

## مقاله علمی - پژوهشی

# مقایسه عملکرد الگوریتم‌های بازسازی تصویر در سامانه توموگرافی القای الکترومغناطیسی

جلیل تقی‌زاده طامه<sup>۱</sup>، حسین موسی‌زاده<sup>۲\*</sup>، شاهین رفیعی<sup>۳</sup> و نازیلا طربی<sup>۴</sup>

۱، ۲، ۳ و ۴- به ترتیب: دکتری؛ دانشیار؛ استاد؛ و دکتری گروه مهندسی ماشین‌های کشاورزی، دانشکدگان کشاورزی و منابع طبیعی دانشگاه تهران، تهران، ایران  
تاریخ دریافت: ۱۴۰۲/۱۱/۱۶؛ تاریخ پذیرش: ۱۴۰۳/۲/۴

## چکیده

توموگرافی القای الکترومغناطیسی یکی از روش‌های جدید تصویرسازی است و به دلیل ویژگی‌هایی مانند غیر تماسی، غیر نفوذی و غیر مخرب بودن، پتانسیل استفاده در بسیاری از صنایع را دارد که از جمله آن‌ها می‌توان به صنایع بیولوژیکی، جریان‌های چندفازی، تصویربرداری پزشکی و همچنین کشاورزی و صنایع غذایی اشاره کرد. قسمت‌های اصلی سامانه توموگرافی القای الکترومغناطیسی شامل حسگرهای فرستنده و گیرنده، سامانه جمع‌آوری داده و الگوریتم بازسازی تصویر است. در این پژوهش مقایسه عملکرد چهار الگوریتم بازسازی تصویر در سامانه توموگرافی القای الکترومغناطیسی با جریان اعمالی مورد بررسی قرار گرفت. در سامانه مذکور از دو عدد الکتروود حلقوی ابتکاری به عنوان حسگر فرستنده استفاده شد. حسگرهای گیرنده نیز شامل ۶۴۸ عدد کویل است که دورتادور محیط تصویرسازی قرار می‌گیرند. به منظور بررسی عملکرد این سامانه از دوازده ترکیب شی هدف استفاده و بازسازی تصویر با استفاده از الگوریتم‌های LBP، حل تکراری لندوبور، روش منظم‌سازی تیخونوف و حل تکراری گوس-نیوتن انجام شد. به منظور بررسی کیفیت تصاویر بازسازی شده از پارامترهای خطای اندازه و خطای نسبی تصویر استفاده شد. نتایج نشان داد که در تمامی اشیاء هدف، مقادیر خطای نسبی تصویر مربوط به الگوریتم حل تکراری گوس-نیوتن کمتر از سایر الگوریتم‌ها است. نتایج حاصل از ارزیابی پارامتر خطای اندازه نشان داد که در هر چهار الگوریتم بازسازی تصویر؛ افزایش تعداد اشیاء هدف موجب افزایش خطای اندازه می‌شود. به عنوان نتیجه‌گیری کلی می‌توان بیان کرد که الگوریتم حل تکراری گوس-نیوتن عملکرد مطلوب‌تری در مقایسه با سایر الگوریتم‌ها دارد.

## واژه‌های کلیدی

اشیاء هدف، الگوریتم حل تکراری، خطای نسبی تصویر، مسئله بدرفتار

## مقدمه

جرمی، غلظت حجمی و توزیع اندازه ذرات است. محیط مورد بررسی که عمدتاً فانتوم<sup>۳</sup> یا مدیا<sup>۴</sup> نامیده می‌شود، می‌تواند ترکیبی از فازهای مختلف جامد، مایع و یا گاز باشد (Marefatallah et al., 2021). توموگرافی دارای زیرمجموعه‌های مختلفی مانند توموگرافی کامپیوتری<sup>۵</sup> (CT Scan)، تصویرسازی روزنانس مغناطیسی<sup>۶</sup> (MRI)، توموگرافی پخش

توموگرافی<sup>۱</sup> (مقطع‌نگاری) یک روش تصویرسازی است که در آن خصوصیات فیزیکی مقطع یک ماده یا محیط بررسی و این خصوصیات به صورت تصویر دوبعدی یا سه‌بعدی نمایش داده می‌شود. این تصویر توموگرام<sup>۲</sup> نام دارد و در سیال‌های چندفازی بیان‌کننده ویژگی‌هایی مانند چگالی سیال، غلظت

<http://doi: 10.22092/amsr.2024.364897.1476>

Email: hmousazadeh@ut.ac.ir

\*نگارنده مسئول:

1- Tomography

2- Tomogram

3- Phantom

4- Media

5- Computerized Tomography

6- Magnetic Resonance Imaging

تعیین کیفیت گوشت قرمز (Zhao *et al.*, 2017) و غلظت شیر (Babu & Amamcharla, 2021) از توموگرافی الکتریکی استفاده شده است. در مقایسه با سایر روش‌های توموگرافی، MIT پتانسیل زیادی برای استفاده در فرآیندهای صنعتی با مقیاس بزرگ را دارد که این امر با استفاده از تصویربرداری رزونانس مغناطیسی و یا اشعه ایکس فوق سریع<sup>۷</sup> قابل دستیابی نیست (Wei *et al.*, 2016).

قسمت‌های اصلی یک سامانه توموگرافی القای الکترومغناطیسی شامل حسگرهای فرستنده و گیرنده، سامانه جمع‌آوری داده و الگوریتم بازسازی تصویر است (شکل ۱) (Wang, 2022). اصول کار سامانه MIT مبتنی بر قانون القای فارادی است، به طوری که جریان الکتریکی به حسگر فرستنده تزریق و به دلیل ایجاد میدان مغناطیسی اولیه، پتانسیل الکتریکی در حسگرهای گیرنده القا می‌شود. حال اگر جسمی بین حسگر فرستنده و گیرنده قرار گیرد، تغییرات میدان مغناطیسی (میدان مغناطیسی ثانویه) نیز توسط حسگر گیرنده دریافت می‌شود. بنابراین ولتاژ القایی در حسگرهای گیرنده تابعی از توزیع رسانایی / نفوذپذیری مغناطیسی مواد موجود بین حسگرهای فرستنده و گیرنده است (Wei *et al.*, 2016) و تغییرات آن متناسب با مشخصه فیزیکی محیط مورد بررسی مانند غلظت و چگالی سیال است.

نوری<sup>۱</sup> (DOT)، توموگرافی فراصوت<sup>۲</sup> و توموگرافی الکتریکی<sup>۳</sup> است. روش‌های توموگرافی الکتریکی به طور کلی به سه دسته تقسیم می‌شوند: توموگرافی الکتروخازنی<sup>۴</sup> (ECT)، توموگرافی امپدانس الکتریکی<sup>۵</sup> (EIT) و توموگرافی القای الکترومغناطیسی<sup>۶</sup> (MIT).

توموگرافی القای الکترومغناطیسی یکی از پدیده‌های نوظهور روش‌های توموگرافی الکتریکی بوده و به دلیل ویژگی‌هایی مانند غیرتماسی و غیر نفوذی بودن، توجه محققین را به خود جلب کرده است. MIT پتانسیل استفاده در بسیاری از صنایع را دارد که از جمله آن‌ها می‌توان به پایش جریان فلزات (Yin *et al.*, 2011; Ma & Soleimani, 2018)، اندازه‌گیری و پایش جریان سیال چندفازی (Liu *et al.*, 2012; Ma *et al.*, 2023)؛ آزمون غیرمخرب (Yin & Peyton, 2006) و تصویربرداری پزشکی (Tan *et al.*, 2018) اشاره کرد. علاوه بر موارد ذکر شده، در سال‌های اخیر فناوری توموگرافی وارد حوزه کشاورزی و صنایع غذایی شده است. در بخش کشاورزی، توموگرافی الکتریکی برای بررسی خشک شدن محصولات کشاورزی (Porzuczek, 2019)، نفوذ کردن آب در خاک و ریشه‌دهی گیاه (Mary *et al.*, 2020) و تشخیص پوسیدگی درختان (Humplik *et al.*, 2016) مورد استفاده قرار گرفته است. در صنایع غذایی نیز برای

1- Diffuse Optical Tomography

3- Electrical Tomography

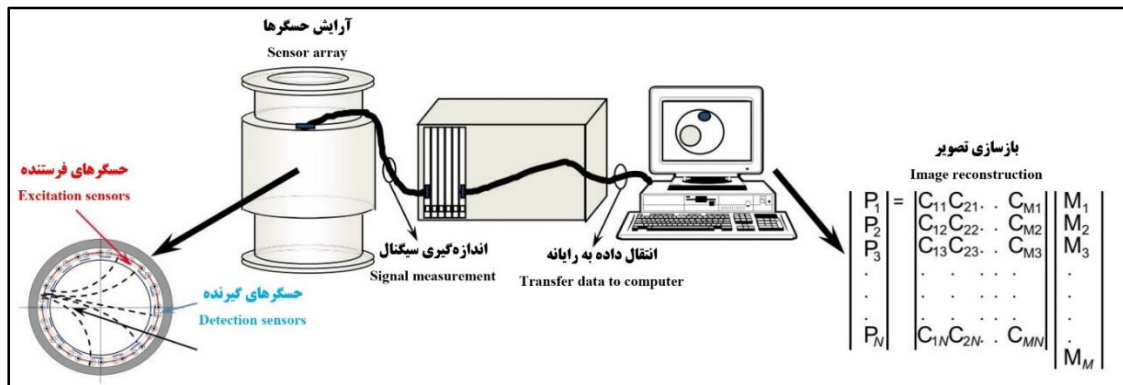
5- Electrical Impedance Tomography

7- Ultrafast X-ray

2- Ultrasonic Tomography

4- Electrical Capacitance Tomography

6- Magnetic Induction Tomography



شکل ۱- قسمت‌های اصلی سامانه توموگرافی القای الکترومغناطیسی  
Fig. 1- Main components of magnetic induction tomography system

مجموعه حسگرهای فرستنده و گیرنده با در نظر گرفتن توزیع و خواص الکترومغناطیسی معلوم مدیا. مسئله معکوس برعکس مسئله مستقیم بوده و شامل تخمین خواص الکترومغناطیسی شی و توزیع آن به واسطه اندازه‌گیری اندوکتانس بین حسگرهای فرستنده و گیرنده است. مسئله معکوس یک معادله از نوع بد-رفتار<sup>۵</sup> است و قابلیت حل به صورت مستقیم را ندارد (Liu *et al.*, 2019). ویژگی معادلات بد-رفتار ناپایداری آن‌ها از لحاظ عددی است و در این معادلات، تغییرات جزئی در طرف دوم معادله موجب تغییرات شدید در طرف اول معادله می‌شود (Wang, 2022). الگوریتم‌های مختلفی برای حل مسئله معکوس و بازسازی تصویر در سامانه توموگرافی القای الکترومغناطیسی وجود دارد که در یک تقسیم‌بندی کلی می‌توان آن‌ها را به دو گروه الگوریتم‌های حل غیر تکراری<sup>۶</sup> و حل تکراری<sup>۷</sup> تقسیم‌بندی کرد. الگوریتم‌های حل غیر تکراری شامل الگوریتم LBP<sup>۸</sup> (Han *et al.*, 2016)، روش منظم‌سازی تیخونوف<sup>۹</sup> (Wu *et al.*, 2021) و روش تجزیه مقادیر منفرد<sup>۱۰</sup> (SVD) (Wei *et al.*, 2012)

در سیستم‌های معمولی توموگرافی القای الکترومغناطیسی، حسگرها مجموعه‌ای از سیم‌پیچ‌ها هستند که با الگوی دایره‌ای دور تادور محیط تصویرسازی قرار می‌گیرند. در صورت افزایش قطر محیط تصویرسازی (بیش از ۵۰ سانتی‌متر)، شار مغناطیسی نمی‌تواند به خوبی از بین سیال عبور کند و توسط حسگرهای گیرنده دریافت شود. به عبارت دیگر با افزایش قطر محیط تصویرسازی، نسبت سیگنال به نویز (SNR)<sup>۱</sup> کاهش می‌یابد و در این‌گونه موارد سامانه قادر به تشخیص تغییرات کوچک در محیط مدیا نیست. برای رفع این مشکل در سامانه‌های با قطر محیط تصویرسازی بزرگ، به جای استفاده از سیم‌پیچ به عنوان حسگرهای فرستنده، از الکتروود استفاده می‌شود و این سامانه، توموگرافی القای الکترومغناطیسی با جریان اعمالی (AC-MIT)<sup>۲</sup> نامیده می‌شود.

یکی از بخش‌های اصلی سامانه AC-MIT الگوریتم بازسازی تصویر بوده که شامل حل مسئله مستقیم<sup>۳</sup> و مسئله معکوس<sup>۴</sup> است. مسئله مستقیم عبارت است از محاسبه سیگنال‌های مربوط به

1- Signal to Noise ratio

3- Forward Problem

5- Ill-Posed

7- Iterative Algorithms

9- Tikhonov Regularization Method

2- Applied Current-Magnetic Induction Tomography

4- Inverse Problem

6- Non-Iterative Algorithms

8- Linear Back Projection

10- Singular Value Decomposition

Steel 316-L، عرض ۳۰ میلی‌متر و ضخامت یک میلی‌متر است که روی دیواره داخلی مدیا قرار می‌گیرد (شکل ۲). علت استفاده از الکترودهای حلقوی به عنوان حسگر فرستنده این است که در قطرهای زیاد محیط تصویرسازی (۵۰ سانتی‌متر یا بیشتر)، شار مغناطیسی قابلیت عبور از درون مدیا را ندارد و سیگنال‌های دریافتی در حسگرهای گیرنده نسبت به تغییرات جزئی خواص الکترومغناطیسی مواد درون مدیا، حساسیت لازم را ندارند. حسگرهای گیرنده شامل ۶۴۸ عدد کویل است که در سه حلقه دایره‌ای شکل و اطراف محیط تصویرسازی قرار می‌گیرند.

نحوه کار سامانه AC-MIT بدین صورت است که در ابتدا جریان الکتریکی در بازه ۱۰ میلی‌آمپر تا ۲۰۰ میلی‌آمپر و فرکانس ۵۰ کیلوهرتز به حسگر فرستنده اعمال می‌شود. بر مبنای قانون بیوت-ساواری<sup>۱</sup> و با استفاده از رابطه (۱) (Theraja, 2008)، نیروی مغناطیس‌کننده dH ناشی از هادی حامل جریان I در نقطه P برابر است با:

$$dH = \frac{Idl \sin \theta}{4\pi r^2} \quad (1)$$

چگالی شار مغناطیسی در نقطه P (شکل ۳) با استفاده از رابطه ۲ تعیین می‌شود و کل شار عبوری از سطح مقطع حسگر گیرنده نیز توسط رابطه ۳ محاسبه می‌شود (Theraja, 2008):

$$B = \mu \cdot H \quad (2)$$

$$\varphi = B \cdot A \quad (3)$$

است. الگوریتم‌های تکراری عمدتاً شامل الگوریتم حل تکراری گوس-نیوتن<sup>۱</sup> (Taghizadeh-Tameh et al., 2023)، روش حل تکراری لند-ووبر<sup>۲</sup> (Liu et al., 2012)، روش نیوتن-رافسون<sup>۳</sup> (Wang et al., 2007)، الگوریتم CG<sup>۴</sup> (Liu & Wang, 2022) و ... است. هر یک از الگوریتم‌های ذکر شده دارای مزایا و معایبی است و بسته به ماهیت مسئله معکوس، از یکی از این روش‌ها برای حل مسئله معکوس و بازسازی تصویر در سامانه توموگرافی استفاده می‌شود. در این پژوهش چهار الگوریتم بازسازی تصویر در سامانه AC-MIT مورد ارزیابی قرار گرفت که شامل الگوریتم LBP، روش منظم‌سازی تیخونوف، الگوریتم حل تکراری لندووبر و الگوریتم حل تکراری گوس-نیوتن است. به منظور ارزیابی عملکرد الگوریتم‌های ذکر شده در ساخت تصاویر اشیاء هدف در سامانه AC-MIT، از پارامترهای ارزیابی کیفیت تصویر مانند خطای نسبی تصویر<sup>۵</sup> و خطای اندازه<sup>۶</sup> استفاده شد.

## مواد و روش‌ها

همان‌طور که قبلاً اشاره شد بخش‌های اصلی سامانه AC-MIT شامل حسگرهای فرستنده و گیرنده، سامانه تحصیل داده و الگوریتم بازسازی تصویر است. در این بخش طراحی و شبیه‌سازی عملکرد سامانه AC-MIT مورد بررسی قرار می‌گیرد. بر خلاف سایر سامانه‌های توموگرافی القای الکترومغناطیسی که در آن حسگرهای فرستنده از نوع کویل هستند، حسگرهای فرستنده در این سامانه شامل دو الکتروود حلقوی از جنس

1- Iterative Gauss-Newton Algorithm

3- Newton-Raphson Method

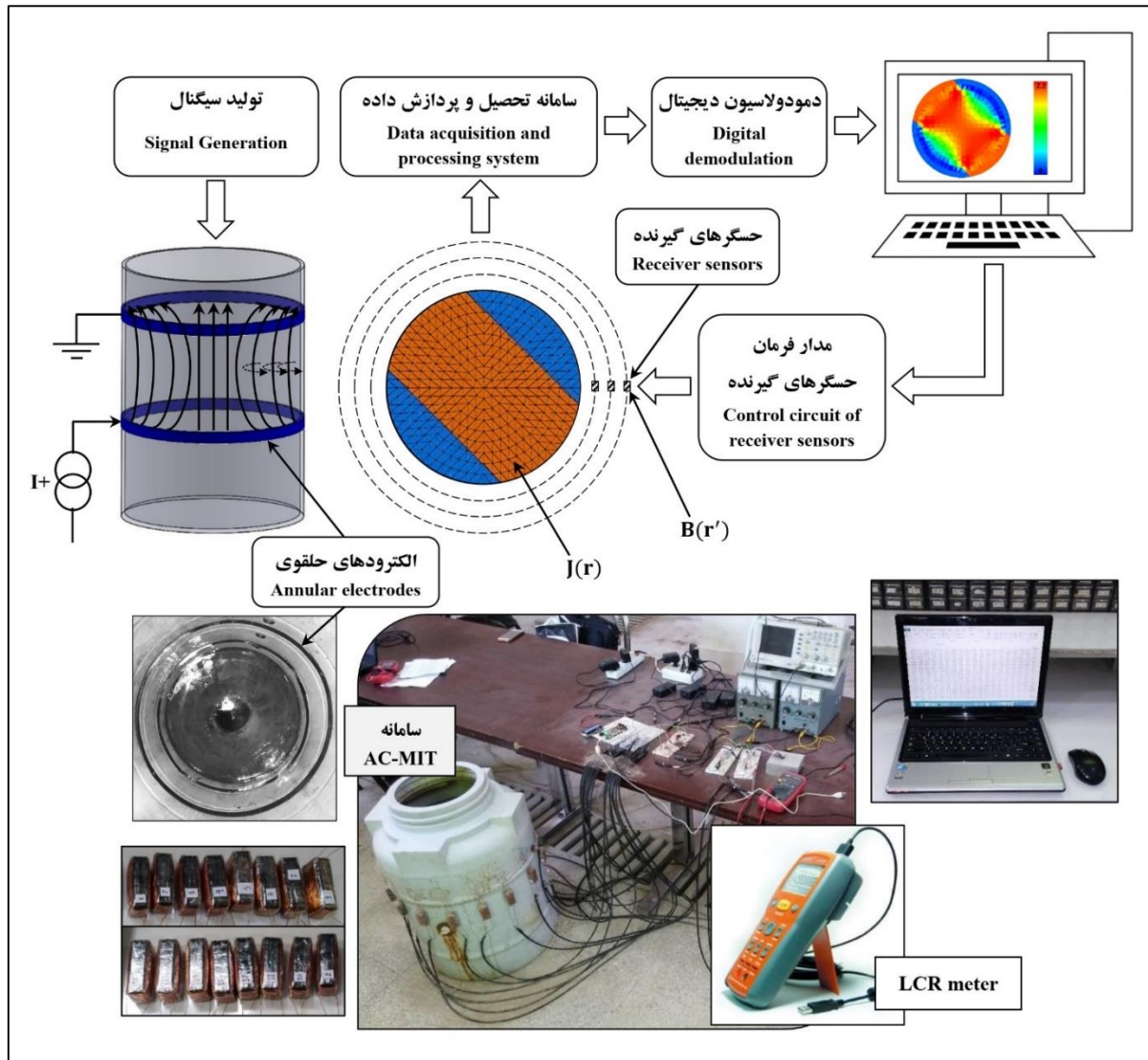
5- Relative Image Error

7- Biot-Savart Law

2- Landweber Iterative Solution Method

4- Conjugate Gradient

6- Size Error

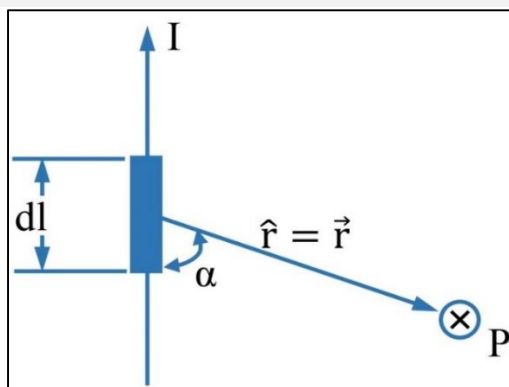


شکل ۲- سامانه توموگرافی القای الکترومغناطیسی با جریان اعمالی (AC-MIT)  
 Fig. 2- Applied Current Magnetic Induction Tomography (AC-MIT) system

حسگرهای گیرنده شامل ۶۴۸ عدد سیم‌پیچ هستند که در سه حلقه دایره‌ای شکل و دورتادور مدیا قرار دارند. طبق رابطه ۴ جریان الکتریکی اعمال شده به الکترودهای حلقوی ولتاژ را در حسگرهای گیرنده القا می‌کند:

$$V = -nA \frac{dB}{dt} \quad (4)$$

مدیا قرار دارند. طبق رابطه ۴ جریان الکتریکی اعمال



شکل ۳- شماتیک میدان مغناطیسی تولید شده در نقطه P بر اثر طول کوچکی از هادی حامل جریان (بیان ریاضی قانون بیوت-سوارت)

Fig. 3- Schematic diagram of generated magnetic field produced at point P by small length of a conductor (Mathematical expression of Biot-Savart law)

### فرمول‌بندی مسئله

به صورت رابطه ۷ نوشت (دو شرط اول):

$$J_I = \begin{cases} I/A_+ \sigma & \text{Entrance electrode} \\ I/A_- \sigma & \text{Exit electrode} \\ I/A_{Media} & \text{Between electrode} \end{cases} \quad (7)$$

که در آن،

$A_+$  و  $A_-$  به ترتیب مساحت سطح الکترودها که جریان الکتریکی به آن وارد و از آن خارج می‌شود؛ و  $A_{Media}$  مساحت سطح مقطع مدیا در فاصله بین الکترودهای حلقوی. شرط سوم در رابطه ۷ مختص سامانه AC-MIT است. در نهایت رابطه بین چگالی جریان، هدایت الکتریکی و پتانسیل الکتریکی بر اساس رابطه ۸ بیان می‌شود:

$$J = -\sigma \nabla V \quad (8)$$

معادله حاکم بر سامانه توموگرافی القای الکترومغناطیسی با جریان اعمالی شامل دو مسئله است که عبارتند از: مسئله مستقیم و مسئله معکوس، و حل معادله حاکم بر سامانه در گرو حل این دو مسئله است. در ادامه روش حل این دو

همان‌طور که قبلاً اشاره شد در سامانه AC-MIT جریان الکتریکی متناوب در فرکانس مشخص به الکترودهای حلقوی مرزی ( $\Omega$ ) که با سیال در ارتباط هستند، اعمال می‌شود. با استفاده از معادله ماکسول و همچنین قانون اهم، معادله لاپلاس حاکم بر این سامانه طبق رابطه ۵ به دست می‌آید:

$$\nabla \cdot \sigma \nabla V = 0 \quad \text{in } \Omega \quad (5)$$

با اعمال شرایط مرزی نیومن<sup>۱</sup>، چگالی جریان الکترودها مطابق با رابطه ۶ محاسبه می‌شود:

$$-\sigma \frac{\partial V}{\partial n} = J_I \quad \text{on } \Omega \quad (6)$$

که در آن،

$\sigma$  و  $V$  به ترتیب هدایت الکتریکی و ولتاژ توزیع شده در محیط  $\Omega$ ؛  $n$  بردار نرمال یکه و  $J_I$  چگالی جریان مرزی. با فرض این‌که هر نقطه از الکترودها مانند یک منبع جریان رفتار می‌کنند، شرایط مرزی نیومن را می‌توان

1- Neumann Boundary Condition

می‌شود ( $V \rightarrow B$ )، در مرحله دوم بازسازی تصویر چگالی جریان از طریق چگالی شار مغناطیسی انجام می‌شود ( $B \rightarrow J$ ) و مرحله سوم شامل بازسازی تصویر رسانایی بر اساس توزیع چگالی جریان است ( $J \rightarrow \sigma$ ). به منظور بازسازی تصویر چگالی جریان، محیط مدیا مش‌بندی و به ۶۴۸ پیکسل تقسیم شد (شکل ۴)، تعداد حسگرهای گیرنده نیز ۶۴۸ عدد بوده و بنابراین تعداد چگالی شار مغناطیسی اندازه‌گیری شده برابر با تعداد پیکسل‌ها است. در مرحله بعد، رابطه بیوت-ساواریت که مدلی از انتگرال فردلهم نوع اول<sup>۱</sup> است، به یک معادله خطی تبدیل شد (رابطه ۱۰) و ماتریس حساسیت بر مبنای آن استخراج شد:

$$FJ = B \quad (10)$$

که در آن،  $F =$  ماتریس حساسیت و رابطه بین بردار چگالی جریان  $J$  و بردار چگالی شار مغناطیسی  $B$  را نشان می‌دهد.

مسئله معکوس حاکم بر سامانه AC-MIT یک مسئله از نوع بد-رفتار است و قابلیت حل به صورت مستقیم را ندارد. برای حل مسائل بد-رفتار روش‌های متفاوتی وجود دارد که بسته به ماهیت مسئله از یکی از این روش‌ها استفاده می‌شود. در این پژوهش از چهار الگوریتم LBP، روش منظم‌سازی تیخونوف، الگوریتم حل تکراری لندوبر و الگوریتم حل تکراری گوس-نیوتن برای حل مسئله معکوس و بازسازی تصویر در سامانه AC-MIT استفاده شد و عملکرد الگوریتم‌های ذکر شده در محیط شبیه‌سازی مورد بررسی قرار گرفت. در ادامه توضیحاتی در مورد الگوریتم‌های بازسازی تصویر ارائه می‌شود:

مسئله به طور کامل بررسی می‌شود.

### حل مسائل مستقیم و معکوس

حل مسئله مستقیم در سامانه AC-MIT عبارت است از محاسبه توزیع ولتاژ  $V$ ، چگالی جریان  $J$  و همچنین چگالی شار مغناطیسی  $B$  در مدیا بر اساس مسئله مقدار مرزی و قانون بیوت-ساواریت که این امر با توجه به مشخص بودن توزیع هدایت الکتریکی اتفاق می‌افتد. در ابتدا با اعمال جریان الکتریکی AC به مدیا از طریق الکترودهای حلقوی، توزیع ولتاژ و چگالی جریان متناسب با توزیع هدایت الکتریکی به وجود می‌آید. در مرحله بعد با توجه به مشخص بودن چگالی جریان در مدیا، چگالی شار مغناطیسی نیز بر اساس قانون بیوت-ساواریت محاسبه می‌شود و در آخرین مرحله ولتاژهای القا شده در حسگرهای گیرنده بر اساس رابطه ۴ به دست می‌آید. رابطه بین چگالی جریان و چگالی شار مغناطیسی بر اساس قانون بیوت-ساواریت (رابطه ۹) بیان می‌شود (Hao et al., 2013):

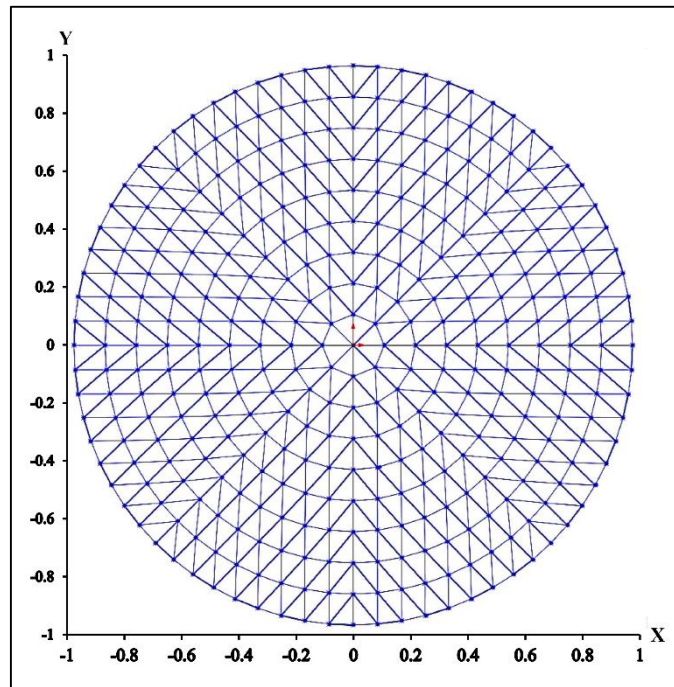
$$\vec{B}(r') = \frac{\mu_w}{4\pi} \int_{\Omega} \vec{J}(r) \times \frac{\vec{r}' - \vec{r}}{|\vec{r}' - \vec{r}|^3} dv \quad (9)$$

که در آن،

فاصله بین منبع جریان  $J(r)$  و حسگرهای اندازه‌گیری چگالی شار مغناطیسی  $B(r')$  و  $\mu_w =$  ضریب نفوذپذیری مغناطیسی آب.

در این پژوهش، هدف از حل مسئله معکوس، محاسبه رسانایی مدیا بر اساس چگالی جریان است. حل مسئله معکوس شامل سه مرحله است: در مرحله اول، چگالی شار مغناطیسی از طریق ولتاژهای القا شده در حسگرهای گیرنده محاسبه

1- Fredholm Integral Equation of the First Kind



شکل ۴- محیط تصویرسازی (مدیا) مش‌بندی شده.

Fig. 4- Discretization of the imaging region (media)

$$\hat{J} = (F^T F + \mu I)^{-1} F^T B \quad (12)$$

که در آن،  
 $\mu = 3 \times 10^{-5}$  = ضریب منظم‌سازی؛ و  $I$  = ماتریس  
 همانی.

#### الگوریتم حل تکراری لندوبر

الگوریتم حل تکراری لندوبر شامل چهار مرحله  
 است (Jinchuang *et al.*, 2002) که در ادامه به آن  
 پرداخته می‌شود:

۱- در اولین مرحله از الگوریتم حل تکراری لندوبر،  
 چگالی جریان اولیه ( $J^{(0)}$ ) با استفاده از رابطه ۱۳  
 به دست می‌آید.

$$J^{(0)} = F^T B \quad (13)$$

۲- در مرحله بعد با حل مسئله مستقیم، مقادیر ولتاژ  
 القا شده در حسگرهای گیرنده محاسبه می‌شود.

#### الگوریتم LBP

الگوریتم LBP یک الگوریتم ساده و پرسرعت  
 است که بیشتر در بازسازی تصاویر آنالین مورد  
 استفاده قرار می‌گیرد. رابطه ۱۱ معادله مربوط به این  
 الگوریتم را نشان می‌دهد:

$$\hat{J} = F^T B \quad (11)$$

که در آن،  
 $F^T$  = ترانهاده  $F$  (ماتریس حساسیت)؛ و  $B$  = بردار  
 چگالی شار مغناطیسی.

#### روش منظم‌سازی تیخونوف

یکی از متداول‌ترین روش‌ها برای حل مسائل  
 معکوس روش منظم‌سازی تیخونوف است و  
 معادله آن (رابطه ۱۲) به صورت زیر بیان می‌شود  
 (Yang & Peng, 2002):



۱- ضریب منظم‌سازی؛  $R =$  ماتریس همبندی؛  
 $Z = V_{simulated} - V_{forward}$  و ولتاژ شبیه‌سازی  
 شده که در حسگرهای گیرنده القای می‌شود؛ و  
 $V_{forward}$  = ولتاژی که در هر مرحله از حل الگوریتم  
 تکراری گوس-نیوتن به دست می‌آید.

۴- پس از محاسبه تغییرات چگالی جریان، مقدار  
 چگالی جریان مرحله قبل با این تغییرات جمع شده  
 و چگالی جریان مرحله بعد محاسبه می‌شود (رابطه  
 ۱۶):

$$J_{k+1} = J_k + \Delta J \quad (16)$$

۵- در این مرحله برای توقف الگوریتم، شرط گذاشته  
 می‌شود، این شرط می‌تواند شامل توقف بعد از تکرار  
 مشخص باشد و یا اینکه توقف بعد از زمانی باشد که  
 اختلاف بین مقادیر ولتاژ شبیه‌سازی شده با ولتاژ به  
 دست آمده از حل الگوریتم تکراری گوس-نیوتن از  
 یک حد آستانه کمتر شود (Vauhkonen et al.,  
 1998) ( $\epsilon \geq V_{simulated} - V_{forward}$ ).

۶- در صورت عدم توقف برنامه، الگوریتم وارد مرحله  
 ۲ شده و این تکرارها تا زمان رسیدن به نتیجه  
 مطلوب انجام می‌شود.

در سامانه AC-MIT، چگالی جریان طولی به  
 مراتب بیشتر از چگالی جریان عرضی است. به عبارت  
 دیگر، چگالی جریان عرضی در مقایسه با چگالی  
 جریان طولی ناچیز است و بنابراین می‌توان آن را  
 نادیده گرفت. همچنین در این سیستم‌ها تصویر  
 چگالی جریان طولی مشابه تصویر هدایت الکتریکی  
 است، بنابراین در سیستم AC-MIT می‌توان تصویر  
 بازسازی شده چگالی جریان را به عنوان تصویر  
 بازسازی شده هدایت الکتریکی جایگزین کرد، این

۳- برای تعیین چگالی جریان در تکرارهای بعدی  
 الگوریتم لندوبر از رابطه ۱۴ استفاده می‌شود:

$$J^{(k+1)} = J^{(k)} + \alpha F^T (B - FJ^k) \quad (14)$$

$(k=0, 1, 2, 3, \dots)$

که در آن،  
 $J^{(k)}$  = چگالی جریان تکرار  $k$ ؛ و ثابت  $\alpha = 1000$  ضریب  
 بهره است و برای کنترل نرخ همگرایی استفاده  
 می‌شود.

۴- در این مرحله برای توقف الگوریتم شرط گذاشته  
 می‌شود که این شرط می‌تواند توقف بعد از تعداد  
 تکرار مشخص باشد. در صورت عدم توقف برنامه،  
 الگوریتم وارد مرحله ۲ می‌شود و تا رسیدن به نتیجه  
 مطلوب ادامه پیدا می‌کند.

#### الگوریتم حل تکراری گوس-نیوتن

الگوریتم حل تکراری گوس-نیوتن دارای چند  
 مرحله است (Graham, 2007) که در ادامه مورد  
 بررسی قرار می‌گیرد:

۱- در ابتدا با توجه به اینکه معادله مسئله معکوس  
 در نهایت به صورت رابطه  $FJ=B$  در آمد، یک مقدار  
 تقریبی اولیه برای چگالی جریان  $J_0$  حدس زده  
 می‌شود (حدس اولیه).

۲- در مرحله دوم، حل مسئله مستقیم برای تعیین  
 مقادیر شبیه‌سازی انجام می‌شود (بر اساس روابط ۱  
 تا ۴ و همچنین روابط ۹ و ۱۰).

۳- پس از حل مسئله مستقیم، تغییرات چگالی  
 جریان  $\Delta J$  بر اساس رابطه ۱۵ محاسبه می‌شود:

$$\Delta J = (F^T F + \lambda R^T R)^{-1} F^T Z \quad (15)$$

که در آن،

(شکل ۵). در نهایت پس از حل مسئله و بازسازی تصاویر، پارامترهای خطای اندازه (SE) و خطای نسبی تصویر (IE) در سناریوهای مختلف اشیا هدف محاسبه شد. روابط ۱۷ و ۱۸ به ترتیب نحوه محاسبه پارامترهای خطای اندازه و جذر میانگین مربعات خطا را نشان می‌دهند:

$$SE = \left| \frac{DSO - RSO}{A_{CD}} \right| \quad (17)$$

$$IE = \frac{\|\sigma_R - \sigma_P\|}{\|\sigma_R\|} \quad (18)$$

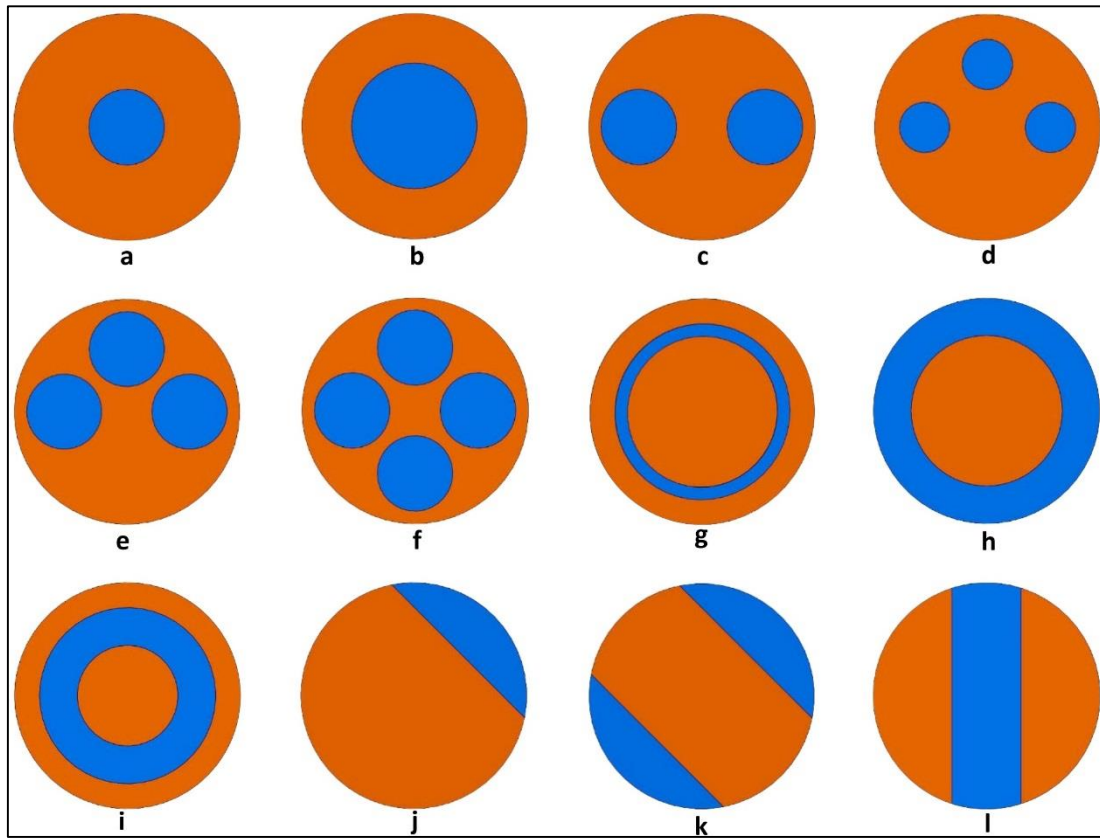
که در آنها،

$DSO^1$  = اندازه محاسبه شده شیء هدف توسط سامانه AC-MIT؛  $RSO^r$  = اندازه واقعی شیء هدف؛  $A_{CD}$  = مساحت کل مقطع تصویرسازی؛  $\sigma_R$  = مقدار واقعی هدایت الکتریکی؛ و  $\sigma_P$  = مقدار هدایت الکتریکی محاسبه شده توسط سامانه AC-MIT.

امر موجب می‌شود که زمان پردازش داده‌ها و همچنین زمان بازسازی تصویر کوتاه شود و برای پردازش‌های آنلاین مورد استفاده قرار گیرد (Li et al., 2012)

### ارزیابی عملکرد سامانه AC-MIT در محیط شبیه‌سازی

به منظور ارزیابی عملکرد سامانه AC-MIT در محیط شبیه‌سازی، قطر مدیا برابر با ۶۳۰ میلی‌متر در نظر گرفته شد و برای بازسازی تصویر از برنامه نوشته شده در نرم‌افزار C#.net Microsoft استفاده شد. در فرایند شبیه‌سازی، هدایت الکتریکی سیال در محیط تصویرسازی برابر با ۲۰ میکروزیمنس بر سانتی‌متر در نظر گرفته شد. شیء هدف نیز ترکیبی از اشکال هندسی مختلف و با هدایت الکتریکی ۲ میکروزیمنس بر سانتی‌متر فرض شد. در ارزیابی سامانه AC-MIT از دوازده نوع شیء هدف تکی و چندگانه با اشکال هندسی متفاوت استفاده شد



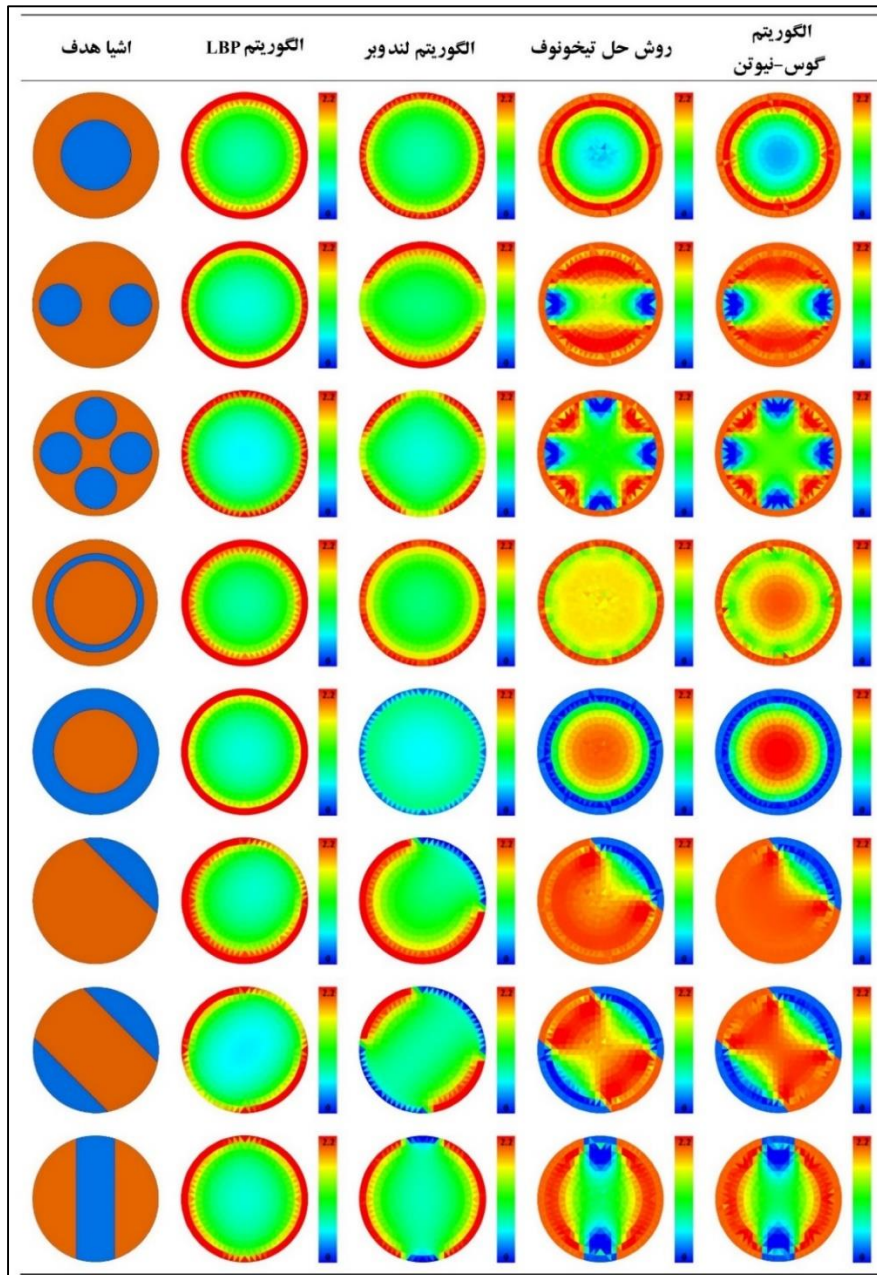
شکل ۵- اشیا هدف تکی و چندگانه در محیط تصویرسازی سامانه AC-MIT

Fig. 5- Single and multiple target objects in imaging region of the AC-MIT system

### نتایج و بحث

معادله با استفاده از الگوریتم‌های حل تکراری لندوبر و گوس-نیوتن، تعداد ۵۰ تکرار<sup>۱</sup> در نظر گرفته شد. شکل ۶ تصاویر بازسازی شده برخی از اشیا هدف با استفاده از الگوریتم‌های ذکر شده را نشان می‌دهد.

بازسازی تصویر در سامانه AC-MIT با استفاده از چهار الگوریتم LBP، روش منظم‌سازی تیخونوف، الگوریتم حل تکراری لندوبر و الگوریتم حل تکراری گوس-نیوتن انجام شد. در این پژوهش برای حل



شکل ۶- تصاویر بازسازی شده از اشیاء هدف در سامانه AC-MIT به وسیله الگوریتم های LBP، حل تکراری لندویر، روش منظم‌سازی تیخونوف و حل تکراری گوس-نیوتن

Fig. 6- Reconstructed images of target objects in the AC-MIT system using LBP algorithm, Landweber iterative algorithm, Tikhonov regularization method and iterative Gauss-Newton algorithm

نتایج حاصل از بررسی تصاویر بازسازی شده از اشیا هدف نشان داد که تصاویر بازسازی شده با استفاده از الگوریتم LBP از کیفیت مناسب برخوردار نیست و این مسئله در اشیا هدف دایره‌ای و حلقوی (اشیا هدف a تا i در شکل ۵) مشهودتر است. توانایی

الگوریتم لندویر در بازسازی تصاویر مطلوبتر از الگوریتم LBP است، اما باز هم کیفیت تصاویر بازسازی شده مناسب نیست. این الگوریتم در بازسازی تصاویر از اشیا هدف لایه‌ای<sup>۱</sup> (اشیا هدف z، k و l در شکل ۵) از عملکرد مناسبتری برخوردار

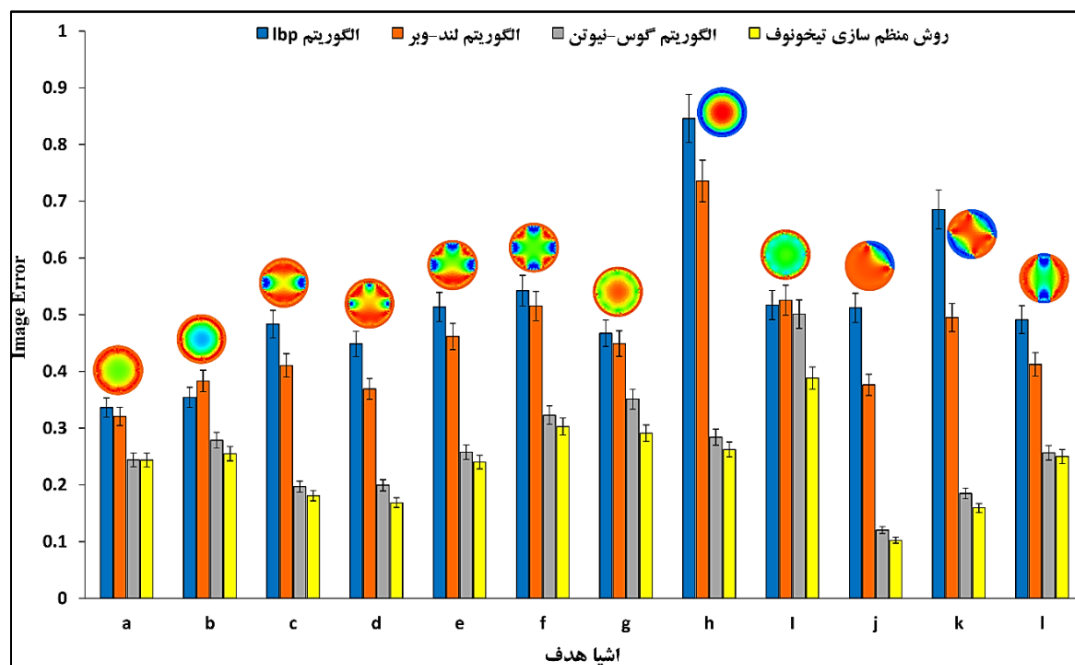
1- Stratified

بود که در تمامی تصاویر بازسازی شده، خطای نسبی تصویر الگوریتم‌های حل تکراری کمتر از روش حل غیر تکراری است (Tong *et al.*, 2019).

نتایج نشان داد که در تمامی الگوریتم‌های بازسازی تصویر، با نزدیک شدن اشیاء هدف به دیواره مدیا، خطای نسبی تصویر کاهش پیدا می‌کند. نتایج ارزیابی‌ها در مورد تعداد اشیاء هدف نشان داد که با افزایش تعداد اشیاء هدف، خطای نسبی تصویر افزایش می‌یابد. الموس و همکاران (Olmos *et al.*, 2012) در پژوهشی برای بازسازی تصویر در سامانه توموگرافی خازنی از الگوریتم‌های ترکیبی استفاده کردند. نتایج پژوهش آن‌ها نشان داد که با افزایش تعداد اشیاء هدف در مدیا، پارامتر خطای تصویر افزایش می‌یابد. شکل ۷ نمودار خطای تصویر اشیاء هدف مربوط به الگوریتم‌های بازسازی تصویر را نشان می‌دهد.

است. در مقابل تصاویر بازسازی شده با استفاده از روش حل تیخونوف و الگوریتم حل تکراری گوس-نیوتن از کیفیت بالاتری برخوردار است.

برای بررسی کیفیت تصاویر بازسازی شده در سامانه AC-MIT از دو پارامتر خطای نسبی تصویر و همچنین خطای اندازه استفاده شد. نتایج نشان داد که در تمامی اشیاء هدف، مقادیر خطای نسبی تصویر مربوط به الگوریتم حل تکراری گوس-نیوتن کمتر از سایر الگوریتم‌ها است. همچنین بیشترین مقدار خطای نسبی مربوط به الگوریتم LBP است که در مورد تمامی اشیاء هدف صدق می‌کند. در پژوهشی مشابه، برای بازسازی تصاویر سامانه توموگرافی خازنی از روش‌های حل غیر تکراری (مانند LBP) و روش حل تکراری (مانند الگوریتم حل تکراری لند-ویر) استفاده شد و الگوریتم‌های بازسازی تصویر مورد ارزیابی قرار گرفت. نتایج این پژوهش حاکی از این















شکل ۷- مقادیر پارامتر خطای نسبی تصاویر بازسازی شده از اشیاء هدف در سامانه AC-MIT با استفاده از الگوریتم‌های LBP، حل تکراری لندویر، روش منظم سازی تیخونوف و حل تکراری گوس-نیوتن

Fig. 7- The Image Error of reconstructed image in AC-MIT system using LBP algorithm, Landweber iterative algorithm, Tikhonov regularization method and iterative Gauss-Newton algorithm

اندازه کاهش پیدا می‌کند. بر اساس این نتایج کمترین مقدار خطای اندازه مربوط به الگوریتم بازسازی تصویر گوس-نیوتن و شی هدف تکی بوده و مقدار آن برابر با ۱/۲۳۶ درصد است. بیشترین مقدار خطای اندازه برابر با ۲۸/۹۵۵ درصد بوده و مربوط به روش منظم‌سازی تیخونوف و شی هدف چهارگانه است. طربی و همکاران (Tarabi *et al.*, 2022) در پژوهشی مشابه، الگوهای سنجش یک سامانه توموگرافی امپدانس الکتریکی را مورد بررسی قرار دادند. نتایج تحقیق آن‌ها نشان داد که در تمامی الگوهای سنجش، با نزدیک شدن شی هدف به دیواره مدیا، پارامتر خطای اندازه کاهش می‌یابد.

جدول ۱ نتایج حاصل از پارامتر خطای اندازه تصاویر بازسازی شده سامانه AC-MIT توسط الگوریتم حل تکراری گوس-نیوتن و روش منظم‌سازی تیخونوف را نشان می‌دهد. لازم به ذکر است که به دلیل عدم تشکیل تصاویر واضح از اشیا هدف توسط الگوریتم‌های LBP و لندوبر، پارامتر خطای اندازه برای این دو الگوریتم مورد بحث قرار نگرفت. نتایج نشان داد که در هر دو الگوریتم حل تکراری گوس-نیوتن و روش منظم‌سازی تیخونوف، افزایش تعداد اشیا هدف موجب افزایش پارامتر خطای اندازه می‌شود. همچنین در اشیا هدف مشابه، با نزدیک شدن شی هدف به دیواره مدیا، خطای

جدول ۱- نتایج حاصل از پارامتر خطای اندازه تصاویر بازسازی شده در سامانه AC-MIT  
Table 1- Results of Size Error (SE) parameter of reconstructed images in AC-MIT system.

اشیای هدف Target Objects	مقادیر خطای اندازه (Size Error %)		اشیای هدف Target Objects	مقادیر خطای اندازه (Size Error %)	
	الگوریتم حل تکراری گوس-نیوتن Iterative Gauss-Newton algorithm	روش منظم‌سازی تیخونوف Tikhonov regularization method		الگوریتم حل تکراری گوس-نیوتن Iterative Gauss-Newton algorithm	روش منظم‌سازی تیخونوف Tikhonov regularization method
	1.2369	3.0437		2.9467	
	12.377	10.945		24.201	28.452
	14.429	14.681		14.119	10.794
	10.564	11.612		7.7157	7.9815
	21.767	21.597		14.664	15.713
	28.263	28.955		19.684	19.693

گرفت. قسمت‌های اصلی این سامانه شامل حسگرهای فرستنده و گیرنده، سامانه تحصیل داده و الگوریتم بازسازی تصویر است. برخلاف سایر سامانه‌های توموگرافی القای الکترومغناطیسی که در

## نتیجه‌گیری

در این پژوهش، ارزیابی عملکرد چهار الگوریتم بازسازی تصویر در سامانه توموگرافی القای الکترومغناطیسی با جریان اعمالی مورد بررسی قرار

منظم‌سازی تیخونوف، افزایش تعداد اشیا هدف موجب افزایش پارامتر خطای اندازه می‌شود. به عنوان نتیجه‌گیری کلی می‌توان بیان کرد که الگوریتم حل تکراری گوس-نیوتن عملکرد مطلوب‌تری نسبت به سایر الگوریتم‌ها دارد که این امر می‌تواند ناشی از تعداد تکرارهای حل الگوریتم باشد. افزایش تعداد تکرارها اگر چه موجب تولید تصاویر با کیفیت بالاتر می‌شود، اما زمان محاسبه برای عملیات بازسازی تصویر را نیز افزایش می‌دهد و این مسئله موجب بروز مشکل در کاربردهای آنلاین می‌شود. همچنین تصاویر بازسازی‌شده توسط روش منظم‌سازی تیخونوف که یک الگوریتم غیر تکراری است نسبت به تصاویر بازسازی‌شده توسط الگوریتم حل تکراری لندوبر، از کیفیت مناسب‌تری برخوردار است. مقایسه بین دو الگوریتم حل تکراری گوس-نیوتن و روش منظم‌سازی تیخونوف نشان می‌دهد که اگرچه تصاویر بازسازی‌شده توسط الگوریتم گوس-نیوتن مطلوب‌تر از روش منظم‌سازی تیخونوف است، اما زمان محاسبه برای عملیات بازسازی تصویر نیز بیشتر است. بنابراین بین کیفیت تصاویر بازسازی‌شده و زمان لازم برای عملیات بازسازی تصویر، بایستی مصالحه انجام داد و با توجه به نوع مسئله، از الگوریتم بازسازی تصویر مناسب استفاده کرد.

آن حسگرهای فرستنده از نوع کویل هستند، سامانه AC-MIT شامل دو عدد الکتروود حلقوی در قالب حسگر فرستنده و ۶۴۸ عدد کویل به عنوان حسگر گیرنده است. به منظور بررسی عملکرد این سامانه از دوازده نوع ترکیب شی هدف شامل اشیا هدف تکی و چندگانه با شکل‌های هندسی متفاوت استفاده شد و بازسازی تصویر با استفاده از چهار الگوریتم LBP، الگوریتم حل تکراری لندوبر، روش منظم‌سازی تیخونوف و الگوریتم حل تکراری گوس-نیوتن انجام شد. برای بررسی کیفیت تصویر بازسازی‌شده از پارامترهای خطای اندازه و خطای نسبی تصویر استفاده شد. نتایج نشان داد که در تمامی اشیا هدف، مقادیر خطای نسبی تصویر مربوط به الگوریتم حل تکراری گوس-نیوتن کمتر از سایر الگوریتم‌ها است. بیشترین خطای نسبی تصویر نیز مربوط به الگوریتم LBP است. همچنین در تمامی الگوریتم‌های بازسازی تصویر، با نزدیک شدن اشیا هدف به دیواره مدیا، خطای نسبی تصویر کاهش پیدا می‌کند. نتایج ارزیابی‌ها در مورد تعداد اشیا هدف نشان داد که با افزایش تعداد اشیا هدف، خطای نسبی تصویر افزایش می‌یابد. نتایج حاصل از پارامتر خطای اندازه نیز نشان داد که در هر دو الگوریتم حل تکراری گوس-نیوتن و روش

### قدردانی

این پژوهش به سفارش سازمان بنادر و دریانوردی و در قالب طرح پژوهشی-کاربردی به شماره ۳۵۲۸/ص۲۰ در آزمایشگاه مکترونیک دانشگاه تهران به اجرا درآمد که بدین وسیله از همکاری ایشان تشکر و قدردانی به عمل می‌آید.

### تعارض منافع

نویسندگان در خصوص مقاله ارائه شده به طور کامل از سوء اخلاق نشر، از جمله سرقت ادبی، سوء رفتار، جعل داده‌ها و یا ارسال و انتشار دوگانه، پرهیز نموده‌اند و منافی تجاری در این راستا وجود ندارد.

## مراجع

- Babu, K. S., & Amamcharla, J. K. (2021). Rehydration characteristics of milk protein concentrate powders monitored by electrical resistance tomography. *JDS Communications*, 2(6), 313-318. <https://doi.org/10.3168/jdsc.2021-0125>.
- Graham, B. M. (2007). Enhancements in electrical impedance tomography (EIT) image reconstruction for 3D lung imaging (Ph. D. Thesis), University of Ottawa, Ottawa, Canada.
- Han, M., Cheng, X., & Xue, Y. (2016). Comparison with reconstruction algorithms in magnetic induction tomography. *Physiological Measurement*, 37(5), 683-697. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/37/5/683>
- Hao, L., Li, G., & Lin, L. (2013). Optimization of measurement arrangements for magnetic detection electrical impedance tomography. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 61(2), 444-452. <https://doi.org/10.1109/TBME.2013.2280632>.
- Humplik, P., Cermak, P., & Zid, T. (2016). Electrical impedance tomography for decay diagnostics of Norway spruce (*Picea abies*): possibilities and opportunities. *Silva Fennica*, 50(1), 1341. <https://doi.org/10.14214/sf.1341>.
- Jinchuang, Z., Wenli, F., Taoshen, L., & Shi, W. (2002). An image reconstruction algorithm based on a revised regularization method for electrical capacitance tomography. *Measurement Science and Technology*, 13(4), 638-640. <http://dx.doi.org/10.1088/0957-0233/13/4/329>.
- Li, G., Hao, L., Chen, R., & Lin, L. (2012). A new electrode mode for magnetic detection electrical impedance tomography: Computer simulation study. *IEEE Transactions on Magnetics*, 48(10), 2543-2550. <https://doi.org/10.1109/TMAG.2012.2200692>.
- Liu, X., & Wang, Y. (2022). An improved conjugate gradient image reconstruction algorithm for electromagnetic tomography. *Sensing and Imaging*, 23(1), <https://doi.org/10.1007/s11220-021-00374-y>.
- Liu, X., Liu, Z., & Yue, Y. (2019). Simulation research of impact of number of coils in EMT sensors on reconstructed images quality. *Sensing and Imaging*, 20, 1-13. <https://doi.org/10.1007/s11220-019-0250-2>.
- Liu, Z., Yang, G., He, N., & Tan, X. (2012). Landweber iterative algorithm based on regularization in electromagnetic tomography for multiphase flow measurement. *Flow Measurement and Instrumentation*, 27, 53-58. <https://doi.org/10.1016/j.flowmeasinst.2012.04.011>.
- Ma, L., & Soleimani, M. (2018). Magnetic induction spectroscopy for permeability imaging. *Scientific Reports*, 8(1), 7025. <https://doi.org/10.1038/s41598-018-25507-4>.
- Ma, L., McCann, D., & Hunt, A. (2017). Combining magnetic induction tomography and electromagnetic velocity tomography for water continuous multiphase flows. *IEEE Sensors Journal*, 17(24), 8271-8281. <https://doi.org/10.1109/JSEN.2017.2758601>.
- Marefatallah, M., Breakey, D., & Sanders, R. S. (2021). Experimental study of local solid volume fraction fluctuations in a liquid fluidized bed: Particles with a wide range of stokes numbers. *International Journal of Multiphase Flow*, 135, 103348. <https://doi.org/10.1016/j.ijmultiphaseflow.2020.103348>.
- Mary, B., Peruzzo, L., Boaga, J., Cenni, N., Schmutz, M., Wu, Y., & Cassiani, G. (2020). Time-lapse monitoring of root water uptake using electrical resistivity tomography and mise-à-la-masse: a vineyard infiltration experiment. *Soil*, 6(1), 95-114. <https://doi.org/10.5194/soil-6-95-2020>.
- Olmos, A. M., Botella, G., Castillo, E., Morales, D. P., Banqueri, J., & García, A. (2012). A reconstruction method for electrical capacitance tomography based on image fusion techniques. *Digital Signal Processing*, 22(6), 885-893. <https://doi.org/10.1016/j.dsp.2012.07.002>.
- Porzuczek, J. (2019). Assessment of the spatial distribution of moisture content in granular material using electrical impedance tomography. *Sensors*, 19(12), 2807. <https://doi.org/10.3390/s19122807>.



- Taghizadeh-Tameh, J., Mousazadeh, H., Rafiee, S., & Tarabi, N. (2023). Development and evaluation of a slurry density measurement system based on Applied Current-Magnetic Induction Tomography (AC-MIT). *Flow Measurement and Instrumentation*, 93, 102427. <https://doi.org/10.1016/j.flowmeasinst.2023.102427>.
- Tan, C., Wu, Y., Xiao, Z., & Dong, F. (2018). Optimization of dual frequency-difference MIT sensor array based on sensitivity and resolution analysis. *IEEE Access*, 6, 34911-34920. <https://doi.org/10.1109/ACCESS.2018.2849412>.
- Tarabi, N., Mousazadeh, H., Jafari, A., Taghizadeh-Tameh, J., & Kiapey, A. (2022). Experimental evaluation of some current injection-voltage reading patterns in electrical impedance tomography (EIT) and comparison to simulation results-case study: large scales. *Flow Measurement and Instrumentation*, 83, 102087. <https://doi.org/10.1016/j.flowmeasinst.2021.102087>.
- Theraja, B. (2008). A textbook of electrical technology. Chand (S.) & Co Ltd, India.
- Tong, G., Liu, S., & Liu, S. (2019). Computationally efficient image reconstruction algorithm for electrical capacitance tomography. *Transactions of the Institute of Measurement and Control*, 41(3), 631-646. <http://dx.doi.org/10.1177/0142331218763013>.
- Vauhkonen, M., Vadász, D., Karjalainen, P. A., Somersalo, E., & Kaipio, J. P. (1998). Tikhonov regularization and prior information in electrical impedance tomography. *IEEE transactions on medical imaging*, 17(2), 285-293.
- Wang, C., Liu, R., Fu, F., You, F., Shi, X., & Dong, X. (2007). Image reconstruction for magnetic induction tomography and preliminary simulations on a simple head model. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 4406-4409.
- Wang, M. (2022). *Industrial tomography: systems and applications*. 2<sup>nd</sup> Ed. Elsevier.
- Wei, H. Y., Ma, L., & Soleimani, M. (2012). Volumetric magnetic induction tomography. *Measurement Science and Technology*, 23(5), 055401. <http://doi.org/10.1088/0957-0233/23/5/055401>.
- Wei, K., Qiu, C. H., & Primrose, K. (2016). Super-sensing technology: Industrial applications and future challenges of electrical tomography. *Philosophical Transactions of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, 374, 20150328. <http://doi.org/10.1098/rsta.2015.0328>.
- Wu, X. J., Xu, M. D., Li, C. D., Ju, C., Zhao, Q., & Liu, S. X. (2021). Research on image reconstruction algorithms based on autoencoder neural network of Restricted Boltzmann Machine (RBM). *Flow Measurement and Instrumentation*, 80, 102009. <https://doi.org/10.1016/j.flowmeasinst.2021.102009>.
- Yang, W. Q., & Peng, L. (2002). Image reconstruction algorithms for electrical capacitance tomography. *Measurement science and technology*, 14(1), 1-13. <https://doi.org/10.1088/0957-0233/14/1/201>.
- Yin, W., & Peyton, A. J. (2006). A planar EMT system for the detection of faults on thin metallic plates. *Measurement Science and Technology*, 17(8), 2130. <https://doi.org/10.1088/0957-0233/17/8/011>.
- Yin, W., Chen, G., Chen, L., & Wang, B. (2011). The design of a digital magnetic induction tomography (MIT) system for metallic object imaging based on half cycle demodulation. *IEEE Sensors Journal*, 11(10), 2233-2240. <https://doi.org/10.1109/JSEN.2011.2128866>.
- Zhao, X., Zhuang, H., Yoon, S. C., Dong, Y., Wang, W., & Zhao, W. (2017). Electrical impedance spectroscopy for quality assessment of meat and fish: A review on basic principles, measurement methods, and recent advances. *Journal of Food Quality*, 2017, 6370739. <https://doi.org/10.1155/2017/6370739>.



Research Paper

# Performance Comparison of Image Reconstruction Algorithms in Magnetic Induction Tomography System

J. Taghizadeh-Tameh, H. Mousazadeh\*, Sh. Rafiee and N. Tarabi

\*Corresponding Author: Associate Professor, Agricultural Machinery Engineering, Department of Agricultural Machinery Engineering, Faculty of Agriculture, University of Tehran, Tehran, Iran. Email: [hmousazadeh@ut.ac.ir](mailto:hmousazadeh@ut.ac.ir)

Received: 5 February 2024, Accepted: 23 April 2024

[http://doi: 10.22092/amsr.2024.364897.1476](http://doi:10.22092/amsr.2024.364897.1476)

## Abstract

Magnetic induction tomography (MIT) is one of the new imaging techniques, and due to its characteristic such as non-intrusive and non-destructive, it has potential for use in many industries, including biological industries, multiphase flows, medical imaging, agriculture and food industries. Main parts of the MIT system are transmitter and receiver sensors, data acquisition system and image reconstruction algorithm. In this research, performance comparison of four image reconstruction algorithms in applied current magnetic induction tomography (AC-MIT) system was investigated. This system has two innovative annular electrodes as transmitter sensors and 648 coils as a receiver sensor. In order to evaluate the system performance, 12 combinations of target objects were used and image reconstruction was performed using linear back projection algorithm, Landweber iterative algorithm, Tikhonov regularization method and iterative Gauss-Newton algorithm. Size error (SE) and Relative image error (IE) parameters were used to evaluate the quality of the reconstructed images. The results showed that in all combinations of target objects, the IE values of iterative Gauss-Newton algorithm are lower than other algorithms. The results of size error parameter showed that in all four image reconstruction algorithms; increasing number of target objects increases SE parameter. As a general conclusion, it can be stated that iterative Gauss-Newton algorithm has a better performance compared to other algorithms.

**Keywords:** Ill-posed Problem, Image Error, Iterative Solution Algorithm, Target Objects



© 2023 Agricultural Mechanization and Systems Research, Karaj, Iran. This is an open access article distributed under the terms and conditions of the [Creative Commons Attribution 4.0 International \(CC BY 4.0 license\)](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/)