

طراحی و شبیه‌سازی عملکرد سامانه توموگرافی القای الکترومغناطیسی به منظور بازسازی تصویر از مقاطع جریان دوفازی جامد-مایع

جلیل تقی‌زاده طامه^۱، حسین موسی‌زاده^{۱*}، شاهین رفیعی^۱ و نازیلا طربی^۱

تاریخ پذیرش: ۱۴۰۰/۸/۳۰

تاریخ دریافت: ۱۴۰۰/۷/۲۸

۱- گروه مهندسی مکانیک بیوسیستم، دانشکده مهندسی و فناوری کشاورزی، دانشگاه تهران، تهران، ایران

* مسئول مکاتبه: E-mail: hmousazade@ut.ac.ir

چکیده

سامانه‌های جریان چندفازی بخش مهمی از فرایندهای صنعتی هستند که از جمله آن‌ها می‌توان به صنایع غذایی، دارویی، نفت و پتروشیمی و همچنین کشاورزی اشاره کرد. به منظور پایش و کنترل این سامانه‌ها درون مسیرهای بسته، تعیین مشخصه‌های آن مانند جریان جرمی مواد، غلظت جرمی، غلظت حجمی، چگالی، سرعت و توزیع همگنی سیال عبوری امری ضروری است. یکی از روش‌های نسبتاً جدید پایش سیال درون لوله، توموگرافی (مقطع‌نگاری) القای الکترومغناطیسی است که مزیت اصلی آن عدم تماس حسگرها با سیال مورد مطالعه است. در این پژوهش طراحی و شبیه‌سازی عملکرد سامانه توموگرافی القای الکترومغناطیسی با جریان اعمالی مورد مطالعه قرار گرفت. سامانه مذکور شامل دو عدد الکتروود حلقوی در قالب حسگر فرستنده و ۱۹۶ کوئل به عنوان حسگر گیرنده است. به منظور شبیه‌سازی عملکرد این سیستم، سه موقعیت مکانی ($R=0$)، $R=0.35$ ، $R=0.65$ برای شی هدف در نظر گرفته شد و بازسازی تصویر با استفاده از الگوریتم حل تکراری لندوبر و روش منظم‌سازی تیخونوف انجام شد. برای بررسی کیفیت تصویر بازسازی شده پارامترهای خطای اندازه و میانگین مربعات خطا در ضرایب مختلف منظم‌سازی محاسبه شد. نتایج نشان داد که مقدار میانگین مربعات خطا با افزایش ضریب منظم‌سازی، افزایش و با نزدیک شدن شی هدف به دیواره مقطع کاهش می‌یابد. پارامتر خطای اندازه نیز با نزدیک شدن شی هدف به دیواره مقطع، کاهش می‌یابد. کمترین و بیشترین مقدار خطای اندازه محاسبه شده مربوط به موقعیت مکانی $R=0.65$ و موقعیت مکانی وسط بود که مقادیر آن‌ها به ترتیب برابر با 0.13% و 5.72% به دست آمد.

واژه‌های کلیدی: الکتروود حلقوی، توموگرافی القای الکترومغناطیسی، روش حل تکراری، کوئل، هدایت الکتریکی

Design and Performance Simulation of Magnetic Induction Tomography System for Image Reconstruction of Solid-liquid Two-phase Flow

Jalil Taghizadeh-Tameh¹, Hossein Mousazadeh^{1*}, Shahin Rafiee¹ and Nazilla Tarabi¹

Received: 20 Oct 2021

Accepted: 21 Nov 2021

1- Department of Mechanical Engineering of Biosystems, Faculty of Agricultural and Natural Resource, University of Tehran, Tehran, Iran

*Corresponding Author: E-mail: hmousazade@ut.ac.ir

Abstract

Multiphase flow systems are important parts of industrial processes, including the food, pharmaceutical, oil and petrochemical industries and also agriculture. In order to monitor and control these systems, it is necessary to determine its characteristics such as mass flow of materials, mass concentration, volumetric concentration, density, velocity and homogeneity distribution of fluid. Magnetic induction tomography is one of the new methods of monitoring fluid in pipelines. Its main advantage is that MIT sensors have no contact with the fluid flow. In this research, design and performance simulation of applied current magnetic induction tomography (AC-MIT) system was studied. The system included two annular electrodes as a transmitter sensor and 196 coils as a receiver sensor. In order to performance simulation of the system, three positions ($R=0$, $R=0.35$, $R=0.65$) were considered for the target object and the image reconstructed using Landweber iterative algorithm with Tikhonov regularization method. To evaluate the quality of the reconstructed image, size error (SE) and root mean square error (RMSE) were calculated in different regularization coefficients. The results showed that RMSE increases with increasing regularization coefficient and decreases when the target object approaches the cross-sectional wall. SE parameter decreases as the target object approaches the cross-sectional wall. The minimum and maximum values of the calculated SE were related to $R=0.65$ and middle position, equal to 0.13 % and 5.72%, respectively.

Keywords: Annular electrodes, Coil, Electrical conductivity, Iterative solution method, Magnetic induction tomography

How to cite:

Taghizadeh-Tameh, J., Mousazadeh, H., Rafiee, Sh. and Tarabi, N. 2021. *Design and Performance Simulation of Magnetic Induction Tomography System for Image Reconstruction of Solid-liquid Two-phase Flow*. Journal of Agricultural Mechanization 6 (3): 23-31.

۱- مقدمه

سامانه‌های جریان چندفازی بخش مهمی از فرایندهای صنعتی، صنایع غذایی، دارویی، نفت و پتروشیمی و همچنین کشاورزی هستند. این سامانه‌ها حلقه واسط بین مواد اولیه و محصول نهایی هستند و به همین دلیل پردازش آن‌ها از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است (Wang, 2015). به منظور پایش و کنترل جریان چندفازی درون مسیرهای بسته، تعیین مشخصه‌های آن مانند جریان جرمی مواد، غلظت جرمی، غلظت حجمی، چگالی، سرعت و توزیع همگنی سیال عبوری امری ضروری است (Lay- Ekuakille et al. 2014). روش‌های متفاوتی برای تعیین غلظت سیال درون لوله (مسیرهای بسته) وجود دارد که بسته به عواملی همچون نوع و جنس ذرات درون سیال، توزیع ذرات در مقطع لوله، قطر لوله، فشار و دمای سیال و ... از یکی از این روش‌ها استفاده می‌شود. این روش‌ها را می‌توان بر اساس نوع حسگر تقسیم‌بندی کرد که از جمله آن‌ها می‌توان به روش‌های مکانیکی، نوری، صوتی، الکتریکی و الکترومغناطیسی اشاره کرد. در روش‌های مذکور معمولاً کل مقطع لوله مورد بررسی قرار نمی‌گیرد و صرفاً به اندازه‌گیری تک-نقطه‌ای درون لوله پرداخته می‌شود. در لوله‌های با قطر زیاد (معمولاً بیش از ۵۰ سانتیمتر)، سیال در کل مقطع لوله همگن نبوده و اندازه‌گیری به صورت تک-نقطه‌ای نمی‌تواند برآورد مناسبی از کل سطح مقطع لوله باشد و موجب ایجاد خطاهای بزرگ می‌شود.

یکی از روش‌های نسبتاً جدید پایش سیال درون لوله، توموگرافی (مقطع‌نگاری) الکتریکی است که به سه دسته توموگرافی امپدانس الکتریکی^۱، توموگرافی خازنی^۲ و توموگرافی القای الکترومغناطیسی^۳ تقسیم می‌شود. در روش توموگرافی بر خلاف روش‌های مرسوم، کل مقطع لوله مورد بررسی قرار می‌گیرد و در نهایت تصویری دو بعدی یا سه بعدی از توزیع مشخصه مورد نظر سیال در مقطع لوله تشکیل می‌شود. در سال‌های اخیر پژوهش‌های زیادی بر روی سامانه‌های توموگرافی در حوزه‌های مختلف از جمله پزشکی (Durlak & Kwinta. 2013) و صنایع نفت و پتروشیمی (Jia et al. 2015) انجام شده و برخی پژوهش‌ها در زمینه کشاورزی و صنایع غذایی (Gnecchi et al. 2012, Grossi & Riccò. 2017, Van treeck et al. 2019) نیز صورت گرفته است.

در بین تکنیک‌های توموگرافی الکتریکی، روش توموگرافی القای الکترومغناطیسی به دلیل عدم تماس حسگرها با سیال مورد مطالعه از جایگاه ویژه‌ای برخوردار است. در این روش از خاصیت القای الکترومغناطیس برای تعیین مشخصات مختلف مواد استفاده می‌شود. قسمت‌های اصلی این سامانه عبارتند از: ۱) حسگرهای فرستنده و گیرنده ۲) سامانه جمع‌آوری داده و ۳) رایانه برای بازسازی تصویر توموگرافی. در سیستم‌های معمولی توموگرافی القای الکترومغناطیس،

حسگرها مجموعه‌ای از سیم‌پیچ‌ها هستند که با الگوی دایره‌ای بر روی محیط لوله انتقال سیال قرار می‌گیرند. در صورت افزایش قطر لوله (بیش از ۵۰ سانتیمتر)، شار مغناطیسی نمی‌تواند به خوبی از بین سیال عبور کند و توسط حسگرهای گیرنده دریافت شود. برای رفع این مشکل، به جای استفاده از سیم‌پیچ به عنوان حسگرهای فرستنده، از الکترومغناطیس استفاده می‌شود. روش کار القای الکترومغناطیس به این صورت است که سیگنال الکتریکی با فرکانس و توان مشخص به حسگر فرستنده اعمال شده و پس از آن، ولتاژ القا شده در حسگر گیرنده دریافت و پردازش می‌شود. پژوهش‌های انجام شده در حوزه توموگرافی القای الکترومغناطیس عمدتاً بر روی محیط‌های با حداکثر قطر ۲۰ سانتیمتر بوده که در ادامه به برخی از آن‌ها اشاره می‌شود.

(Wei & Wilkinson (2011) به طراحی و ساخت حسگر فرستنده-گیرنده القای الکترومغناطیس پرداختند. در این پژوهش از یک حسگر فرستنده و دو حسگر گیرنده استفاده شد. حسگرهای گیرنده به ترتیب با زاویه‌های ۹۰ درجه و ۱۸۰ درجه نسبت به حسگر فرستنده قرار گرفته و فاصله حسگر فرستنده و گیرنده در زاویه ۱۸۰ درجه برابر ۲۰ سانتیمتر بود. نمونه‌های مورد آزمایش شامل محلول آب-نمک با سه غلظت ۱٪ (۱/۵۹ S/m)، ۳٪ (۴/۲۴ S/m) و ۵٪ (۶/۴۴ S/m) و همچنین صفحات فلزی از جنس آلومینیوم و فولاد بود. محلول‌های آب-نمک و صفحات فلزی در فرکانس‌های ۳ مگاهرتز و ۱۰ مگاهرتز مورد آزمایش قرار گرفتند و تغییرات دامنه و فاز سیگنال گیرنده با استفاده از دمودولاتور^۴ I/Q اندازه‌گیری شد. (Ma et al (2015) برای تصویر کردن فاز رسانا در سیال چندفازی، از سیستم توموگرافی القای الکترومغناطیسی استفاده کردند. سیستم مورد استفاده شامل ۱۶ حسگر بود، ۸ حسگر فرستنده که با ولتاژ ۱۵ ولت در فرکانس ۱۳ مگاهرتز راه‌اندازی می‌شدند و ۸ حسگر به عنوان گیرنده. قطر محیط مورد آزمایش ۱۹ سانتیمتر بود. نتایج تجربی نشان داد که در نسبت مساحت ۸/۶۹٪ (نسبت فاز رسانا به کل)، این سیستم قادر به تصویر کردن رسانایی S/m ۰/۰۶ است.

(Wei & Soleimani (2012) جریان دوفازی با هدایت الکتریکی پایین را به وسیله توموگرافی القای الکترومغناطیسی تصویر کردند. سامانه توموگرافی مورد مطالعه در این پژوهش شامل ۱۶ سیم‌پیچ (۸ فرستنده و ۸ گیرنده) بوده و فرکانس کاری برابر با ۱۳ مگاهرتز بود. سیال آزمایش شامل محلول آب-نمک با ۵ غلظت مختلف صفر درصد، ۰/۱٪، ۰/۳٪ و ۰/۵٪ بود و برای بازسازی تصویر از روش LI^۵ استفاده شد. این سامانه قادر بود انحراف‌های کوچک در هدایت الکتریکی (تا حدود ۱/۵۸ S/m) را تصویر کند.

در پژوهشی دیگر از ترکیب توموگرافی القای الکترومغناطیسی و توموگرافی سرعت الکترومغناطیسی برای سیال چندفاز همراه با آب استفاده شد. در این پژوهش به بررسی اصول اندازه‌گیری و نتایج آزمایشی

¹ Electrical impedance tomography

² Electrical capacitance tomography

³ Magnetic induction tomography

⁴ In phase and quadrature demodulator

⁵ linearized inverse

الکتریکی، نحوه چیدمان حسگرها و ظرفیت القای مغناطیسی حسگرها است. نحوه چیدمان حسگرها با توجه به محیطی که تصویرسازی بر روی آن انجام می‌شود، تعیین شده و سه مدل از مهمترین الگوی چیدمان حسگرها شامل الگوی دایره‌ای، صفحه‌ای یک‌طرفه و صفحه‌ای دوطرفه است (شکل ۱). در این پژوهش با توجه به اینکه جریان دو فازی از درون لوله عبور می‌کند و محیط تصویرسازی به صورت دایره‌ای است، از الگوی دایره‌ای برای چیدمان حسگرها استفاده شد.

فرکانس سیگنال الکتریکی با توجه به قطر محیط تصویرسازی و همچنین میزان نفوذ شار مغناطیسی تعیین می‌شود. معادله (۱) رابطه بین هدایت الکتریکی سیال، میزان نفوذ شار مغناطیسی و فرکانس سیگنال الکتریکی را نشان می‌دهد (Wang, 2015)

$$\delta = \frac{1}{\sqrt{f \mu \sigma \pi}} \quad (1)$$

که در آن δ عمق نفوذ شار مغناطیسی، f فرکانس سیگنال الکتریکی، σ هدایت الکتریکی سیال و μ ضریب نفوذپذیری مغناطیسی است.

جریان سنج چندفاز که قادر به اندازه‌گیری جریان حجمی آب در یک سیال چند فاز است، پرداخته شد. قطر داخلی لوله استفاده شده ۸۰ میلی‌متر بود. در این پژوهش از روغن سیلیکون با گراندروی Cst ۲۰ و هدایت الکتریکی ۳۵ mS/cm استفاده شده است. سرعت سطحی آب برابر با ۰/۰۵۵ m/s و سرعت سطحی روغن در بازه ۰/۰۲۸ m/s - ۰/۰۰۸ m/s متغیر بوده است (Ma et al. 2017).

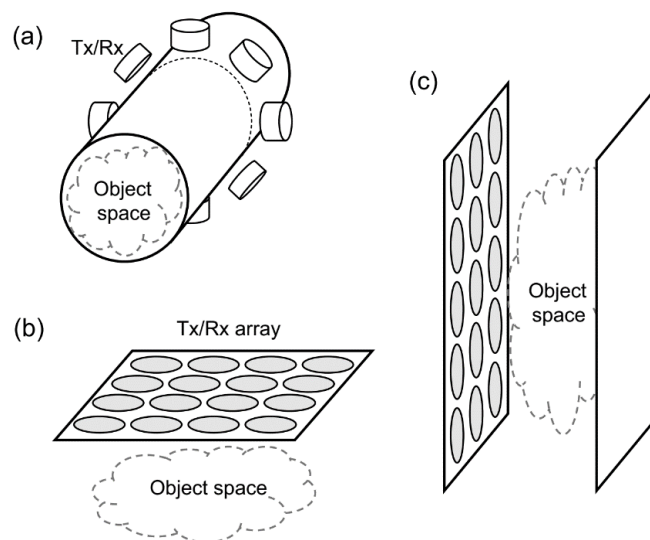
سیستم‌های موجود توموگرافی القای الکترومغناطیسی برای استفاده در محیط‌های با حداکثر قطر ۲۰ سانتیمتر هستند و طراحی این سیستم برای محیط‌های با قطر بیشتر امری اجتناب‌ناپذیر است. بنابراین، هدف از انجام این پژوهش طراحی و شبیه‌سازی عملکرد سامانه توموگرافی القای الکترومغناطیسی به منظور بازسازی تصویر از مقاطع جریان دوفازی جامد-مایع در لوله‌های با قطر بیش از ۵۰ سانتیمتر است.

۲- مواد و روش‌ها

۲-۱- طراحی سیستم توموگرافی القای

الکترومغناطیسی

همانطور که قبلاً اشاره شد اصول کار سیستم توموگرافی القای الکترومغناطیسی بر مبنای قانون القای مغناطیسی است. قسمت‌های اصلی این سیستم شامل حسگرهای فرستنده و گیرنده، سیستم جمع-آوری داده و رایانه برای بازسازی تصویر توموگرافی است. عوامل اصلی در طراحی این سیستم شامل هدایت الکتریکی سیال، فاصله حسگرهای فرستنده و گیرنده (عمق نفوذ شار مغناطیسی)، فرکانس سیگنال



شکل ۱- انواع آرایش حسگرها در سامانه توموگرافی القای الکترومغناطیسی: (a) الگوی دایره‌ای، (b) الگوی صفحه‌ای یک طرفه، (c) الگوی صفحه‌ای دوطرفه

Fig 1. Typical sensor array configurations in the magnetic induction tomography system, (a) circular configuration; (b) planar configuration; (c) dual-sided planar configuration

که در آن $r - r' = (r_x - r'_x, r_y - r'_y, r_z - r'_z)$ فاصله بین منبع جریان $J(r)$ و حسگرهای اندازه‌گیری چگالی شار مغناطیسی $B(r')$ بوده و μ_0 ضریب نفوذپذیری مغناطیسی در خلا است.

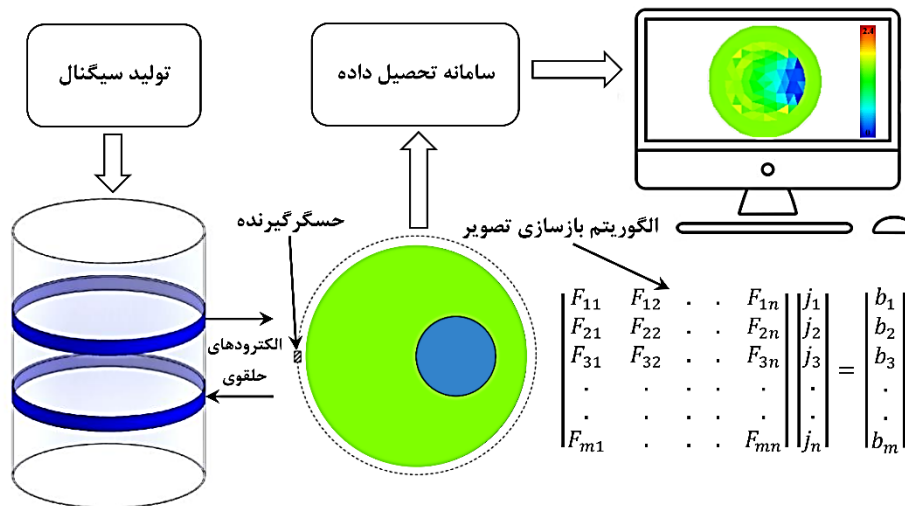
حسگرهای گیرنده که شامل تعدادی کوئل (۱۹۶ کوئل) می‌باشند پیرامون محیط قرار دارند و ولتاژ ناشی از میدان مغناطیسی ایجاد شده طبق رابطه (۳) در آن‌ها القا می‌شود.

$$V = -nA \frac{dB}{dt} \quad (3)$$

که در آن V ولتاژ القا شده، n تعداد حلقه‌های کوئل، A مساحت سطح کوئل، B چگالی شار مغناطیسی و t زمان است. با اندازه‌گیری این ولتاژ می‌توان برخی از خصوصیات الکتریکی ماده مانند هدایت الکتریکی را اندازه‌گیری کرد. شکل ۲ شماتیک سامانه توموگرافی القای الکترومغناطیسی با جریان اعمالی را نشان می‌دهد.

در یک سامانه توموگرافی معمولی حسگرهای فرستنده و گیرنده مجموعه‌ای از کوئل‌ها هستند که پیرامون محیط تصویرسازی قرار می‌گیرند. در سیستم‌هایی که قطر محیط تصویرسازی نسبتاً بزرگ است (بیش از ۵۰ سانتیمتر)، شار مغناطیسی توانایی عبور از درون سیال را ندارد و لذا قدرت تفکیک‌پذیری سیستم کاهش پیدا می‌کند. در این پژوهش نیز قطر محیط تصویرسازی ۶۰ سانتیمتر در نظر گرفته شد و به جای استفاده از کوئل به عنوان حسگر فرستنده، از یک جفت الکتروود حلقوی استفاده شد. نحوه کار بدین صورت است که سیگنال الکتریکی متناوب در فرکانس و دامنه مشخص به الکتروود حلقوی پایین اعمال شده و این سیگنال مطابق با قانون بیو-ساوار (رابطه (۲)) موجب به وجود آمدن میدان مغناطیسی می‌شود (Hao et al. 2014).

$$B(r') = \frac{\mu_0}{4\pi} \int_{\Omega} J(r) \times \frac{r - r'}{|r - r'|^3} dv \quad (2)$$



شکل ۲- نمایشی از سامانه توموگرافی القای الکترومغناطیسی با جریان اعمالی

Fig 2. Applied-Current magnetic Induction Tomography (AC-MIT) system

حل معادله حاکم بر این سامانه در ابتدا مقطع دایره مطابق با گوی منظمی مشبندی شده و به ۱۹۶ پیکسل تقسیم شد (شکل ۳). با استفاده از معادله ماکسول و همچنین قانون اهم، معادله لاپلاس حاکم بر این سامانه طبق رابطه (۴) به دست آمد:

$$\nabla \cdot \sigma \nabla V = 0 \quad \text{in } \Omega \quad (4)$$

با اعمال شرط مرزی نیومن چگالی جریان الکتروودها بر اساس معادله (۵) محاسبه می‌شود:

$$-\sigma \frac{\partial V}{\partial n} = J_I \quad \text{on } \Omega \quad (5)$$

۲-۲- شبیه‌سازی عملکرد سیستم توموگرافی القای الکترومغناطیسی

در این بخش شبیه‌سازی عملکرد سیستم توموگرافی القای الکترومغناطیسی با جریان اعمالی مورد بررسی قرار می‌گیرد. همانطور که در بخش قبل توضیح داده شد در این سیستم سیگنال الکتریکی با فرکانس و توان مشخص به الکتروود حلقوی اعمال شده و موجب ایجاد میدان مغناطیسی می‌شود. این میدان مغناطیسی ولتاژ را در حسگرهای گیرنده که شامل تعدادی کوئل دورتا دور محیط تصویرسازی هستند، القا می‌کند. محیط تصویرسازی مقطع دایره‌ای شکل به قطر ۶۰ سانتیمتر بوده و حاوی سیال با هدایت الکتریکی مشخص است. به منظور

معادله‌های با این ویژگی قابلیت حل به صورت مستقیم را ندارند و برای حل آن‌ها از روش‌های حل تکراری^۳ استفاده می‌شود. در این پژوهش نیز از الگوریتم حل تکراری لندوبر^۴ و همچنین الگوی منظم-سازی تیخونوف^۵ استفاده شد. سپس با اعمال شرایط مرزی، چگالی جریان و همچنین هدایت الکتریکی پیکسل‌ها محاسبه شد و در نهایت تصویری دوبعدی از توزیع هدایت الکتریکی به دست آمد.

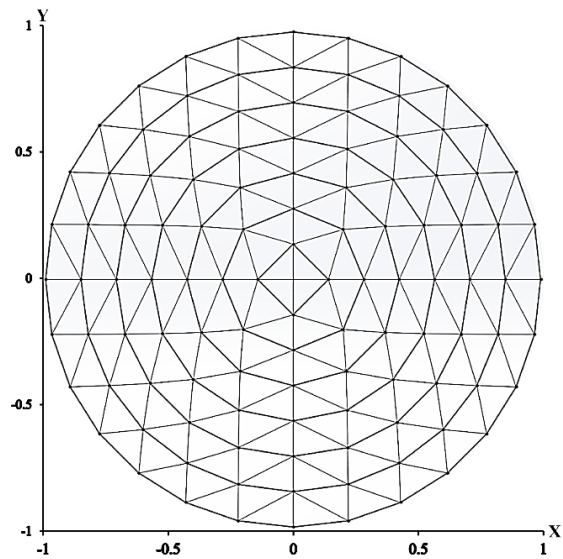
به منظور شبیه‌سازی عملکرد سامانه توموگرافی القای الکترومغناطیسی هدایت الکتریکی سیال در مقطع تصویرسازی برابر با $1/5 \text{ S/m}$ در نظر گرفته شد. شی هدف نیز از نوع دایره‌ای شکل با هدایت الکتریکی $0/3 \text{ S/m}$ و نسبت مساحت 35% انتخاب شد و در سه ناحیه از مقطع تصویرسازی شامل وسط (شی هدف و مقطع تصویرسازی هم-مرکز، $R=0$ ، $R=0.35$ (مرکز شی هدف به اندازه $0/35$ شعاع مقطع تصویرسازی از مرکز مقطع فاصله دارد) و $R=0.65$ (مرکز شی هدف به اندازه $0/65$ شعاع مقطع تصویرسازی از مرکز مقطع فاصله دارد) قرار گرفت (شکل ۴). پس از آن، معادله با استفاده از الگوریتم حل تکراری لندوبر و الگوی منظم‌سازی تیخونوف حل شد و پارامترهای خطای اندازه^۶ (رابطه ۷) و میانگین مربعات خطا^۷ (رابطه ۸) در ضرایب مختلف منظم‌سازی (λ) و همچنین تعداد تکرارهای مختلف الگوریتم حل تکراری محاسبه شد.

$$SE = \left| \frac{DSO - RSO}{A_{CD}} \right| \quad (7)$$

$$RMSE = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (\sigma_R - \sigma_P)^2}{n}} \quad (8)$$

که در آن DSO اندازه محاسبه شده توسط سامانه توموگرافی القای الکترومغناطیسی، RSO اندازه واقعی، A_{CD} مساحت کل مقطع تصویرسازی، σ_R مقدار واقعی هدایت الکتریکی و σ_P مقدار هدایت الکتریکی محاسبه شده توسط سامانه توموگرافی القای الکترومغناطیسی است.

که در آن σ و V به ترتیب هدایت الکتریکی و ولتاژ توزیع شده در محیط Ω ، n بردار نرمال یکه و J_1 چگالی جریان مرزی است.



شکل ۳- محیط تصویرسازی سامانه توموگرافی القای الکترومغناطیسی به صورت مش‌بندی شده

Fig 3. Meshing image region of magnetic induction tomography system

برای بازسازی تصویر از برنامه نوشته شده در نرم‌افزار Microsoft C#.net استفاده شد، بدین منظور رابطه بیو-ساوار که مدلی از انتگرال فردهم^۱ نوع اول است، تبدیل به یک معادله خطی شد (رابطه ۶) و ماتریس حساسیت بر مبنای این معادله استخراج شد:

$$Fj = b \quad (6)$$

که در آن F ماتریس حساسیت، j چگالی جریان پیکسل‌ها و b چگالی شار مغناطیسی است.

معادله (۶) یک معادله از نوع بدرفتار^۲ بوده و تغییرات بسیار جزئی در چگالی شار مغناطیسی (طرف دوم معادله) موجب ایجاد خطاهای زیاد در محاسبه چگالی جریان (j) می‌شود (Li et al. 2012).

⁵ Tikhonov regularization

⁶ Size error

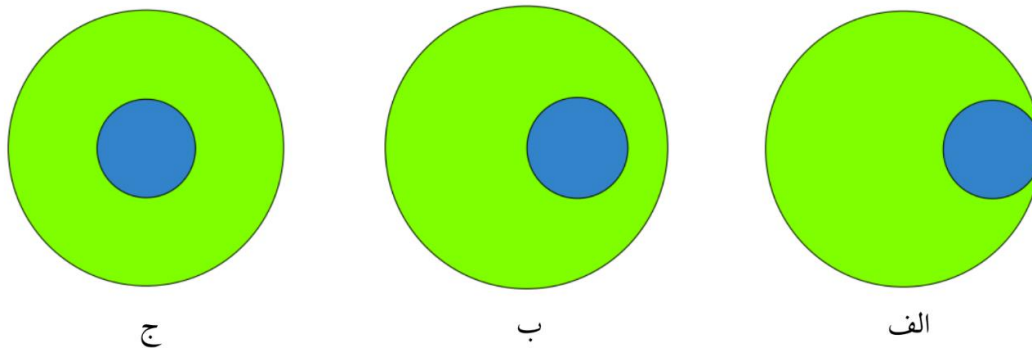
⁷ Root Mean Square Error (RMSE)

¹ Fredholm integral

² Ill-posed

³ Iterative solution method

⁴ Landweber iterative algorithm



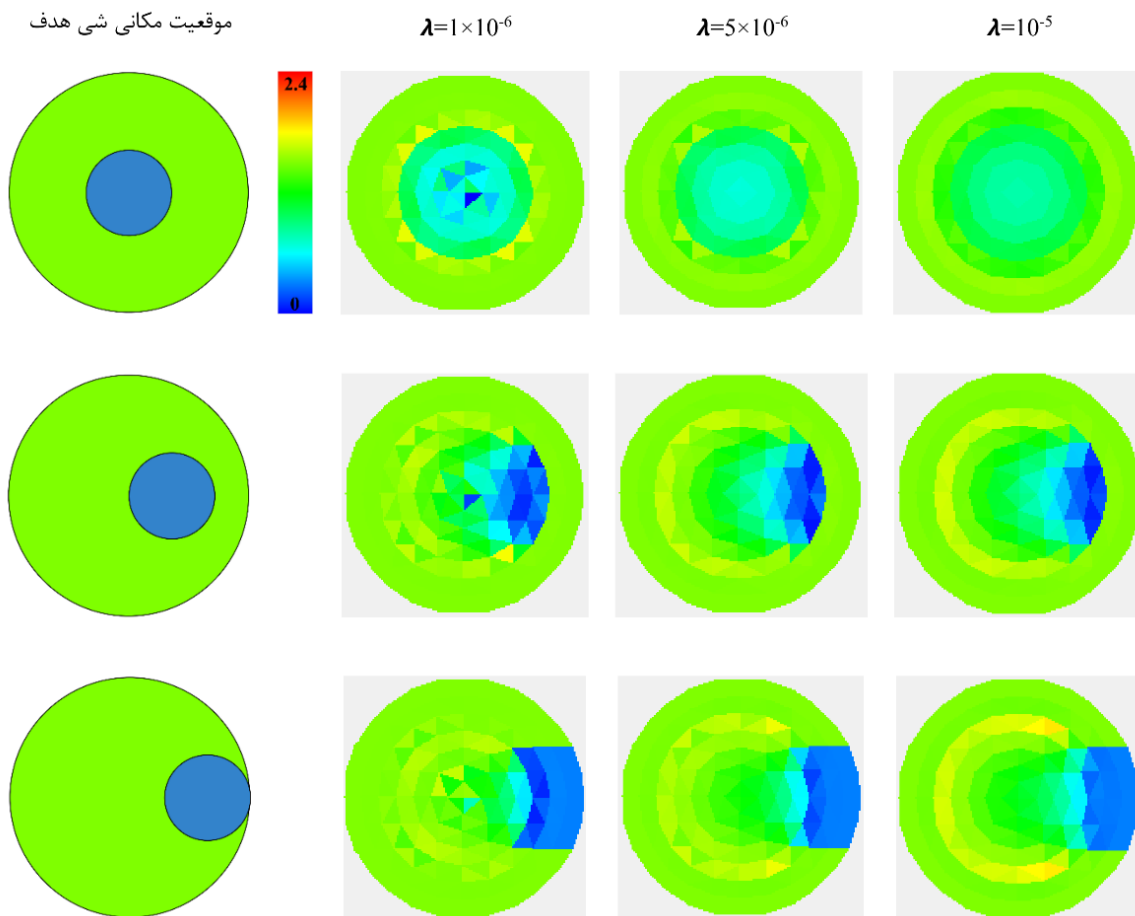
شکل ۴- موقعیت شی هدف در محیط تصویرسازی سامانه توموگرافی القای الکترومغناطیسی: الف) $R = 0.65$, ب) $R = 0.35$, ج) وسط (هم‌مرکز) $R=0$

Fig 4. Position of the target object in imaging region of magnetic induction tomography; (a) $R=0.65$, (b) $R=0.35$, (c) $R=0$

۳- نتایج و بحث

پژوهش برای هر مرحله از حل معادله، ۱۰ تکرار در نظر گرفته شد. همچنین از ۱۰ ضریب منظم‌سازی در بازسازی تصویر استفاده شد. به منظور ارزیابی سیستم، شی هدف در سه موقعیت مکانی مختلف قرار داده شد و سپس بازسازی تصویر در هر موقعیت انجام شد (شکل ۵).

بازسازی تصویر در سیستم توموگرافی القای الکترومغناطیسی با استفاده از حل معادله حاکم بر آن انجام شد. برای حل معادله از الگوریتم حل تکراری لندوبر و الگوی منظم‌سازی تیخونوف استفاده شد. در این



شکل ۵- بازسازی تصویر سیستم توموگرافی القای الکترومغناطیسی در سه موقعیت مکانی شی هدف و سه ضریب منظم‌سازی

Fig 5. Image reconstruction of magnetic induction tomography system in three target object positions and three regularization coefficients

بیشترین مقدار میانگین مربعات خطا برابر با 0.310 محاسبه شد که مربوط به موقعیت مکانی وسط ($R=0$) بوده و ضریب منظم‌سازی آن نیز برابر با 10^{-5} بود. همچنین کمترین مقدار میانگین مربعات خطا مربوط به موقعیت مکانی $R=0.65$ و ضریب منظم‌سازی 10^{-6} بود و مقدار آن برابر با 0.147 به دست آمد. جدول ۱ پارامتر میانگین مربعات خطا را در سه موقعیت مکانی شی هدف و 10 ضریب منظم‌سازی مختلف نشان می‌دهد.

برای بررسی کیفیت تصویر بازسازی شده دو پارامتر میانگین مربعات خطا و همچنین خطای اندازه محاسبه شد. نتایج نشان داد که هرچه شی هدف از مرکز مقطع فاصله بگیرد و به دیواره نزدیکتر شود، مقدار میانگین مربعات خطا کاهش پیدا می‌کند. همچنین با افزایش ضریب منظم‌سازی، مقدار میانگین مربعات خطا در هر سه موقعیت مکانی افزایش پیدا می‌کند. هاو و همکاران نیز در پژوهشی مشابه به این نتیجه رسیدند که هر چه جسم هدف به دیواره مقطع نزدیکتر باشد، سیستم توموگرافی تصویر واضح‌تری را تشکیل می‌دهد و مقدار پارامتر خطا کاهش می‌یابد (Hao et al. 2014).

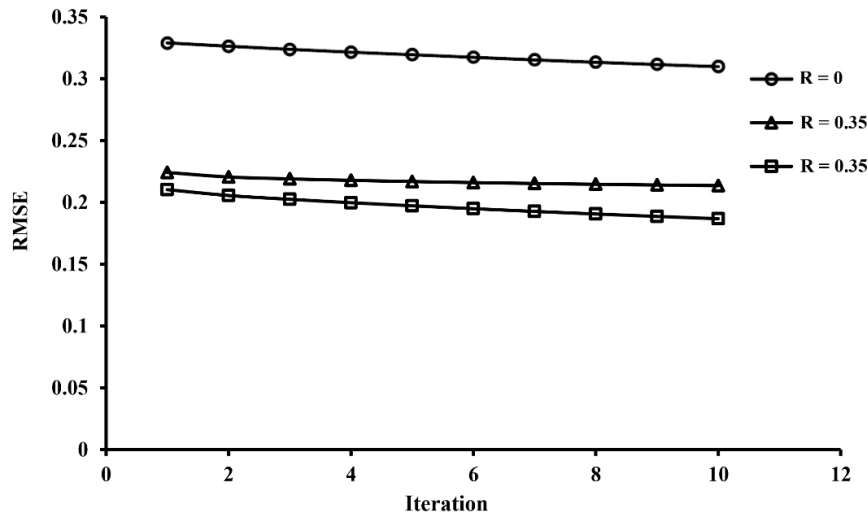
جدول ۱- پارامترهای کیفیت تصویرسازی سیستم توموگرافی القای الکترومغناطیسی در موقعیت‌های مکانی مختلف شی هدف و ضرایب مختلف منظم‌سازی

Table 1. Image reconstruction quality parameters of the magnetic induction tomography system in different positions of target object and different regularization coefficients

خطای اندازه (%) (Size Error)	میانگین مربعات خطا (RMSE)	ضریب منظم‌سازی C.R ($\lambda \times 10^{-6}$)	موقعیت مکانی شی هدف Position of target object
1.872	0.273	1	R=0
2.028	0.269	2	
2.517	0.271	3	
3.007	0.275	4	
3.542	0.282	5	
4.096	0.289	6	
4.631	0.295	7	
5.120	0.301	8	
5.609	0.306	9	
5.727	0.310	10	
0.313	0.190	1	R=0.35
0.489	0.196	2	
0.678	0.198	3	
1.004	0.201	4	
1.069	0.205	5	
1.559	0.207	6	
2.015	0.209	7	
2.341	0.211	8	
2.667	0.212	9	
3.268	0.213	10	
0.136	0.147	1	R=0.65
0.463	0.140	2	
0.952	0.143	3	
1.441	0.148	4	
1.930	0.156	5	
2.478	0.164	6	
3.013	0.171	7	
3.548	0.177	8	
4.096	0.182	9	
4.618	0.186	10	

همانطور که قبلا اشاره شد در این پژوهش بازسازی تصویر با استفاده از الگوریتم حل تکراری لندوبر انجام شد. نتایج نشان داد که با افزایش تکرارها در حل الگوریتم، میانگین مربعات خطا در هر سه موقعیت مکانی و همچنین ضرایب مختلف منظم‌سازی کاهش پیدا می‌کند. تعداد تکرارها در الگوریتم لندوبر را تا جایی می‌توان افزایش داد که زمان محاسبات طولانی نشود و از این الگوریتم بتوان در پردازش‌های برخط استفاده کرد. شکل (۶) روند کاهش مقدار میانگین مربعات خطا در سه موقعیت مکانی مختلف و ضریب منظم‌سازی 10^{-6} را نشان می‌دهد.

یکی دیگر از پارامترهای تصویرسازی که در این پژوهش مورد بررسی قرار گرفت خطای اندازه شی هدف بود. نتایج نشان داد که با افزایش ضریب منظم‌سازی پارامتر خطای اندازه در هر سه موقعیت مکانی افزایش پیدا می‌کند (جدول ۱). کمترین مقدار خطای اندازه محاسبه شده مربوط به موقعیت مکانی $R=0.65$ با ضریب منظم‌سازی 10^{-6} و بیشترین مقدار خطای اندازه مربوط به موقعیت مکانی وسط و ضریب منظم‌سازی 10^{-5} بود که مقادیر آن‌ها به ترتیب برابر با 0.1136% و 0.5727% به دست آمد.



شکل ۶- مقدار میانگین مربعات خطا در بازسازی تصویر سیستم توموگرافی القای الکترومغناطیسی در سه موقعیت مکانی شی هدف ($R=0$, $R=0.65$, $R=0.35$)

Fig 6. Root mean square error of image reconstruction of the magnetic induction tomography system at three positions of target object ($R=0$, $R=0.35$, $R=0.65$)

افزایش و با نزدیک شدن شی هدف به دیواره مقطع کاهش می‌یابد. بیشترین مقدار میانگین مربعات خطا برابر با 0.310 محاسبه شد که مربوط به موقعیت مکانی وسط بوده و ضریب منظم‌سازی آن نیز برابر با 10^{-5} بود. پارامتر خطای اندازه نیز با نزدیک شدن شی هدف به دیواره مقطع، کاهش می‌یابد. کمترین و بیشترین مقدار خطای اندازه محاسبه شده مربوط به موقعیت مکانی $R=0.65$ و موقعیت مکانی وسط ($R=0$) بود که مقادیر آن‌ها به ترتیب برابر با 0.1136% و 0.5727% به دست آمد.

سپاس‌گزاری

این پژوهش به سفارش سازمان بنادر و دریانوردی و طرح پژوهشی- کاربردی به شماره $20/3528$ در آزمایشگاه مکترونیک دانشگاه تهران به اجرا درآمد که بدین‌وسیله از همکاری ایشان تشکر و قدردانی به عمل می‌آید.

۴- نتیجه‌گیری نهایی

در این پژوهش طراحی و شبیه‌سازی عملکرد سامانه توموگرافی القای الکترومغناطیسی مورد بررسی قرار گرفت. در این سامانه به دلیل بزرگ بودن قطر مقطع تصویرسازی (60 سانتیمتر) از یک جفت الکتروود حلقوی به منظور اعمال سیگنال الکتریکی استفاده شد. حسگرهای گیرنده شامل 196 کوئل بودند که در اطراف محیط تصویرسازی قرار گرفتند. به منظور شبیه‌سازی عملکرد این سامانه، هدایت الکتریکی سیال در مقطع تصویرسازی برابر با $1/5$ S/m در نظر گرفته شد. شی هدف نیز از نوع دایره‌ای شکل با هدایت الکتریکی 0.3 S/m و نسبت مساحت 35% انتخاب شد و در سه ناحیه از مقطع تصویرسازی شامل $R=0$, $R=0.35$ و $R=0.65$ قرار گرفت. بازسازی تصویر با استفاده از الگوریتم حل تکراری لندوبر و روش منظم‌سازی تیخونوف انجام شد و پارامترهای میانگین مربعات خطا و خطای اندازه محاسبه شد. نتایج نشان داد که مقدار میانگین مربعات خطا با افزایش ضریب منظم‌سازی،

۵- منابع

- Durlak, W. and P. Kwinta. (2013). *Role of electrical impedance tomography in clinical practice in pediatric respiratory medicine*. International Scholarly Research Notices, 2013.
- Gnecchi, J. G., Chávez, A. G. T., Campos, G. C., Peregrino, V. O. and E. M. Pineda. (2012). *Soil water infiltration measurements using electrical impedance tomography*. Chemical engineering journal. 191: 13-21.
- Grossi, M., and B. Riccò. (2017). *Electrical impedance spectroscopy (EIS) for biological analysis and food characterization: A review*. Journal of sensors and sensor systems. 6(2): 303-325.
- Hao, L., Li, G. and L. Xu. (2014). *Magnetic detection electrical impedance tomography with total variation regularization*. Bio-medical materials and engineering. 24(6): 2857-2864.
- Jia, J., Wang, M., Faraj, Y. and Q. Wang. (2015). *Online conductivity calibration methods for EIT gas/oil in water flow measurement*. Flow Measurement and Instrumentation. 46: 213-217.
- Lay-Ekuakille, A., Vergallo, P., Griffio, G. and R. Morello. (2014). *Pipeline flow measurement using real-time imaging*. Measurement. 47: 1008-1015.
- Li, G., Hao, L., Chen, R. and L. Lin. (2012). *A new electrode mode for magnetic detection electrical impedance tomography: Computer simulation study*. IEEE transactions on magnetics. 48(10): 2543-2550.
- Ma, L., Hunt, A. and M. Soleimani. (2015). *Experimental evaluation of conductive flow imaging using magnetic induction tomography*. International Journal of Multiphase Flow. 72:198-209.
- Ma, L., McCann, D. and A. Hunt. (2017). *Combining magnetic induction tomography and electromagnetic velocity tomography for water continuous multiphase flows*. IEEE Sensors Journal. 17(24): 8271-8281.
- Van treeck, S. C., Kemna, A., Budler, J., Weigand, M. and J. A. Huisman. (2019). *Quantification of Root Length Density at the Field Scale with Electrical Impedance Tomography: A Numerical Feasibility Study based on Laboratory and Field Data*. In Geophysical Research Abstracts (Vol. 21).
- Wang, M. (2015). *Industrial tomography*. UK: Woodhead Publishing is an imprint of Elsevier. 434-438.
- Wei, H. Y. and M. Soleimani. (2012). *Two-phase low conductivity flow imaging using magnetic induction tomography*. Progress In Electromagnetics Research. 131: 99-115.
- Wei, H. Y. and A. J. Wilkinson. (2011). *Design of a sensor coil and measurement electronics for magnetic induction tomography*. IEEE transactions on instrumentation and measurement. 60(12): 3853-3859.

