

استفاده از تکنیک دو فرکانسی برای افزایش دقت اندازه گیری ولتاژهای القایی در مقطع نگار القای مغناطیسی و پیاده سازی یک سامانه ۱۶ سیم پیچه 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

پذیرش: ۱۳۹۷/۱۰/۲۹

ویرایش: ۱۳۹۷/۱۰/۰۹

دریافت: ۱۳۹۷/۰۸/۰۱

چکیده: مقطع نگاری القای مغناطیسی یک روش تصویربرداری غیرمجموعی و غیرتداخلی از داخل یک جسم هدف، بر اساس انجام اندازه گیری از روی سطح خارجی جسم و بدون تماس الکتریکی با آن است. مزایای این روش نسبت به سایر روش های مقطع نگاری الکتریکی، بی نیازی آن از الکترودهای تماسی و بالاتر بودن سطح ایمنی الکتریکی آن هستند. در این روش با عبور یک جریان متناوب از یک یا چند سیم پیچ تحریک، یک میدان مغناطیسی تحریک در درون جسم مورد نظر ایجاد شده و ولتاژهای القایی در سیم پیچ های گیرنده اندازه گیری می شوند. بازسازی تصویر جسم با استفاده از نتایج حاصل از اندازه گیری، تخمین اولیه ای از ضرایب هدایت الکتریکی نواحی داخلی جسم، حل مسائل پیشرو و معکوس صورت می گیرد. در سامانه نمونه آزمایشگاهی مقطع نگاری القای مغناطیسی ۱۶ سیم پیچه ساخته شده از روش دمدولاسیون حساس به فاز مبتنی بر ضرب کننده آنالوگ دو فرکانسی جهت بهبود اندازه گیری ولتاژهای القایی استفاده شده است. استفاده از دمدولاتور دو فرکانسی در کاهش خطای اندازه گیری با به کارگیری فرکانس پایین برای اندازه گیری قسمت حقیقی و یک فرکانس بالا برای اندازه گیری قسمت موهومی به صورت همزمان موثر است.

کلمات کلیدی: مقطع نگاری 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 laboratory 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 estimation of electrical conductivity and iterative solution of forward and inverse problems. In the developed 16-coil MIT system, dual frequency phase sensitive demodulation technique is employed to improve the receiver coil voltages measurement. 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.

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

۱- مقدمه

مقطع نگاری الکتریکی یک روش تصویربرداری غیرتهاجمی از توزیع امپدانس درون جسم با استفاده از انرژی دار کردن ناحیه مورد نظر، انجام اندازه گیری های سطحی از نقاط متفاوت و بازسازی تصویر با به کارگیری نتایج حاصل از این اندازه گیری ها است. در مقطع نگاری الکتریکی، ملاحظه کمیت های ضرایب رسانایی الکتریکی (σ)، قابلیت نفوذ پذیری الکتریکی (ϵ) و قابلیت نفوذ پذیری مغناطیسی (μ)، امکان اندازه گیری های کمیت های متفاوتی را ایجاد می کند که منجر به پیدایش سیستم های مقطع نگاری متفاوتی می شود. از جمله این سیستم ها، مقطع نگاری امپدانس الکتریکی^۱، مقطع نگاری ظرفیت خازنی الکتریکی^۲ و مقطع نگاری القای مغناطیسی^۳ را می توان نام برد [۱]. قدیمی ترین روش مقطع نگاری الکتریکی، تصویربرداری به روش امپدانس الکتریکی است. در این روش از اتصال آرایه ای از الکترودهای سطحی به اطراف ناحیه تصویربرداری استفاده می شود. جریان بوسیله تعدادی از این الکترودهای سطحی به جسم تزریق شده و پتانسیل های الکتریکی از طریق الکترودهای دیگر اندازه گیری می شود. در مقطع نگاری امپدانس الکتریکی از ضریب رسانایی الکتریکی مختلط شامل ضریب های رسانایی الکتریکی و نفوذپذیری الکتریکی، در بازسازی تصویر استفاده می شود. در صورتی که از ضریب نفوذپذیری الکتریکی (قسمت موهومی) صرف نظر شود، مقطع نگاری امپدانس الکتریکی به مقطع نگاری مقاومت الکتریکی^۴ تبدیل می شود. روش دیگر مقطع نگاری الکتریکی، تصویربرداری به روش ظرفیت خازنی الکتریکی بوده، که خیلی شبیه به مقطع نگاری امپدانس است. در این روش نیز از یک آرایش الکترودهای سطحی استفاده شده و یک میدان الکتریکی به ماده اعمال می شود و پس از آن توسط داده های الکترودهای سطحی، توزیع ضریب نفوذپذیری الکتریکی بدست می آید. تنها تفاوت بین این دو روش در این است که در مقطع نگاری خازنی به جای اندازه گیری امپدانس، ظرفیت خازنی بین جفت الکترودهای متفاوت اندازه گیری می شود. این روش برای جسم هایی با ضریب نفوذپذیری کم و ضریب رسانایی ناچیز با مرزهای عایق مفید است [۳۰۲]. سومین روش مقطع نگاری الکتریکی، تصویربرداری القای مغناطیسی است. این روش تصویربرداری بر اساس تئوری القای مغناطیسی عمل کرده و بدون استفاده از الکترودهای سطحی و بوسیله اندازه گیری ولتاژ از سیم پیچ های گیرنده قرار گرفته در اطراف فضای تصویربرداری عمل تصویربرداری را انجام می دهد. مقطع نگاری القای مغناطیسی به دو ضریب رسانایی الکتریکی و نفوذپذیری مغناطیسی وابسته بوده و بوسیله اندوکتانس های اندازه گیری شده بوسیله سیم پیچ های حسگر این ضریب ها در جسم هدف قابل تخمین هستند [۵۰۴]. در سیستم های مقطع نگاری القای مغناطیسی با محیط تصویربرداری غیر مغناطیسی

مانند سیستم مقطع نگاری القای مغناطیسی پزشکی تخمین ضریب رسانایی الکتریکی فقط مورد توجه می باشد. در یک سیستم مقطع نگاری القای مغناطیسی یک سری سیم پیچ در پیرامون جسم قرار می گیرد و معمولاً با اعمال میدان تحریک اولیه از طریق یک یا چند سیم پیچ، برآیند میدان تحریک اولیه و میدان های ثانویه ضعیف ناشی از جریان های گردابی القا شده درون جسم هدف در مابقی سیم پیچ ها اندازه گیری می شوند. سپس با اطلاعات بدست آمده از این میدان ها و ولتاژهای اندازه گیری شده، تخمینی از توزیع امپدانس در یک سطح مقطع از جسم بدست می آید [۵۰۴].

در بین روش های مختلف مقطع نگاری الکتریکی، مقطع نگاری القای مغناطیسی توجه محققین را امروزه به خود جلب نموده است. چرا که این روش برخلاف سایر روش های مقطع نگاری الکتریکی که از الکترودهای سطحی برای جمع آوری داده های اندازه گیری استفاده می کنند، بر اساس انجام اندازه گیری از روی سطح خارجی جسم و بدون تماس الکتریکی با آن عمل می کند. بازسازی تصویر در مقطع نگاری 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 به کارگیری یک مدل حل مناسب تحلیلی یا عددی تعریف می شود. مساله پیشرو در مقطع نگاری القای مغناطیسی شامل شبیه سازی میدان های حاصل از سیم پیچ های تحریک و جریان های گردابی جاری شده در درون جسم هدف و محاسبه ولتاژ اندازه گیری شده از سیم پیچ های گیرنده به عنوان تابعی از ضریب های هدایت الکتریکی و مغناطیسی جسم هدف است. روش اجزای محدود، یکی از روش های مناسب در حل مساله پیشرو مقطع نگاری القای مغناطیسی است [۶۰۴]. در نقطه مقابل، در مساله معکوس هدف شناسایی پارامترهای فیزیکی سیستم با داشتن معلومات ورودی ها و خروجی های سیستم است. در واقع، بازسازی تصویر با حل مساله معکوس و با استفاده یک روش بازسازی تصویر برای تخمین توزیع ضریب های فیزیکی در یک سطح مقطع از جسم بوسیله اعمال یک میدان تحریک به جسم هدف و اندازه گیری های متعدد میدان ثانویه از سطح خارجی جسم صورت می گیرد. به عبارت دیگر، مسئله شناسایی یک سیستم مجهول با معلوم بودن ورودی ها و خروجی های آن است. در حالت کلی به این نوع مسائل، مسئله معکوس گفته می شود. با حل مسئله پیشرو، جسم به صورت ریاضی مدل سازی شده و سپس با اعمال ورودی ها (میدان تحریک) مطابق با آزمایشات واقعی به نقاط متناظر در مدل، مقادیر خروجی های ایجاد شده در نقاط متناظر (ولتاژهای اندازه گیری شده از سیم پیچ های گیرنده) توسط مدل محاسبه شود. مقایسه داده های اندازه گیری واقعی و مدل سازی شده مساله معکوس را به سمت تخمین درست ضرایب فیزیکی بافت مورد نظر هدایت می کند.

³ Magnetic induction tomography (MIT)

⁴ Electrical resistance tomography (ERT)

¹ Electrical impedance tomography (EIT)

² Electrical capacitance tomography (ECT)

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 گرادایومتر^۱ صفحه‌ای کوچک تشکیل شده بود. البته این سیستم حساسیت بسیار خوبی نسبت به فاز ولتاژهای اندازه‌گیری شده داشت. همچنین ایده استفاده از گرادایومتر برای اولین بار در ساخت این دستگاه مورد استفاده قرار گرفت. گرادایومتر 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. گرادایومترها باعث حس تغییرات میدان شده و سیگنال اولیه را تقریباً حذف می‌کنند ولی دارای مشکلات خطای فاز زیاد، وابستگی به موقعیت سنسورها و دما، وجود ظرفیت خازنی و کالیبراسیون مشکل‌تر هستند [۹]. این سیستم مقطع‌نگار 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 گرادایومترها توسط سازندگان سیستم مقطع‌نگار القای مغناطیسی چند فرکانسه پیشنهاد و در این سیستم بکارگیری شد. با بکارگیری این گرادایومترهای جدید، کیفیت تصاویر بازسازی شده نسبت به سیستم قبلی افزایش یافت [۱۰]. این گروه در سال ۲۰۰۷ میلادی نیز با استفاده از این گرادایومترهای جدید و بکارگیری یک چیدمان جدید و همچنین استفاده از ۱۶ سیم‌پیچ تحریک و ۱۶ گرادایومتر و حذف حرکت مکانیکی در سیستم قبلی، توانست کیفیت تصاویر بازسازی شده را افزایش دهد [۱۱ و ۱۲]. در سال ۲۰۰۳ میلادی یک سیستم مقطع‌نگاری القای مغناطیسی با استفاده از ۱۶ سیم‌پیچ تحریک و ۱۶ سیم‌پیچ گیرنده با فرکانس کاری ۱۰ مگاهرتز برای کاربردهای بالینی ساخته شد. تفاوت اصلی این سیستم با سیستم‌های قبلی استفاده از مدارهای اندازه‌گیری 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 اندازه‌گیری‌های 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 سخت‌افزاری با سیستم‌های قبلی متفاوت بود. در این سیستم بجای قرار گرفتن سیم‌پیچ‌های تحریک و گیرنده بروی 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^۲ می‌کرد. تعداد ۴ سیم‌پیچ نیز در طرف مخالف وظیفه ایجاد تحریک را بر عهده داشتند.

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 ابداع شد. در این سیستم از ۱۲ سیم‌پیچ تحریک و ۱۲ سیم‌پیچ فرستنده که در میان سیم‌پیچ‌های تحریک بروی 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 کیلوهرتز 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 شدت در آنها تضعیف می‌شود و برخلاف 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

² Scan¹ Gradiometer

صورت تغییرات مقاومت، خازن یا سلف به مدار اندازه گیری اعمال کرده و دقت اندازه گیری این پارامترها تعیین کننده کارایی سیستم کنترلی می باشد. در این تحقیق روش دمدولاسیون مبتنی بر ضرب کننده آنالوگ دو فرکانسی برای کاهش خطا و بهبود اندازه گیری قسمت حقیقی و موهومی ولتاژهای القایی در مقطع نگاری القای مغناطیسی پیشنهاد شده و از آن در ساخت یک سامانه نمونه آزمایشگاهی ۱۶ سیم پیچ بهره گرفته شده است. همچنین در این سخت افزار برای اندازه گیری میدان ثانویه و حذف تاثیر میدان اولیه از اتصال تفاضلی دو سیم پیچ گیرنده که در یک راستا و با فاصله کمی نسبت به یکدیگر قرار گرفته اند استفاده شده است. این کار باعث می شود که ولتاژ ثبت شده تحت تاثیر تغییرات میدان حاصل از جریان های 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 اندازه گیری قسمت حقیقی و موهومی ولتاژهای القایی در سیستم های مقطع نگاری القای مغناطیسی پیشنهاد می شود. سپس در بخش سوم اصول کلی به کارگیری اتصال تفاضلی سیم پیچ ها برای اندازه گیری میدان ثانویه در مقطع نگار القای مغناطیسی مطرح می شود. پس از آن در بخش چهارم نحوه ساخت سخت افزار نمونه آزمایشگاهی ساخته شده مقطع نگار القای مغناطیسی بیان و اجزاء آن معرفی می شود. در بخش پنجم کارایی 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 مقطع نگاری القای مغناطیسی، محیط مورد حل به طور معمول توسط یک معادله دیفرانسیل با مشتقات جزئی از نوع هلمهلتز به فرم عمومی زیر مدل سازی می شود [۵]:

$$-\nabla \cdot (\alpha(x, y) \nabla u(x, y)) + \beta(x, y) u(x, y) = f(x, y) \quad (1)$$

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، می توان از هر یک از دو روش بهینه سازی ریتز^۲ یا گالرکین^۳ برای فرمول بندی روش اجزای محدود بهره برد. برای این منظور، ابتدا ناحیه اجزای محدود با به کارگیری تعدادی المان تقسیم بندی می شود. سپس، برای هر المان عددی منحصر به فرد اختصاص می یابد. گره های هر المان خود نیز به صورت محلی^۴ شماره گذاری می شوند. شماره گذاری منحصر به فرد برای هر گره در کل دامنه، شماره گذاری سراسری^۵ نامیده می شود. تغییرات متغیر مجهول، در طول یک المان با انتخاب مناسب توابع پایه، تقریب زده می شود. در روش اجزای محدود معمولاً از توابع چند جمله ای به عنوان توابع پایه استفاده می شود.

فرکانس کاری سیستم ۴ مگاهرتز بود و از تقویت کننده های قفل شونده برای اندازه گیری فاز استفاده شد. در این سیستم از یک سیم پیچ کالیبراسیون برای اندازه گیری میدان اولیه استفاده شده بود [۱۴]. در همان سال یک سیستم مقطع نگاری القای مغناطیسی با استفاده از حسگرهای اثر هال^۱ 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 بر روی محیط محوطه جسم هدف از ۲۴ عدد حسگر اثر هال استفاده گردید. مساله پیشرو در این سیستم به روش اجزای محدود حل گردید [۱۵ و ۱۶]. در سال ۲۰۰۵ نیز گزارشی از ساخت دو سیستم مقطع نگاری 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 سیم پیچ که هم در نقش سیم پیچ تحریک و هم سیم پیچ گیرنده فعالیت می کردند، استفاده شده بود. تعداد اندازه گیری ها با رعایت اصل هم پاسخی به ۲۸ مورد رسید [۱۷].

در تحقیقی دیگر در سال ۲۰۰۹ میلادی یک سیستم مقطع نگاری القای مغناطیسی متفاوت برای مقطع نگاری مجسمه پیشنهاد و ساخته شد که با سیستم های قبلی دو تفاوت عمده داشت. اولاً در این سیستم آرایه حسگرها در ابعاد بسیار کوچک با توزیع گرادیمترها بروی سطح خارجی یک کره توخالی ساخته شده بودند که امکان استفاده از آن برای ایجاد تصویر از مجسمه را فراهم می ساخت. ثانیاً در این سیستم یک سیم پیچ کالیبراسیون برای خنثی کردن تغییرات فاز بر اثر تغییر دما و عوامل ناخواسته در بیرون محیط اندازه گیری تعبیه شده بود. این سیستم در فرکانس ۱۲۰ کیلوهرتز کار می کرد. همچنین در این سیستم برای اندازه گیری ولتاژ از ۱۵ گرادیمتر دو قسمتی که در وسط آنها ۱۵ سیم پیچ 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 اندازه گیری ها افزایش یافت که باعث بهبود کیفیت تصویر بازسازی شده می شود [۱۹ و ۲۰]. در سال ۲۰۱۵ نیز گزارشی از ساخت یک سیستم مقطع نگار القای مغناطیسی صنعتی با به کارگیری ۸ سیم پیچ تحریک و ۸ سیم پیچ گیرنده به صورت مجزا برای اندازه گیری دبی ناشی از هدایت الکتریکی با استفاده از استخراج فاز سیگنال ها منتشر شد [۲۱]. در ایران فعالیت در زمینه ساخت سیستم های مقطع نگاری القای مغناطیسی از سال ۱۳۸۸ در آزمایشگاه ابزار دقیق 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 کارایی یک سیستم ابزار دقیق مطرح بوده است. چرا که اغلب حسگرها خروجی خود را به

⁴ Local

⁵ Global

¹ Hall sensors

² Ritz

³ Galerkin

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 اندازه گیری قسمت حقیقی (R_x) و قائم امپدانس مجهول (L_x و C_x) است. اما این دقت با تغییرات زیاد نسبت R_x به C_x یا L_x به شدت کاهش می یابد. به عنوان مثال در مقطع نگاری القای مغناطیسی، در یک فرکانس ثابت اگر مقدار مقاومت R_x خیلی بزرگ تر از مقدار سلف L_x باشد، اندازه گیری 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 بزرگ تر از مقدار مقاومت R_x باشد، اندازه گیری 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 فرکانس های پایین امپدانس سلف پایین آمده و در صورتی که مقدار سلف از مقدار مقاومت R_x خیلی کوچک تر باشد، عملاً تغییرات سلف L_x ممکن است در مقدار امپدانس ظاهر نشود. یا در فرکانس های بالا امپدانس سلف L_x به شدت افزایش می یابد 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 می کند، بدست آوردن مقادیر صحیح مؤلفه های 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 حالت های اندازه گیری بخش مقاومتی امپدانس و در برخی بخش موهومی امپدانس در اندازه گیری موثر هستند و سایر اطلاعات مفید از دست می روند [۲۳]. این در حالی است که در سیستم های مقطع نگاری الکتریکی به سبب تنوع و تغییر پذیری جسم هدف، بخش ولت متر بایستی توانایی اندازه گیری 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 مقطع نگاری امپدانس الکتریکی روش تصحیح شده دمدولاسیون مبتنی بر ضرب کننده دو فرکانسی برای اندازه گیری 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 می کنند است. شکل ۱ بلوک دیاگرام یک مدار اندازه گیری امپدانس با استفاده از تکنیک دمدولاسیون مبتنی بر ضرب کننده آنالوگ دو فرکانسی را نشان می دهد [۲۳]. در این شکل دو سیگنال ژنراتور به منظور تولید دو شکل موج سینوسی با دو فرکانس زاویه ای متفاوت به ترتیب ω_1 و ω_2 و اختلاف فاز صفر و θ در نظر گرفته شده اند. این دو سیگنال با فرکانس های متفاوت وارد جمع کننده شده و سپس شکل موج مرکب حاصل جمع آنها به مدار پایه اندازه گیر امپدانس اعمال می شود.

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 المان های تشکیل دهنده ناحیه حل، می توان به رابطه ماتریسی زیر رسید:

$$[K][u] + [g] = [F] \quad (2)$$

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

$$\begin{bmatrix} K & H_v \\ H_u & I \end{bmatrix} \begin{bmatrix} u \\ \lambda \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} F \\ q \end{bmatrix} \quad (3)$$

در این رابطه H_v ، H_u و I برای اعمال شرایط مرزی رابین استفاده می شوند. حال از آنجا که خروجی های مساله پیشرو ولتاژهای القایی در سیم پیچ های گیرنده هستند، این ولتاژها بایستی شبیه سازی شوند. محاسبه این ولتاژها با بهره گیری از قانون القای فاراده به شکل زیر امکان پذیر است:

$$V_{ind} = \oint_C \vec{E} \cdot d\vec{l} \quad (4)$$

در این رابطه $\vec{E}$ شدت میدان الکتریکی عبوری از داخل سیم پیچ و C مسیر بسته شده توسط سیم پیچ 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 سیم پیچ گیرنده خواهیم داشت:

$$V_{ind} = -j\omega \oint_C A_z \cdot d\vec{l} \quad (5)$$

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

$$V_m = j\omega L(A_1 - A_2) \quad (6)$$

که در این رابطه A_1 و A_2 اندازه بردار پتانسیل القایی در دو هادی رفت و برگشت سیم پیچ در سطح مقطع مورد نظر می باشد که می تواند با مقادیر بردار پتانسیل القایی در وسط هادی ها 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 اندازه گیری اعمال کرده و دقت اندازه گیری این پارامترها تعیین کننده کارآیی سیستم کنترلی می باشد. به عنوان مثال یک سلف در محدوده میکروهاثری در فرکانس ۵۰ هرتز قابل اندازه گیری نیست زیرا امپدانس بسیار پایینی از خود نشان می دهد. همچنین

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:

$$v_i(t) = -[A_1 \sin(\omega_1 t) + A_2 \sin(\omega_2 t + \theta)] \quad (11)$$

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

$$v_o(t) = R_f [A_1 \operatorname{Re}\{Y_x\} |_{\omega_1} \sin(\omega_1 t) + A_2 \operatorname{Re}\{Y_x\} |_{\omega_2} \sin(\omega_2 t + \theta)] + \operatorname{Im}\{Y_x\} |_{\omega_1} \cos(\omega_1 t) + A_2 \operatorname{Im}\{Y_x\} |_{\omega_2} \cos(\omega_2 t + \theta) \quad (12)$$

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

$$v_{fr}(t) = A_2 \sin(\omega_2 t + \theta) \quad (13)$$

$$v_{fq}(t) = A_1 \cos(\omega_1 t) \quad (14)$$

بدین ترتیب خروجی ضرب کننده بالا در شکل ۱ به صورت زیر بدست می‌آید:

$$v_r(t) = kv_o(t)v_{fr}(t) = kA_2 R_f \left[\frac{A_1}{2} \operatorname{Re}\{Y_x\} |_{\omega_1} \cos(\omega_1 t - \omega_2 t - \theta) - \frac{A_1}{2} \operatorname{Re}\{Y_x\} |_{\omega_1} \cos(\omega_1 t + \omega_2 t + \theta) + \frac{A_2}{2} \operatorname{Re}\{Y_x\} |_{\omega_2} \cos(2\omega_2 t + 2\theta) + \operatorname{Im}\{Y_x\} |_{\omega_1} \sin(\omega_1 t + \omega_2 t + \theta) + \frac{A_1}{2} \operatorname{Im}\{Y_x\} |_{\omega_1} \sin(\omega_1 t - \omega_2 t - \theta) + \frac{A_2}{2} \operatorname{Im}\{Y_x\} |_{\omega_2} \sin(2\omega_2 t + 2\theta) \right] \quad (15)$$

حال مقدار DC 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:

$$V_r = \overline{v_r(t)} = \frac{kA_2^2 R_f}{2} \operatorname{Re}\{Y_x\} |_{\omega_2} \quad (16)$$

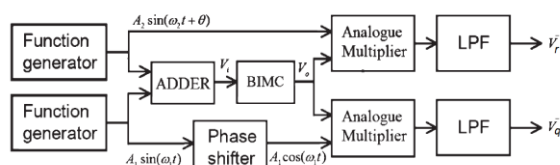
خروجی ضرب کننده پایین هم به صورت زیر محاسبه می‌شود:

$$v_q(t) = kv_o(t)v_{fq}(t) = kA_1 R_f \left[\frac{A_1}{2} \operatorname{Re}\{Y_x\} |_{\omega_1} \sin(2\omega_1 t) + \frac{A_2}{2} \operatorname{Re}\{Y_x\} |_{\omega_2} \sin(\omega_1 t + \omega_2 t + \theta) - \frac{A_2}{2} \operatorname{Re}\{Y_x\} |_{\omega_2} \sin(\omega_1 t - \omega_2 t - \theta) + \frac{A_1}{2} \operatorname{Im}\{Y_x\} |_{\omega_1} \cos(2\omega_1 t) + \frac{A_1}{2} \operatorname{Im}\{Y_x\} |_{\omega_1} \cos(\omega_1 t + \omega_2 t + \theta) + \frac{A_2}{2} \operatorname{Im}\{Y_x\} |_{\omega_2} \cos(\omega_1 t - \omega_2 t - \theta) \right] \quad (17)$$

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:

$$V_q = \overline{v_q(t)} = \frac{kA_1^2 R_f}{2} \operatorname{Im}\{Y_x\} |_{\omega_1} \quad (18)$$

خروجی مدار پایه اندازه‌گیر امپدانس در یک زمان به دو ضرب کننده 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 ضرب کننده بالایی ارسال شده و خروجی این ضرب کننده پس از عبور از فیلتر پایین‌گذر و حذف ریبیل‌های 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 ضرب کننده 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 بر روی 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.



شکل ۱: بلوک دیاگرام مدار اندازه‌گیری امپدانس با استفاده از تکنیک دمدولاسیون مبتنی بر ضرب کننده دو فرکانسی [۲۳].

در بلوک دیاگرام شکل ۱ BIMC مدار پایه اندازه‌گیری امپدانس است. در حالت کلی، می‌توان سیگنال ولتاژ خروجی مدار پایه اندازه‌گیر امپدانس (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:

$$v_o(t) = M \sin(\omega t + \phi) = V_{rMAX} \sin(\omega t) + V_{qMAX} \cos(\omega t) \quad (19)$$

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

$$V_o = -R_f Y_x V_i = -R_f Y_x V_i = V_r + jV_q \quad (20)$$

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

$$V_r = -R_f \operatorname{Re}\{Y_x\} V_i \quad (21)$$

$$V_q = -R_f \operatorname{Im}\{Y_x\} V_i \quad (22)$$

همان‌طور که مشاهده می‌شود مؤلفه حقیقی V_r بیانگر قسمت حقیقی ادمیتانس مجهول Y_x و مؤلفه قائم V_q بیانگر قسمت موهومی ادمیتانس مجهول Y_x است. بنا بر این، محاسبه اندازه و فاز یا به طور معادل مؤلفه‌های

مقابل گرادئومترها نیز حفظ می شود. در واقع به دلیل قوی بودن میدان تحریک B، ولتاژ القایی در دو سیم پیچ گیرنده تقریباً یکسان است و تفاضل آن ها نزدیک صفر می شود. در سوی دیگر به دلیل وجود فاصله مکانی بین محل قرارگیری دو سیم پیچ، تغییرات میدان حاصل از جریان یافتن جریان های گردآبی درون شی هدف سبب ایجاد اختلاف پتانسیل الکتریکی بین ولتاژ القایی در دو سیم پیچ گیرنده می شود. در واقع با این کار یک گرادئومتر با استفاده از دو سیم پیچ گیرنده ایجاد می شود.

۵- سخت افزار سامانه پیشنهادی

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

در سیستم های مقطع نگار القای مغناطیسی با فرکانس تحریک بالا (رنج مگاهرتز)، به دلیل افزایش تلفات گردآبی هسته با افزایش فرکانس، معمولاً استفاده از هسته های فریتی در فرکانس های بالا پیشنهاد می شود [۸ و ۷]. با این وجود استفاده از هسته های فریتی باعث به اشباع رفتن هسته و غیر خطی شدن مشخصه می شود [۲۹]. به همین دلیل در اکثر سیستم ها نظیر سیستم های پیشنهادی در مراجع [۲۴، ۲۵ و ۲۹] از سیم پیچ با هسته هوایی استفاده شده است. بدین ترتیب در اجرای روش اندازه گیری پیشنهادی، برای قرارگیری سیم پیچ ها از پایه پلاستیکی استفاده شده است. طرح این پایه پلاستیکی که در نرم افزار Autocad طراحی گردیده در شکل ۳ نشان داده شده است. قطر خارجی این پایه ۱۵ میلی متر و قطر درونی آن ۹۴/۵۴ میلی متر است. ابعاد شیارها ۱۵/۵۴ در ۴/۹ میلی متر و فاصله دهنه ورودی شیارها ۱/۷۲ میلی متر است. پس از این مرحله طرح مورد نظر توسط دستگاه برش لیزری بر روی صفحه پلکسی شفاف^۱ با قطر ۵ میلی متر 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 میلی متر به صورت عمودی در ته شیارهای این صفحات به هم چسبیده، یک اسکلت پلاستیکی برای جایگیری سیم پیچ ها ایجاد شد.

پس از انتخاب هسته، با هدف استفاده ماکزیمم از توان هسته جهت هر چه قوی تر بودن سیگنال های ثبتی و با توجه به مساحت مفید شیارهای تعبیه شده در هسته که برابر با ۷۳/۳ میلی متر مربع است، در هر شیار تعداد ۱۲۸ هادی از جنس سیم مسی لاکی نمره ۰/۳ در دو دسته ۶۴ تایی قرار می گیرند. بین دو سیم پیچ به منظور ایجاد امکان اندازه گیری دیفرانسیلی،

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

$$Re\{Y_x\}|_{\omega_2} = \frac{2V_r}{kA_2^2 R_f} \quad (19)$$

$$Im\{Y_x\}|_{\omega_1} = \frac{2V_q}{kA_1^2 R_f} \quad (20)$$

همان طور که در این روابط مشاهده می شود، خروجی اندازه گیری ها بطور کامل از یکدیگر، فرکانس سیگنال ژنراتور اول (ω_2) و همچنین اختلاف فاز اولیه θ مستقل هستند.

۴- اتصال تفاضلی سیم پیچ های گیرنده

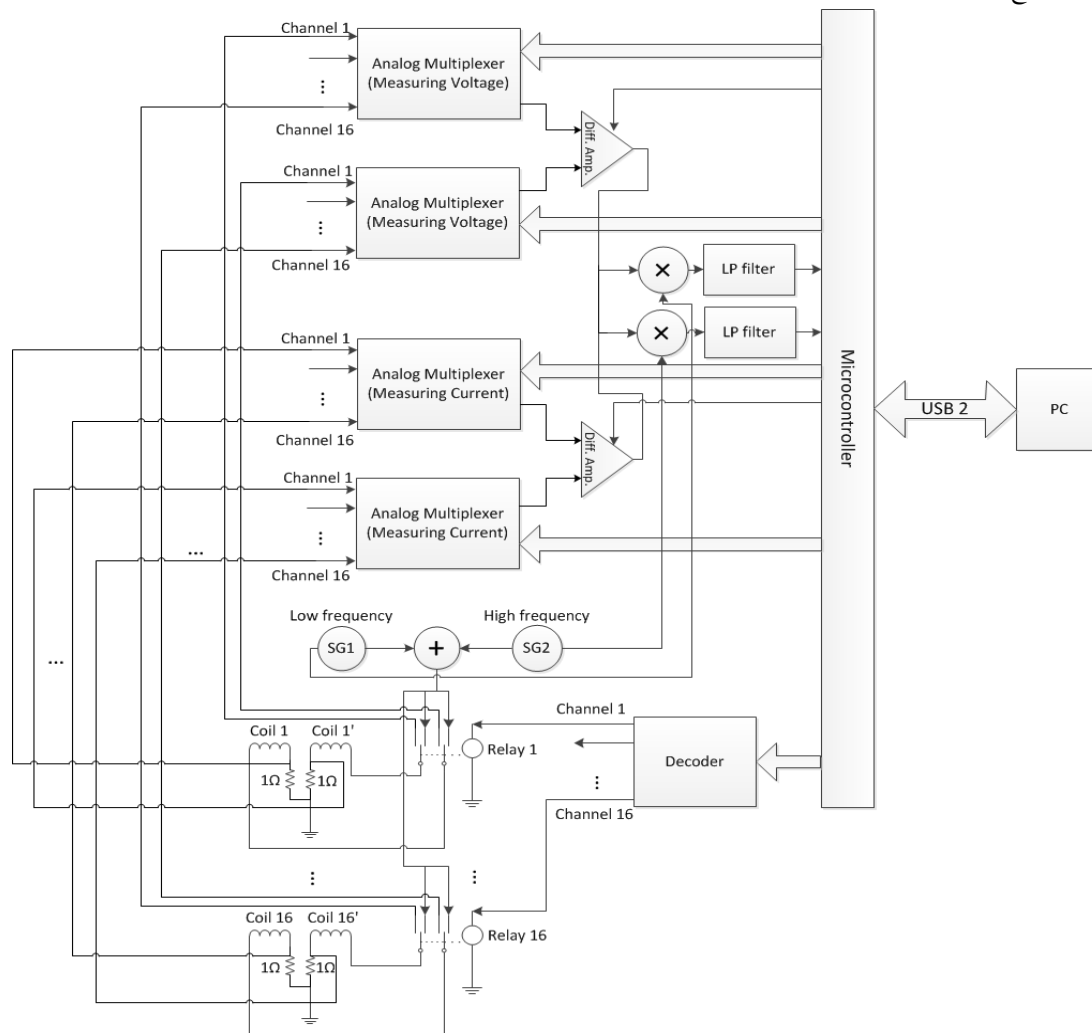
برای اندازه گیری تغییرات میدان حاصل از برقراری جریان های گردآبی درون اشیا در کاربردهایی نظیر سیستم های مقطع نگاری القای مغناطیسی و دستگاه های فلزیاب، از دو روش به کارگیری سیم پیچ [۲۴ و ۲۵] و گرادئومتر [۲۶ و ۲۷] به عنوان سنسور اندازه گیری می توان استفاده کرد. در اکثر سیستم ها به دلیل این که استفاده از سیم پیچ به عنوان سنسور گیرنده، مزایایی طراحی، ساخت و کالیبراسیون راحت تر را به دنبال دارد، استفاده از سیم پیچ به عنوان سنسور گیرنده مرسوم تر است [۲۸]. از سوی دیگر با استفاده از سیم پیچ های تحریک به عنوان سیم پیچ گیرنده می توان در مصرف سیم صرفه جویی کرد [۲۹]. اما مشکل اصلی در کاربردهای بالینی سیستم های مقطع نگاری القای مغناطیسی و دستگاه های فلزیاب، ناچیز بودن تغییرات میدان ناشی از القای جریان های گردآبی درون شی هدف ΔB نسبت به میدان تحریک ابتدایی B است (معمولاً نسبت قسمت موهومی $\Delta B/B$ کوچک تر از ۱٪ است). این مشکل به دلیل کوچک بودن ضریب رسانایی شی در مقابل محیط اطراف اتفاق می افتد [۲۹]. برای رفع این مشکل، تعدادی از محققین استفاده از گرادئومترها را پیشنهاد کرده اند [۳۰ و ۳۱]. گرادئومترها تغییرات میدان را حس می کنند و اثر میدان اولیه را تا حد زیادی حذف می کنند. اما استفاده از گرادئومترها نیز سبب ایجاد مشکلاتی می شود که از جمله، آن ها می توان به وابستگی زیاد ولتاژ القایی به موقعیت گرادئومتر 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 سیم پیچ که در یک راستا با فاصله کمی نسبت به یکدیگر قرار گرفته اند، برای اندازه گیری میدان ثانویه و حذف تاثیر میدان اولیه است. این کار باعث می شود که ولتاژ ثبت شده تحت تاثیر تغییرات میدان حاصل از جریان های گردآبی جاری در شی هدف قرار گیرد و به میدان تحریک ابتدایی حساسیت کمتری داشته باشد. برای حل مشکل اندازه گیری میدان ثانویه می توان از اتصال تفاضلی دو سیم پیچ گیرنده که در یک راستا با فاصله کمی نسبت به یکدیگر قرار گرفته اند استفاده کرد. این کار باعث می شود که ولتاژ ثبت شده تحت تاثیر تغییرات میدان حاصل از جریان های گردآبی جاری در شی هدف ΔB گیرد و به میدان تحریک ابتدایی B حساسیت کمتری داشته باشد. در عین حال مزایای استفاده از سیم پیچ ها در

^۱ Plexiglass sheet in clear

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].

از تکه‌های MDF مخصوص سیم پیچی با ضخامت $4/0$ میلی‌متر استفاده شده است. به این ترتیب تمام فضای شیارها پر خواهد شد. جریان مجاز سیم لاکه مورد استفاده $1/4$ آمپر می‌باشد. انتخاب 64 دور سیم پیچ 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



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

در مرحله بعد از یک شیلد الکترومغناطیسی (صفحه فلزی) اطراف محفظه سیم‌پیچ‌ها جهت جلوگیری از تأثیر پذیری اندازه‌گیری‌ها از میدان‌های مغناطیسی و الکتریکی خارجی استفاده شده است. این صفحه فلزی محاط‌کننده سیم‌پیچ‌ها به زمین وصل می‌شود و با این تکنیک خارج از این شیلد الکترومغناطیسی میدان صفر بوده و شرط دیریشه صفر روی مرز اعمال می‌شود [۵].

برای اندازه‌گیری میدان ثانویه، از روش پیشنهادی اتصال تفاضلی سیم‌پیچ‌های 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 تأثیر تغییرات میدان حاصل از جریان‌های گردآبی جاری در شی هدف ΔB گیرد و به میدان تحریک ابتدایی B حساسیت کمتری داشته باشد. در

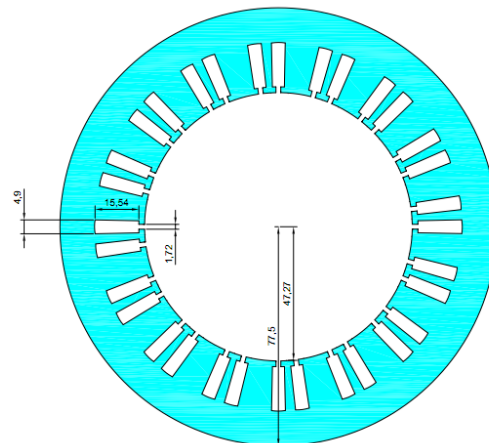
در نمونه آزمایشگاهی ساخته شده، سیم پیچ زیر و رو هر کدام با 64 دور سیم پیچی در دو شیار مجاور قرار گرفته‌اند (شکل ۴). بدین ترتیب با جای زنی کامل سیم پیچ‌ها، تعداد 16 سیم پیچ دابل جای‌گیری شده‌اند که برای هر دو کاربرد تحریک و گیرنده مورد استفاده قرار خواهند گرفت. شکل ۵ نیز نحوه قرارگیری کل سیم پیچ‌ها بر روی اسکلت پلاستیکی را نشان می‌دهد. با استفاده از LCR متر اندوکتانس و مقاومت سری هر سیم پیچ در فرکانس 100 کیلو هرتز اندازه‌گیری شده است. سیم پیچ رو و زیر به ترتیب هر کدام دارای مقدار میانگین اندوکتانس خودی $492/97$ و $529/10$ میکروهنری و مقاومت AC برابر با $14/34$ و $15/02$ اهم بوده‌اند. مقاومت DC میانگین سیم پیچ‌ها نیز برابر با $5/86$ اهم اندازه‌گیری شده است.

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 سیم‌پیچ‌های تحریک نیاز به یک مدار دی‌مالتی پلکسر و برای اندازه‌گیری ولتاژ القایی و اندازه‌گیری جریان تحریک نیاز به دو مدار مالتی پلکسر به صورت مجزا احساس می‌شود. مدار دی‌مالتی‌پلکسری 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 رله HFD205 انجام می‌شود که یک 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 16×1 تشکیل شده که توسط ۲ مدار مجتمع ADG506 قابل پیاده‌سازی است. با اخذ یک آدرس ۴ 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 کننده 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 شکل ۶ از سه جهت نمایش داده شده است. نتایج حاصل از به کارگیری 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.

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



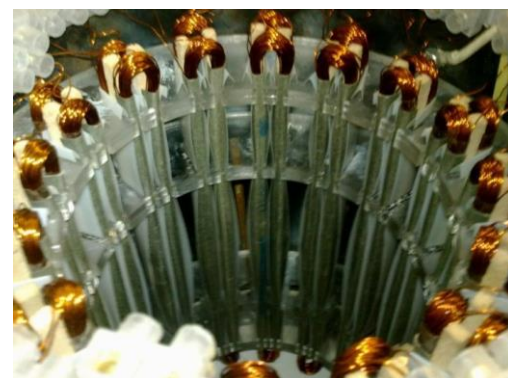
شکل ۳: طرح ترسیم شده در نرم افزار Autocad که برای ساخت پایه‌های پلاستیکی سیم‌پیچ‌ها طراحی شده است.



(ب)

(الف)

شکل ۴: نحوه قرار گیری سیم‌پیچ‌های تحریک و گیرنده (الف) نمای عرضی، (ب) نمای فوقانی.



شکل ۵: محل قرار گیری سیم‌پیچ‌های تحریک و گیرنده.

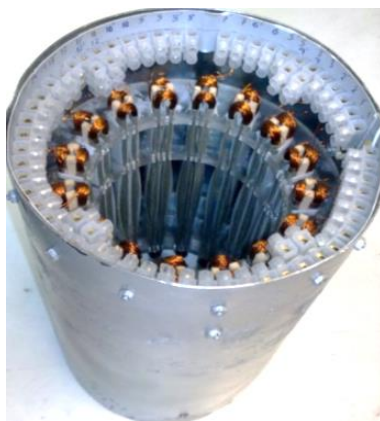
انتخاب فرکانس تحریک یک تعامل بین عمق نفوذ در بافت و سخت‌افزار سیستم است. افزایش فرکانس تحریک سببافزایش عمق نفوذ در بافت و به تبع آن افزایش حساسیت اندازه‌گیری‌ها در نواحی مرکزی بافت و افزایش دقت تفکیک پذیری مکانی می‌شود. در نقطه مقابل سخت‌افزار سیستم محدود کننده فرکانس است. چرا که با افزایش فرکانس، امپدانس بافت افزایش یافته و باعث کاهش جریان‌های گردآبی



(ب)

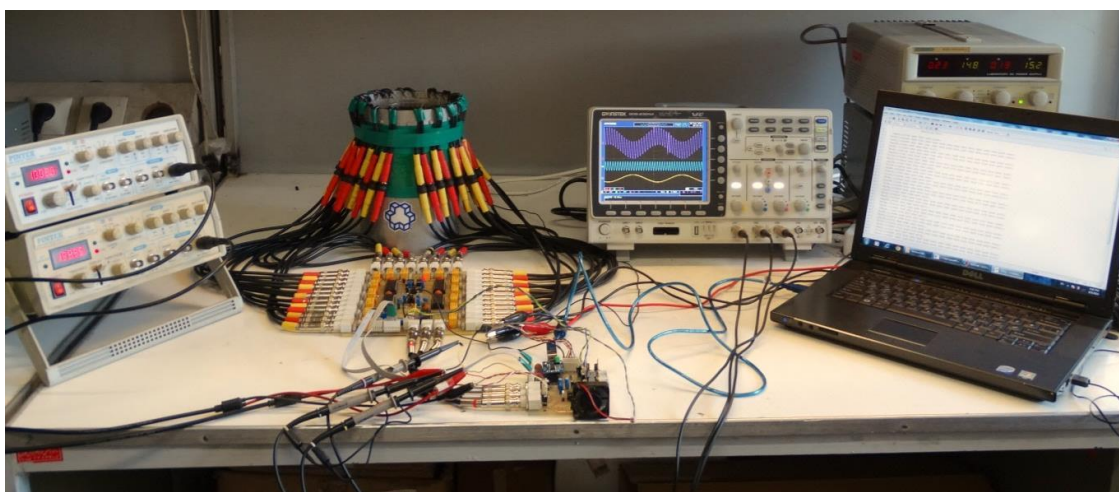


(الف)



(ج)

شکل ۶: (الف) نمای فوقانی، (ب) نمای تحتانی و (ج) نمای عرضی محفظه سیم پیچی در نمونه آزمایشگاهی ساخته شده.



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

۶- بازسازی تصویر

۶-۱ انتخاب تابع هزینه

که p ماتریس ستونی پارامترهای مجهول، e ماتریس ستونی خطاها و Q ماتریس مربعی شامل ضرایب وزنی است. تابع خطا e به شکل زیر تعریف می شود:

$$e(p) = V^m - f(p) \quad (22)$$

در این رابطه V^m ماتریس ستونی ولتاژهای اندازه گیری شده از سیم پیچها است که در شبیه سازی مسأله معکوس می توان این اندازه گیری ها را از حل

تابع هزینه برای حل مسأله معکوس مقطع نگاری مغناطیسی، تابع هزینه مجموع مربعات خطای وزن دار شده^۱ یا به اختصار LS انتخاب می شود. این تابع هزینه در حالت کلی به شکل زیر تعریف می شود [۳۳]:

$$J(p) = e^T(p) Q e(p) \quad (21)$$

^۱ Least Square (LS) weighted

که در این رابطه V^m ولتاژهای اندازه گیری شده از سیستم واقعی و $f(p)$ خروجی مسأله پیشرو با فرض ماتریس ستونی پارامتر P است. بروزرسانی پارامترهای مجهول در این روش توسط رابطه زیر انجام می شود:

$$p_{ex1}^{k+1} = p_{ex1}^k + \Delta p_{ex1}^k = p_{ex1}^k - \left[\left(f'(p^k) \right)^T f'(p^k) \right]_{ex \times e}^{-1} \quad (26)$$

که در این رابطه e تعداد پارامترهای مجهول و m تعداد اندازه گیری های است. ترم $f'(p^k)$ نیز بیانگر تغییرات اندازه گیری ولتاژ از سیم پیچه ها نسبت به تغییرات پارامترها (رسانایی هر المان) در هر بار تصحیح پارامترها است که به ماتریس حساسیت S^k معروف بوده و به شکل زیر تعریف می شود:

$$S_{m \times e}^k = f'(p^k) \quad (27)$$

در واقع ماتریس حساسیت بیان می دارد که یک اندازه گیری مشخص بیشتر تحت تاثیر تغییرات رسانای کدامیک از المان ها قرار دارد. با استفاده از این تعریف رابطه (۲۶) به شکل زیر بازنویسی می شود:

$$p_{ex1}^{k+1} = p_{ex1}^k + \Delta p_{ex1}^k$$

$$\Delta p_{ex1}^k = - \left[\left(S^k \right)^T S^k \right]^{-1} \left(S^k \right)^T \left(V^m - f(p^k) \right)_{m \times 1} \quad (28)$$

$$S_{m \times e}^k = \frac{\partial f(p)}{\partial p} \bigg|_{p^k}$$

از آنجا که در مقطع نگاری القای مغناطیسی مقادیر ولتاژهای القایی در سیم پیچه ها که همان مقادیر اندازه گیری شده هستند، و به تبع آن مقادیر درایه های 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 می شود. با اضافه کردن این ضریب رگرسیون λ به رابطه (۲۸)، رابطه بروزرسانی پارامترهای مجهول به شکل زیر بازنویسی می شود که به روش گوس-نیوتن بهبود یافته معروف است [۳۶]:

$$\Delta p_{ex1}^k = - \left[\left(S^k \right)^T S^k + \lambda R^T R \right]^{-1} \left(S^k \right)^T \left(V^m - f(p^k) \right)_{m \times 1} \quad (29)$$

در این رابطه ساده ترین حالت، انتخاب $R^T R = I$ بوده که I ماتریس یکه است.

۳-۶ تصاویر بازسازی شده

در اولین تست سیستم، یک میله فلزی در محیط تصویربرداری قرار گرفته و دامنه ولتاژهای القایی اندازه گیری شده در سیم پیچه های گیرنده برای بازسازی تصویر مورد استفاده قرار می گیرند. در این حالت محدودیت تعداد بیشینه تکرارها (۲۰ تکرار) باعث توقف الگوریتم تکرار می شود. شکل ۸ تغییرات تابع هزینه در طی این ۲۰ مرحله تکرار را نشان

مسأله پیشرو با مش ریز شده به دست آورد. تابع وزنی Q نیز در حالت کلی به صورت ماتریس مربعی به شکل زیر تعریف می شود:

$$Q = [w_{ij}] \quad (23)$$

$Q = \frac{1}{2} I$ ساده ترین انتخاب است که I ماتریس یکه است. در حالتی که داده های اندازه گیری شده و به تبع آن خطا، خیلی کوچک باشند می توان از نرمالیزه کردن داده ها نسبت به یک مبنای خاص به شکل زیر بهره برد [۳۳]:

$$w_{ij} = \frac{1}{[V_j^b]^2} \quad (24)$$

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

۲-۶ روش بهینه سازی

پس از انتخاب تابع هزینه، نوبت به بهینه سازی آن به منظور استخراج مقادیر پارامترهای مجهول می رسد. اینکار به روش های مختلفی از جمله روش مشتق مستقیم [۳۴] و روش های غیرخطی تکراری شامل روش گرادیان^۱ [۳۵ و ۳۶]، روش نیوتن-رافسون (نیوتن) [۳۷ و ۳۸] و روش گوس-نیوتن (نیوتن-رافسون بهینه شده) [۳۷ و ۳۸] قابل انجام است. در روش مشتق مستقیم، مشتق تابع هزینه نسبت به تک تک پارامترهای مجهول محاسبه شده و با قرار دادن مقدار این مشتقات در 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^۲ عمل می کند. 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 هسین علاوه بر ماتریس گرادیان در بهینه سازی دخالت می یابند. در روش گوس-نیوتن که روش بهبود یافته نیوتن-رافسون است، با استفاده از جایگذاری تابع هزینه مجموع مربعات خطا معرفی شده در بخش ۱-۶، از یک رابطه تقریبی برای محاسبه ماتریس هسین استفاده شده و در نهایت یک رابطه بهینه سازی آماده ارائه می شود. این روش به روش نیوتن-رافسون بهینه شده^۳ 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 می شود:

$$J(p) = \frac{1}{2} e^T(p) e(p) = \frac{1}{2} (V^m - f(p))^T (V^m - f(p)) \quad (25)$$

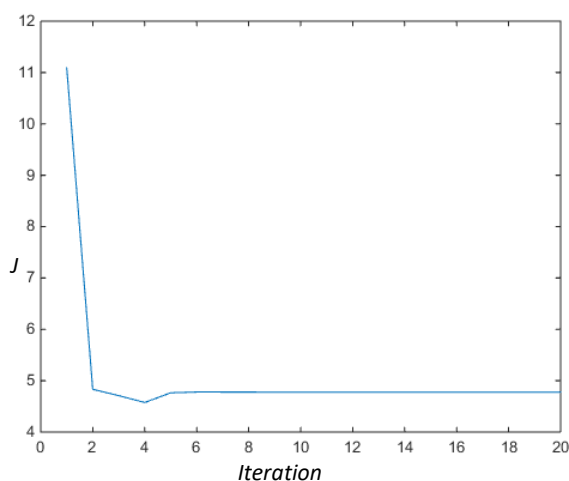
³ Modified Newton Raphson method

¹ Geradient method

² Geradient

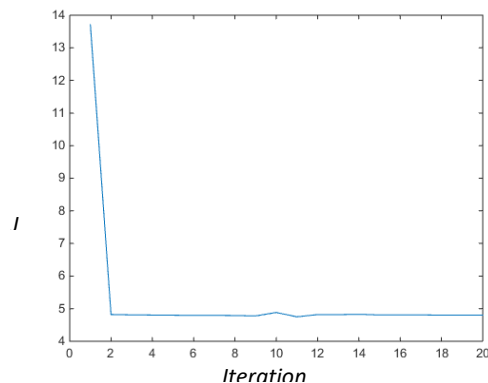
می دهد. تصویر بازسازی شده نیز در شکل ۹ نمایش داده شده است. دایره نشان داده شده در این شکل موقعیت واقعی میله را نشان می دهد. میانگین خطای نسبی مابین مقادیر رسانایی بدست آمده از حل مسئله معکوس و مقادیر واقعی نسبت به مقدار بیشینه رسانایی در ناحیه هدف در این حالت ۵/۳۵۰۵٪ است.

در تست دوم، داده های اندازه گیری شده از سیستم برای حالت وجود دو میله فلزی در محیط تصویربرداری برای بازسازی تصویر مورد استفاده قرار می گیرد. در این حالت نیز محدودیت تعداد بیشینه تکرارها (۲۰ تکرار) باعث توقف الگوریتم تکرار می شود. شکل ۱۰ تغییرات تابع هزینه در طی این ۲۰ مرحله تکرار را نشان می دهد. تصویر بازسازی شده نیز در شکل ۱۱ نمایش داده شده است. در این تصویر نیز دایره های نشان داده شده، موقعیت واقعی میله ها را نشان می دهند. در این حالت همانطور که در شکل ۱۱ مشاهده می شود، خطای بین مقادیر واقعی و شبیه سازی، 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 مسئله معکوس و مقادیر واقعی نسبت به مقدار بیشینه رسانایی در ناحیه هدف در این حالت ۸/۸۰۳۲٪ است. در سیستم مقطع نگاری القای مغناطیسی عملی ساخته شده، دقت تفکیک پذیری زمانی که بصورت زمان لازم برای انجام عمل نمونه برداری 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).

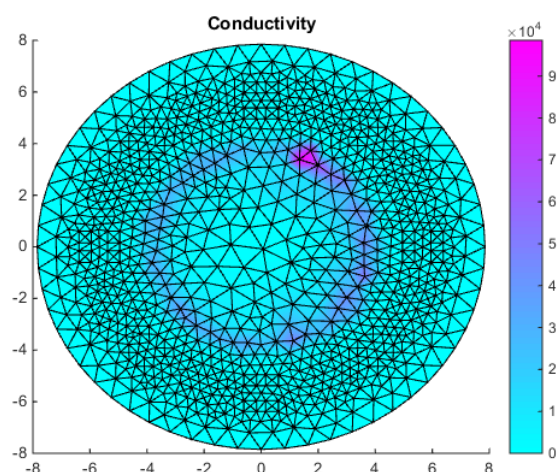
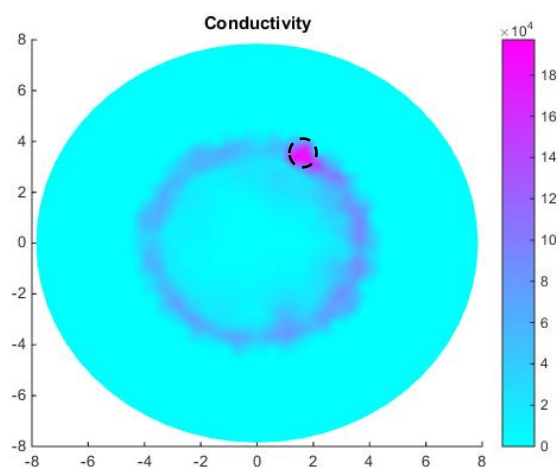


شکل ۱۰: تغییرات تابع هزینه در مراحل مختلف تکرار در حالت وجود دو میله فلزی در محیط تصویربرداری بوسیله داده های اندازه گیری واقعی.

شکل ۸: تغییرات تابع هزینه در مراحل مختلف تکرار در حالت وجود یک میله فلزی در محیط تصویربرداری بوسیله داده های اندازه گیری واقعی.



شکل ۹: تصویر بازسازی شده در حالت وجود یک میله فلزی در محیط تصویربرداری بوسیله داده های اندازه گیری واقعی.

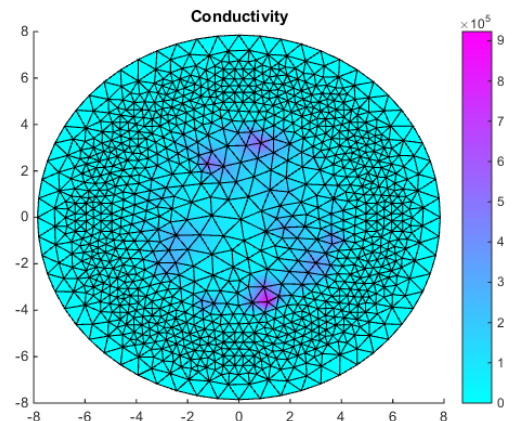
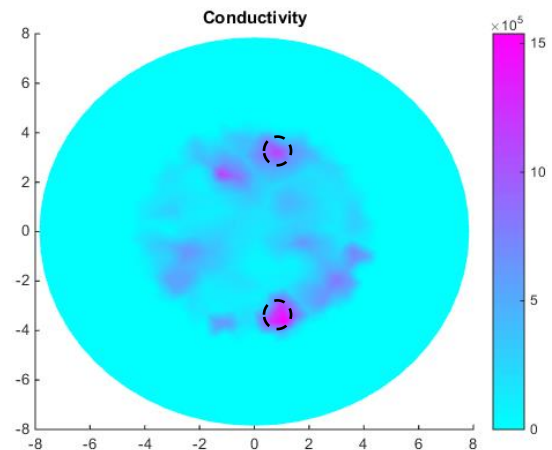


شکل ۹: تصویر بازسازی شده در حالت وجود یک میله فلزی در محیط تصویربرداری بوسیله داده های اندازه گیری واقعی (دایره نشان داده شده موقعیت واقعی میله را نشان می دهد).

پیاده سازی و ساخت این سیستم پایه و مبنایی برای تحقیقات آتی در زمینه مقطع نگاری القای مغناطیسی خواهد بود.

مراجع

- [۱] محمد رضا یوسفی نجف آبادی، مائده هادی نیا، رضا جعفری، حمید ابریشمی مقدم، حمید رضا تقی راد، "کاربردهای مقطع نگاری 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، "به کارگیری روش ترکیبی بدون مش مبتنی بر موجک برای حل مساله پیشرو مقطع نگاری القای مغناطیسی"، بیستمین کنفرانس مهندسی پزشکی ایران، دانشگاه تهران، ۶ صفحه، ۱۳۹۲.
- [۵] محمد رضا یوسفی نجف آبادی، رضا جعفری، حمید ابریشمی مقدم، "مدل سازی اجزای محدود - بدون مش مبتنی بر موجک در حل مساله پیشرو مقطع نگاری 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-Zebaky, J. Ferreiraz, J. Velezz, F. Linharesz, A. R. Borgesz, H. L. Xiong, 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] X. 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:



شکل ۱۱: تصویر بازسازی شده در حالت وجود دو میله فلزی در محیط تصویربرداری بوسیله داده های اندازه گیری واقعی.

۷- نتیجه گیری

در این تحقیق روش دمدولاسیون مبتنی بر ضرب کننده آنالوگ دو فرکانسی جهت بهبود اندازه گیری قسمت حقیقی و موهومی ولتاژهای القایی در ساخت یک سامانه نمونه آزمایشگاهی مقطع نگاری القای مغناطیسی به کار گرفته شد. استفاده از دمدولاتور مبتنی بر ضرب کننده آنالوگ دو فرکانسی با استفاده از یک فرکانس پایین برای اندازه گیری قسمت حقیقی امپدانس مجهول و یک فرکانس بالا برای اندازه گیری قسمت موهومی آن به صورت همزمان در کاهش خطای اندازه گیری قسمت حقیقی و موهومی امپدانس مجهول موثر خواهد بود. همچنین برای حذف تاثیر میدان اولیه در سیستم های مقطع نگاری القای مغناطیسی از اتصال تفاضلی سیم پیچ های گیرنده در ساخت سامانه استفاده شده است. این کار باعث می شود که ولتاژ ثبت شده تحت تاثیر تغییرات میدان حاصل از جریان های گردآبی جاری در شی هدف قرار گیرد و به میدان تحریک ابتدایی حساسیت خیلی کمی داشته باشد. در این تحقیق داده های اندازه گیری 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.

- 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، عبدالله 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. Dössel, "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. Brás 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. Korjanevsky, 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