مجله کنترل
ISSN (print) 2008-8345
ISSN (online) 2538-3752
جلد ۱۴، شماره ۳، پاییز ۱۳۹۹، صفحه ۱۰۲- ۸۹

استفاده از تکنیک دو فرکانسی برای افزایش دقت اندازه‌گیری ولتاژهای القایی در مقطع‌نگارالقای مغناطیسی و پیاده‌سازی یک سامانه ۱۶سیم‌پیچه نمونه

محمد رضا یوسفی نجف آبادی*[۱]، رضا جعفری[۲]، حمید ابریشمی مقدم[۲]

[۱] گروه مهندسی پزشکی، دانشکده مهندسی برق، واحد نجف آباد، دانشگاه آزاد اسلامی، نجف آباد، ایران
[۲]گروه مهندسی پزشکی، دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر، دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی، تهران، ایران
mr-yousefi@iaun.ac.ir, rjafari@eetd.kntu.ac.ir, moghadam@eetd.kntu.ac.ir

دریافت: ۱۳۹۷/۰۸/۰۱ ویرایش : ۱۳۹۷/۱۰/۰۹ پذیرش: ۱۳۹۷/۱۰/۲۹

چکیده: مقطع‌نگاری القای مغناطیسی یک روش تصویربرداری غیرهجومی و غیرتداخلی از داخل یک جسم هدف، بر اساس انجام اندازه‌گیری از روی سطح خارجی جسم و بدون تماس الکتریکی با آن است. مزایای این روش نسبت به سایر روش‌های مقطع‌نگاری الکتریکی، بی‌نیازی آن از الکترودهای تماسی و بالاتربودن سطح ایمنی الکتریکی آن هستند. در این روش با عبور یک جریان متناوب از یک یا چند سیم‌پیچ تحریک، یک میدان مغناطیسی تحریک در درون جسم مورد نظر ایجاد شده و ولتاژهای القایی در سیم پیچ‌های گیرنده اندازه‌گیری می‌شوند. بازسازی تصویر جسم با استفاده از نتایج حاصل از اندازه‌گیری، تخمین اولیه‌ای از ضرایب هدایت الکتریکی نواحی داخلی جسم، حل مسائل پیشرو و معکوس صورت می‌گیرد. در سامانه نمونه آزمایشگاهی مقطع‌نگاری القای مغناطیسی ۱۶ سیم‌پیچه ساخته شده از روش دمدولاسیون حساس به فاز مبتنی بر ضرب کننده آنالوگ دو فرکانسی جهت بهبود اندازه‌گیری ولتاژهای القایی استفاده شده است. استفاده از دمدولاتور دو فرکانسی در کاهش خطای اندازه‌گیری با به‌کارگیریک فرکانس پایین برای اندازه‌گیری قسمت حقیقی و یک فرکانس بالا برای اندازه‌گیری قسمت موهومی به صورت همزمان موثر است.

کلمات کلیدی: مقطع‌نگاری القای مغناطیسی، تصویربرداری القای مغناطیسی، روش ترکیبی اجزای محدود - بدون مش، دمدولاسیون مبتنی بر ضرب کننده آنالوگ.

Employing dual frequency phase sensitive demodulation technique to improve the accuracy of voltage measurement in magnetic induction tomography and designing a labratoary prototype

Mohammad Reza Yousefi, Reza Jafari, Hamid Abrishami Moghaddam

Abstract: Magnetic induction tomography (MIT) is a promising modality for noninvasive imaging due to its contactless technology. Being a non-contact safe imaging technique, MIT has been an appropriate method in compare to other electrical tomography. In this imaging method, a primary magnetic field is applied by excitation coils to induce eddy currents in the material to be studied and a secondary magnetic field is detected from these eddy currents using sensing coils. Image is then reconstructed using measurement data, initial estimstion of electrical conductivity and iterative solution of forward and inverse problems. In the developed 16-coilMIT system, dual frequency phase sensitive demodulation technique is employed to improve the receiver coil voltages measurment. In the dual frequency technique, an auxiliary frequency is used for improving the measurement accuracy and the real and imaginary parts of coil voltages measured in the two different low and high frequency, independently.

[Downloaded from joc-isice.ir on 2026-11-29]
[DOR: 20.1001.1.20088345.1399.14.3.5.7]
[DOI: 10.29252/joc.14.3.89]

Keywords: magnetic induction tomography, magnetic induction imaging, phase-sensitive demodulation, magnetic measurment.

۱- مقدمه

مقطع‌نگاری الکتریکی یک روش تصویربرداری غیرتهاجمی از توزیع امپدانسی درون جسم با استفاده از انرژی‌دار کردن ناحیه مورد نظر، انجام اندازه‌گیری‌های سطحی از نقاط متفاوت و بازسازی تصویر با به‌کارگیری نتایج حاصل از این اندازه‌گیری‌ها است. در مقطع‌نگاری الکتریکی، ملاحظه کمیت‌های ضرایب رسانایی الکتریکی (σ)، قابلیت نفوذ پذیری الکتریکی (ε) و قابلیت نفوذ پذیری مغناطیسی (μ)، امکان اندازه‌گیری‌های کمیت‌های متفاوتی را ایجاد می‌کند که منجر به پیدایش سیستم‌های مقطع‌نگاری متفاوتی می‌شود. از جمله این سیستم‌ها، مقطع‌نگاری امپدانس الکتریکی[1]، مقطع‌نگاری ظرفیت خازنی الکتریکی[2] و مقطع‌نگاری القای مغناطیسی[3] را می‌توان نام برد [۱]. قدیمی‌ترین روش مقطع‌نگاری الکتریکی، تصویربرداری به روش امپدانس الکتریکی است. در این روش از اتصال آرایه‌ای از الکترودهای سطحی به اطراف ناحیه تصویربرداری استفاده می‌شود. جریان بوسیله تعدادی از این الکترودهای سطحی به جسم تزریق شده و پتانسیل‌های الکتریکی از طریق الکترودهای دیگر اندازه‌گیری می‌شود. در مقطع‌نگاری امپدانس الکتریکی از ضریب رسانایی الکتریکی مختلط شامل ضریب‌های رسانایی الکتریکی و نفوذپذیری الکتریکی، در بازسازی تصویر استفاده می‌شود. در صورتی که از ضریب نفوذپذیری الکتریکی (قسمت موهومی) صرف نظر شود، مقطع‌نگاری امپدانس الکتریکی به مقطع‌نگاری مقاومت الکتریکی[4] تبدیل می‌شود. روش دیگر مقطع‌نگاری الکتریکی، تصویربرداری به روش ظرفیت خازنی الکتریکی بوده، که خیلی شبیه به مقطع‌نگاری امپدانسی است. در این روش نیز از یک آرایش الکترودهای سطحی استفاده شده و یک میدان الکتریکی به ماده اعمال می‌شود و پس از آن توسط داده‌های الکترودهای سطحی، توزیع ضریب نفوذپذیری الکتریکی بدست می‌آید. تنها تفاوت بین این دو روش در این است که در مقطع‌نگاری خازنی به جای اندازه‌گیری امپدانس، ظرفیت خازنی بین جفت الکترودهای متفاوت اندازه‌گیری می‌شود. این روش برای جسم‌هایی با ضریب نفوذپذیری کم و ضریب رسانایی ناچیز با مرزهای عایق مفید است [۲و۳]. سومین روش مقطع‌نگاری الکتریکی، تصویربرداری القای مغناطیسی است. این روش تصویربرداری بر اساس تئوری القای مغناطیسی عمل کرده و بدون استفاده از الکترودهای سطحی و بوسیله اندازه‌گیری ولتاژ از سیم‌پیچ‌های گیرنده قرار گرفته در اطراف فضای تصویربرداری عمل تصویربرداری را انجام می‌دهد. مقطع‌نگاری القای مغناطیسی به دو ضریب رسانایی الکتریکی و نفوذپذیری مغناطیسی وابسته بوده و بوسیله اندوکتانس‌های اندازه‌گیری شده بوسیله سیم‌پیچ‌های حسگر این ضریب‌ها در جسم هدف قابل تخمین هستند [۴و۵]. در سیستم های مقطع‌نگاری القای مغناطیسی با محیط تصویربرداری غیر مغناطیسی مانند سیستم مقطع‌نگاری القای مغناطیسی پزشکی تخمین ضریب رسانایی الکتریکی فقط مورد توجه می باشد. در یک سیستم مقطع‌نگاری القای مغناطیسی یک سری سیم‌پیچ در پیرامون جسم قرار می‌گیرد و معمولاً با اعمال میدان تحریک اولیه از طریق یک یا چند سیم‌پیچ، برآیند میدان تحریک اولیه و میدان‌های ثانویه ضعیف ناشی از جریان‌های گردابی القا شده درون جسم هدف در مابقی سیم‌پیچ‌ها اندازه‌گیری می‌شوند. سپس با اطلاعات بدست آمده از این میدان‌ها و ولتاژهای اندازه‌گیری شده، تخمینی از توزیع امپدانس در یک سطح مقطع از جسم بدست می‌آید [۴و۵].

در بین روش‌های مختلف مقطع‌نگاری الکتریکی، مقطع‌نگاری القای مغناطیسی توجه محققین را امروزه به خود جلب نموده است. چرا که این روش بر خلاف سایر روش‌های مقطع‌نگاری الکتریکی که از الکترودهای سطحی برای جمع‌آوری داده‌های اندازه‌گیری استفاده می‌کنند، بر اساس انجام اندازه‌گیری از روی سطح خارجی جسم و بدون تماس الکتریکی با آن عمل می‌کند. بازسازی تصویر در مقطع‌نگاری شامل دو مرحله حل مساله پیشرو و مساله معکوس است. مساله پیشرو با پیدا کردن یک سری خروجی یکتا با اعمال یک ورودی خاص و پارامترهای فیزیکی معلوم برای جسم هدف و با به‌کارگیری یک مدل حل مناسب تحلیلی یا عددی تعریف می‌شود. مساله پیشرو در مقطع‌نگاری القای مغناطیسی شامل شبیه‌سازی میدان‌های حاصل از سیم‌پیچ‌های تحریک و جریان‌های گردابی جاری شده در درون جسم هدف و محاسبه ولتاژ اندازه‌گیری شده از سیم‌پیچ‌های گیرنده به عنوان تابعی از ضریب‌های هدایت الکتریکی و مغناطیسی جسم هدف است. روش اجزای محدود، یکی از روش‌های مناسب در حل مساله پیشرو مقطع‌نگاری القای مغناطیسی است [۴و۶]. در نقطه مقابل، در مساله معکوس هدف شناسایی پارامترهای فیزیکی سیستم با داشتن معلومات ورودی‌ها و خروجی‌های سیستم است. در واقع، بازسازی تصویر با حل مساله معکوس و با استفاده یک روش بازسازی تصویر برای تخمین توزیع ضریب‌های فیزیکی در یک سطح مقطع از جسم بوسیله اعمال یک میدان تحریک به جسم هدف واندازه‌گیری‌های متعدد میدان ثانویه از سطح خارجی جسم صورت می‌گیرد. به عبارت دیگر، مسئله شناسایی یک سیستم مجهول با معلوم بودن ورودی‌ها و خروجی‌های آن است. در حالت کلی به این نوع مسائل، مسئله معکوس گفته می‌شود. با حل مسئله پیشرو، جسم به صورت ریاضی مدل‌سازی شده و سپس با اعمال ورودی‌ها (میدان تحریک) مطابق با آزمایشات واقعی به نقاط متناظر در مدل، مقادیر خروجی‌های ایجاد شده در نقاط متناظر (ولتاژهای اندازه‌گیری شده از سیم‌پیچ‌های گیرنده) توسط مدل محاسبه شود. مقایسه داده‌های‌اندازه‌گیری واقعی و مدل‌سازی شده مساله معکوس را به سمت تخمین درست ضرایب فیزیکی بافت مورد نظر هدایت می‌کند.

[1] Electrical impedance tomography (EIT)
[2] Electrical capacitance tomography (ECT)
[3] Magnetic induction tomography (MIT)
[4] Electrical resistance tomography (ERT)

[Downloaded from joc-isice.ir on 2026-11-29]
[DOR: 20.1001.1.20088345.1399.14.3.5.7]
[DOI: 10.29252/joc.14.3.89]

اولین سیستم مقطع‌نگاری القای مغناطیسی در سال ۱۹۹۳ میلادی ساخته شد. در این سیستم از دو جفت سیم‌پیچ تحریک بسیار بزرگ برای اعمال موازی میدان تحریک استفاده می‌شد. میدان حاصل از برقراری جریان‌های گردابی درون جسم توسط ۲۱ سیم‌پیچ گیرنده حس می‌شد. سیستم در فرکانس ۵۰۰ کیلوهرتز کار می‌کرد. این سیستم برای کاربرد صنعتی طراحی شده بود. سازندگان این دستگاه در سال ۱۹۹۴ سیستم مشابهی با ۲۴ سیم‌پیچ گیرنده ساختند که برای ایجاد تصویر از اجسام فرومغناطیس با کاربرد صنعتی طراحی شده بود و در فرکانس ۲۰۰ کیلوهرتز کار می‌کرد. میدان ثانویه در این سیستم هم‌فاز با میدان اعمالی و با دامنه ۲۵٪ دامنه میدان اعمالی بود [۷]. در سال ۱۹۹۵ میلادی سیستم مقطع‌نگاری القای مغناطیسی دیگری ابداء شد. در این سیستم از ۱۲ سیم‌پیچ تحریک و ۱۲ سیم‌پیچ فرستنده که در میان سیم‌پیچ‌های تحریک برروی یک دایره قرار گرفته بودند استفاده شده بود و در فرکانس ۵ کیلوهرتز کار می‌کرد. در این سیستم فاز ولتاژ القایی نیز اندازه‌گیری می‌شد و به همین دلیل کیفیت تصاویر بازسازی شده نسبت به سیستم قبلی افزایش یافت. این سیستم نیز برای کاربرد صنعتی طراحی شده بود [۷]. سیستم بعدی با کاربرد صنعتی در سال ۱۹۹۶ میلادی ساخته شد. در این سیستم از ۱۶ سیم‌پیچ استفاده شده که هم به عنوان سیم‌پیچ‌های تحریک و هم گیرنده استفاده شده است. فرکانس کاری این سیستم ۱۰۰ کیلو هرتز بود. این سیستم توانست اجسام فلزی فریتی را تشخیص دهد [۸]. سازندگان این سیستم در سال ۲۰۰۶ میلادی سیستم دیگری را که بهبود یافته و گسترش یافته این سیستم بود پیشنهاد کردند. در سیستم جدید تعداد سیم‌پیچ‌ها از ۱۶ عدد به ۸ عدد کاهش یافت و این ۸ سیم‌پیچ هم نقش تحریک و هم نقش گیرنده را بازی می‌کردند. سازندگان دستگاه دلیل این کار را کاهش سخت‌افزار سیستم به همراه کاهش نویز موجود در سیستم بیان نمودند. فرکانس کاری سیستم ۵۰۰ کیلوهرتز بود. در این سیستم تعداد اندازه‌گیری‌ها با رعایت اصل هم‌پاسخی به ۲۸ مورد رسید[۹].

در مورد ساخت سیستم‌های مقطع‌نگاری القای مغناطیسی با کاربرد بالینی کار به مراتب مشکل‌تر از سیستم‌های مقطع‌نگاری با کاربرد صنعتی است. زیرا اولاً ضریب‌های هدایت بافت‌های بیولوژیک میلیونها برابر از ضریب‌های هدایت اجسام فلزی کمتر است. ثانیاً ضریب‌های نفوذ مغناطیسی بافت‌های بیولوژیک با فضای آزاد (هوا) یکسان است. به همین دلیل میدان بشدت در آنها تضعیف می‌شود و بر خلاف سیستم‌های صنعتی، قسمت موهومی میدان بر قسمت حقیقی آن غلبه می‌کند. این سیستم‌ها بدلیل مشکلات موجود از جمله کم بودن دقت تفکیک پذیری مکانی تا کنون در کاربردهای بالینی واقعی کمتر مورد استفاده قرار گرفته‌اند و اکثراً بروی یک بافت فیزیولوژیک مصنوعی مورد آزمایش قرار گرفته‌اند. در سال ۲۰۰۱ میلادی یک سیستم مقطع‌نگاری القای مغناطیسی چند فرکانسه پیشنهاد شد. در این سیستم برای بافت از طریق اعمال جریان تحریک با فرکانسهای متفاوت در بازه ۲۰ تا ۳۷۰ کیلوهرتز یک طیف فرکانسی بدست آمد و با استفاده از این طیف ضریب‌های هدایت الکتریکی و نفوذپذیری مغناطیسی بافت مورد نظر بدست می‌آمد. این سیستم از یک سیم‌پیچ تحریک، یک سیم‌پیچ مرجع و یک گرادیومتر[1] صفحه‌ای کوچک تشکیل شده بود. البته این سیستم حساسیت بسیار خوبی نسبت به فاز ولتاژهای اندازه گیری شده داشت. همچنین ایده استفاده از گرادیومترها برای اولین بار در ساخت این دستگاه مورد استفاده قرار گرفت. گرادیومتر در واقع از چند حلقه با قطر میکرومتر که بروی یک صفحه مسی ایجاد می‌شوند تشکیل شده و در واقع کار سیم‌پیچ گیرنده را انجام می‌دهد. ابعاد آنها در حد سانتی‌متر است و همین ابعاد کوچک امکان جایگذاری انعطاف‌پذیر آنها در سیستم را فراهم می‌سازد. گرادیومترها باعث حس تغییرات میدان شده و سیگنال اولیه را تقریبا حذف می کنند ولی دارای مشکلات خطای فاز زیاد، وابستگی به موقعیت سنسورها و دما، وجود ظرفیت خازنی و کالیبراسیون مشکل تر هستند [۹]. این سیستم مقطع نگار القای مغناطیسی با استفاده از حرکت مکانیکی و چرخاندن بافت درون میدان تحریک، یک تصویر از خواص مغناطیسی آن بافت ایجاد می‌کرد. ایجاد حرکت مکانیکی موجب افزایش تعداد اندازه‌گیری‌ها می‌شود که نتیجه آن بهبود کیفیت تصویر بازسازی شده است. در ادامه تحقیقات این گروه در سال ۲۰۰۵ میلادی طرح جدیدی از گرادیومترها توسط سازندگان سیستم مقطع نگار القای مغناطیسی چند فرکانسه پیشنهاد و در این سیستم بکارگیری شد. با بکارگیری این گرادیومترهای جدید، کیفیت تصاویر بازسازی شده نسبت به سیستم قبلی افزایش یافت [۱۰]. این گروه در سال ۲۰۰۷ میلادی نیز با استفاده از این گرادیومترهای جدید و بکارگیری یک چیدمان جدید و همچنین استفاده از ۱۶ سیم‌پیچ تحریک و ۱۶ گرادیومتر و حذف حرکت مکانیکی در سیستم قبلی، توانست کیفیت تصاویر بازسازی شده را افزایش دهد [۱۱و۱۲]. در سال ۲۰۰۳ میلادی یک سیستم مقطع‌نگاری القای مغناطیسی با استفاده از ۱۶ سیم‌پیچ تحریک و ۱۶ سیم‌پیچ گیرنده با فرکانس کاری ۱۰ مگا هرتز برای کاربردهای بالینی ساخته شد. تفاوت اصلی این سیستم با سیستم‌های قبلی استفاده از مدارهای اندازه گیری فاز با دقت بالا بود و همین موضوع باعث افزایش کیفیت تصاویر حاصل شد. در این دستگاه بدلیل مجزا بودن سیم‌پیچ‌های تحریک و گیرنده، تعداد اندازه‌گیری های ممکن افزایش یافته و تعداد ۳۲۰ اندازه‌گیری انجام شده است. این موضوع نیز یکی دیگر از دلایل افزایش کیفیت تصویر بازسازی شده نسبت به سیستم‌های قبلی است [۱۳].

در سال ۲۰۰۵ یک سیستم مقطع‌نگاری القای مغناطیسی با آرایه حسگرهای قرار گرفته بروی یک صفحه طراحی شد که از لحاظ ساختار سخت افزاری با سیستم‌های قبلی متفاوت بود. در این سیستم بجای قرار گرفتن سیم‌پیچ‌های تحریک و گیرنده برروی محیط یک دایره، آرایه‌ای متشکل از ۸ حسگر گیرنده بروی یک صفحه در زیر جسم قرار می‌گرفت و با استفاده از یک محرک مکانیکی عرض جسم را جارو[2] می‌کرد. تعداد ۴ سیم‌پیچ نیز در طرف مخالف وظیفه ایجاد تحریک را بر عهده داشتند.

[1] Gradiometer

[2] Scan

[Downloaded from joc-isice.ir on 2026-11-29]
[DOR: 20.1001.1.20088345.1399.14.3.5.7]
[DOI: 10.29252/joc.14.3.89]

فرکانس کاری سیستم ۴ مگاهرتز بود و از تقویت‌کننده های قفل شونده برای اندازه‌گیری فاز استفاده شد. در این سیستم از یک سیم‌پیچ کالیبراسیون برای اندازه‌گیری میدان اولیه استفاده شده بود [۱۴]. در همان سال یک سیستم مقطع‌نگاری القای مغناطیسی با استفاده از حسگرهای اثر هال[1] ساخته شد. در این سیستم از یک استاتور موتور القایی سه فاز برای اعمال میدان تحریک یکنواخت به جسم استفاده شد. در درون این استاتور و برروی محیط محوطه جسم هدف از ۲۴ عدد حسگر اثر هال استفاده گردید. مساله پیشرو در این سیستم به روش اجزای محدود حل گردید [۱۵و۱۶]. در سال ۲۰۰۵ نیز گزارشی از ساخت دو سیستم مقطع‌نگاری القای مغناطیسی با کاربرد صنعتی و بالینی منتشر شد که در واقع ادامه کار سیستم صنعتی ساخته شده در [۸] بود. در هر دو سیستم از ۸ سیم‌پیچ که هم در نقش سیم‌پیچ تحریک و هم سیم‌پیچ گیرنده فعالیت می کردند، استفاده شده بود. تعداد اندازه‌گیری‌ها با رعایت اصل هم‌پاسخی به ۲۸ مورد رسید [۱۷].

در تحقیقی دیگر در سال ۲۰۰۹ میلادی یک سیستم مقطع‌نگاری القای مغناطیسی متفاوت برای مقطع‌نگاری جمجمه پیشنهاد و ساخته شد که با سیستم‌های قبلی دو تفاوت عمده داشت. اولاً در این سیستم آرایه حسگرها در ابعاد بسیار کوچک با توزیع گرادیومترها بروی سطح خارجی یک کره توخالی ساخته شده بودند که امکان استفاده از آن برای ایجاد تصویر از جمجمه را فراهم می‌ساخت. ثانیاً در این سیستم یک سیم‌پیچ کالیبراسیون برای خنثی کردن تغییرات فاز بر اثر تغییر دما و عوامل ناخواسته در بیرون محیط اندازه‌گیری تعبیه شده بود. این سیستم در فرکانس ۱۲۰ کیلوهرتز کار می‌کرد. همچنین در این سیستم برای اندازه‌گیری ولتاژ از ۱۵ گرادیومتر دو قسمتی که در وسط آنها ۱۵ سیم‌پیچ تحریک قرار گرفته، استفاده شده بود [۱۸]. در سال ۲۰۱۲ نیز دو سیستم دیگر که یکی در فرکانس ۱/۵ مگا هرتز و دیگری در فرکانس ۵ مگا هرتز کار می کردند ساخته شدند. سیستم اول از یک سیم پیچ تحریک و ۸ گیرنده و سیستم دوم از یک تحریک و یک گیرنده تشکیل شده بودند. در هر دو سیستم، با ایجاد حرکت مکانیکی تعداد اندازه‌گیری‌ها افزایش یافت که باعث بهبود کیفیت تصویر بازسازی شده می‌شود [۱۹و۲۰]. در سال ۲۰۱۵ نیز گزارشی از ساخت یک سیستم مقطع‌نگار القای مغناطیسی صنعتی با به‌کار گیری ۸ سیم‌پیچ تحریک و ۸ سیم پیچ گیرنده به‌صورت مجزا برای اندازه‌گیری دبی ناشی از هدایت الکتریکی با استفاده از استخراج فاز سیگنال‌ها منتشر شد [۲۱]. در ایران فعالیت در زمینه ساخت سیستم‌های مقطع‌نگاری القای مغناطیسی از سال ۱۳۸۸ در آزمایشگاه ابزاردقیق بیومدیکال دانشگاه صنعتی خواجه نصیر الدین طوسی آغاز شد [۲۲].

از سوی دیگر، اندازه گیری دقیق اجزای حقیقی و موهومی یک امپدانس مجهول از دیرباز به عنوان یکی از پارامترهای کارآیی یک سیستم ابزار دقیق مطرح بوده است. چرا که اغلب حسگرها خروجی خود را به صورت تغییرات مقاومت، خازن یا سلف به مدار اندازه‌گیری اعمال کرده و دقت اندازه‌گیری این پارامترها تعیین کننده کارآیی سیستم کنترلی می‌باشد. در این تحقیق روش دمدولاسیون مبتنی بر ضرب کننده آنالوگ دو فرکانسی برای کاهش خطا و بهبود اندازه‌گیری قسمت حقیقی و موهومی ولتاژهای القایی در مقطع‌نگاری القای مغناطیسی پیشنهاد شده و از آن در ساخت یک سامانه نمونه آزمایشگاهی ۱۶ سیم‌پیچه بهره گرفته شده است. همچنین در این سخت افزار برای اندازه‌گیری میدان ثانویه و حذف تاثیر میدان اولیه از اتصال تفاضلی دو سیم‌پیچ گیرنده که در یک راستا و با فاصله کمی نسبت به یکدیگر قرار گرفته‌اند استفاده شده است. این کار باعث می‌شود که ولتاژ ثبت شده تحت تاثیر تغییرات میدان حاصل از جریان‌های گردآبی جاری در شی هدف قرار گیرد و به میدان تحریک ابتدایی حساسیت کمتری داشته باشد.

در این مقاله در ابتدا در بخش دوم روش دمدولاسیون مبتنی بر ضرب کننده آنالوگ دو فرکانسی جهت بهبود اندازه‌گیری قسمت حقیقی و موهومی ولتاژهای القایی در سیستم‌های مقطع‌نگاری القای مغناطیسی پیشنهاد می‌شود. سپس در بخش سوم اصول کلی به‌کارگیری اتصال تفاضلی سیم‌پیچ ها برای اندازه‌گیری میدان ثانویه در مقطع‌نگار القای مغناطیسی مطرح می‌شود. پس از آن در بخش چهارم نحوه ساخت سخت افزار نمونه آزمایشگاهی ساخته شده مقطع‌نگار القای مغناطیسی بیان و اجزاء آن معرفی می‌شود. در بخش پنجم کارآیی سخت افزار با بازسازی تصویر از چند محیط تصویربرداری معلوم مورد تست قرار خواهد گرفت. در نهایت در بخش ششم نتایج حاصل مورد بحث قرار خواهند گرفت.

۲- حل مساله پیشرو

در حل مساله پیشرو مقطع‌نگاری القای مغناطیسی، محیط مورد حل به طور معمول توسط یک معادله دیفرانسیل با مشتقات جزئی از نوع هلمهلتز به فرم عمومی زیر مدل‌سازی می‌شود [۵]:

$$-\nabla.(\alpha(x,y)\nabla u(x,y)) + \beta(x,y)u(x,y) = f(x,y) \quad (۱)$$

که $\alpha(x,y)$ و $\beta(x,y)$ پارامترهای فیزیکی محیط و $f(x,y)$ تابع تحریک هر سه تابعی از مکان هستند. برای حل این معادله، می‌توان از هر یک از دو روش بهینه‌سازی ریتز[2] یا گالرکین[3] برای فرمول‌بندی روش اجزای محدود بهره برد. برای این منظور، ابتدا ناحیه اجزای محدود با به‌کارگیری تعدادی المان تقسیم‌بندی می‌شود. سپس، برای هر المان عددی منحصر به فرد اختصاص می‌یابد. گره‌های هر المان خود نیز به‌صورت محلی[4] شماره‌گذاری می‌شوند. شماره‌گذاری منحصر به فرد برای هر گره در کل دامنه، شماره‌گذاری سراسری[5] نامیده می‌شود. تغییرات متغیر مجهول، در طول یک المان با انتخاب مناسب توابع پایه، تقریب زده می‌شود. در روش اجزای محدود معمولاً از توابع چند جمله‌ای به عنوان توابع پایه استفاده می‌شود.

[1] Hall sensors
[2] Ritz
[3] Galerkin
[4] Local
[5] Global

[Downloaded from joc-isice.ir on 2026-11-29]
[DOR: 20.1001.1.20088345.1399.14.3.5.7]
[DOI: 10.29252/joc.14.3.89]

چرا که مشتق و انتگرال این گونه توابع در مقایسه با توابع دیگر، به آسانی قابل محاسبه است. به کمک حساب تغییرات و گسترش تابع هزینه حاصل بر روی تمامی المان‌های تشکیل دهنده ناحیه حل، می‌توان به رابطه ماتریسی زیر رسید:

$$[K][u]+[g]=[F] \qquad (۲)$$

در این رابطه K و F به ترتیب ماتریس سختی و بردار تحریک هستند. u نیز بیانگر تغییرات $u\ (x, y)$ بر روی گره‌های ناحیه است. با گسترش این دستگاه برروی تمام المان‌ها و اعمال شرایط مرزی مطابق روش ارائه شده در [۵] در نهایت دستگاه معادلات بیان شده در رابطه (۲) به صورت زیر ساده سازی می‌شود:

$$\begin{bmatrix} K & H_v \\ H_u & I \end{bmatrix}\begin{bmatrix} u \\ \lambda \end{bmatrix}=\begin{bmatrix} F \\ q \end{bmatrix} \qquad (۳)$$

در این رابطه H_v، H_u و I برای اعمال شرایط مرزی رابین استفاده می‌شوند. حال از آنجا که خروجی‌های مساله پیشرو ولتاژهای القایی در سیم‌پیچ‌های گیرنده هستند، این ولتاژها بایستی شبیه‌سازی شوند. محاسبه این ولتاژها با بهره‌گیری از قانون القای فاراده به شکل زیر امکان‌پذیر است:

$$V_{ind}=\oint_c \vec{E}.dl \qquad (۴)$$

در این رابطه $\vec{E}$ شدت میدان الکتریکی عبوری از داخل سیم پیچ و c مسیر بسته شده توسط سیم‌پیچ است. حال با استفاده از رابطه $\vec{E}=-j\omega\vec{A}+\vec{E}_s$ و با چشم پوشی کردن از $\vec{E}_s$ در سیم‌پیچ گیرنده خواهیم داشت:

$$V_{ind}=-j\omega\oint_c A_z.dl \qquad (۵)$$

بنابراین اختلاف ولتاژ ظاهر شده در دو سر سیم‌پیچ گیرنده توسط رابطه زیر قابل محاسبه است:

$$V_m=j\omega L(A_1-A_2) \qquad (۶)$$

که در این رابطه A_1 و A_2 اندازه بردار پتانسیل القایی در دو هادی رفت و برگشت سیم‌پیچ در سطح مقطع مورد نظر می‌باشد که می‌تواند با مقادیر بردار پتانسیل القایی در وسط هادی‌ها جایگزین شوند.

۳- دمدولاسیون مبتنی بر ضرب کننده دو فرکانسی

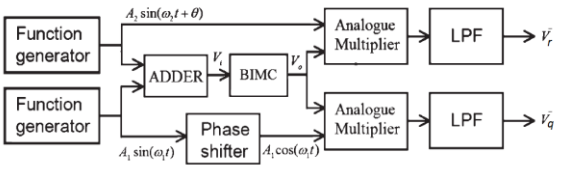
اندازه گیری دقیق اجزای حقیقی و موهومی یک امپدانس مجهول از دیرباز به عنوان یکی از پارامترهای کارآیی یک سیستم ابزار دقیق مطرح بوده است. چرا که اغلب حسگرها خروجی خود را به صورت تغییرات مقاومت، خازن یا سلف به مدار اندازه‌گیری اعمال کرده و دقت اندازه‌گیری این پارامترها تعیین کننده کارآیی سیستم کنترلی می‌باشد. به عنوان مثال یک سلف در محدوده میکروهانری در فرکانس ۵۰ هرتز قابل اندازه گیری نیست زیرا امپدانس بسیار پایینی از خود نشان می‌دهد. همچنین به دلیل کوچک بودن مقدار سلف، مقاومت درونی منبع ولتاژ و مقاومت اهمی خود سیم پیچ نیز باید در نظر گرفته شود.

دمدولاسیون مبتنی بر ضرب کننده آنالوگ با دقت خوبی قادر به اندازه‌گیری قسمت حقیقی (R_x) و قائم امپدانس مجهول (C_x و L_x) است. اما این دقت با تغییرات زیاد نسبت R_x به C_x یا L_x به شدت کاهش می‌یابد. به عنوان مثال در مقطع‌نگاری القای مغناطیسی، در یک فرکانس ثابت اگر مقدار مقاومت R_x خیلی بزرگ‌تر از مقدار سلف L_x باشد، اندازه‌گیری هر دو قسمت حقیقی و قائم ولتاژ خروجی بیشتر تحت تاثیر مقدار مقاومت R_x است و عملاً تغییرات کم مقدار سلف L_x تاثیری در مقدار امپدانس نخواهد داشت. بالعکس اگر مقدار سلف L_x خیلی بزرگ‌تر از مقدار مقاومت R_x باشد، اندازه‌گیری هر دو قسمت حقیقی و قائم ولتاژ خروجی بیشتر تحت تاثیر مقدار امپدانس سلف L_x بوده و عملاً تغییرات مقاومت R_x ممکن است در مقدار امپدانس ظاهر نشود. همچنین به دلیل وابستگی مقدار امپدانس سلف L_x به فرکانس، در فرکانس‌های پایین امپدانس سلف پایین آمده و در صورتی که مقدار سلف از مقدار مقاومت R_x خیلی کوچک‌تر باشد، عملاً تغییرات سلف L_x ممکن است در مقدار امپدانس ظاهر نشود. یا در فرکانس‌های بالا امپدانس سلف L_x به شدت افزایش می‌یابد و مقدار مقاومت R_x در محاسبه قسمت حقیقی ولتاژ خروجی بی تاثیر است. بنا بر این از آنجایی که امپدانس خازن یا سلف مدل کننده بافت با فرکانس تغییر می‌کند، بدست آوردن مقادیر صحیح مؤلفه‌های مقاومتی و موهومی امپدانس مجهول در یک فرکانس منفرد مشکل خواهد بود. همچنین در صورت وجود اختلاف زیاد بین بازه مقاومت و خازن مجهول، در برخی از حالت‌های اندازه‌گیری بخش مقاومتی امپدانس و در برخی بخش موهومی امپدانس در اندازه‌گیری موثر هستند و سایر اطلاعات مفید از دست می‌روند [۲۳]. این در حالی است که در سیستم‌های مقطع‌نگاری الکتریکی به سبب تنوع و تغییرپذیری جسم هدف، بخش ولت‌متر بایستی توانایی اندازه‌گیری دقیق قسمت حقیقی و قائم امپدانس مجهول در یک بازه گسترده را داشته باشد.

برای رفع مشکل عدم تناسب مقدار حقیقی و موهومی امپدانس مجهول در مقطع‌نگاری امپدانس الکتریکی روش تصحیح شده دمدولاسیون مبتنی بر ضرب کننده دو فرکانسی برای اندازه‌گیری مؤلفه حقیقی و قائم امپدانس مجهول در [۲۳] پیشنهاد شده است. ایده اصلی این روش ترکیب دو دمدولاتور حساس به فاز مبتنی بر ضرب کننده آنالوگ که هر کدام به صورت جداگانه در یک فرکانس خاص کار می‌کنند است. شکل۱ بلوک دیاگرام یک مدار اندازه‌گیری امپدانس با استفاده از تکنیک دمدولاسیون مبتنی بر ضرب کننده آنالوگ دو فرکانسی را نشان می‌دهد [۲۳]. در این شکل دو سیگنال ژنراتور به منظور تولید دو شکل موج سینوسی با دو فرکانس زاویه‌ای متفاوت به ترتیب ω_1 و ω_2 و اختلاف فاز صفر و θ در نظر گرفته شده‌اند. این دو سیگنال با فرکانس‌های متفاوت وارد جمع کننده شده و سپس شکل موج مرکب حاصل جمع آنها به مدار پایه اندازه‌گیر امپدانس اعمال می‌شود.

[Downloaded from joc-isice.ir on 2026-11-29]
[DOR: 20.1001.1.20088345.1399.14.3.5.7]
[DOI: 10.29252/joc.14.3.89]

خروجی مدار پایه اندازه‌گیر امپدانس در یک زمان به دو ضرب کنندهٔ آنالوگ ارسال می‌شود. از سوی دیگر سیگنال تولید شده توسط سیگنال ژنراتور اول که دارای فرکانس زاویه‌ای ω_2 است به عنوان مرجع (سیگنال مرجع هم‌فاز) به ضرب‌کننده بالایی ارسال شده و خروجی این ضرب کننده پس از عبور از فیلتر پایین‌گذر و حذف ریپل‌های فرکانس بالا، مولفه مقاومتی خروجی دمدولاتور V_r را تولید کند. سیگنال تولید شده توسط سیگنال ژنراتور دوم نیز که دارای فرکانس زاویه‌ای ω_1 است به عنوان مرجع (سیگنال مرجع قائم) به ضرب‌کننده پایین ارسال می‌شود و پس از ضرب در خروجی مدار پایه اندازه‌گیر امپدانس و عبور از یک فیلتر پایین‌گذر دیگر، مولفه قائم خروجی دمدولاتور V_q را تولید کند. بدین ترتیب در دمدولاتور مبتنی بر ضرب کننده دو فرکانسی، اولاً مولفه‌های مقاومتی و قائم به صورت کاملاً مجزا و بدون کمترین تاثیر پذیری از یکدیگر اندازه‌گیری می‌شوند و نسبت بین آنها برروی دقت اندازه‌گیری تاثیر گذار نیست. ثانیاً، این مدار از قابلیت اندازه‌گیری قسمت‌های حقیقی و قائم ولتاژ خروجی به موازات هم و در یک زمان واحد برخوردار است [۲۳]. به دلیل وجود دو فرکانس متفاوت در این سیستم، از تحلیل حالت دائمی سینوسی نمی‌توان استفاده کرد و مجبور به بیان رابطه‌ها در حوزه زمان خواهیم بود.



شکل۱: بلوک دیاگرام مدار اندازه‌گیری امپدانس با استفاده از تکنیک دمدولاسیون مبتنی بر ضرب کننده دو فرکانسی [۲۳].

در بلوک دیاگرام شکل۱ BIMC مدار پایه اندازه‌گیری امپدانس است. در حالت کلی، می‌توان سیگنال ولتاژ خروجی مدار پایه اندازه‌گیر امپدانس ($\boldsymbol{V_o}$) را به صورت اندازه M و فاز φ و یا به صورت ترکیب مؤلفه‌های حقیقی (V_r) و قائم (V_q) به صورت زیر نوشت:

$$v_o(t) = M\,sin(\omega t + \phi) = V_{rMAX}\,sin(\omega t) + V_{qMAX}\,cos(\omega t) \quad (۷)$$

بدین ترتیب در حوزه فازور با تاثیر بهره تقویت کننده عملیاتی و با فرض $\boldsymbol{V_i}$ به عنوان مرجع فاز خواهیم داشت:

$$\boldsymbol{V_o} = -R_f \boldsymbol{Y_x} \boldsymbol{V_i} = -R_f \boldsymbol{Y_x} V_i = V_r + jV_q \quad (۸)$$

که در این رابطه مؤلفه‌های حقیقی (V_r) و قائم (V_q) به صورت زیر تعریف می‌شوند:

$$V_r = -R_f\, Re\{\boldsymbol{Y_x}\} V_i \quad (۹)$$

$$V_q = -R_f\, Im\{\boldsymbol{Y_x}\} V_i \quad (۱۰)$$

همان‌طور که مشاهده می‌شود مؤلفه حقیقی V_r بیانگر قسمت حقیقی ادمیتانس مجهول $\boldsymbol{Y_x}$ و مؤلفه قائم V_q بیانگر قسمت موهومی ادمیتانس مجهول $\boldsymbol{Y_x}$ است. بنا بر این، محاسبه اندازه و فاز یا به طور معادل مؤلفه‌های هم فاز و قائم سیگنال ولتاژ خروجی از این مرحله که همان سیگنال ورودی به دمدولاتور حساس به فاز است، در کنار مشخص بودن اندازه ولتاژ اعمالی به بیوامپدانس مجهول، شرایط لازم برای محاسبه مقدار حقیقی و موهومی بیوامپدانس مجهول را مهیا می‌کند. بدین ترتیب، ورودی مدار پایه اندازه‌گیری امپدانس توسط رابطه زیر قابل بیان است:

$$v_i(t) = -[A_1\,sin(\omega_1 t) + A_2\,sin(\omega_2 t + \theta)] \quad (۱۱)$$

حال با بهره‌گیری از تکنیک جمع آثار، خروجی مدار پایه اندازه‌گیر امپدانس توسط رابطه زیر بدست می‌آید:

$$v_o(t) = R_f\,[A_1\,Re\{\boldsymbol{Y_x}\}|_{\omega_1}\sin(\omega_1 t) + A_2\,Re\{\boldsymbol{Y_x}\}|_{\omega_2}\sin(\omega_2 t + \theta)] + Im\{\boldsymbol{Y_x}\}|_{\omega_1}\cos(\omega_1 t) + A_2\,Im\{\boldsymbol{Y_x}\}|_{\omega_2}\cos(\omega_2 t + \theta)] \quad (۱۲)$$

در سوی دیگر سیگنال ولتاژ مرجع دو ضرب کننده (مرجع حقیقی و قائم) به شکل زیر بیان می‌شوند:

$$v_{fr}(t) = A_2\,sin(\omega_2 t + \theta) \quad (۱۳)$$

$$v_{fq}(t) = A_1\,cos(\omega_1 t) \quad (۱۴)$$

بدین ترتیب خروجی ضرب کننده بالا در شکل۱ به صورت زیر بدست می‌آید:

(۱۵)

$$v_r(t) = kv_o(t)v_{fr}(t) = kA_2R_f\left[\frac{A_1}{2}Re\{\boldsymbol{Y_x}\}|_{\omega_1}cos(\omega_1 t - \omega_2 t - \theta) - \frac{A_1}{2}Re\{\boldsymbol{Y_x}\}|_{\omega_1}cos(\omega_1 t + \omega_2 t + \theta) + \frac{A_2}{2}Re\{\boldsymbol{Y_x}\}|_{\omega_2} - \frac{A_2}{2}Re\{\boldsymbol{Y_x}\}|_{\omega_2}cos(2\omega_2 t + 2\theta) + \cdot Im\{\boldsymbol{Y_x}\}|_{\omega_1}sin(\omega_1 t + \omega_2 t + \theta) + \frac{A_1}{2}Im\{\boldsymbol{Y_x}\}|_{\omega_1}sin(\omega_1 t - \omega_2 t - \theta) + \frac{A_2}{2}Im\{\boldsymbol{Y_x}\}|_{\omega_2}sin(2\omega_2 t + 2\theta)\right]$$

حال مقدارDC مولفه مقاومتی ولتاژ خروجی (V_r) پس از عبور از فیلتر پایین‌گذر با بهره مفروض باند عبور برابر با یک به صورت زیر بدست می‌آید:

$$V_r = \overline{v_r(t)} = \frac{kA_2{}^2R_f}{2}Re\{\boldsymbol{Y_x}\}|_{\omega_2} \quad (۱۶)$$

خروجی ضرب کننده پایین هم به صورت زیر محاسبه می‌شود:

(۱۷)

$$v_q(t) = kv_o(t)v_{fq}(t) = kA_1R_f\left[\frac{A_1}{2}Re\{Y_x\}|_{\omega_1}sin(2\omega_1 t) + \frac{A_2}{2}Re\{Y_x\}|_{\omega_2}sin(\omega_1 t + \omega_2 t + \theta) - \frac{A_2}{2}Re\{Y_x\}|_{\omega_2}sin(\omega_1 t - \omega_2 t - \theta) + \frac{A_1}{2}Im\{Y_x\}|_{\omega_1}cos(2\omega_1 t) + \frac{A_1}{2}Im\{Y_x\}|_{\omega_1} + \frac{A_2}{2}Im\{Y_x\}|_{\omega_2}cos(\omega_1 t + \omega_2 t + \theta) + \frac{A_2}{2}Im\{Y_x\}|_{\omega_2}cos(\omega_1 t - \omega_2 t - \theta)\right]$$

بنا بر این مقدار DC مولفه قائم ولتاژ خروجی (V_q) نیز پس از عبور از فیلتر پایین‌گذر با بهره باند عبور برابر با ۱ برابر خواهد بود با:

$$V_q = \overline{v_q(t)} = \frac{kA_1{}^2R_f}{2}Im\{Y_x\}|_{\omega_1} \quad (۱۸)$$

[Downloaded from joc-isice.ir on 2026-11-29]
[DOR: 20.1001.1.20088345.1399.14.3.5.7]
[DOI: 10.29252/joc.14.3.89]

بدین ترتیب V_r با قسمت حقیقی ادمیتانس مجهول $\boldsymbol{Y_x}$ در فرکانس ω_2 و V_q با قسمت موهومی آن در فرکانس ω_1 به شکل زیر رابطه مستقیم دارند:

$$Re\{\boldsymbol{Y_x}\}|_{\omega_2} = \frac{2V_r}{kA_2{}^2R_f} \quad (۱۹)$$

$$Im\{\boldsymbol{Y_x}\}|_{\omega_1} = \frac{2V_q}{kA_1{}^2R_f} \quad (۲۰)$$

همان‌طور که در این روابط مشاهده می‌شود، خروجی اندازه‌گیری‌ها بطور کامل از یکدیگر، فرکانس سیگنال ژنراتور اول (ω_2) و همچنین اختلاف فاز اولیه θ مستقل هستند.

٤- اتصال تفاضلی سیم‌پیچ‌های گیرنده

برای اندازه‌گیری تغییرات میدان حاصل از برقراری جریان‌های گردآبی درون اشیا در کاربردهایی نظیر سیستم‌های مقطع‌نگاری القای مغناطیسی و دستگاه‌های فلزیاب، از دو روش به‌کارگیری سیم‌پیچ [۲۴و۲۵] و گرادیومتر [۲۶و۲۷] به عنوان سنسور اندازه‌گیری می‌توان استفاده کرد. در اکثر سیستم‌ها به دلیل این که استفاده از سیم‌پیچ به عنوان سنسور گیرنده، مزایایی طراحی، ساخت و کالیبراسیون راحت‌تر را به دنبال دارد، استفاده از سیم‌پیچ به عنوان سنسور گیرنده مرسوم‌تر است [۲۸]. از سوی دیگر با استفاده از سیم‌پیچ‌های تحریک به عنوان سیم‌پیچ گیرنده می‌توان در مصرف سیم صرفه‌جویی کرد [۲۹]. اما مشکل اصلی در کاربردهای بالینی سیستم‌های مقطع‌نگاری القای مغناطیسی و دستگاه‌های فلزیاب، ناچیز بودن تغییرات میدان ناشی از القای جریان‌های گردابی درون شی هدف ΔB نسبت به میدان تحریک ابتدایی B است (معمولاً نسبت قسمت موهومی $\Delta B/B$ کوچک‌تر از ٪۱ است). این مشکل به دلیل کوچک بودن ضریب رسانایی شی در مقابل محیط اطراف اتفاق می‌افتد [۲۹]. برای رفع این مشکل، تعدادی از محققین استفاده از گرادیومترها را پیشنهاد کرده‌اند [۳۰ و ۳۱]. گرادیومترها تغییرات میدان را حس می‌کنند و اثر میدان اولیه را تا حد زیادی حذف می‌کنند. اما استفاده از گرادیومترها نیز سبب ایجاد مشکلاتی می‌شود که از جمله، آن‌ها می‌توان به وابستگی زیاد ولتاژ القایی به موقعیت گرادیومتر و وجود خطای ناشی از جا بجایی آن، وجود ظرفیت خازنی و وجود خطای فاز بیشتر را نام برد [۲۸].

بنابراین هدف اصلی در روش پیشنهادی استفاده از اتصال تفاضلی دو سیم‌پیچ که در یک راستا با فاصله کمی نسبت به یکدیگر قرار گرفته‌اند، برای اندازه‌گیری میدان ثانویه و حذف تاثیر میدان اولیه است. این کار باعث می‌شود که ولتاژ ثبت شده تحت تاثیر تغییرات میدان حاصل از جریان‌های گردآبی جاری در شی هدف قرار گیرد و به میدان تحریک ابتدایی حساسیت کمتری داشته باشد. برای حل مشکل اندازه‌گیری میدان ثانویه می‌توان از اتصال تفاضلی دو سیم‌پیچ گیرنده که در یک راستا با فاصله کمی نسبت به یکدیگر قرار گرفته‌اند استفاده کرد. این کار باعث می‌شود که ولتاژ ثبت شده تحت تاثیر تغییرات میدان حاصل از جریان‌های گردآبی جاری در شی هدف ΔB گیرد و به میدان تحریک ابتدایی B حساسیت کمتری داشته باشد. در عین حال مزایای استفاده از سیم‌پیچ‌ها در مقابل گرادیومترها نیز حفظ می‌شود. در واقع به دلیل قوی بودن میدان تحریک B، ولتاژ القایی در دو سیم‌پیچ گیرنده تقریباً یکسان است و تفاضل آن‌ها نزدیک صفر می‌شود. در سوی دیگر به دلیل وجود فاصله مکانی بین محل قرارگیری دو سیم‌پیچ، تغییرات میدان حاصل از جریان یافتن جریان‌های گردآبی درون شی هدف سبب ایجاد اختلاف پتانسیل الکتریکی بین ولتاژ القایی در دو سیم‌پیچ گیرنده می‌شود. در واقع با این کار یک گرادیومتر با استفاده از دو سیم‌پیچ گیرنده ایجاد می‌شود.

٥- سخت افزار سامانه پیشنهادی

شکل ۲ بلوک دیاگرام سامانه پیشنهادی با بکارگیری روش دمدولاسیون مبتنی بر ضرب کننده آنالوگ دو فرکانسی جهت بهبود اندازه‌گیری قسمت حقیقی و موهومی ولتاژهای القایی را نشان می‌دهد. همانطور که در این بلوک دیاگرام مشخص شده است، این سامانه از سیم‌پیچ‌های تحریک و گیرنده، مدار دی‌مالتی پلکسری تحریک، مدار مالتی پلکسری اندازه‌گیری ولتاژ، مدار مالتی پلکسری اندازه‌گیری جریان، دمدولاتور حساس به فاز آنالوگ[۳۲]، مولدهای سیگنال فرکانس بالا و پایین و در نهایت میکروکنترلر تشکیل شده است.

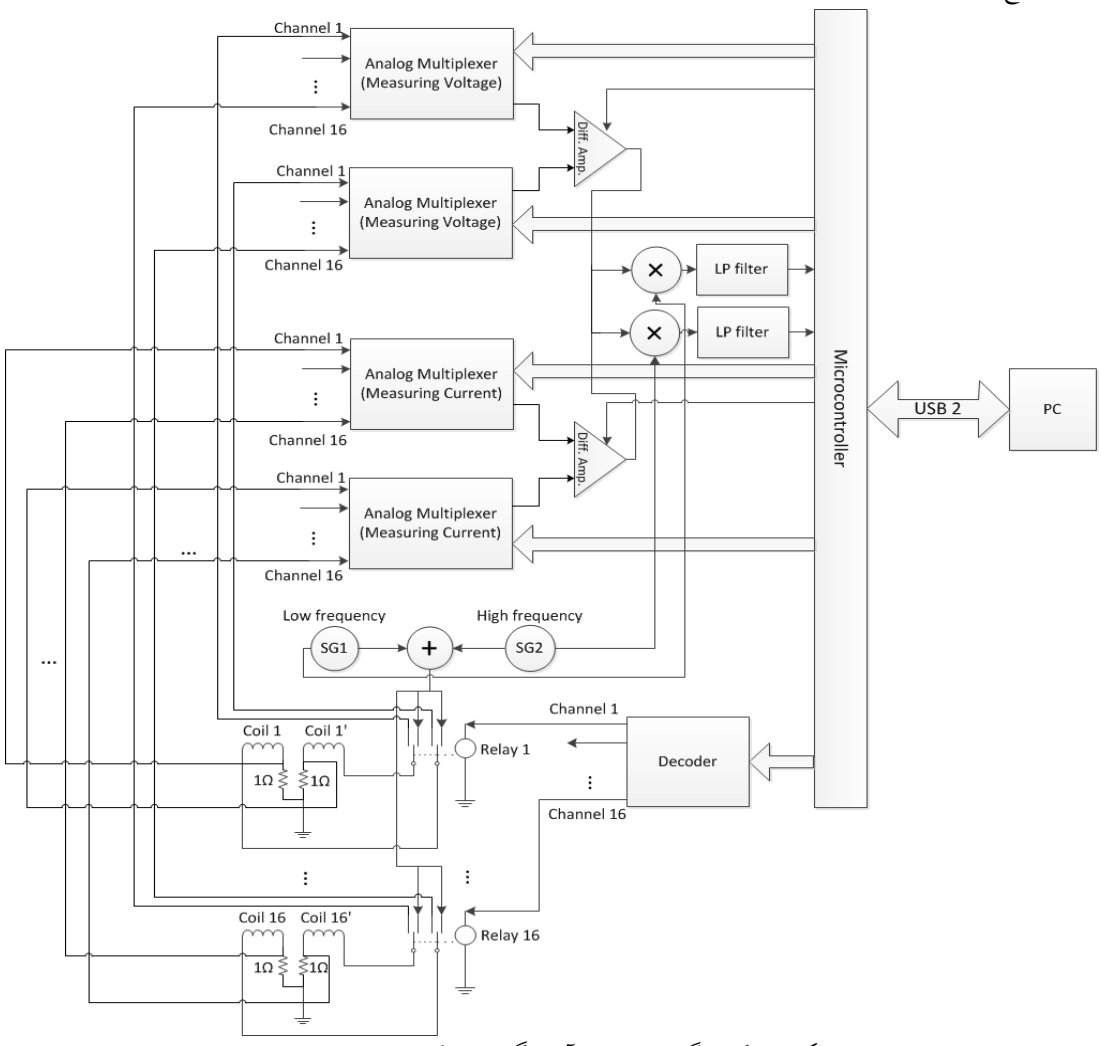
در سیستم‌های مقطع نگار القای مغناطیسی با فرکانس تحریک بالا (رنج مگاهرتز)، به دلیل افزایش تلفات گردآبی هسته با افزایش فرکانس، معمولاً استفاده از هسته‌های فریتی در فرکانس‌های بالا پیشنهاد می‌شود [۷و۸]. با این وجود استفاده از هسته‌های فریتی باعث به اشباع رفتن هسته و غیر خطی شدن مشخصه می‌شود [۲۹]. به همین دلیل در اکثر سیستم‌ها نظیر سیستم‌های پیشنهادی در مراجع [۲۴، ۲۵ و ۲۹] از سیم‌پیچ با هسته هوایی استفاده شده است. بدین ترتیب در اجرای روش اندازه‌گیری پیشنهادی، برای قرار گیری سیم‌پیچ‌ها از پایه پلاستیکی استفاده شده است. طرح این پایه پلاستیکی که در نرم افزار Autocad طراحی گردیده در شکل ۳ نشان داه شده است. قطر خارجی این پایه ۱۵ میلیمتر و قطر درونی آن ۹۴/۵۴ میلیمتر است. ابعاد شیارها ۱۵/۵۴ در ۴/۹ میلیمتر و فاصله دهنه ورودی شیارها ۱/۷۲ میلیمتر است. پس از این مرحله طرح مورد نظر توسط دستگاه برش لیزری بر روی صفحه پلکسی شفاف[1] با قطر ۵ میلیمتر برش داده شد و تعداد ۸ عدد پایه استخراج شد. با چسباندن دو بدوی این صفحات به یکدیگر به جهت استحکام مکانیکی و استفاده از ۳۲ قطعه مکعب مستطیل به ابعاد ۵ در ۴/۵ در ۱۵۲ میلیمتر به صورت عمودی در ته شیارهای این صفحات به هم چسبیده، یک اسکلت پلاستیکی برای جایگیری سیم‌پیچ‌ها ایجاد شد.

پس از انتخاب هسته، با هدف استفاده ماکزیمم از توان هسته جهت هر چه قوی‌تر بودن سیگنال‌های ثبتی و با توجه به مساحت مفید شیارهای تعبیه شده در هسته که برابر با ۷۳/۳ میلیمتر مربع است، در هر شیار تعداد ۱۲۸ هادی از جنس سیم مسی لاکی نمره ۰/۳ در دو دسته ۶۴ تایی قرار می‌گیرند. بین دو سیم‌پیچ به منظور ایجاد امکان اندازه‌گیری دیفرانسیلی،

[1] Plexiglass sheet in clear

[Downloaded from joc-isice.ir on 2026-11-29]
[DOR: 20.1001.1.20088345.1399.14.3.5.7]
[DOI: 10.29252/joc.14.3.89]

از تکه‌های MDF مخصوص سیم پیچی با ضخامت ۴/۰ میلیمتر استفاده شده است. به این ترتیب تمام فضای شیارها پر خواهد شد. جریان مجاز سیم لاکی مورد استفاده ۱/۴ آمپر می‌باشد. انتخاب ۶۴ دور سیم‌پیچ یک حد وسط بوده است. چرا که در صورتیکه تعداد دور خیلی کم باشد، در حالت تحریک، اندوکتانس و به تبع آن امپدانس کافی نخواهد داشت و جریان خیلی شدیدی از منبع ولتاژ دریافت می‌کند. علاوه بر این به دلیل رابطه مستقیم ولتاژ القایی با تعداد دور، سیگنال اندازه‌گیری شده در حالت گیرنده نیز ضعیف خواهد بود. در سوی دیگر اگر تعداد دور خیلی زیاد باشد ممکن است باعث قرارگیری فرکانس تشدید در محدوده فرکانس کاری سیستم شود [۲۲].



شکل ۲: بلوک دیاگرام سامانه نمونه آزمایشگاهی دو فرکانسی ساخته شده.

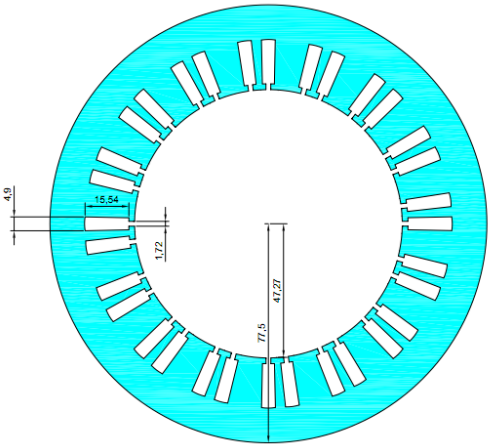
در نمونه آزمایشگاهی ساخته شده، سیم پیچ زیر و رو هر کدام با ۶۴ دور سیم‌پیچی در دو شیار مجاور قرار گرفته‌اند (شکل۴). بدین ترتیب با جای زنی کامل سیم‌پیچ‌ها، تعداد ۱۶ سیم‌پیچ دوبل جای‌گیری شده‌اند که برای هر دو کاربرد تحریک و گیرنده مورد استفاده قرار خواهند گرفت. شکل۵ نیز نحوه قرار گیری کل سیم‌پیچ‌ها بر روی اسکلت پلاستیکی را نشان می‌دهد. با استفاده از LCR متر اندوکتانس و مقاومت سری هر سیم‌پیچ در فرکانس ۱۰۰ کیلو هرتز اندازه‌گیری شده است. سیم‌پیچ رو و زیر به ترتیب هر کدام دارای مقدار میانگین اندوکتانس خودی ۴۹۲/۹۷ و ۵۲۹/۱۰ میکروهانری و مقاومت AC برابر با ۱۴/۳۴ و ۱۵/۰۲ اهم بوده‌اند. مقاومت DC میانگین سیم‌پیچ‌ها نیز برابر با ۵/۸۶ اهم اندازه‌گیری شده است.

در مرحله بعد از یک شیلد الکترومغناطیسی (صفحه فلزی) اطراف محفظه سیم‌پیچ‌ها جهت جلوگیری از تاثیر پذیری اندازه‌گیری‌ها از میدان‌های مغناطیسی و الکتریکی خارجی استفاده شده است. این صفحه فلزی محاط کننده سیم‌پیچ‌ها به زمین وصل می‌شود و با این تکنیک خارج ازاین شیلد الکترومغناطیسی میدان صفر بوده و شرط دیریشله صفر روی مرزاعمال می‌شود [۵].

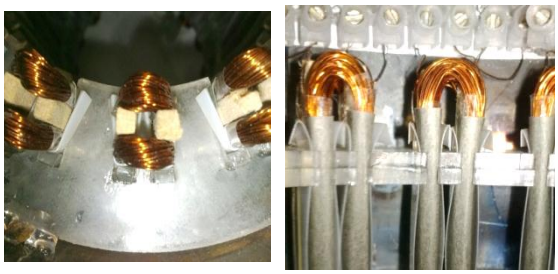
برای اندازه‌گیری میدان ثانویه، از روش پیشنهادی اتصال تفاضلی سیم‌پیچ های گیرنده که در یک راستا با فاصله کمی نسبت به یکدیگر قرار گرفته‌اند استفاده شده است. این کار باعث می‌شود که ولتاژ ثبت شده تحت تاثیر تغییرات میدان حاصل از جریان‌های گردابی جاری در شی هدف ΔB گیرد و به میدان تحریک ابتدایی B حساسیت کمتری داشته باشد. در

[Downloaded from joc-isice.ir on 2026-11-29]
[DOR: 20.1001.1.20088345.1399.14.3.5.7]
[DOI: 10.29252/joc.14.3.89]

عین حال مزایای استفاده از سیم‌پیچ‌ها در مقابل گرادیومترها نیز حفظ می‌شود.

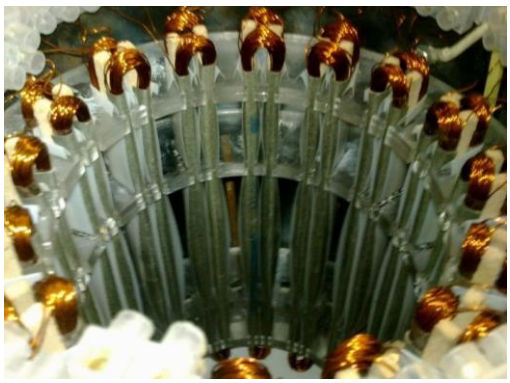


شکل ۳: طرح ترسیم شده در نرم افزار Autocad که برای ساخت پایه‌های پلاستیکی سیم‌پیچ‌ها طراحی شده است.



(الف) (ب)

شکل۴: نحوه قرار گیری سیم‌پیچ‌های تحریک و گیرنده (الف) نمای عرضی، (ب) نمای فوقانی.



شکل۵: محل قرار گیری سیم‌پیچ‌های تحریک و گیرنده.

انتخاب فرکانس تحریک یک تعامل بین عمق نفوذ در بافت و سخت‌افزار سیستم است. افزایش فرکانس تحریک سببافزایش عمق نفوذ دربافت و به تبع آن افزایش حساسیت اندازه‌گیری‌هادر نواحی مرکزی بافت و افزایش دقت تفکیک پذیری مکانی می‌شود. در نقطه مقابل سخت‌افزار سیستم محدود کننده فرکانس است. چرا که با افزایش فرکانس، امپدانس بافت افزایش یافته و باعث کاهش جریان‌های گردابی جاری در درون بافت و کاهش سطح ولتاژهای القایی در سیم‌پیچ‌های گیرنده می‌شود. این موضوع نیازمند افزایش دقت اندازه‌گیری دامنه و فاز ولتاژ القایی در سخت‌افزار سیستم است. تا کنون در سیستم‌های مقطع‌نگاری القای مغناطیسی ساخته شده، از رنج فرکانسی ۵ کیلو تا ۲۰ مگا هرتز استفاده شده است. در انتخاب فرکانس تحریک بایستی فرکانس تشدید سیستم نیز مدنظر قرار گیرد و فرکانس تحریک کمتر یا بیشتر از مقدار فرکانس تشدید انتخاب شود. در سیستم پیاده‌سازی شده فرکانس تحریک ۱۰ کیلو هرتز انتخاب شده است.

برای اعمال جریان به سیم پیچ‌های تحریک نیاز به یک مدار دی‌مالتی پلکسر و برای اندازه‌گیری ولتاژ القایی و اندازه‌گیری جریان تحریک نیاز به دو مدار مالتی پلکسر به صورت مجزااحساس می‌شود. مداردی‌مالتیپلکسری اول وظیفه سوئیچ کردن جریان بر روی سیم‌پیچ تحریک مورد نظر را بر عهده دارد. به سیم‌پیچ تحریک جریانی معادل ۱/۴ آمپر بایستی اعمال شود که این کار توسط ۱۶ رله HFD205 انجام می‌شود کهیک دی‌کدر CD4515 نیز وظیفه آدرس‌دهی این رله‌ها از طریق ۴ بیت آدرس را بر عهده دارد. مدار بعدی نقش یک مالتی‌پلکسر برای اندازه‌گیری ولتاژ دیفرانسیلی القایی در سیم‌پیچ‌های گیرنده را بازی می‌کند. این مدار از ۲ مالتی پلکسر آنالوگ ۱×۱۶ تشکیل شده که توسط ۲ مدار مجتمع ADG506 قابل پیاده‌سازی است. ADG506 با اخذ یک آدرس۴ بیتی از مدار کنترل کننده، یکی از ۱۶ پایه ورودی را انتخاب کرده و در خروجی قرار می‌دهد. برای اندازه‌گیری جریان تحریک نیز از یک مدار مالتی پلکسر مشابه استفاده می‌شود. در نمونه پیاده‌سازی شده از روش دیفرانسیلی برای اندازه‌گیری ولتاژ القایی در دو سیم‌پیچ گیرنده استفاده شده است. ولتاژهای تفاضلی اندازه‌گیری شده از سیم‌پیچ‌ها بسیار کوچک می‌باشند و باید با استفاده از یک تقویت کننده‌ی عملیاتی تقویت شوند. سیگنال ورودی به تقویت کننده علاوه بر سیگنال مطلوب شامل سه جزء دیگر سیگنال نامطلوب، سیگنال تداخلی ناشی از برق شهر و نویز است.

در سامانه نمونه آزمایشگاهی ساخته شده از یک میکروکنترلر Atmega36A که از خانواده میکروکنترلرهای AVR است، برای دستوردهی به مدارهای مالتی‌پلکسر و دی‌مالتی‌پلکسر، فعال‌سازی تقویت کننده‌های عملیاتی اندازه‌گیر ولتاژ القایی و جریان تحریک و تبدیل داده‌های اندازه‌گیری به داده‌های دیجیتال و ارسال آن‌ها به کامپیوتر از طریق درگاه USB استفاده شده است. سامانه نمونه ساخته شده از چهار قسمت، محفظه سیم‌پیچ‌ها، کابل‌های رابط، برد تامین سیگنال و میکروکنترلر، و برد اندازه‌گیری تشکیل شده است. محفظه سیم‌پیچ‌ها در شکل۶ از سه جهت نمایش داده شده است. نتایج حاصل از به‌کارگیری این روش در سیستم نمونه مقطع‌نگار القای مغناطیسی ساخته شده، نشانگر افزایش زیاد حساسیت اندازه‌گیری‌ها نسبت به تغییرات میدان ثانویه ناشی از ایجاد جریان‌های گردآبی در جسم مورد نظر است. تصویر کل سامانه نمونه آزمایشگاهی به همراه تمامی چهار قسمت آن در شکل ۷ نمایش داده شده است.

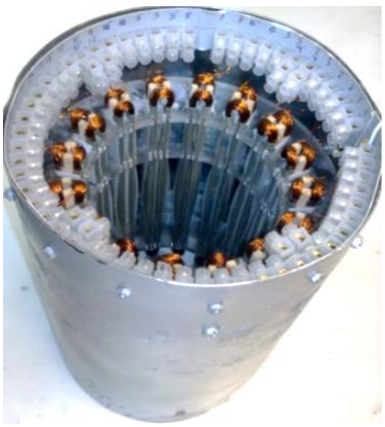
[Downloaded from joc-isice.ir on 2026-11-29]
[DOR: 20.1001.1.20088345.1399.14.3.5.7]
[DOI: 10.29252/joc.14.3.89]



(الف)

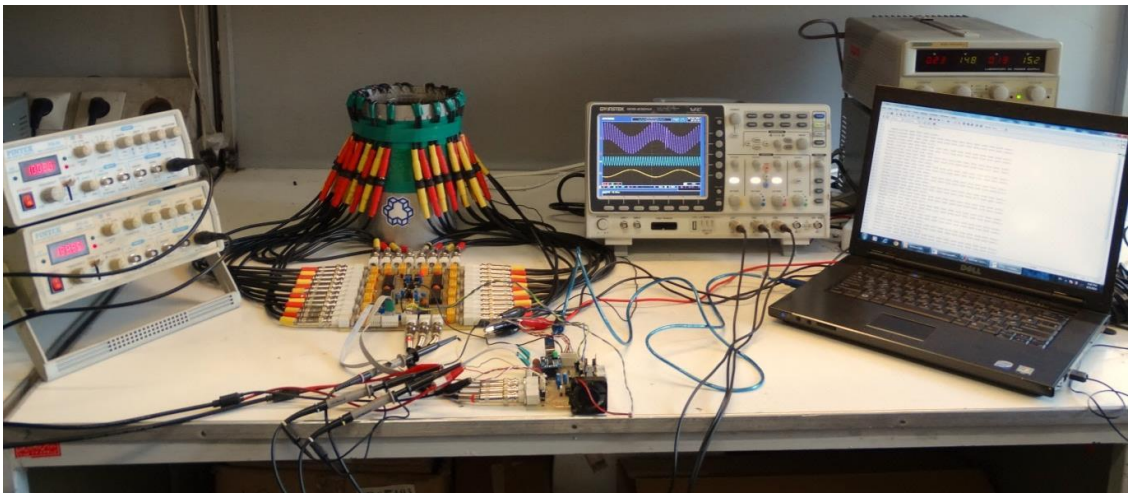


(ب)



(ج)

شکل۶: (الف) نمای فوقانی، (ب) نمای تحتانی و (ج) نمای عرضی محفظه سیم‌پیچی در نمونه آزمایشگاهی ساخته شده.



شکل ۷: تصویر سامانه نمونه آزمایشگاهی به همراه تمامی اجزاء.

٦- بازسازی تصویر

٦-١ انتخاب تابع هزینه

تابع هزینه برای حل مسأله معکوس مقطع نگاری مغناطیسی، تابع هزینه مجموع مربعات خطای وزن دار شده[1] یا به اختصار LS انتخاب می‌شود. این تابع هزینه در حالت کلی به شکل زیر تعریف می‌شود [۳۳]:

$$\boldsymbol{J}(\boldsymbol{p}) = \boldsymbol{e}^T(\boldsymbol{p})\,\boldsymbol{Q}\,\boldsymbol{e}(\boldsymbol{p}) \qquad (۲۱)$$

که $\boldsymbol{p}$ ماتریس ستونی پارامترهای مجهول، $\boldsymbol{e}$ ماتریس ستونی خطاها و $\boldsymbol{Q}$ ماتریس مربعی شامل ضریب‌های وزنی است. تابع خطا $\boldsymbol{e}$ به شکل زیر تعریف می‌شود:

$$\boldsymbol{e}(\boldsymbol{p}) = \boldsymbol{V}^m - \boldsymbol{f}(\boldsymbol{p}) \qquad (۲۲)$$

در این رابطه $\boldsymbol{V}^m$ ماتریس ستونی ولتاژهای اندازه‌گیری شده از سیم‌پیچ‌ها است که در شبیه‌سازی مسأله معکوس می‌توان این اندازه‌گیری‌ها را از حل

[1] Least Square (LS) weighted

[Downloaded from joc-isice.ir on 2026-11-29]
[DOR: 20.1001.1.20088345.1399.14.3.5.7]
[DOI: 10.29252/joc.14.3.89]

مسأله پیشرو با مش ریز شده به دست آورد. تابع وزنی $\boldsymbol{Q}$ نیز در حالت کلی به صورت ماتریس مربعی به شکل زیر تعریف می‌شود:

$$\boldsymbol{Q}=\left[w_{ij}\right] \qquad (۲۳)$$

$\boldsymbol{Q}=\frac{1}{2}\boldsymbol{I}$ ساده‌ترین انتخاب است که $\boldsymbol{I}$ ماتریس یکه است. در حالتی که داده‌های اندازه گیری شده و به تبع آن خطا، خیلی کوچک باشند می‌توان از نرمالیزه کردن داده‌ها نسبت به یک مبنای خاص به شکل زیر بهره برد [۳۳]:

$$w_{ij}=\frac{1}{\left[V_j^b\right]^2} \qquad (۲۴)$$

این رابطه به ازای $\mathrm{i}=\mathrm{j}$ برقرار بوده که V_j^b مقدار ولتاژ مبنا برای اندازه‌گیری jام است. برای $\mathrm{i}\neq\mathrm{j}$، $w_{ij}=0$ است.

۶-۲ روش بهینه سازی

پس از انتخاب تابع هزینه، نوبت به بهینه سازی آن به منظور استخراج مقادیر پارامترهای مجهول می‌رسد. اینکار به روش‌های مختلفی از جمله روش مشتق مستقیم [۳۴] و روش‌های غیرخطی تکراری شامل روش گرادیان[1] [۳۵و۳۶]، روش نیوتن-رافسون (نیوتن) [۳۳و۳۷] و روش گوس-نیوتن (نیوتن-رافسون بهینه شده) [۳۳و۳۷] قابل انجام است. در روش مشتق مستقیم، مشتق تابع هزینه نسبت به تک تک پارامترهای مجهول محاسبه شده و با قرار دادن مقدار این مشتق‌های محاسبه شده برابر مقدار صفر (پیدا کردن نقطه کمینه) مقادیر پارامترهای مجهول قابل محاسبه خواهند بود. اما در مسائل پیچیده محاسبه این مشتقات به راحتی امکان پذیر نخواهد بود. روش گرادیان بر مبنای استفاده از بسط پارامترهای مجهول جدید بر حسب پارامترهای قدیمی و بیان تغییرات پارامترها به کمک بسط تیلور با استفاده از تعریف ماتریس گرادیان[2] عمل می‌کند. روش بهینه سازی نیوتن-رافسون (نیوتن) نیز بهبود یافته روش گرادیان بوده که در آن جمله مرتبه دوم نیز در بسط تیلور تاثیر داده شده و مشتقات مرتبه دوم در قالب ماتریس هسّین علاوه بر ماتریس گرادیان در بهینه‌سازی دخالت می‌یابند. در روش گوس- نیوتن که روش بهبود یافته نیوتن-رافسون است، با استفاده از جایگذاری تابع هزینه مجموع مربعات خطا معرفی شده در بخش ۶-۱، از یک رابطه تقریبی برای محاسبه ماتریسهسّین استفاده شده و در نهایت یک رابطه بهینه‌سازی آماده ارائه می‌شود. این روش به روش نیوتن-رافسون بهینه شده[3] نیز معروف است. در روش گوس- نیوتن (نیوتن-رافسون بهینه شده) با فرض ماتریس وزنی $Q=\frac{1}{2}I$ و استفاده از تابع هزینه مجموع مربعات خطای تعریف شده در رابطه (۲۱)؛ تابع هزینه به شکل زیر تعریف می‌شود:

$$\boldsymbol{J}(\boldsymbol{p})=\frac{1}{2}\boldsymbol{e}^T(\boldsymbol{p})\boldsymbol{e}(\boldsymbol{p})=\frac{1}{2}\left(\boldsymbol{V}^m-\boldsymbol{f}(\boldsymbol{p})\right)^T\left(\boldsymbol{V}^m-\boldsymbol{f}(\boldsymbol{p})\right) \qquad (۲۵)$$

که در این رابطه $\boldsymbol{V}^m$ ولتاژهای‌اندازه‌گیری شده از سیستم واقعی و $\boldsymbol{f}(\boldsymbol{p})$ خروجی مسأله پیشرو با فرض ماتریس ستونی پارامتر $\boldsymbol{P}$ است. بروزرسانی پارامترهای مجهول دراین روش توسط رابطه زیر انجام می‌شود:

$$p_{e\times1}^{k+1}=p_{e\times1}^k+\Delta p_{e\times1}^k=p_{e\times1}^k-\left[\left(f'(p^k)\right)^T f'(p^k)\right]_{e\times e}^{-1} \qquad (۲۶)$$
$$\left(f'(p^k)\right)_{e\times m}^T\left(V^m-f(p^k)\right)_{m\times1}$$

که در این رابطه e تعداد پارامترهای مجهول و m تعداد اندازه‌گیری‌های است. ترم $\boldsymbol{f}'(\boldsymbol{p}^k)$ نیز بیانگر تغییرات اندازه‌گیری ولتاژ از سیم‌پیچ‌ها نسبت به تغییرات پارامترها (رسانایی هر المان) در هر بار تصحیح پارامترها است که به ماتریس حساسیت $\boldsymbol{S}^k$ معروف بوده و به شکل زیر تعریف می‌شود:

$$\boldsymbol{S}_{m\times e}^k=\boldsymbol{f}'(\boldsymbol{p}^k) \qquad (۲۷)$$

در واقع ماتریس حساسیت بیان می‌دارد که یک اندازه‌گیری مشخص بیشتر تحت تاثیر تغییرات رسانای کدامیک از المان‌ها قرار دارد. با استفاده از این تعریف رابطه (۲۶) به شکل زیر بازنویسی می‌شود:

$$\boldsymbol{p}_{e\times1}^{k+1}=\boldsymbol{p}_{e\times1}^k+\Delta\boldsymbol{p}_{e\times1}^k$$
$$\Delta\boldsymbol{p}_{e\times1}^k=-\left[\left(\boldsymbol{S}^k\right)^T\boldsymbol{S}^k\right]^{-1}\left(\boldsymbol{S}^k\right)^T\left(\boldsymbol{V}^m-\boldsymbol{f}(\boldsymbol{p}^k)\right)_{m\times1} \qquad (۲۸)$$

$$\boldsymbol{S}_{m\times e}^k=\left.\frac{\partial f(\boldsymbol{p})}{\partial\boldsymbol{p}}\right|_{\underline{p}^k}$$

از آنجا که در مقطع‌نگاری القای مغناطیسی مقادیر ولتاژهای القایی در سیم‌پیچ‌ها که همان مقادیر اندازه‌گیری شده هستند، و به تبع آن مقادیر درایه‌های ماتریس حساسیت بسیار کوچک هستند، معکوس آن در رابطه (۲۸) عددی بسیار بزرگ بوده و معمولاً پارامترهای مجهول همگرا نخواهند شد. برای حل این مشکل از اضافه کردن یک ضریب رگرسیون کمک گرفته می‌شود. با اضافه کردن این ضریب رگرسیون λ به رابطه (۲۸)، رابطه بروزرسانی پارامترهای مجهول به شکل زیر بازنویسی می‌شود که به روش گوس- نیوتن بهبود یافته معروف است [۳۶] :

(۲۹)

$$\Delta\boldsymbol{p}_{e\times1}^k=-\left[\left(\boldsymbol{S}^k\right)^T\boldsymbol{S}^k+\lambda\boldsymbol{R}^T\boldsymbol{R}\right]^{-1}\left(\boldsymbol{S}^k\right)^T\left(\boldsymbol{V}^m-\boldsymbol{f}(\boldsymbol{p}^k)\right)_{m\times1}$$

در این رابطه ساده‌ترین حالت، انتخاب $\boldsymbol{R}^T\boldsymbol{R}=\boldsymbol{I}$ بوده که $\boldsymbol{I}$ ماتریس یکه است.

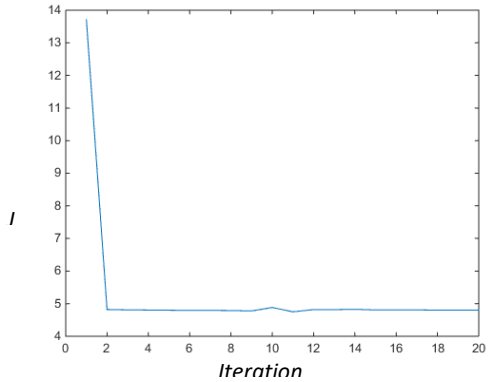
۶-۳ تصاویر بازسازی شده

در اولین تست سیستم، یک میله فلزی در محیط تصویربرداری قرار گرفته و دامنه ولتاژهای القایی اندازه‌گیری شده در سیم‌پیچ‌های گیرنده برای بازسازی تصویر مورد استفاده قرار می گیرند. در این حالت محدودیت تعداد بیشینه تکرارها (۲۰ تکرار) باعث توقف الگوریتم تکرار می‌شود. شکل۸ تغییرات تابع هزینه در طی این ۲۰ مرحله تکرار را نشان

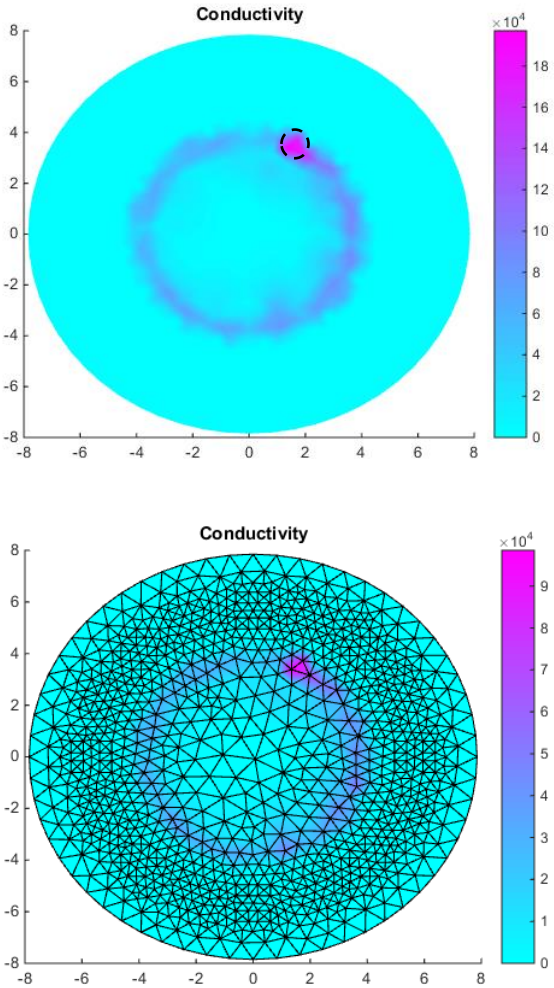
[1] Geradient method
[2] Geradient
[3] Modified Newton Raphson method

[Downloaded from joc-isice.ir on 2026-11-29]
[DOR: 20.1001.1.20088345.1399.14.3.5.7]
[DOI: 10.29252/joc.14.3.89]

می‌دهد. تصویر بازسازی شده نیز در شکل۹ نمایش داده شده است. دایره نشان داده شده در این شکل موقعیت واقعی میله را نشان می دهد. میانگین خطای نسبی مابین مقادیر رسانایی بدست آمده از حل مسأله معکوس و مقادیر واقعی نسبت به مقدار بیشینه رسانایی در ناحیه هدف در این حالت ۵/٪۳۵۰۵ است.

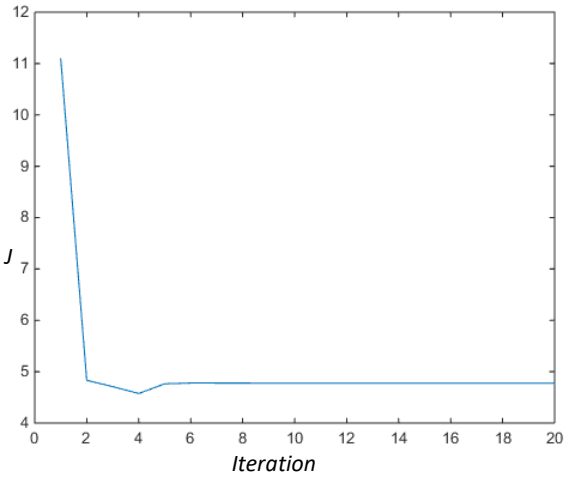


شکل۸: تغییرات تابع هزینه در مراحل مختلف تکرار در حالت وجود یک میله فلزی در محیط تصویربرداری بوسیله داده‌های اندازه‌گیری واقعی.



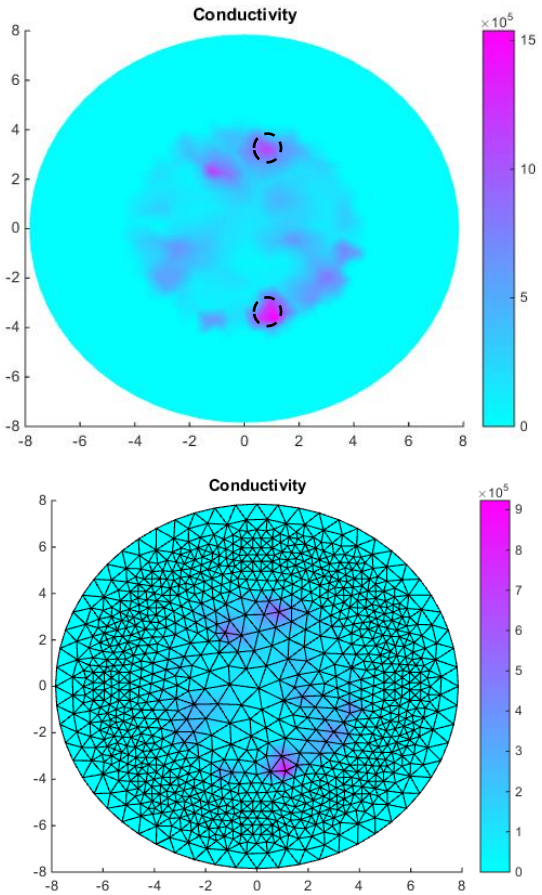
شکل۹: تصویر بازسازی شده در حالت وجود یک میله فلزی در محیط تصویربرداری بوسیله داده‌های اندازه‌گیری واقعی (دایره نشان داده شده موقعیت واقعی میله را نشان می دهد).

درتست دوم، داده‌های اندازه‌گیری شده از سیستم برای حالت وجود دو میله فلزی در محیط تصویربرداری برای بازسازی تصویر مورد استفاده قرار می‌گیرد. در این حالت نیز محدودیت تعداد بیشینه تکرارها (۲۰ تکرار) باعث توقف الگوریتم تکرار می‌شود. شکل ۱۰ تغییرات تابع هزینه در طی این ۲۰ مرحله تکرار را نشان می‌دهد. تصویر بازسازی شده نیز در شکل ۱۱ نمایش داده شده است. در این تصویر نیز دایره‌های نشان داده شده، موقعیت واقعی میله‌ها را نشان می دهند. در این حالت همانطور که در شکل ۱۱ مشاهده می‌شود، خطای بین مقادیر واقعی و شبیه‌سازی، گام تغییرات ضریب رسانایی را بسیار بزرگ کرده است و این موضوع باعث کاهش کیفیت تصویر بازسازی شده و ایجاد مناطق غیر واقعی در تصویر بازسازی شده گردیده است. میانگین خطای نسبی مابین مقادیر رسانایی بدست آمده از حل مسأله معکوس و مقادیر واقعی نسبت به مقدار بیشینه رسانایی در ناحیه هدف در این حالت ٪۸/۸۰۳۲ است. در سیستم مقطع‌نگاری القای مغناطیسی عملی ساخته شده، دقت تفکیک پذیری زمانی که بصورت زمان لازم برای انجام عمل نمونه‌برداری ولتاژها و بازسازی تصویر تعریف شده برابر با ۵۱۰ ثانیه به دست آمده است (در این محاسبه زمان انتقال داده در نظر گرفته نشده است).



شکل ۱۰: تغییرات تابع هزینه در مراحل مختلف تکرار در حالت وجود دو میله فلزی در محیط تصویربرداری بوسیله داده‌های اندازه‌گیری واقعی.

[Downloaded from joc-isice.ir on 2026-11-29]
[DOR: 20.1001.1.20088345.1399.14.3.5.7]
[DOI: 10.29252/joc.14.3.89]



شکل ۱۱: تصویر بازسازی شده در حالت وجود دو میله فلزی در محیط تصویربرداری بوسیله داده‌های اندازه‌گیری واقعی.

۷- نتیجه‌گیری

در این تحقیق روش دمدولاسیون مبتنی بر ضرب کننده آنالوگ دو فرکانسی جهت بهبود اندازه‌گیری قسمت حقیقی و موهومی ولتاژهای القایی در ساخت یک سامانه نمونه آزمایشگاهی مقطع‌نگاری القای مغناطیسی به‌کار گرفته شد. استفاده از دمدولاتور مبتنی بر ضرب کننده آنالوگ دو فرکانسی با استفاده از یک فرکانس پایین برای اندازه‌گیری قسمت حقیقی امپدانس مجهول و یک فرکانس بالا برای اندازه‌گیری قسمت موهومی آن به صورت همزمان در کاهش خطای اندازه‌گیری قسمت حقیقی و موهومی امپدانس مجهول موثر خواهد بود. همچنین برای حذف تاثیر میدان اولیه در سیستم‌های مقطع‌نگاری القای مغناطیسی از اتصال تفاضلی سیم‌پیچ‌های گیرنده در ساخت سامانه استفاده شده است. این کار باعث می‌شود که ولتاژ ثبت شده تحت تاثیر تغییرات میدان حاصل از جریان‌های گردآبی جاری در شی هدف قرار گیرد و به میدان تحریک ابتدایی حساسیت خیلی کمی داشته باشد. در این تحقیق داده‌های اندازه‌گیری واقعی در سه حالت وجود هوای آزاد، وجود هوای آزاد و یک میله فلزی و وجود هوای آزاد و دو میله فلزی با استفاده از سخت افزار ساخته شده گزارش شد و نتایج واقعی بازسازی تصویر انجام گرفت. پیاده‌سازی و ساخت این سیستم پایه و مبنایی برای تحقیقات آتی در زمینه مقطع‌نگاری القای مغناطیسی خواهد بود.

مراجع

[۱] محمد رضا یوسفی نجف‌آبادی، مائده هادی‌نیا، رضا جعفری، حمید ابریشمی‌مقدم، حمید رضا تقی‌راد، "کاربردهای مقطع‌نگاری الکتریکی و نوری در صنعت نفت و گاز،" دومین همایش بازرسی و ایمنی در صنایع نفت و انرژی، تهران، بهمن ماه ۱۳۹۰.

[2] M. R. Yousefi, R. Jafari, and H. Abrishami-Moghaddam, "A combined wavelet-based mesh free method for solving the forward problem in electrical impedance tomography," *2012 IEEE Int. Symposium on Medical Meas. and Application*, Budapest, Hungary, pp. 251-254, 2012.

[3] M. R. Yousefi, R. Jafari, and H. Abrishami-Moghaddam, "A combined wavelet-based mesh free method for solving the forward problem in electrical impedance tomography," *IEEE Trans. Instrum. Meas.*, Vol. 62, pp. 2629-2638, 2013.

[۴] محمد رضا یوسفی نجف آبادی، رضا جعفری، حمید ابریشمی مقدم، " به‌کارگیری روش ترکیبی بدون‌مش مبتنی بر موجک برای حل مساله پیشرو مقطع‌نگاری القای مغناطیسی،" بیستمین کنفرانس مهندسی پزشکی ایران، دانشگاه تهران، ۶ صفحه ، ۱۳۹۲.

[۵] محمد رضا یوسفی نجف آبادی، رضا جعفری، حمید ابریشمی مقدم، " مدل‌سازی اجزای محدود - بدون مش مبتنی بر موجک در حل مساله پیشرو مقطع‌نگاری القای مغناطیسی،" فصلنامه علمی پژوهشی مهندسی پزشکی زیستی، دوره هشتم، صفحه ۶۹-۸۶، ۱۳۹۳.

[6] W. Cong, D. Xiu-zhen ,L. Rui-gang, F. Feng, S. Xue-tao and Y. Fu-sheng, "Preliminary simulations on magnetic induction tomography of the brain based on finite element method," *J. US-China Med. Sci.*, Vol. 4, pp. 11-17, 2007.

[7] H. Griffiths, "Magnetic induction tomography," *Meas. Sci. Technol.*, Vol. 12, pp. 1126-1131 , 2001.

[8] A. J. Peyton, Z. Z. Yuy, G. Lyony, S. Al-Zeibaky, J. Ferreiraz, J. Velezz, F. Linharesz, A. R. Borgesz, H. L. Xiongx, N. H. Saundersk, and M. S. Becky., "An overview of electromagnetic inductance tomography: description of three different systems," *Meas. Sci. Technol. J.*, Vol. 7, pp. 261-271, 1996.

[9] ۹X. Ma, A. J. Peyton, S. R. Higson, A. Lyons, and S. J. Dickinson, "Hardware and software design for an electromagnetic induction tomography (EMT) system for high contrast metal process applications," *Meas. Sci. Technol.*, Vol. 17, pp. 111–118, 2006.

[10] R. Merwa, K. Hollaus, and H. Scharfetter, "Detection of brain oedema using magnetic induction tomography: a feasibility study of the likely sensitivity and detectability," *Physiol. Meas.*, Vol. 25, pp. 1–8, 2004.

[11] H. Scharfetter, A. Kostinger, and S. Issa, "Hardware for quasi-single-shot multifrequency magnetic induction tomography (MIT): the Graz MK2 system," *Physiol. Meas.*, Vol. 29, pp. 431–443, 2008.

[12] H. Scharfetter A. Kostinger, and S. Issa, "Spectroscopic 16 channel magnetic induction tomograph: the new Graz MIT system," *IFMBE Proc.*, Vol. 17, pp. 452–455, 2007.

[13] S. Watson, R. J. Williams, H. Griffiths, W. Gough, and A. Morris, " Magnetic induction tomography:

[Downloaded from joc-isice.ir on 2026-11-29]
[DOR: 20.1001.1.20088345.1399.14.3.5.7]
[DOI: 10.29252/joc.14.3.89]

induction tomography," *Sensors*, Vol 12, pp. 7126-7156, 2012.

[29] H. Y. Wei, and A. J. Wilkinson, "Design of sensor coil and measurement electronics for magnetic induction tomography," *IEEE Trans. Instrum. Meas.*, Vol. 60, pp. 3853–3859, 2011.

[30] R. Cantor, A. Hall, A. Matlachov, "Thin-film planar gradiometer with long baseline," *J. Phys.: Conf. Ser.*, Vol. 43, pp. 1223–1226, 2006.

[31] C. H. Riedel, M. Keppelen, S. Nani, R. D. Merges, O. Dössel, "Planar system for magnetic induction conductivity measurement using a sensor matrix," *Physiol. Meas.*, Vol. 25, pp. 403–411, 2004.

[۳۲] محمد رضا یوسفی نجف آبادی، عبداله محمدی ابهری، رضا جعفری، " بهبود اندازه‌گیری در سیستم‌های مقطع‌نگاری امپدانس الکتریکی با استفاده از دمدولاسیون حساس به فاز مبتنی بر ضرب کننده آنالوگ،" دومین کنفرانس بیوالکترومغناطیس ایران، دانشگاه تهران، ۶ صفحه ، ۱۳۹۲.

[33] T. J. Yorkey, J. G. Webster, and W. J. Tompkins, "Comparing reconstruction algorithms for electrical impedance tomography," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 34, pp. 853-852, 1987.

[34] A. G. Ramm, Inverse Problems–Mathematical and Analytical Techniques with Applications to Engineering, Springer, 2005.

[35] M. C. K. Khoo, Physiological Control Systems: Analysis, Simulation and Estimation, Willey-Black Well, 1999.

[36] M. Soleimani, "Image and shape reconstruction methods in magnetic induction and electrical impedance tomography," PhD thesis, Faculty of Engineering and Physical Sciences, University of Manchester, 2005.

[37] C. T. Kelley, Iterative Methods for Optimization, Siam, 1999.

phase versus vector voltmeter measurement techniques," *Physiol. Meas.*, Vol. 24, pp. 555–564, 2003.

[14] C. H. Igney, S. Watson, R. J. Williams, H. Griffiths, and O. Dossel, "Design and performance of a planar-array MIT system with normal sensor alignment," *Physiol. Meas.*, Vol. 26, pp. 263–278, 2005.

[15] G. S. Park and S. Kang, "A study on the determination of the object shape in magnetic inductance tomography system," *12th IEEE Conf. Electromagnetic Field Computation*, pp. 77-77, 2006.

[16] G. S. Park, "Development of a magnetic inductance tomography system," *IEEE Trans. Magn.*, Vol. 41, pp. 1932-1935, 2005.

[17] M. Soleimani, C. Ktistis, X. Ma, W. Yin, W. R. B Lionheart, and A. J. Peyton, "Magnetic induction tomography: image reconstruction on experimental data from various applications," *6th Conf. Biomed. Appl. Electrical Impedance Tomography*, UK, 34955 (4pp.), 2005.

[18] Z. Xu, H. Luo, W. He, C. He, X. Song, and Z. Zahng, "A multi-channel magnetic induction tomography measurement system for human brain model imaging," *Physiol. Meas.*, Vol. 30, pp. 175–186, 2009.

[19] J. Caeiros, B. Gil, N. B. Br´as and R. C. Martins, "A differential high-resolution motorized multi-projection approach for an experimental Magnetic Induction Tomography prototype," *in: 2012 IEEE Int. Symp. Med. Meas. Appl. Proc.* Budapest, Hungary.

[20] A. Trakic, N. Eskandarnia, B. K. Li, E. Weber, H. Wang and S. Crozier, "Rotational magnetic induction tomography," *Meas. Sci. Technol.* Vol. 23, 025402 (12pp), 2012.

[21] Ma, Lu, Andy Hunt, and Manuchehr Soleimani, "Experimental evaluation of conductive flow imaging using magnetic induction tomography," Inter. J. Multiphase Flow, Vol. 72, pp. 198-209, 2015.

[۲۲] محمد رضا یوسفی نجف آبادی،"مدل‌سازی اجزای محدود – بدون مش در مقطع‌نگار القای مغناطیسی و ساخت یک سامانه نمونه آزمایشگاهی ،" رساله دکتری تخصصی، دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی، دانشکده برق، ۱۳۹۳.

[23] D. Chen, W. Yang, and M. Pan, "Design of impedance measuring circuits based on phase-sensitive demodulation technique," *IEEE Trans. Instrum. Meas.*, Vol. 60, pp. 1276–1282, 2011.

[24] A. Korjenevsky, V. Cherepenin, and S. Sapetsky, "Magnetic induction tomography: Experimental realization," *Physiol. Meas.*, Vol. 21, pp. 89–94, 2000.

[25] X. Ma, S. R. Higson, A. Lyons, and A. J. Peyton, "Development of a fast electromagnetic induction tomography system for metal process applications," *Proc. 4th WCIPT*, Aizu, Japan, pp. 196–201, 2005.

[26] H. Scharfetter, H. K. Lackner, and J. Rosell, "Magnetic induction tomography: Hardware for multi-frequency in biological tissue," *Physiol. Meas.*, Vol. 22, pp. 131–146, 2001.

[27] H. Scharfetter, R. Merwa, and K. Pilz, "A new type of gradiometer for the receiving circuit of magnetic induction tomography," *Physiol. Meas.*, Vol. 26, pp. S307–S318, 2005.

[28] Z. Zakaria, R. A Rahim, M. S. B. Mansor, S. Yaacob, N. M. N. Ayob, S. Z. M. Muji, M. H. F. Rahiman, and S. M. K. S. Aman, "Advancements in transmitters and sensors for biological tissue imaging in magnetic

[Downloaded from joc-isice.ir on 2026-11-29]
[DOR: 20.1001.1.20088345.1399.14.3.5.7]
[DOI: 10.29252/joc.14.3.89]