



استفاده از تکنیک دو فرکانسی برای افزایش دقت اندازه گیری ولتاژهای القایی در مقطعنگارالقای مغناطیسی و پیادهسازی یک سامانه ۱۲سیم 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 ^۲گروه 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

ويرايش : ۱۳۹۷/۱۰/۰۹ پذيرش: ۱۳۹۷/۱۰/۲۹

دریافت: ۱۳۹۷/۰۸/۰۱

چکیده: مقطع نگاری القای مغناطیسی یک روش تصویربرداری غیرهجومی 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 بالاتربودن 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 پیچهای گیرنده اندازه گیری می شوند. بازسازی تصویر جسم با استفاده از نتایج حاصل از اندازه گیری، تخمین اولیهای 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 دمدولاسیون حساس به فاز مبتنی بر ضرب کننده آنالوگ دو فرکانسی جهت بهبود اندازه گیری ولتاژهای القایی استفاده شده است. استفاده از دمدولاسیون حساس به فاز مبتنی بر ضرب کننده آنالوگ دو فرکانسی جهت بهبود اندازه گیری ولتاژهای القایی استفاده شده یعنی و کی فرکانس بالا برای اندازه گیری قسمت موهری 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 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 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 measurment.

۱- مقدمه

مقطعنگاري الكتريكي يك روش تصويربرداري غيرتهاجمي از توزيع امپدانسی درون جسم با استفاده از انرژیدار کردن ناحیه مورد نظر، انجام اندازه گیریهای سطحی از نقاط متفاوت و بازسازی تصویر با به کارگیری نتایج حاصل از این اندازه گیریها است. در مقطعنگاری الکتریکی، ملاحظه كميتهاي ضرايب رسانايي الكتريكي (٥)، قابليت نفوذ يذيري الکتریکی (s) و قابلیت نفوذ پذیری مغناطیسی (µ)، امکان اندازه گیریهای کمیتهای متفاوتی را ایجاد میکند که منجر به پیدایش سیستمهای مقطعنگاری متفاوتی می شود. از جمله این سیستمها، مقطعنگاری امپدانس الكتريكي'، مقطعنگاري ظرفيت خازني الكتريكي' و مقطعنگاري القاي مغناطیسی ۳ 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 می شود. جریان بوسیله تعدادی از این الکتر ودهای 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 ضریبهای رسانایی الکتریکی و نفوذپذیری الکتریکی، در بازسازی تصویر استفاده می شود. در صورتی که از ضریب نفوذپذیری الکتریکی (قسمت موهومی) صرف نظر شود، مقطعنگاری امپدانس الکتریکی به مقطعنگاری مقاومت الکتریکی ٔ تبدیل میشود. روش دیگر مقطعنگاری الکتریکی، تصویربرداری به روش ظرفیت خازنی الکتریکی بوده، که خیلی شبیه به مقطعنگاری امپدانسی است. در این روش نيز از يک آرايش الکترودهاي سطحي استفاده شده و يک ميدان الکتريکي به ماده اعمال می شود و پس از آن توسط داده های الکترودهای سطحی، توزيع ضريب نفوذپذيري الكتريكي بدست مي آيد. تنها تفاوت بين اين 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 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 تئوري القاي مغناطيسي عمل كرده و بدون استفاده از الكترودهاي سطحي و بوسیله اندازه گیری 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 اندو کتانس های اندازه گیری شده بوسیله سیم پیچ های حسگر این ضریبها در جسم هدف قابل تخمین هستند [۴و۵]. در سیستم های مقطعنگاری 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، بر آیند میدان تحریک اولیه و میدانهای ثانویه ضعیف ناشی از جریانهای گردابی القا شده درون جسم هدف در مابقی سیم پیچها اندازه گیری می شوند. سپس با اطلاعات بدست آمده از این میدانها و ولتاژهای اندازه گیری شده، تخمینی از توزیع امپدانس در یک سطح مقطع از جسم بدست می آید [عوم].

در بین روش های مختلف مقطعنگاری الکتریکی، مقطعنگاری القای مغناطیسی توجه محققین را امروزه به خود جلب نموده است. چرا که این روش بر خلاف سایر روش های مقطع نگاری الکتریکی که از الکترودهای سطحی برای جمع آوری دادههای 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 مقطعنگاری شامل دو مرحله حل مساله پیشرو و مساله معکوس است. مساله پیشرو با پیدا کردن یک سری خروجي يكتابا اعمال يك ورودي خاص و پارامترهاي فيزيكي معلوم براي جسم هدف و با به کار گیری یک مدل حل مناسب تحلیلی یا عددی تعریف میشود. مساله پیشرو در مقطعنگاری القای مغناطیسی شامل شبیهسازی میدانهای حاصل از سیم پیچهای تحریک و جریانهای گردابی جاری شده در درون جسم هدف و محاسبه ولتاژ اندازه گیری شده از سیمپیچهای گیرنده به عنوان تابعی از ضریبهای هدایت الکتریکی و مغناطیسی جسم هدف است. روش اجزای محدود، یکی از روش های مناسب در حل مساله پیشرو مقطع نگاری القای مغناطیسی است [۴و۴]. 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 واندازه گیریهای 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 مدلسازی شده و سپس با اعمال ورودی ها (میدان تحریک) مطابق با آزمایشات واقعی به نقاط متناظر در مدل، مقادیر خروجیهای ایجاد شده در نقاط متناظر (ولتاژهای اندازهگیری شده از سیم پیچ های گیرنده) توسط مدل محاسبه شود. مقایسه دادههایاندازه گیری واقعى و مدلسازي شده مساله معكوس را به سمت تخمين درست ضرايب فيزيكي بافت مورد نظر هدايت مي كند.

³ Magnetic induction tomography (MIT)

 ¹ Electrical impedance tomography (EIT)
 ² Electrical capacitance tomography (ECT)

⁴ Electrical resistance tomography (ERT)

اولین سیستم مقطعنگاری القای مغناطیسی در سال ۱۹۹۳ میلادی ساخته شد. در این سیستم از دو جفت سیم پیچ 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 کیلوهر تز کار می کرد. میدان ثانویه در این سیستم همفاز با میدان اعمالی و با دامنه ۲۵٪ دامنه میدان اعمالی بود [۷]. در سال ۱۹۹۵ میلادی سیستم مقطع نگاری القای مغناطیسی دیگری ابداء شد. در این سیستم از ۱۲ سیم پیچ تحریک و ۱۲ سیمپیچ فرستنده که در میان سیمپیچهای تحریک برروی یک دایره قرار گرفته بودند استفاده شده بود و در فرکانس ۵ کیلوهر تز کار می کرد. در این سیستم فاز ولتاژ القایی نیز اندازه گیری می شد 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 سیم پیچ 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 فرریتی 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 سیم پیچها از ۱۶ عدد به ۸ عدد کاهش یافت و این ۸ سیمپیچ هم نقش تحریک و هم نقش گیرنده را بازی می کردند. 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 اندازه گیریها با رعایت اصل هم پاسخی به ۲۸ مورد رسید[۹].

در مورد ساخت سیستمهای مقطعنگاری القای مغناطیسی با کاربرد بالینی کار به مراتب مشکل تر 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 می کند. 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 می آمد. این سیستم از یک سیمپیچ تحریک، یک سیمپیچ مرجع و یک گرادیومتر' صفحهای كوچك تشكيل شده بود. البته اين سيستم حساسيت بسيار خوبي 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 سیم پیچ گیرنده را انجام میدهد. ابعاد آنها در حد سانتیمتر است و همین ابعاد کوچک امکان جایگذاری انعطاف پذیر 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 ميدان تحريك، يك تصوير از خواص مغناطيسي آن بافت ايجاد مي كرد. ایجاد حرکت مکانیکی موجب افزایش تعداد اندازه گیریها میشود که نتيجه آن بهبود كيفيت تصوير بازسازي شده است. در ادامه تحقيقات اين گروه در سال ۲۰۰۵ میلادی طرح جدیدی از گرادیومترها توسط سازندگان سیستم مقطع نگار القای مغناطیسی چند فرکانسه پیشنهاد و در این سیستم بکار گیری شد. با بکار گیری 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 سیم پیچ تحریک و ۱۶ گرادیومتر و حذف حرکت مکانیکی در سیستم قبلی، توانست کیفیت تصاویر بازسازی شده را افزایش دهد [۱۱و ۱۲]. در سال ۲۰۰۳ میلادی یک سیستم مقطع نگاری القای مغناطیسی با استفاده از ۱۶ سیم پیچ تحریک و ۱۶ سیمپیچ گیرنده با فرکانس کاری ۱۰ مگا هرتز برای کاربردهای بالینی ساخته شد. تفاوت اصلى اين سيستم با سيستم هاى قبلى استفاده از مدارهاي اندازه گیری فاز با دقت بالا بود و همین موضوع باعث افزایش کیفیت تصاویر حاصل شد. در این دستگاه بدلیل مجزا بودن سیم پیچهای تحریک و گیرنده، تعداد اندازهگیری های ممکن افزایش یافته و تعداد ۳۲۰ اندازه گیری 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 سیم پیچهای تحریک و گیرنده برروی محیط یک دایره، آرایهای متشکل از ۸ حسگر گیرنده بروی یک صفحه در زیر جسم قرار می گرفت و با استفاده از یک محرک مکانیکی عرض جسم را جارو^۲ می کرد. تعداد ۴ سیم پیچ نیز در طرف مخالف وظیفه ایجاد تحریک را بر عهده داشتند.

² Scan

فرکانس کاری سیستم ۴ مگاهرتز بود و از تقویت کننده های قفل شونده برای اندازه گیری فاز استفاده شد. در این سیستم از یک سیمپیچ کالیبراسیون برای اندازه گیری میدان اولیه استفاده شده بود [۱۴]. در همان سال یک سیستم مقطعنگاری القای مغناطیسی با استفاده از حسگرهای اثر هال اساخته 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 [۱۵و18]. 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 [٨] 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 گیریها با رعایت اصل همیاسخی به ۲۸ مورد رسید [11]

در تحقیقی دیگر در سال ۲۰۰۹ میلادی یک سیستم مقطع نگاری 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 مي ساخت. ثانياً در اين سيستم يك سيم پيچ كاليبراسيون 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 میکرد. همچنین در این سیستم برای اندازه گیری ولتاژ از ۱۵ گرادیومتر 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 گیریها افزایش یافت که باعث بهبود کیفیت تصویر بازسازی شده می شود [۱۹و۲۰]. در سال ۲۰۱۵ نیز گزارشی از ساخت یک سیستم مقطعنگار القای مغناطیسی صنعتی با به کار گیری ۸ سیمپیچ تحریک و ۸ سیم پیچ گیرنده بهصورت مجزا برای اندازه گیری دبی ناشی از هدایت الکتریکی با استفاده از استخراج فاز سیگنالها منتشر شد [۲۱]. در ایران فعالیت در زمینه ساخت سیستمهای مقطع نگاری القای مغناطیسی از سال ۱۳۸۸ در آزمایشگاه ابزاردقیق بیومدیکال دانشگاه صنعتی خواجه نصير الدين طوسي آغاز شد [٢٢].

از سوی دیگر، اندازه گیری دقیق اجزای حقیقی و موهومی یک امپدانس مجهول از دیرباز به عنوان یکی از پارامترهای کار آیی 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 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 موهومي ولتاژهاي القايي در مقطعنگاري القاي مغناطيسي پيشنهاد شده و از آن در ساخت یک سامانه نمونه آزمایشگاهی ۱۶ سیم پیچه 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 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 ابتدايي حساسيت كمترى 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 به کار گیری اتصال تفاضلی سیم پیچ ها برای اندازه گیری میدان ثانویه در مقطعنگار القای مغناطیسی مطرح می شود. 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 يک معادله ديفرانسيل با مشتقات جزئي از نوع هلمهلتز به فرم عمومي زير مدلسازي مي شود [۵]:

 $-\nabla (\alpha(x, y)\nabla u(x, y)) + \beta(x, y)u(x, y) = f(x, y) \quad (1)$ که (x,y) و (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 بهینهسازی ریتز² یا گالرکین ^تبرای فرمولبندی روش اجزای محدود بهره برد. براي اين منظور، ابتدا ناحيه اجزاي محدود با به كار گيري تعدادي المان تقسیمبندی می شود. سپس، برای هر المان عددی منحصر به فرد اختصاص مىيابد. گرەھاى ھر المان خود نيز بەصورت محلى[†] شمارەگذارى میشوند. شماره گذاری منحصر به فرد برای هر گره در کل دامنه، شماره گذاری سراسری^۵ نامیده میشود. تغییرات متغیر مجهول، در طول یک المان با انتخاب مناسب توابع پایه، تقریب زده می شود. در روش اجزای محدود معمولاً از توابع چند جملهای به عنوان توابع پایه استفاده میشود.

	⁴ Local ⁵ Global	¹ Hall sensors ² Ritz ³ Galerkin
--	---	---

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:

$$[K][u] + [g] = [F]$$
^(Y)

در این رابطه X و F به ترتیب ماتریس سختی و بردار تحریک هستند. نیز بیانگر تغییرات (X, Y) لبر 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 می شود:

$$\begin{bmatrix} K & H_{v} \\ H_{u} & I \end{bmatrix} \begin{bmatrix} u \\ \lambda \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} F \\ q \end{bmatrix}$$
(*)

در این رابطه H_{u} , H_{v} و I برای اعمال شرایط مرزی رابین استفاده می شوند. حال از آنجا که خروجی های مساله پیشرو ولتاژهای القایی در سیم پیچهای گیرنده هستند، این ولتاژها بایستی شبیه سازی شوند. محاسبه این ولتاژها با بهره گیری از قانون القای فاراده به شکل زیر امکان پذیر است: $V = \oint \vec{F} dI$ (۴)

$$V_{ind} = \oint E.dl \tag{(f)}$$

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

$$V_{ind} = -j\omega \oint_{c} A_{z}.dl \qquad (\Delta)$$

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

$$V_m = j\omega L (A_1 - A_2) \tag{9}$$

که در این رابطه _{A1} و _{A2} اندازه بردار پتانسیل القایی در دو هادی رفت و برگشت سیم پیچ 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 کار آیی 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 کار آیی سیستم کنترلی میباشد. به عنوان مثال یک سلف در محدوده میکروهانری در فرکانس ۵۰هرتز 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 اندازه گیری قسمت حقیقی (R_x) و قائم امپدانس مجهول (L_x و L_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 بزرگتر از مقدار سلف L_x باشد، اندازه گیری هر دو قسمت حقيقي و قائم ولتاژ خروجي بيشتر تحت تاثير 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، اندازه گیری هر دو قسمت حقیقی و قائم ولتاژ خروجی بیشتر تحت تاثیر مقدار امپدانس سلف L_x بوده و عملاً تغییرات مقاومت Rx ممکن است در مقدار امیدانس 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 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 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 سیستمهای مقطع نگاری الكتريكي به سبب تنوع و تغيير پذيري جسم هدف، بخش ولتمتر بايستي 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 مقطعنگاری 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 میکنند 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 (۳۳]. در این شکل دو سیگنال ژنراتور به منظور تولید دو شکل موج سینوسی با دو فرکانس زاویه ای متفاوت به ترتیب ا0و 20و اختلاف فاز وارد جمع کننده شده اند. این دو سیگنال با فرکانس های متفاوت پایه اندازه گیر امپدانس اعمال می شود.

خروجي مداريايه اندازه گير اميدانس دريک زمان به دو ضرب کنندهٔ آنالوگ ارسال میشود. از سوی دیگر سیگنال تولید شده توسط سیگنال ژنراتور اول که دارای فرکانس زاویهای 20 است به عنوان مرجع (سیگنال مرجع هم فاز) به ضرب کننده بالایی ارسال شده و خروجی این ضرب کننده پس از عبور از فیلتر پایین گذر و حذف ریپل های فرکانس بالا، مولفه مقاومتی خروجی دمدولاتور Vr را تولید کند. سیگنال تولید شده توسط سیگنال ژنراتور دوم نیز که دارای فرکانس زاویهای $arnothing_{I}$ است به عنوان مرجع (سیگنال مرجع قائم) به ضرب کننده پایین ارسال می شود و پس از ضرب در خروجی مدار پایه اندازهگیر امپدانس و عبور از یک فیلتر یایین گذر 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 اندازه گیری می شوند و نسبت بین آنها بر روی دقت اندازه گیری تاثیر گذار نیست. ثانیاً، این مدار از قابلیت اندازه گیری 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 نمی توان استفاده کرد و مجبور به بیان رابطهها در حوزه زمان خواهيم بود.



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

در بلوک دیاگرام شکل ۱ BIMC مدار پایه اندازه گیری امپدانس است. در حالت کلی، می توان سیگنال ولتاژ خروجی مدار پایه اندازه گیر امپدانس (Vo) را به صورت اندازه M و فاز ¢ و یا به صورت ترکیب مؤلفههای حقیقی (Vr) و قائم (Vq) به صورت زیر نوشت:

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

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

$$V_o = -R_f Y_x V_i = -R_f Y_x V_i = V_r + j V_q$$
 (۸)
که در این رابطه مؤلفه های حقیقی (Vr) و قائم (Vq) به صورت زیر تعریف
میشند:

$$V_{\rm r} = -R_f \, Re\{Y_x\} V_i \tag{4}$$

$$V_q = -R_f \, Im\{\boldsymbol{Y}_x\} V_i \tag{(1.)}$$

همان طور که مشاهده می شود مؤلفه حقیقی Vr بیانگر قسمت حقیقی ادمیتانس مجهول Xr و مؤلفه قائم Vq بیانگر قسمت موهومی ادمیتانس مجهول Xr است. بنا بر این، محاسبه اندازه و فاز یا به طور معادل مؤلفه های

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 اندازه گیری امپدانس توسط رابطه زیر قابل بیان است:

(۱۱) [(v_i(t) = -[A₁ sin(ω₁t) + A₂ sin(ω₂t + θ)] (حال با بهرهگیری از تکنیک جمع آثار، خروجی مدار پایه اندازهگیر امپدانس توسط رابطه زیر بدست میآید:

$$\begin{aligned} v_{o}(t) &= R_{f} \left[A_{1} Re\{Y_{x}\} |_{\omega_{1}} \mathrm{sin}(\omega_{1}t) + \\ A_{2} Re\{Y_{x}\} |_{\omega_{2}} \mathrm{sin}(\omega_{2}t + \theta) \right] + \\ Im\{Y_{x}\} |_{\omega_{1}} \mathrm{cos}(\omega_{1}t) + A_{2} Im\{Y_{x}\} |_{\omega_{2}} \mathrm{cos}(\omega_{2}t + \\ \theta) \right] \\ ext{ black} the ext{ black} the ext{ cos}(\omega_{2}t + \\ \theta) \\ ext{ cos}(\omega_{2}t + \alpha_{2}t) \\ ext{ cos}(\omega_{1}t) \\ ext{ cos}(\omega_{1}t) \\ ext{ cos}(\omega_{1}t) \\ ext{ cos}(\omega_{1}t) \\ ext{ cos}(\omega_{2}t + \alpha_{2}t) \\ ext{ cos}(\omega_{2}t + \alpha_{2}t) \\ ext{ cos}(\omega_{1}t) \\ ext{ cos}(\omega_{1}t) \\ ext{ cos}(\omega_{2}t + \alpha_{2}t) \\ ext{ cos}(\omega_{2}t + \alpha_{2}t) \\ ext{ cos}(\omega_{1}t) \\ ext{ cos}(\omega_{1}t) \\ ext{ cos}(\omega_{1}t) \\ ext{ cos}(\omega_{2}t + \alpha_{2}t) \\ ext{ cos}(\omega_{2}t + \alpha_{2}t) \\ ext{ cos}(\omega_{1}t) \\ ext{ co$$

بدین ترتیب خروجی ضرب کننده بالا در شکل ۱ به صورت زیر بدست میآید: (۱۵)

$$\begin{aligned} v_r(t) &= kv_o(t)v_{fr}(t) = \\ kA_2R_f \left[\frac{A_1}{2} Re\{\mathbf{Y}_x\} \right]_{\omega_1} cos(\omega_1 t - \omega_2 t - \theta) - \\ \frac{A_1}{2} Re\{\mathbf{Y}_x\} \right]_{\omega_1} cos(\omega_1 t + \omega_2 t + \theta) + \frac{A_2}{2} Re\{\mathbf{Y}_x\} \right]_{\omega_2} - \\ \frac{A_2}{2} Re\{\mathbf{Y}_x\} \right]_{\omega_2} cos(2\omega_2 t + 2\theta) + \end{aligned}$$

$$\cdot Im\{\mathbf{Y}_{\mathbf{x}}\}|_{\omega_{1}}sin(\omega_{1}t + \omega_{2}t + \theta) + \frac{A_{1}}{2}Im\{\mathbf{Y}_{\mathbf{x}}\}|_{\omega_{1}}sin(\omega_{1}t - \omega_{2}t - \theta) + \frac{A_{2}}{2}Im\{\mathbf{Y}_{\mathbf{x}}\}|_{\omega_{2}}sin(2\omega_{2}t + 2\theta)]$$

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

$$V_r = \overline{v_r(t)} = \frac{kA_2^{2}R_f}{2} Re\{\boldsymbol{Y}_{\boldsymbol{X}}\}|_{\omega_2}$$
(19)

$$\neq te = to the set of the set$$

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

$$V_q = \overline{v_q(t)} = \frac{kA_1^2 R_f}{2} Im\{Y_x\}|_{\omega_1}$$
(1A)

بدین ترتیب Vr با قسمت حقیقی ادمیتانس مجهول Xx در فرکانس 20 و Vq با قسمت موهومی آن در فرکانس ۵۱ به شکل زیر رابطه مستقیم دارند:

$$Re\{Y_x\}|_{\omega_2} = \frac{2V_r}{kA_2^2R_f}$$
(14)
$$Im\{Y_x\}|_{\omega_1} = \frac{2V_q}{kA_1^2R_f}$$
(Y.)

همانطور که در این روابط مشاهده میشود، خروجی اندازه گیریها بطور کامل از یکدیگر، فرکانس سیگنال ژنراتور اول (@) و همچنین اختلاف فاز اولیه 6 مستقل هستند.

٤- اتصال تفاضلی سیم پیچهای 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 به کارگیری سیم پیچ [۲۴و۲۵] و گرادیومتر [۲۶و۲۷] به عنوان سنسور اندازه گیری می توان استفاده کرد. در اکثر سیستمها به دلیل این که استفاده از سیمپیچ 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 سیمپیچهای تحریک به عنوان سیمپیچ گیرنده می توان در مصرف سیم صرفه جویی کرد [۲۹]. اما مشکل اصلی در کاربردهای بالینی سیستمهای مقطعنگاری القای مغناطیسی و دستگاههای فلزياب، ناچيز بودن تغييرات ميدان ناشي از القاي جريانهاي گردايي درون شی هدف ΔB نسبت به میدان تحریک ابتدایی B است (معمولاً نسبت قسمت موهومی ΔB/B کوچک تر از ٪۱ است). این مشکل به دلیل کوچک بودن ضريب رسانايي شي در مقابل محيط اطراف اتفاق مي افتد [٢٩]. براي 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 می کنند. اما استفاده از گرادیومترها نیز سبب ایجاد مشکلاتی میشود که از جمله، آنها می توان 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 سیم پیچ که در یک راستا با فاصله کمی نسبت به یکدیگر قرار گرفتهاند، برای اندازه گیری میدان ثانویه و حذف تاثیر میدان اولیه است. این کار جریانهای گردآبی جاری در شی هدف قرار گیرد و به میدان تحریک جریانهای گردآبی جاری 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 گرفتهاند استفاده کرد. این کار باعث می شود که ولتاژ ثبت شده تحت تاثیر تغییرات میدان تحریک می شود که ولتاژ ثبت شده تحت تاثیر تغییرات میدان حاصل از می شود که ولتاژ بت 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 سیم پیچها در

مقابل گرادیومترها نیز حفظ میشود. در واقع به دلیل قوی بودن میدان تحریک B، ولتاژ القایی در دو سیم پیچ گیرنده تقریباً یکسان است و تفاضل آنها نزدیک صفر میشود. در سوی دیگر به دلیل وجود فاصله مکانی بین محل قرار گیری دو سیم پیچ، تغییرات میدان حاصل از جریان یافتن جریانهای گردآبی درون شی هدف سبب ایجاد اختلاف پتانسیل الکتریکی بین ولتاژ القایی در دو سیم پیچ گیرنده میشود. در واقع با این کار یک گرادیومتر با استفاده از دو سیم پیچ 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 اندازه گیری قسمت حقیقی و موهومی ولتاژهای القایی را نشان میدهد. همانطور که در این بلوک دیاگرام مشخص شده است، این سامانه از سیم پیچهای تحریک و گیرنده، مدار دیمالتی 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 سیستمهای مقطع نگار القای مغناطیسی با فرکانس تحریک بالا (رنج مگاهرتز)، به دلیل افزایش تلفات گردآبی هسته با افزایش فرکانس، معمولاً استفاده از هستههای فرریتی در فرکانسهای بالا پیشنهاد میشود [۷و۸]. با این وجود استفاده از هستههای فرریتی 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 اندازه گیری پیشنهادی، برای قرار گیری سیم پیچها 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 ٔ 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 قوی تر 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 ۲/۰ در دو دسته ۶۴ تایی قرار می گیرند. بین دو سیم پیچ به منظور ایجاد امکان اندازه گیری دیفرانسیلی،

DOI: 10.29252/joc.14.3.89

¹ Plexiglass sheet in clear

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 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 می کند. علاوه بر این به دلیل رابطه

مستقیم ولتاژ القایی با تعداد دور، سیگنال اندازه گیری 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 سیم پیچی در دو شیار مجاور قرار گرفتهاند (شکل۴). بدین ترتیب با جای زنی کامل سیمپیچها، تعداد ۱۶ سیمپیچ دوبل جای گیری 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 می دهد. با استفاده از LCR متر اندو کتانس و مقاومت سری هر سیم پیچ در فرکانس ۱۰۰ کیلو هرتز اندازه گیری 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 سیم پیچ ها نیز برابر با ۵/۸۶ اهم اندازه گیری 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 فلزي محاط كننده سيم پيچها به زمين وصل مي شود و با اين تكنيك خارج ازاین شیلد الکترومغناطیسی میدان صفر بوده و شرط دیریشله صفر روی مر زاعمال مي شو د [۵].

برای اندازه گیری میدان ثانویه، از روش پیشنهادی اتصال تفاضلی سیم پیچ های گیرنده که در یک راستا با فاصله کمی نسبت به یکدیگر قرار گرفتهاند استفاده شده است. این کار باعث می شود که ولتاژ ثبت شده تحت تاثیر تغییرات میدان حاصل از جریانهای گردآیی جاری در شی هدف ΔBگیرد و به میدان تحریک ابتدایی B حساسیت کمتری داشته باشد. در

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.



. 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 اندازه گیریهادر نواحی مرکزی بافت و افزایش دقت تفکیک پذیری مکانی می شود. 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 سیم پیچهای گیرنده می شود. این موضوع نیازمند افزایش دقت اندازه گیری دامنه و فاز ولتاژ القایی در سخت افزار سیستم است. تا کنون در سیستمهای مقطع نگاری القای مغناطیسی ساخته شده، از رنج فرکانسی ۵ کیلو تا ۲۰ مگا هر تز 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 پیاده سازی شده فرکانس

٩٧

برای اعمال جریان به سیم پیچهای تحریک نیاز به یک مدار دیمالتی پلکسر و برای اندازه گیری ولتاژ القایی و اندازه گیری جریان تحریک نیاز به دو مدار مالتی پلکسر به صورت مجزااحساس میشود. مداردىمالتيپلكسرى اول وظيفه سوئيچ كردن جريان بر روى سيم پيچ 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 می شود کهیک دی کدر CD4515 نیز وظیفه آدرس دهی این رلهها از طریق ۴ بیت آدرس را بر عهده دارد. مدار بعدی نقش یک مالتی پلکسر برای اندازه گیری ولتاژ دیفرانسیلی القایی در سیم پیچهای گیرنده را بازی می کند. 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 اندازه گیری جریان تحریک نیز از یک مدار مالتي پلکسر مشابه استفاده مي شود. در نمونه پيادهسازي شده از روش دیفرانسیلی برای اندازه گیری ولتاژ القایی در دو سیم پیچ گیرنده استفاده شده است. ولتاژهای تفاضلی اندازه گیری شده از سیم پیچها 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 مالتی پلکسر و دیمالتی پلکسر، فعالسازی تقویت کنندههای عملیاتی اندازه گیر ولتاژ القایی و جریان تحریک و تبدیل دادههای اندازه گیری به دادههای دیجیتال و ارسال آنها به کامپیوتر از طریق درگاه USB استفاده شده است. سامانه نمونه ساخته شده از چهار قسمت، محفظه سیم پیچها، کابلهای رابط، برد تامین سیگنال و میکروکنترلر، و برد اندازه گیری تشکیل شده است. محفظه سیم پیچها 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 اندازه گیریها 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.kntu.ac.ir on 2025-07-13



الف)







شکل۶: (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.

٦- بازسازی تصویر

٦-1 انتخاب تابع هزينه

تابع هزینه برای حل مسأله معکوس مقطع نگاری مغناطیسی، تابع هزینه مجموع مربعات خطای وزن دار شده¹ یا به اختصار LS انتخاب می شود. این تابع هزینه در حالت کلی به شکل زیر تعریف می شود [۳۳]: $oldsymbol{J}(p) = e^T(p) Q e(p)$ (۲۱)

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

$$\boldsymbol{e}(\boldsymbol{p}) = \boldsymbol{V}^{m} - \boldsymbol{f}(\boldsymbol{p}) \tag{YY}$$

در این رابطه ۳۳ ماتریس ستونی ولتاژهای اندازه گیری شده از سیمپیچها است که در شبیهسازی مسأله معکوس میتوان این اندازه گیریها را از حل

[DOI: 10.29252/joc.14.3.89]

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

$$\boldsymbol{Q} = \begin{bmatrix} \boldsymbol{w}_{ij} \end{bmatrix} \tag{YT}$$

سادہ ترین انتخاب است که I ماتریس یکه است. در حالتی که $arrho = rac{1}{2}I$ دادههای اندازه گیری شده و به تبع آن خطا، خیلی کوچک باشند می توان از نرمالیزه کردن دادهها نسبت به یک مبنای خاص به شکل زیر بهره برد :["""]

$$w_{ij} = \frac{1}{\left[V_j^b\right]^2} \tag{Yf}$$

این رابطه به ازای $\mathbf{i}=\mathbf{j}$ برقرار بوده که V_{j}^{b} مقدار ولتاژ مبنا برای اندازه گیری $\mathbf{i}_{ii} = 0$ ، $\mathbf{i} \neq \mathbf{j}$ است. اندازه گیری ام است.

۲-۲ 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 (۳۵و ۳۶]، روش نیو تن –رافسون (نیو تن) [۳۳و ۳۷] و روش گوس – نيوتن (نيوتن-رافسون بهينه شده) [٣٣و٣٧] 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 ٔ 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 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 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 آنیز 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 مىشود:

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

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

٩٩

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

$$\left(f'(p^{k}) \right)_{w=w}^{T} \left(V^{m} - f(p^{k}) \right)_{w=1}^{m-1}$$
(Y?)

که در این رابطه e تعداد پارامترهای مجهول و m تعداد اندازه گیریهای است. ^{تر}م ₍ , نیز بیانگر تغییرات اندازهگیری ولتاژ از سیم پیچ^{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 مىشود:

$$\boldsymbol{p}_{e\times 1}^{k+1} = \boldsymbol{p}_{e\times 1}^{k} + \Delta \boldsymbol{p}_{e\times 1}^{k}$$
$$\Delta \boldsymbol{p}_{e\times 1}^{k} = -\left[\left(\boldsymbol{S}^{k} \right)^{T} \boldsymbol{S}^{k} \right]^{-1} \left(\boldsymbol{S}^{k} \right)^{T} \left(\boldsymbol{V}^{m} - \boldsymbol{f}(\boldsymbol{p}^{k}) \right)_{m\times 1} \qquad (YA)$$
$$\boldsymbol{S}_{m\times e}^{k} = \frac{\partial \boldsymbol{f}(\boldsymbol{p})}{\partial \boldsymbol{p}} \Big|_{\underline{p}^{k}}$$

از آنجا که در مقطعنگاری القای مغناطیسی مقادیر ولتاژهای القایی در سیمپیچها که همان مقادیر اندازهگیری شده هستند، و به تبع آن مقادیر درایه های ماتریس حساسیت بسیار کوچک هستند، معکوس آن در رابطه (۲۸) عددی بسیار بزرگ بوده و معمولاً پارامتر های 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 بروزرساني پارامترهاي مجهول به شكل زير بازنويسي مي شود كه به روش گوس- نیوتن بهبود یافته معروف است [۳۶] :

(29)

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

در این رابطه ساده ترین حالت، انتخاب $\mathbf{R}^{\mathrm{T}}\mathbf{R} = \mathbf{I}$ بوده که \mathbf{I} ماتریس یکه

۲-۳ تصاویر بازسازی شده

در اولین تست سیستم، یک میله فلزی در محیط تصویربرداری قرار گرفته و دامنه ولتاژهای القایی اندازه گیری شده در سیمپیچهای گیرنده برای بازسازی تصویر مورد استفاده قرار می گیرند. در این حالت محدوديت تعداد بيشينه تكرارها (٢٠ تكرار) باعث توقف الگوريتم تكرار میشود. شکل۸ تغییرات تابع هزینه در طی این ۲۰ مرحله تکرار را نشان

³ Modified Newton Raphson method

¹ Geradient method

² Geradient

مجله کنترل، جلد ۱۴، شماره ۳، پاییز ۱۳۹۹

Journal of Control, Vol. 14, No. 3, Fall 2020

میدهد. 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 مسأله معکوس و مقادیر واقعی نسبت به مقدار بیشینه رسانایی در ناحیه هدف در این حالت ۵//۳۵۰۵



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



واقعى ميله را نشان مي دهد).

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 مي گيرد. در اين حالت نيز محدوديت تعداد بيشينه تكرارها (۲۰ تكرار) باعث توقف الگوريتم تكرار مي شود. شكل ١٠ تغييرات تابع هزينه در طي این ۲۰ مرحله تکرار را نشان می دهد. 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 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 مسأله معکوس و مقادیر واقعی نسبت به مقدار بیشینه رسانایی در ناحیه هدف در این حالت ٪/۸٬۳۲۲ است. در سیستم مقطع نگاری القای مغناطیسی عملی ساخته شده، دقت تفکیک پذیری زمانی که بصورت زمان لازم براي انجام عمل نمونهبرداري ولتاژها و بازسازي تصوير تعريف 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 اندازه گیری واقعی.

DOR: 20.1001.1.20088345.1399.14.3.5.7

Downloaded from joc.kntu.ac.ir on 2025-07-13



۷- نتیجه گیری

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 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 امیدانس 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. اين كار باعث مي شود كه ولتاژ ثبت شده تحت تاثير تغييرات ميدان حاصل از جریانهای گردآبی جاری در شی هدف قرار گیرد و به میدان تحریک ابتدایی حساسیت خیلی کمی داشته باشد. در این تحقیق دادههای 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.

پیادهسازی و ساخت این سیستم پایه و مبنایی برای تحقیقات آتی در زمینه مقطعنگاری القای مغناطیسی خواهد بود.

1.1

مراجع

- [۱] محمد رضا یوسفی نجف آبادی، مائده هادی نیا، رضا جعفری، حمید ابریشمی مقدم، 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.

" 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. Xuetao 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] 4X. 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:

محمد رضا يوسفي نجف آبادي، رضا جعفري، حميد ابريشمي مقدم

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.

- [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 planararray 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 multiprojection 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.

- [23] D. Chen, W. Yang, and M. Pan, "Design of impedance measuring circuits based on phasesensitive 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

DOI: 10.29252/joc.14.3.89