



بررسی تاثیر تعداد و اندازه حسگرها بر کیفیت تصویر در توموگرافی ترموآکوستیک دو بُعدی با روش برگشت زمان

آرمان محسنی^{۱*}، زهرا شاه حسینی^۲، سارا خلعت بری^۳

ایران، تهران، دانشگاه شهید بهشتی، دانشکده مهندسی مکانیک و انرژی، کد پستی ۱۹۸۳۹۶۹۴۱۱

استادیار،^۲ دانشجوی دکتری،^۳ دانشجوی کارشناسی ارشد

*نویسنده مسئول: ar_mohseni@sbu.ac.ir

چکیده

در روش توموگرافی ترموآکوستیک جسم در معرض تابش یک تک موج الکترومغناطیسی قرار می‌گیرد. توزیع فشار ناشی از انبساط لحظه‌ای حاصل از جذب انرژی این موج توسط جسم، به صورت موج صوتی در جسم انتشار می‌یابد. با اندازه‌گیری صدا در یک سطح محیط بر جسم، بازبازی توزیع فشار اولیه در جسم امکانپذیر می‌شود و به این ترتیب تصویری از توزیع جذب انرژی موج الکترومغناطیس در جسم به دست می‌آید. در حال حاضر بیشترین کاربرد این روش در زمینه تصویربرداری پزشکی برای تشخیص مشخصات بافت‌های بدن است. اما به دلیل توانایی این روش در تولید تصاویر با دقت و وضوح بالا، تحقیقات در خصوص کاربردهای دیگر این روش نیز انجام گرفته است. این پژوهش به بررسی اثر تعداد و اندازه حسگرهای صوتی بر کیفیت تصویر بازسازی شده می‌پردازد و نشان می‌دهد اندازه حسگر در بازبازی کیفیت تصویر نهایی نقش بسیار موثری دارد. نتایج این بررسی نشان می‌دهد که کیفیت تصویر نهایی با کاهش تعداد نقاط اندازه‌گیری (حسگرها) کاهش می‌یابد اما با افزایش اندازه حسگر بازبازی می‌شود. بررسی تصویر استاندارد شیپ-لگان نشان می‌دهد در صورتی که اندازه بیشینه حسگر به کار رود، با کاهش تعداد حسگرها به حدود ۱۴ عدد خصوصیات اصلی تصویر قابل تشخیص باقی می‌ماند. به این ترتیب می‌توان بسته به کیفیت مورد نظر، تعداد حسگرها را به صورت قابل توجه کاهش داد.

کلمات کلیدی: توموگرافی ترموآکوستیک؛ روش برگشت زمان؛ تصویر استاندارد شیپ-لگان؛ بازسازی میدان فشار.

۱- مقدمه

توموگرافی ترموآکوستیک^۱ به روش برگشت زمان^۲ یک روش تصویربرداری ترکیبی از داخل اجسام با وضوح و درجه تمایز^۳ بالا است که اغلب در زمینه تشخیص پزشکی مورد استفاده قرار می‌گیرد. در این روش یک پالس الکترومغناطیسی با طول موج کوتاه به جسم تابانده می‌شود. در کاربردهای پزشکی میزان انرژی پالس به گونه‌ای است که برای بدن مضر نیست. بخشی از انرژی الکترومغناطیسی تابیده توسط قسمت‌های جسم یا بافت‌های مختلف بدن جذب شده که منجر به افزایش دما و انبساط محلی و به دنبال آن انتشار موج فشار

^۳ Contrast

^۱ Thermo-Acoustic Tomography (TAT)

^۲ Time Reversal

حاصل از انبساط حرارتی در جسم یا بدن می‌شود. موج فشاری حاصل توسط حسگرهای صوتی واقع بر یک سطح محیط بر جسم یا بدن ضبط می‌شود. از صدای ضبط شده می‌توان برای بازسازی توزیع فشار اولیه استفاده کرد. مقدار فشار بازیابی شده برای هر قسمت با تقریب متناسب با انرژی الکترومغناطیسی جذب شده توسط آن است. به این ترتیب بخش‌های مختلف داخلی جسم بسته به میزان جذب انرژی الکترومغناطیسی و میزان فشار تولیدی آشکار می‌شوند. این روش در شناسایی سلول‌های سرطانی به کار می‌رود و تهیه تصاویر با قدرت تمایز بالا از توده‌های سرطانی را فراهم می‌کند [۱، ۲، ۳].

با توجه به خصوصیات و دقت روش‌های توموگرافی ترموآکوستیک و فوتوآکوستیک، تحقیقات زیادی در زمینه‌های مختلف کاربرد آنها در علوم مهندسی و پزشکی انجام گرفته است. یکتایی میدان فشار بازسازی شده در روش‌های ترمو و فوتو آکوستیک با سرعت صوت غیرهمگن توسط آگرافوسکی [۴] ارائه شده است. در این پژوهش یک حل تحلیلی برای بازسازی میدان انتشار امواج توسط آشکارسازهای نقطه‌ای که به صورت دلخواه در امتداد یک سطح بسته توزیع شده‌اند ارائه شده است. هریستوا [۵] مقایسه‌ای بین ویژگی‌ها و محدودیت‌های سه روش تصویر معکوس^۴، بسط مقادیر ویژه و برگشت‌زمان برای توموگرافی ترموآکوستیک و فوتوآکوستیک انجام داده است. براساس نتایج حل عددی، هریستوا نشان می‌دهد که روش برگشت‌زمان در مقایسه با دو روش دیگر دارای کمترین محدودیت است و حتی در بدترین شرایط نیز عملکرد مطلوبی دارد. وی در پژوهشی دیگر ضمن پیاده‌سازی روش برگشت‌زمان به بررسی خطاهای ناشی از استفاده از آن پرداخته است. در این پژوهش سنجش متغیر پایداری با تحلیل خطاهای احتمالی انجام و برآوردی برای مقدار خطا در شرایط انتشار غیرمحدود^۵ صورت گرفته است [۶]. هولمن [۷] به بررسی روش جدید اندازه‌گیری با استفاده از دیوارهای بازتابنده می‌پردازد و نشان می‌دهد که در این شرایط، روش‌های شناخته شده متداول از جمله الگوریتم برگشت‌زمان جوابگو نخواهند بود. وی برای حل این مساله استفاده از روش برگشت‌زمان تدریجی را پیشنهاد می‌دهد. همچنین روش برگشت‌زمان با در نظر گرفتن دیوارهای کاملاً بازتابنده توسط نگوین [۸] مورد بررسی قرار گرفته است. در این حالت محیط انتشار یک محیط تداخلی شامل امواج تابیده و بازتابیده است که برای حل آن یک روش جدید برگشت‌زمان ارائه می‌دهد.

گرچی و ذاکری [۹] از روش برگشت‌زمان امواج الکترومغناطیس جهت تعیین موقعیت یک جسم واقع در پشت یک دیوار استفاده کرده‌اند. آنها نشان داده‌اند که در صورتی که جسم در فاصله نزدیک قرار گرفته باشد، تعیین موقعیت دقیق آن امکان‌پذیر می‌شود. بلومگرن [۱۰] بررسی پدیده ابروضوح^۶ در روش برگشت‌زمان را با استفاده از تئوری و شبیه‌سازی عددی ارائه می‌کند. سیگنال توسط مجموعه‌ای از حسگرها ضبط، سپس منتقل و پخش می‌شود. در پیاده‌سازی این روش با استفاده از شبیه‌سازی عددی، نتایجی ارائه می‌کند که تئوری نظری ارائه شده را تایید می‌کند. گرون [۱۱] تصویربرداری فتوآکوستیک با استفاده از تداخل سنج فابری-پروت را ارائه می‌کند. بهبود متغیرهایی مانند نسبت سیگنال به نویز، حساسیت و وضوح از نتایج گزارش شده در این پژوهش است. فینک [۱۲] روش برگشت‌زمان را در محیط‌های پیچیده در حالت‌های گوناگون بررسی می‌کند. همچنین تشابه و ارتباط بین روش برگشت‌زمان و لرزه‌نگاری خورشیدی^۷ که در آن از توابع گرین می‌توان استفاده کرد را مورد بررسی قرار می‌دهد.

در بررسی‌های صورت‌گرفته در چند سال اخیر اثر متغیرهای موثر در روش برگشت‌زمان بر نتایج خروجی به صورت محدودی مورد بررسی قرار گرفته است و هنوز سوال‌های مختلفی در زمینه مشخصات حداقلی تعداد و ابعاد میکروفون‌های مورد استفاده برای برقراری شرایط اندازه‌گیری مناسب و با دقت و صحت کافی وجود دارد. کیفیت تصویر تولید شده در این روش به تعداد حسگر صوتی به کارگرفته شده وابستگی مستقیم دارد. با افزایش تعداد حسگرها در اطراف محیط مورد تصویربرداری، وضوح و درجه تمایز تصویر افزایش می‌یابد. با این حال در عمل تعداد حسگرهای قابل استفاده محدود است و اندازه آن می‌تواند از چند دهم میلیمتر تا چند سانتیمتر تغییر کند. با توجه به نقش حسگرها در ضبط صدا و بازسازی تصویر، اثر تعداد و اندازه حسگرها در کیفیت تصویرهای نهایی در این پژوهش مورد بررسی قرار می‌گیرد. در ادامه بعد از ارائه تئوری روش برگشت‌زمان با در نظر گرفتن یک مدل ساده شامل چندین ناحیه با چگالی مختلف، نتایج حاصل از تصویربرداری آکوستیکی با استفاده از این روش ارائه می‌شود.

۲- تئوری روش تصویربرداری برگشت‌زمان

روش برگشت‌زمان یکی از روش‌های مطرح تصویربرداری توموگرافی با استفاده از اندازه‌گیری موج فشار توسط حسگرهای صوتی در اطراف جسم است. اساس عملکرد این روش، ضبط صدای انتشار یافته در زمان ترک محیط و بازپخش آن در گام‌های زمانی وارونه به منظور

^۶Super-Resolution

^۷Helioseismology

^۴Back Projection

^۵Non-Trapping

بازتولید توزیع صوت در محل منبع آن در زمان انتشار است. در این پژوهش فرض می‌شود صوت تولیدی از یک منبع صوتی پس از گذر یک زمان معین میدان انتشار موج را ترک کرده و از مرزهای آن خارج می‌شود. به عبارت دیگر فرض می‌شود منبع‌های صوت در یک محیط محدود قرار دارند و امواج تولید شده قابلیت عبور از مرزهای محیط را دارد و بعد از گذشت یک زمان معین که وابسته به ابعاد محیط انتشار و سرعت صوت در آن است، همه موج‌های تولید شده محیط را ترک خواهند کرد.

در روش برگشت‌زمان در گام نخست این امواج در یک سطح (یا منحنی در حالت دوبعدی) محیط بر میدان انتشار توسط حسگرهای صوتی ضبط می‌شوند. در گام دوم صدای ضبط شده توسط هر حسگر به صورت بازگشتی (وارون زمانی) بازپخش شده و تداخل این امواج در لحظه بازگشت به شروع انتشار امواج اولیه، بازتولید این امواج را به دست می‌دهد. این روش قابل تعمیم به محیط‌های دارای سرعت انتشار ناهمگن است.

با فرض انتشار امواج در محیط دوبعدی، برای یک دامنه دوبعدی محدود بسته $\mathcal{B} \subset \mathbb{R}^2$ با مرز S با در نظر گرفتن دستگاه مختصات متعامد $(x_i) \in \mathbb{R}^2$ با بردارهای مختصات $\{\hat{e}_i\}$ ، توزیع فشار در نقاط (x_i) و زمان t به صورت $p(x_i, t)$ از معادله موج به دست می‌آید [۶]:

$$\begin{cases} p_{,tt} = c^2(x_i)p_{,ii} & , t \in \mathbb{R}^+ \cup \{0\}, (x_i) \in \mathbb{R}^2 \\ p(x_i, 0) = p^\circ(x_i) \\ p_{,t}(x_i, 0) = 0 \\ p(x_i, t) = p^S(x_i, t) & , \forall x_i \in S, t \geq 0 \end{cases} \quad (1)$$

در این رابطه‌ها $c(x_i)$ سرعت محلی صوت، t زمان، p° فشار اولیه در \mathcal{B} و p^S فشار اندازه‌گیری شده بر منحنی S است. زیرنویس‌های بعد از ویرگول بیانگر مشتق جزئی نسبت به مولفه‌های مختصات اند مانند: $\varphi_{,ij} := \partial^2 \varphi / \partial x_i \partial x_j$ به جز t که بیانگر مشتق زمانی است: $\varphi_{,t} := \partial \varphi / \partial t$. قرارداد جمع تانسوری برای زیرنویس‌های تکراری معتبر است.

در این معادله توزیع فشار اولیه $p^\circ(x_i)$ در \mathcal{B} توسط جذب پالس الکترومغناطیس و انبساط حرارتی لحظه‌ای ایجاد می‌شود. در گام نخست با گذر زمان $t > 0$ این توزیع فشار به سمت مرزهای \mathcal{B} و بیرون آن منتشر می‌شود و توسط حسگرهایی که در منحنی S توزیع شده‌اند در قالب $p^S(x_i, t)$ ضبط می‌شوند. فرض می‌شود که دیواره‌های \mathcal{B} کاملاً تراوا هستند و امواج بدون بازتابش از آنها خارج می‌شوند. از آنجا که بعد از گذشت زمان T امواج محیط داخل S را ترک می‌کنند، فشار داخلی این محیط به صفر کاهش می‌یابد. در گام دوم با بازپخش فشار ضبط شده توسط حسگرها $p^S(x_i, t)$ از زمان T به صفر، بازسازی میدان فشار طبق معادله زیر صورت می‌پذیرد:

$$\begin{cases} \tilde{p}_{,tt} = c^2(x_i)\tilde{p}_{,ii} & , t \in [0, T], (x_i) \in \mathbb{R}^2 \\ \tilde{p}(x_i, T) = 0 \\ \tilde{p}_{,t}(x_i, T) = 0 \\ \tilde{p}(x_i, t) = p^S(x_i, t) & , \forall (x_i, t) \in S \times [0, T] \end{cases} \quad (2)$$

در این رابطه‌ها $\tilde{p}(x_i, t)$ فشار بازیابی شده است.

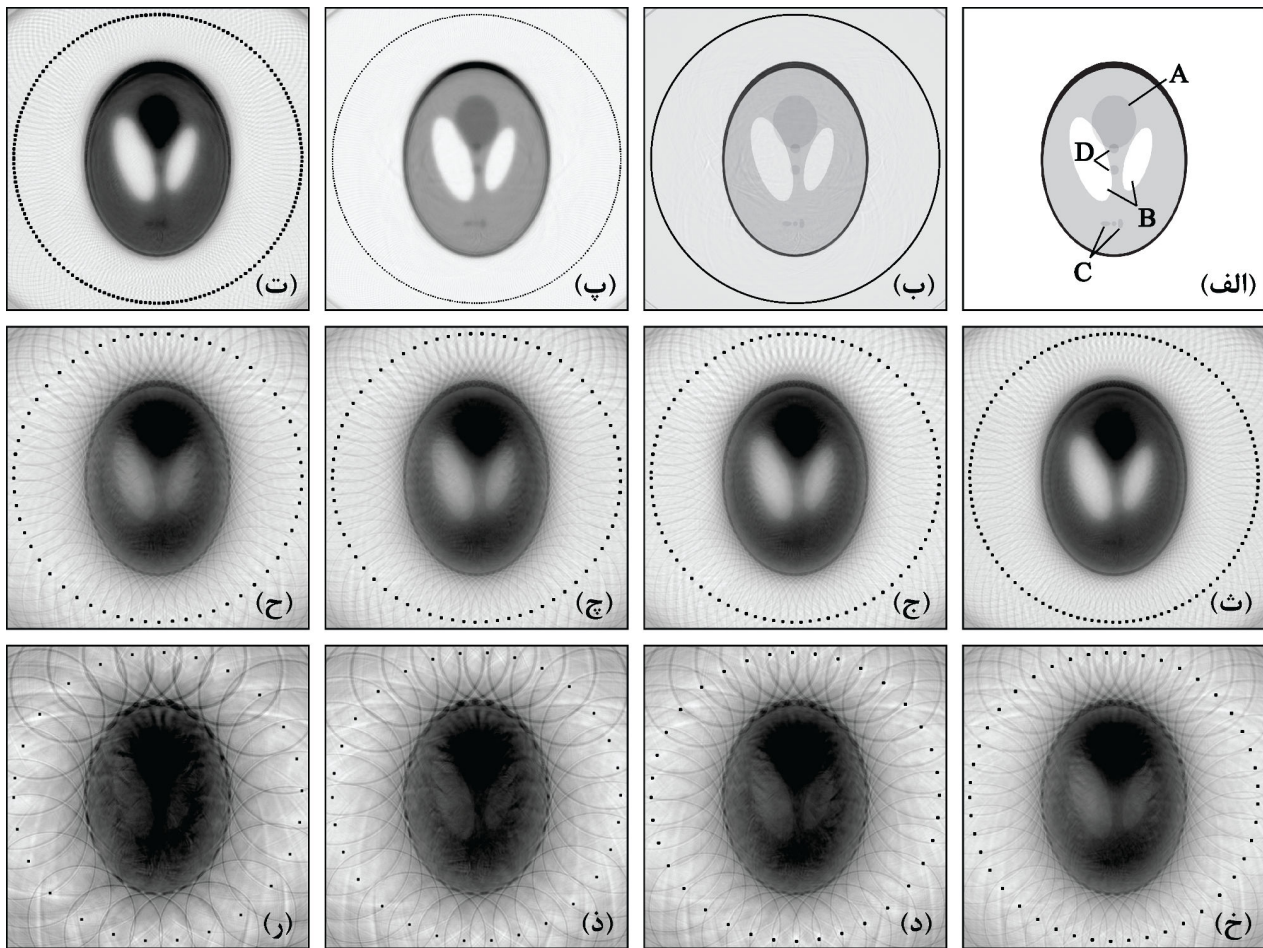
۳- شبیه‌سازی عددی و بررسی نتایج

برای حل عددی معادله (۲) از روش اختلاف‌های جزئی^۸ مرتبه دو بر یک شبکه متعامد یکنواخت استفاده شده است [۱۳]. جهت حذف بازتابش موج از مرزها، دامنه حل به گونه‌ای توسعه داده شده که در بازه زمانی حل موج‌های بازتابیده به محدوده مطلوب شبیه‌سازی وارد نشوند. پس از بررسی استقلال حل از اندازه شبکه و گام زمانی، حل معادله در یک شبکه 1000×1000 سلول انجام شده است.

به منظور بررسی روش برگشت‌زمان از مدل استاندارد شیپ-لگان [۱۴] استفاده شده است. این مدل تصویری مصنوعی از سر انسان است که از ناحیه‌های دایره‌ای و بیضی شکل با شدت روشنایی متنوع و همپوشانی جزئی تشکیل شده است، شکل (۱-الف). این تصویر از یک ناحیه بیضی شکل تشکیل شده که در آن سه ناحیه بزرگ A و B و پنج ناحیه کوچک C و D قرار دارد. رنگ روشن در این تصویر^۹

^۸Finite Difference Method (inverted) نمایش داده شده‌اند. در توضیح‌های داخل متن به رنگ اصلی اشاره

^۹ جهت نمایش بهتر و تنظیم برای چاپ، همه تصویرها به صورت معکوس می‌شود.



شکل ۱: بازسازی مدل شیپ-لگان با تغییر تعداد نقاط اندازه‌گیری. (الف) مدل شیپ-لگان در یک تصویر ۱۰۰۰ در ۱۰۰۰ پیکسل. (ب) تصویر بازسازی شده با استفاده از تمامی نقاط اندازه‌گیری (۲۶۸۹ نقطه) بر دایره‌ای با قطر برابر با ۹۵٪ عرض تصویر. (ج) تا (ر) تصویرهای بازسازی شده با کاهش تعداد نقاط اندازه‌گیری مطابق با جدول (۱). محل نقاط اندازه‌گیری با دقت پیکسل نمایش داده شده است. جهت تنظیم برای چاپ، همه تصویرها به صورت معکوس (inverted) نمایش داده شده است.

نمایانگر ناحیه‌های چگال دارای سرعت انتشار موج بالاست و ناحیه‌های تیره‌تر، ناحیه‌های دارای چگالی و سرعت انتشار موج کمتر را نشان می‌دهد.

جهت بررسی روش برگشت‌زمان، در مرحله نخست توزیع فشار اولیه مطابق با تصویر استاندارد شیپ-لگان، شکل (۱-الف)، در یک شبکه 1000×1000 پیکسل اعمال می‌شود. با گذر زمان این توزیع به سمت مرزهای دامنه حل منتشر می‌شود و توسط مجموعه‌ای از حسگرها بر دایره‌ای به قطر ۹۵ درصد ضلع شبکه ثبت می‌شوند. در گام دوم مقادیر ثبت شده در حسگرها به صورت وارون بازپخش می‌شود تا در بازگشت به زمان شروع انتشار، توزیع فشار اولیه به دست آید. شکل (۱-ب) توزیع فشار اولیه یا تصویر بازسازی شده را نشان می‌دهد. این تصویر حاصل بازپخش صوت از ۲۶۸۹ حسگر است که یک دایره کامل در اطراف تصویر تشکیل می‌دهند. به رغم نویز جزئی پس‌زمینه، دقت تصویر بازسازی شده بسیار خوب است و همه ناحیه‌ها قابل تشخیص و مرز بین ناحیه‌ها با دقت بسیار خوب شکل گرفته است. از آنجا که در عمل تعداد حسگرها محدود است، تاثیر کاهش تعداد حسگرهای نقطه‌ای در تصویرهای (۱-پ) تا (ر) نمایش داده شده است. تعداد نقاط اندازه‌گیری و میزان پوشش منحنی حسگرها، نسبت تعداد حسگر به کل حسگرها، در جدول (۱) آمده است. کاهش تعداد نقاط اندازه‌گیری باعث مات شدن تصویر، حذف اجزا کوچکتر و کاهش کیفیت تصویر و دقت فشار بازسازی شده می‌شود.

در شرایط تجربی اندازه حسگرها بسیار کوچک نیست و می‌تواند از کوچکتر از یک میلی‌متر تا چند سانتیمتر تغییر کند. بر سطح موثر حسگر، صدا توسط یک صفحه حساس دریافت می‌شود. به این ترتیب ترکیبی از ویژگی‌های صوت تابیده بر صفحه حس کننده توسط

جدول ۱: تعداد نقاط اندازه‌گیری در شکل (۱)

تعداد نقاط اندازه‌گیری	میزان پوشش منحنی اندازه‌گیری [%]	تصویر
۲۶۸۹	۱۰۰	ب
۳۳۷	۱۲/۵۳	پ
۱۸۰	۶/۶۹	ت
۱۱۷	۴/۳۵	ث
۹۰	۳/۳۵	ج
۷۳	۲/۷۱	چ
۶۰	۲/۲۳	ح
۴۵	۱/۶۷	خ
۳۶	۱/۳۴	د
۳۰	۱/۱۲	ذ
۲۶	۰/۹۷	ر

حسگر ضبط می‌شود. در ادامه به منظور بررسی اثر ابعاد حسگر، فرض می‌شود که حسگر دوئعدی است و صدای ضبط شده توسط حسگر در هر لحظه برابر است با متوسط مکانی صدای دریافت شده در هر نقطه از حسگر. از آنجا که در شبیه‌سازی عددی کوچکترین حسگر برابر با یک سلول شبکه محاسباتی است، در هر لحظه متوسط فشار صوت دریافت شده توسط هر پیکسل تشکیل دهنده حسگر به عنوان مقدار ضبط شده توسط حسگر در نظر گرفته می‌شود. همچنین فرض می‌شود نسبت سطح موثر (سطح دریافت کننده صدا) به سطح کل هر حسگر برابر با یک است.

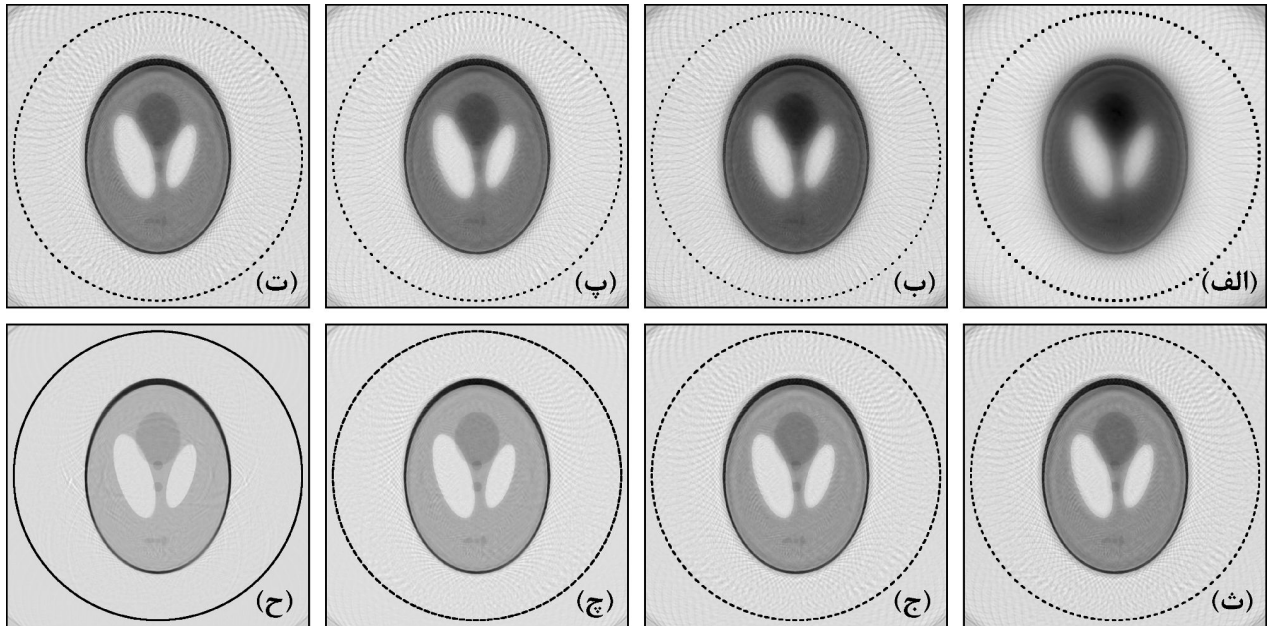
بر این اساس در بررسی دوم اثر اندازه حسگر بر کیفیت تصویر بازسازی شده مورد ارزیابی قرار گرفته است. بدین منظور شکل (۱-ث) با داشتن ۱۱۷ نقطه روی محیط دایره به عنوان شکل مرجع انتخاب شده است. شکل (۲) تاثیر افزایش اندازه حسگر برای تعداد حسگر ثابت را نشان می‌دهد. شکل (۲-الف) تکرار شکل (۱-ث) است. در شکل‌های (ب) تا (ح) در هر شکل دو حسگر در ابعاد پیکسل تصویر در دوطرف هریک از ۱۱۷ حسگر موجود بر محیط دایره اضافه شده است. جدول (۲) تعداد پیکسل تشکیل دهنده هر حسگر و همچنین میزان پوشش منحنی مکان حسگرها در هر تصویر را نشان می‌دهد.

مطابق با شکل (۲) با افزایش ابعاد حسگر، بهبود قابل ملاحظه‌ای در کیفیت تصویر بازسازی شده مشاهده می‌شود و تمایز ناحیه‌های تصویر واضح‌تر می‌شود. مشخصات تصویر بازسازی شده از تصویر (ج) به بعد به مقادیر اصلی نزدیک است. این امر نشان می‌دهد استفاده از حسگرهای با ابعاد متعارف نیز می‌تواند نتایج قابل اطمینانی به دست دهد. به عبارت دیگر، بزرگ بودن میکروفون‌ها پوشش‌دهی کل محیط داده‌برداری را سهولت بخشیده و کیفیت تصویر تولیدی را افزایش می‌دهد.

با توجه به تاثیر قابل توجه اندازه حسگر بر بازسازی تصویر، در یک بررسی تکمیلی تاثیر اندازه بیشینه حسگر با کاهش تعداد حسگرها در شکل (۳) مورد بررسی قرار گرفته است. در این بررسی شکل (۱-ر) با ۲۶ حسگر به عنوان مینا مورد استفاده قرار گرفته است. در تصویرهای (۳-الف) تا (۳-ت) تعداد حسگرها از ۲۶ به ۱۴ کاهش داده شده است. در هر تصویر ابعاد حسگرها به صورت متقارن به بزرگترین اندازه ممکن افزایش یافته تا میزان پوشش منحنی مکان حسگرها به ۱۰۰٪ برسد.

در شکل (۳-الف) ملاحظه می‌شود که افزایش اندازه حسگر، به صورت قابل توجه منجر به بازسازی شکل (۱-ر) شده است. در شکل‌های (۳-ب) تا (ت) تعداد حسگرها به ۱۴ عدد کاهش یافته با این حال به جز ناحیه‌های C در شکل (۱-الف)، اجزا مختلف تصویر به رغم کاهش کیفیت، قابل تشخیص است. جهت بررسی بهتر، تصویرهای (۳-ث) تا (ج) به ترتیب تصویرهای (۳-الف) تا (ت) را با تنظیم توزیع رنگ (روشنایی) تصویر با استفاده از پردازش تصویر نشان می‌دهند.

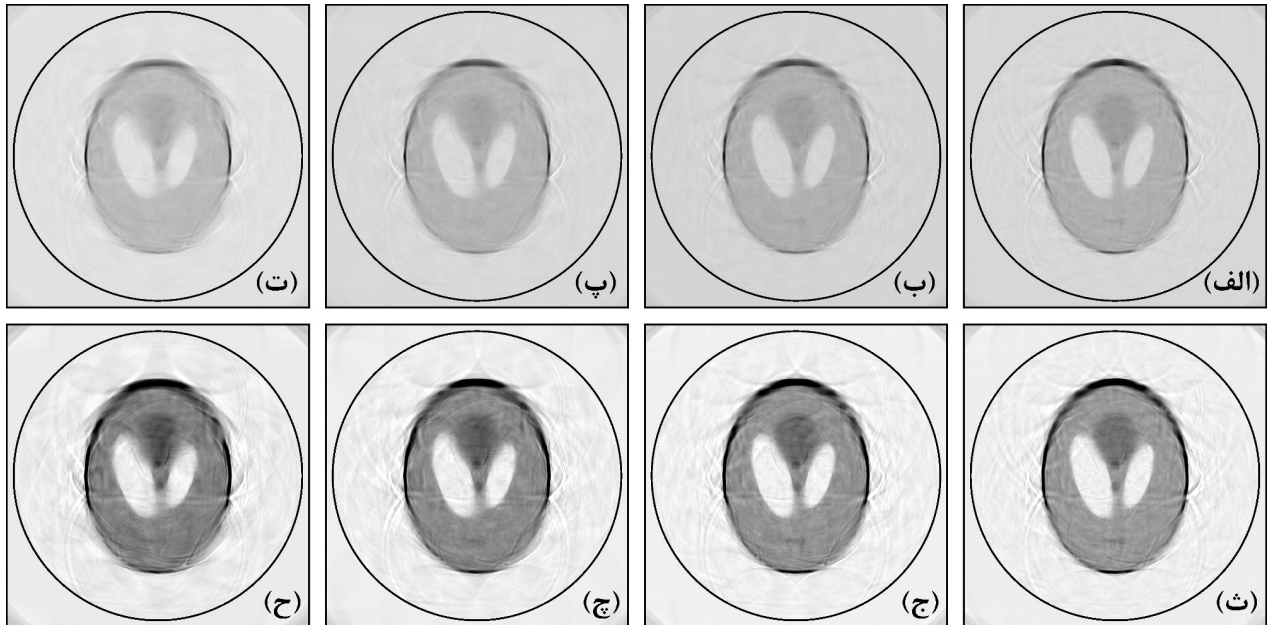
در روش برگشت‌زمان با در نظر گرفتن نرخ داده‌برداری و فناوری در دسترس، کاهش تعداد حسگرها دارای اهمیت بسزایی است.



شکل ۲: بازسازی مدل شیپ-لگان شکل (۱-ث) با تغییر اندازه حسگر در تعداد ثابت نقاط اندازه گیری. (الف) شکل (۱-ث) با ۱۱۷ نقطه اندازه گیری، (ب) تا (ح) تصویر (الف) با افزایش اندازه حسگر مطابق با جدول (۲). جهت تنظیم برای چاپ، همه تصویرها به صورت معکوس (inverted) نمایش داده شده است.

جدول ۲: اندازه حسگر در نقاط اندازه گیری در شکل (۲)

تصویر	اندازه حسگر [پیکسل]	میزان پوشش منحنی اندازه گیری [%]
الف	۱	۴/۳۵
ب	۳	۱۳/۰۵
پ	۵	۲۱/۷۶
ت	۷	۳۰/۴۶
ث	۹	۳۹/۱۶
ج	۱۱	۴۷/۸۶
چ	۱۵	۶۵/۲۷
ح	۲۳	۱۰۰



شکل ۳: تاثیر تعداد نقاط اندازه گیری بر کیفیت تصویرهای بازسازی شده با بیشترین اندازه حسگر. (الف) معادل تصویر (۱-ر) با ۲۶ محل اندازه گیری و اندازه بیشینه حسگر، (ب) تا (ت) کاهش تعداد حسگر به ترتیب به ۲۲، ۱۸ و ۱۴. جهت تنظیم برای چاپ، همه تصویرها به صورت معکوس (inverted) نمایش داده شده است.

بررسی شکل (۳) نشان می دهد که پوشش کامل منحنی مکان حسگرها نقش قابل توجهی در بازسازی تصویر دارد و به رغم کاهش قابل توجه تعداد حسگرها نسبت به شکل (۱-ب)، با پوشش کامل منحنی مکان می توان با کیفیت های مختلف ساختار داخلی یک محیط مادی را شناسایی کرد. در عمل، افزایش اندازه حسگرها می تواند با استفاده از توزیع حسگرهای کوچک و میانگین گیری مقادیر آنها یا با جمع آوری صوت یا استفاده از ساختارهای همگرا و هدایت آن به حسگرها انجام شود. بررسی دقیق و جزئی این روش ها خارج از محدوده این پژوهش است و در این مقاله به آن پرداخته نشده است.

۴- نتیجه گیری

ویژگیهای توموگرافی ترموآکوستیک دو بُعدی به روش برگشت زمان با استفاده از شبیه سازی عددی در این پژوهش مورد بررسی قرار گرفته است و امکان کاهش تعداد حسگرها و کیفیت تصویر حاصل در قالب سه بررسی زیر ارائه شده است.

بررسی نخست نشان می دهد تعداد حسگرهای نقطه ای نقش قابل توجهی در کیفیت تصویر نهایی دارد و با کاهش تعداد حسگرها کیفیت تصویر به میزان قابل توجه کاهش می یابد.

بررسی دوم نشان می دهد اندازه حسگر در بازسازی تصویر موثر است. با این فرض که مقدار ضبط شده توسط حسگر متوسط مقادیر لحظه ای فشار صوت بر سطح آن است و اینکه کل سطح حسگر سطح موثر است، نشان داده شده است که کیفیت تصویر نهایی یا افزایش اندازه حسگر و افزایش میزان پوشش منحنی مکان حسگرها به صورت قابل توجه افزایش می یابد.

بر اساس نتایج بررسی دوم، بررسی سوم نشان می دهد در صورتی که حسگرها منحنی مکان را به طور کامل پوشش دهند، تعداد حسگرها می تواند بسته به کیفیت مورد نیاز به صورت قابل توجه کاهش یابد. در بررسی انجام شده به رغم کاهش تعداد حسگرها به ۱۴ عدد، بخش های قابل توجهی از تصویر اولیه بازسازی شده است.

فهرست نمادها

S	منحنی مکان حسگرها	\mathcal{B}	دامنه تصویربرداری
t	زمان	c	سرعت انتشار موج
T	زمان خاتمه اندازه‌گیری	\hat{e}_i	امین بردار یکه مختصات
x_i	مولفه مختصات	p	فشار
علامت‌های ریاضی		\tilde{p}	فشار بازیابی شده
		p°	فشار اولیه
$\square_{i,j}$	مشتق جزئی مرتبه دو نسبت به مولفه‌های مکانی مختصات x_j و x_i	p^S	فشار اندازه‌گیری شده بر منحنی مکان حسگرها
\square_t	مشتق جزئی مرتبه یک نسبت به زمان t	\mathbb{R}	مجموعه اعداد حقیقی

مراجع

1. M. Xu and L. V. Wang, "Photoacoustic imaging in biomedicine," *Rev. Sci. Instrum.*, vol.77, no.4, p.041101 (22pp), 2006.
2. S. Zheng, H. Duoduo, and Y. Yuan, "2-D image reconstruction of photoacoustic endoscopic imaging based on time-reversal," *Comput. Biol. Medicine*, vol.76, pp.60–68, 2016.
3. M. Fink and C. Prada, "Acoustic time-reversal mirrors," *Inverse Probl.*, vol.17, no.1, pp.R1–R38, 2001.
4. M. Agranovsky and P. Kuchment, "Uniqueness of reconstruction and an inversion procedure for thermoacoustic and photoacoustic tomography with variable sound speed," *Inverse Probl.*, vol.23, no.5, pp.2089–2102, 2007.
5. Y. Hristova, P. Kuchment, and L. Nguyen, "Reconstruction and time reversal in thermoacoustic tomography in acoustically homogeneous and inhomogeneous media," *Inverse Probl.*, vol.24, no.5, p.055006 (25pp), 2008.
6. Y. Hristova, "Time reversal in thermoacoustic tomography—an error estimate," *Inverse Probl.*, vol.25, p.055008 (14pp), 2009.
7. B. Holman and L. Kunyansky, "Gradual time reversal in thermo- and photo-acoustic tomography within a resonant cavity," *Inverse Probl.*, vol.31, no.3, p.035008 (25pp), 2015.
8. L. V. Nguyen and L. A. Kunyansky, "A dissipative time reversal technique for photoacoustic tomography in a cavity," *SIAM J. Imaging Sci.*, vol.9, no.2, pp.748–769, 2016.
9. A. B. Gorji and B. Zakeri, "An improved time-reversal-based target localization for through-wall microwave imaging," *J. Electr. Comput. Eng. Innov.*, vol.1, no.2, pp.89–97, 2013.
10. P. Blomgren, G. Papanicolaou, and H. Zhao, "Super-resolution in time-reversal acoustics," *J. Acoust. Soc. Am.*, vol.111, no.1, pp.230–248, 2002.
11. H. Grün, G. Paltauf, M. Haltmeier, and P. Burgholzer, "Photoacoustic tomography using a fiber based Fabry-Perot interferometer as an integrating line detector and image reconstruction by model-based time reversal method," in *Proc. of SPIE-OSA Biomedical Optics*, vol.6631, p.663107 (12pp), 2007.
12. M. Fink, "Time-reversal acoustics," in *J. Phys.: Conf. Ser.*, vol.118 of *Proceedings of the Second HELAS International Conference*, p.012001 (28pp), 2008.
13. H. P. Langtangen and S. Linge. *Finite Difference Computing with PDEs*. Springer Open, 2017.
14. L. A. Shepp and B. F. Logan, "The Fourier reconstruction of a head section," *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, vol.NS-21, pp.21–43, 1974.