current and future trends," Photoacoustics, vol. 16, pp. 100144, 2019.



شکل ۳: خروجی الگوریتم جبران سازی M-MVA با استفاده از معیار حاصل جمع وزن دار شباهت بردارهای ویژگی در ساختار متناظر با شکل ۲

جدول ۴، مقادیر خطای NSD حاصل از نتایج جبران سازی به کمک الگوریتم M-MVA را به ازای دو معیار مختلف شباهت بحث شده در ساختارهای متفاوت نشان می دهد. همان گونه که بیان کردیم مقادیر خطای NSD در اجرای الگوریتم M-MVA به کمک معیار حاصل جمع وزن دار شباهت بردارهای ویژگی در بیش تر موارد کم تر از خطای الگوریتم به هنگام کاربرد معیار میانگین شباهت بردارهای ویژگی می باشد.

جدول ۴: خطای NSD حاصل از نتایج جبران سازی به کمک الگوریتم M-MVA به ازای ضخامت های مختلف مجمله و عمق هدف تصویربرداری ثابت

$$d = 4/33 \text{ cm}$$

h (mm)	NSD_mean similarity (%)	NSD_weighted similarity (%)
۲/۷	۳/۵۸	۱/۱۷
۵/۷	۳/۷۰	۰/۳۹
۷/۱	۱/۳۰	۱/۳۰

۴. نتیجه گیری

در این مقاله الگوریتم M-MVA به منظور استفاده از مدل مشابهت یابی فضای برداری برای بهبود جبران سازی اثرات ناشی از مجمله بر روی سینگال فوتواکوستیک دریافتی از مغز ارائه شد. داده های لازم با استفاده از شبیه ساز توسعه یافته مبتنی بر روش ray-tracing تولید شد. در اجرای الگوریتم جبران سازی اطلاعات اکسترم سینگال فوتواکوستیک شامل بردار زمان و بردار دامنه را در حوزه زمان - فرکانس به عنوان بردارهای ویژگی به کار بردیم. در ادامه به ازای هر داده آموزشی معیار شباهت بردار ویژگی زمان و معیار شباهت بردار ویژگی دامنه مذکور را با داده پرس وجو به دست آوردیم. در نهایت از دو معیار میانگین شباهت بردارهای

- primates employing adjunct image data," J. Biomed. Opt., vol. 17, no. 6, pp. 0660161-0660168, 2012.
- [28] S. Almquist, D. L. Parker and D. A. Christensen, "Rapid full-wave phase aberration correction method for transcranial high-intensity focused ultrasound therapies," J. therapeutic ultrasound, vol. 4, no. 1, 2016.
- [29] Q. Mao, Y. Feng, C. Tao and X. Liu, "Ultrasound-assisted aberration correction of transcranial photoacoustic imaging based on angular spectrum theory," Photoacoustics, pp. 100665, 2024.
- [30] F. Zhang, J. Zhang, Y. Shen, Z. Gao, C. Yang, M. Liang, F. Gao, L. Liu, H. Zhao and F. Gao, "Photoacoustic digital brain and deep-learning-assisted image reconstruction," Photoacoustics, vol. 31, pp. 100517, 2023.
- [31] HK. Huang, J. Kuo, S. Park, U. Villa, L. V. Wang and MA. Anastasio, "A learning-based image reconstruction method for skull-induced aberration compensation in transcranial photoacoustic computed tomography," In Photons Plus Ultrasound: Imaging and Sensing, vol. 12842, pp. 58-65, 2024.
- [32] B. E. Treeby and B. T. Cox, "Modeling power law absorption and dispersion for acoustic propagation using the fractional Laplacian," J. Acoust. Soc. Am, vol. 127, no. 5, pp. 2741-2748, 2010.
- [33] K. Nam, I. M. Rosado-Mendez, N. C. Rubert, E. L. Madsen, J. A. Zagzebski and T. J. Hall, "Ultrasound attenuation measurements using a reference phantom with sound speed mismatch," Ultrasonic imaging, vol. 33, no. 4, pp. 251-263, 2011.
- [34] G. Clement, P. White and K. Hynynen, "Enhanced ultrasound transmission through the human skull using shear mode conversion," J. Acoust. Soc. Am, vol. 115, no. 3, pp. 1356-1364, 2004.
- [35] C. Hoelen, F. De Mul, "A new theoretical approach to photoacoustic signal generation," J. Acoust. Soc. Am, vol. 106, no. 2, pp. 695-706, 1999.
- [36] B. Boashash, *Time-frequency signal analysis and processing: a comprehensive reference*, Academic Press, 2015.
- [37] M. Kwak, G. Leroy, J. D. Martinez and J. Harwell, "Development and evaluation of a biomedical search engine using a predicate-based vector space model," J. Biomed. Inf, vol. 46, no. 5, pp. 929-939, 2013.
- [38] D. L. Lee, H. Chuang and K. Seamons, "Document ranking and the vector-space model," IEEE Softw, vol. 14, no. 2, pp. 67-75, 1997.
- [39] M. J. Hsiao, Y. P. Huang, T. Tsai and T. W. Chiang, "An efficient and flexible matching strategy for content-based image retrieval," J. Life Sci. vol. 7, no. 1, pp. 99-106, 2010.
- [40] X. Wang, D. L. Chamberland and G. Xi, "Noninvasive reflection mode photoacoustic imaging through infant skull toward imaging of neonatal brains," J. Neurosci. Methods, vol. 168, no. 2, pp. 412-421, 2008.
- [41] J. Ruan and P. Prasad, "The effects of skull thickness variations on human head dynamic impact responses," J. Stapp. Car Crash. vol. 45, no. 11, pp. 395-414, 2001.
- [12] C. Liu and L. Wang, "Functional photoacoustic microscopy of hemodynamics: a review," Biomedical Engineering Letters, vol. 12, no. 2, pp. 97-124, 2022.
- [13] J. Benavides-Lara, R. Manwar, LS. McGuire, MT. Islam, A. Shoo, FT. Charbel, MG. Menchaca, AP. Siegel, DA. Pillers, JG. Gelovani and K. Avanaki, "Transfontanelle photoacoustic imaging of intraventricular brain hemorrhages in live sheep," Photoacoustics, vol. 33, pp. 100549, 2023.
- [14] X. Wang, Y. Pang, G. Ku, X. Xie, G. Stoica and L. V. Wang, "Noninvasive laser-induced photoacoustic tomography for structural and functional in vivo imaging of the brain," Nat. Biotechnol, vol. 21, no. 7, pp. 803-806, 2003.
- [15] Y. Gu, Y. Sun, X. Wang, H. Li, J. Qiu and W. Lu, "Application of photoacoustic computed tomography in biomedical imaging: A literature review," Bioengineering & Translational Medicine, vol. 8, no. 2, pp. e10419, 2023.
- [16] S. Na and L. V. Wang, "Photoacoustic computed tomography for functional human brain imaging," Biomedical Optics Express, vol. 12, no. 7, pp. 4056-4083, 2021.
- [17] S. Na, JJ. Russin, L. Lin, X. Yuan, P. Hu, KB. Jann, L. Yan, K. Maslov, J. Shi, DJ. Wang and CY. Liu, "Massively parallel functional photoacoustic computed tomography of the human brain," Nature Biomedical Engineering, vol. 6, no. 5, pp. 584-592, 2022.
- [18] M. Kneipp, J. Turner, H. Estrada, J. Rebling, S. Shoham and D. Razansky, "Effects of the murine skull in optoacoustic brain microscopy," J. Biophotonics, vol. 9, no. 1-2, pp. 117-123, 2016.
- [19] H. Estrada, J. Rebling, J. Turner and D. Razansky, "Broadband acoustic properties of a murine skull," Phys. Med. Biol, vol. 61, no. 5, 2016.
- [20] H. Estrada, X. Huang, J. Rebling, M. Zwack, S. Gottschalk and D. Razansky, "Virtual craniotomy for high-resolution optoacoustic brain microscopy," Sci. Rep, vol. 8, no. 1, 2018.
- [21] X. Jin, C. Li and L. V. Wang, "Effects of acoustic heterogeneities on transcranial brain imaging with microwave-induced thermoacoustic tomography," Med. Phys, vol. 35, no. 7, pp. 3205-3214, 2008.
- [22] R. W. Schoonover, L. V. Wang and M. A. Anastasio, "Numerical investigation of the effects of shear waves in transcranial photoacoustic tomography with a planar geometry," J. Biomed. Opt, vol. 17, no. 6, 2012.
- [23] L. Mohammadi, H. Behnam, J. Tavakkoli and M. Avanaki, "Skull's photoacoustic attenuation and dispersion modeling with deterministic ray-tracing: Towards real-time aberration correction," Sensors, vol. 19, no. 2, 2019.
- [24] B. Liang, S. Wang, F. Shen, QH. Liu, Y. Gong and J. Yao, "Acoustic impact of the human skull on transcranial photoacoustic imaging," Biomedical optics express, vol. 12, no. 3, pp. 1512-1528, 2021.
- [25] K. Yoon, W. Lee, P. Croce, A. Cammalleri and S.-S. Yoo, "Multi- resolution simulation of focused ultrasound propagation through ovine skull from a single-element transducer," Phys. Med. Biol, vol. 63, no. 10, 2018.
- [26] A. Kyriakou, E. Neufeld, B. Werner, G. Szekeely and N. Kuster, "Full- wave acoustic and thermal modeling of transcranial ultrasound propagation and investigation of skull-induced aberration correction techniques: a feasibility study," J. therapeutic ultrasound, vol. 3, no. 1, 2015.
- [27] C. Huang, L. Nie, R. W. Schoonover, Z. Guo, C. O. Schirra, M. A. Anastasio and L. V. Wang, "Aberration correction for transcranial photoacoustic tomography pf

- ⁷ Genetic algorithm
- ⁸ Normalized standard deviation (NSD)
- ⁹ Short time fourier transform (STFT)
- ¹⁰ Dirac Delta Function
- ¹¹ Modified-minimum vector angle (M-MVA)
- ¹² Query
- ¹ Photoacoustic imaging (PAI)
- ² Endogenous chromophores
- ³ Attenuation
- ⁴ Dispersion
- ⁵ Longitudinal to shear wave mode conversion
- ⁶ Vector space similarity (VSS)