

سیستم‌های مقطع‌نگاری القای مغناطیسی، مروری بر سیستم‌های صنعتی و بالینی ساخته شده

محمد رضا یوسفی نجف آبادی

مرکز تحقیقاتی ریزشبه‌های هوشمند، واحد نجف آباد، دانشگاه آزاد اسلامی، نجف آباد، ایران
استادیار - دانشکده برق، واحد نجف آباد، دانشگاه آزاد اسلامی، نجف آباد، ایران

تاریخ دریافت: ۱۳۹۵/۵/۲۹ تاریخ پذیرش: ۱۳۹۶/۷/۱۸

خلاصه: مقطع‌نگاری القای مغناطیسی یک روش تصویربرداری غیرهجومی و غیرتداخلی از داخل یک جسم هدف، بر اساس انجام اندازه‌گیری از روی سطح خارجی جسم و بدون تماس الکتریکی با آن است. در این روش با عبور یک جریان متناوب از یک یا چند سیم‌پیچ تحریک، یک میدان مغناطیسی تحریک در درون جسم مورد نظر ایجاد شده و ولتاژهای القایی در سیم‌پیچ‌های گیرنده اندازه‌گیری می‌شوند. بازسازی تصویر جسم با استفاده از نتایج حاصل از اندازه‌گیری، تخمین اولیه‌ای از ضرایب هدایت الکتریکی نواحی داخلی جسم، حل مسائل پیشرو و معکوس صورت می‌گیرد. از مقطع‌نگاری القای مغناطیسی در کاربردهای بالینی، می‌توان برای تصویربرداری از بافت‌های مختلف بدن استفاده کرد. مزایای این روش نسبت به سایر روش‌های مقطع‌نگاری الکتریکی در کاربردهای بالینی، بی‌نیازی آن از الکترودهای تماسی و بالاتر بودن سطح ایمنی الکتریکی آن هستند. در سوی دیگر، یکی از نیازهای متخصصین صنعت کسب اطلاع از وضعیت داخلی لوله‌ها، مخزن‌ها و حفره‌های حاوی نفت، گاز و مشتقات آنها است که به طور معمول دسترسی به داخل آنها بدون قطع فرآیند تولید ممکن نیست. استفاده از مقطع‌نگاری القای مغناطیسی به عنوان یک روش تصویربرداری غیرمخرب از داخل خطوط لوله‌های انتقال نفت و گاز برای پایش مواد تشکیل دهنده سیال‌ها و اندازه‌گیری جریان و دبی سیال‌ها نیز در طی سال‌های اخیر از اهمیت خاصی برخوردار شده و در حال گسترش است. در این مقاله ضمن معرفی مختصر سیستم‌های ساخته شده مقطع‌نگاری القای مغناطیسی، مشخصات سیستم‌های ساخته شده در دو دسته کاربرد صنعتی و بالینی استخراج و مورد بحث و بررسی قرار خواهد گرفت.

کلمات کلیدی: مقطع‌نگاری القای مغناطیسی، تصویربرداری القای مغناطیسی، مقطع‌نگاری لوله‌های نفت و گاز، تصویربرداری غیرمخرب لوله‌های نفت و گاز و پتروشیمی.

Magnetic Induction Tomography: A Review of Process and Medical Tomography Systems

Mohammad Reza Yousefi

Assistant Professor - Electrical Engineering Department, Najafabad Branch, Islamic Azad University, Isfahan, Iran
mr.yousefi@ieec.org

Abstract

Being a non-contact safe imaging technique, MIT has been an appropriate method for non-invasive and non-destructive industrial and medical imaging. In this imaging method, a primary magnetic field is applied by one or more excitation coils to induce eddy currents in the material to be studied, and then the secondary magnetic field from these eddy currents is detected in sensing coils. Image reconstruction is obtained from estimated electric conductivity coefficients by using measurement data and solutions of forward and inverse problems. MIT is a promising modality for noninvasive medical imaging due to its contactless and nonionizing technology. On the other hand, one of the needs of experts in oil/gas industry is to get information about process inside pipelines and tanks containing oil and gas, which is usually not accessible without disconnecting the process. For this reason, tremendous efforts have been made on measurements and nondestructive tests without physical disconnecting the process. In recent years, applications of process tomography as an imaging non-invasive tool for imaging from inside of pipelines, monitoring and measuring flows have increased. In this paper, the properties of process and medical tomography systems is reviewed.

Index Terms: Magnetic induction tomography, magnetic induction imaging, Oil-gas pipe monitoring, Non-destructive oil, gas and petrochemical pipelines imaging.

۱- مقدمه

مقطع‌نگاری الکتریکی یک روش تصویربرداری از توزیع امپدانس درون جسم، با استفاده از انرژی‌دار کردن ناحیه مورد نظر، انجام اندازه‌گیری‌های سطحی از نقاط متفاوت و بازسازی تصویر با استفاده از نتایج این اندازه‌گیری‌ها به کمک حل یک مسأله معکوس است. برای حل مسأله معکوس در ابتدا یک سری مقادیر اولیه برای پارامترهای فیزیکی بافت فرض می‌شود. این مقادیر وارد یک الگوریتم تکراری شده و به یک مدل پیشرو اعمال می‌شوند. با استفاده از این مدل پیشرو کمیت‌های خروجی محاسبه می‌شوند. مقایسه مجموعه کمیت‌های خروجی اندازه‌گیری شده (واقعی) و مدل شده از مسأله پیشرو، توسط بهینه‌سازی یک تابع خطا، به اصلاح توزیع پارامترها منجر شده و پارامترهای اصلاح شده می‌تواند در حلقه تکرار دوباره به مدل پیشرو وارد شده تا جایی که اختلاف این دو مجموعه داده، کمینه شود. مدل پیشرو شامل یک معادله دیفرانسیل با مشتقات جزئی با توزیع ضریب‌های فیزیکی، منابع و شرایط مرزی معلوم است که برای حل آن می‌توان از یکی از روش‌های عددی برای حل معادلات دیفرانسیل با مشتقات جزئی مانند روش‌های اجزای محدود^۱ یا اجزای مرزی^۲ استفاده کرد.

با حل مسأله معکوس و مشخص شدن توزیع ضریب‌های رسانایی الکتریکی، تصویر یک سطح مقطع از بافت مشخص می‌شود. از نظر ریاضی مسأله معکوس یک مسأله بد وضع^۳ است. زیرا تعداد اندازه‌گیری‌ها محدود بوده و خطای کوچکی در اندازه‌گیری‌ها می‌تواند باعث تغییرات بزرگی در توزیع ضریب‌های فیزیکی شود. بنابراین اولین و مهمترین گام در حل مسأله معکوس حل مسأله پیشرو است و در چنین مسائلی باید مدل دقیقی از مسأله پیشرو را ارائه کرد تا در مسأله معکوس باعث افزایش خطا نشود [۱].

در مقطع‌نگاری، کمیت‌های فیزیکی مختلف مواد، امکان اندازه‌گیری‌های متفاوتی را ایجاد می‌کند که منجر به پیدایش سیستم‌های مقطع‌نگاری متفاوتی می‌شود. بنابراین پیاده‌سازی مقطع‌نگاری برای فرآیندها توسط روش‌های گوناگونی صورت می‌پذیرد. روش‌های مقطع‌نگاری الکتریکی بر اساس اندازه‌گیری ویژگی‌های الکتریکی موجود در اجسام شامل ضریب رسانایی الکتریکی، نفوذپذیری الکتریکی کار می‌کنند و بر این اساس روش‌های اندازه‌گیری مختلف به سه زیر شاخه مقطع‌نگاری امپدانس الکتریکی^۴، مقطع‌نگاری ظرفیت خازنی الکتریکی^۵ و مقطع‌نگاری القای مغناطیسی^۶ تقسیم می‌شوند [۲].

قدیمی‌ترین روش مقطع‌نگاری الکتریکی، تصویربرداری به روش امپدانس الکتریکی است. در این روش از اتصال آرایه‌ای از الکترودهای سطحی به اطراف ناحیه تصویربرداری استفاده می‌شود. جریان بوسیله تعدادی از این الکترودهای سطحی به جسم تزریق شده و پتانسیل‌های الکتریکی از طریق الکترودهای دیگر اندازه‌گیری می‌شود. در مقطع‌نگاری امپدانس الکتریکی از ضریب‌های رسانایی الکتریکی مختلط شامل ضریب‌های رسانایی الکتریکی (σ) و نفوذپذیری الکتریکی (ε)، در بازسازی تصویر استفاده می‌شود. در صورتی که از ضریب نفوذپذیری الکتریکی (قسمت موهومی) صرف‌نظر شود، مقطع‌نگاری امپدانس

الکتریکی به مقطع‌نگاری مقاومت الکتریکی^۷ تبدیل می‌شود.

روش دیگر مقطع‌نگاری الکتریکی، تصویربرداری به روش ظرفیت خازنی الکتریکی بوده، که خیلی شبیه به مقطع‌نگاری امپدانس است. در این روش نیز از یک آرایش الکترودهای سطحی استفاده شده و یک میدان الکتریکی به ماده اعمال می‌شود و پس از آن توسط داده‌های الکترودهای سطحی، توزیع ضریب‌های نفوذپذیری الکتریکی (ε) به دست می‌آید. تنها تفاوت بین این دو روش در این است که در مقطع‌نگاری خازنی به جای اندازه‌گیری امپدانس، ظرفیت خازنی بین جفت الکترودهای متفاوت اندازه‌گیری می‌شود. این روش برای جسم‌هایی با ضریب نفوذپذیری کم و ضریب رسانایی ناچیز با مرزهای عایق مفید است [۳،۴].

سومین روش مقطع‌نگاری الکتریکی، تصویربرداری القای مغناطیسی است. این روش تصویربرداری بر اساس تئوری القای مغناطیسی عمل کرده و بدون استفاده از الکترودهای سطحی و بوسیله اندازه‌گیری ولتاژ از سیم‌پیچ‌های گیرنده قرار گرفته در اطراف فضای تصویربرداری عمل تصویربرداری را انجام می‌دهد. مقطع‌نگاری القای مغناطیسی به دو ضریب رسانایی الکتریکی (σ) و نفوذپذیری مغناطیسی (μ) حساس بوده و بوسیله اندوکتانس‌های اندازه‌گیری شده به وسیله سیم‌پیچ‌های حسگر این ضریب‌ها در جسم هدف قابل محاسبه هستند [۵،۶].

۲- مقطع‌نگاری القای مغناطیسی

همان‌طور که در بخش قبل اشاره شد، مقطع‌نگاری القای مغناطیسی یک روش تصویربرداری غیرهجومی و غیرتداخلی از داخل یک جسم هدف (به عنوان مثال بخشی از بدن انسان)، بر اساس انجام اندازه‌گیری از روی سطح خارجی جسم و بدون تماس الکتریکی با آن است. در این تکنیک، کمیتی که برای تفکیک اجزای تصویر مورد استفاده قرار می‌گیرد، امپدانس اجزای متناظر در داخل جسم است. به عبارت دیگر، تصویری از توزیع مکانی امپدانس در سطح مقطع جسم توسط مقطع‌نگاری القای مغناطیسی ارائه می‌شود [۵،۶].

در یک سیستم مقطع‌نگاری القای مغناطیسی یک سری سیم‌پیچ در پیرامون جسم قرار می‌گیرد و معمولاً با اعمال میدان تحریک اولیه از طریق یک یا چند سیم‌پیچ، برآیند میدان تحریک اولیه و میدان‌های ثانویه ضعیف ناشی از جریان‌های گردابی القا شده درون جسم هدف در مابقی سیم‌پیچ‌ها اندازه‌گیری می‌شوند. سپس با اطلاعات به دست آمده از این میدان‌ها و ولتاژهای اندازه‌گیری شده، تخمینی از توزیع امپدانس در یک سطح مقطع از جسم به دست می‌آید [۵،۶].

به دلیل تأثیرگذار بودن اندازه جریان تحریک بر روی حل مسأله پیشرو و معکوس و جلوگیری از پیچیدگی حل مسأله، در [۷،۸] از منابع جریان برای تحریک سیم‌پیچ‌ها استفاده شده است. اما به دلیل اینکه سوئیچ جریان بر روی سیم‌پیچ‌ها باعث ایجاد جرقه و ایجاد حالت گذرا می‌شود، استفاده از منبع جریان برای تحریک سیم‌پیچ‌ها هزینه‌بر است. به همین دلیل در چندین تحقیق دیگر از جمله سیستم‌های گزارش شده در [۹-۱۲] برای اعمال تحریک از منبع ولتاژ استفاده شده است و سپس با استفاده از یک مدار اندازه‌گیر جریان، اندازه جریان تحریک

برای مدلسازی دقیق سیستم به دست آمده است.

هر چقدر تعداد دفعات اعمال میدان و به دنبال آن تعداد اندازه‌گیری‌ها بیشتر باشد، کیفیت تصویر بازسازی شده بهتر خواهد بود. پس از این مرحله سیگنال‌های خروجی از سیم‌پیچ‌های گیرنده، گسسته‌سازی شده و وارد کامپیوتر می‌شوند. سپس به وسیله یک الگوریتم بازسازی، یک تصویر از جسم بدست می‌آید. تصویر به دست آمده در لبه‌های خارجی جسم هدف شامل جزئیات بیشتری نسبت به مرکز جسم است.

تفاوت سیستم‌های مختلف مقطع‌نگاری مغناطیسی در آرایه حسگرها (تعداد و نحوه چیدمان سیم‌پیچ‌های گیرنده) و فرکانس کاری (سیم‌پیچ تحریک) است. میدان حس شده توسط حسگرهای القایی، شامل میدان اولیه (B) ناشی از میدان تحریک اصلی و میدان ثانویه (ΔB) ناشی از جریان‌های گردابی درون جسم است. برای تشخیص میدان ثانویه (ΔB) به یک آشکارساز حساس به فاز برای تمیز دادن این دو نوع میدان نیاز داریم [۱۰، ۱۳]. این روش تصویربرداری با نام‌های دیگری همچون مقطع‌نگاری اندوکتانسی^۸ و مقطع‌نگاری الکترومغناطیسی^۹ نیز شناخته می‌شود. البته اخیراً روش‌های ترکیبی دیگری نیز ابداع شده‌اند که از جمله آنها می‌توان به اعمال میدان مغناطیسی توسط سیم‌پیچ‌های تحریک و ثبت پتانسیل‌های الکتریکی در جسم هدف توسط الکترودهای سطحی [۱۴، ۱۵]، یا اعمال جریان خارجی به جسم هدف توسط الکترودهای سطحی و حس میدان مغناطیسی خارج شده از جسم هدف به وسیله حسگرهای القایی [۱۶-۱۸] اشاره کرد. این روش‌ها به نام مقطع‌نگاری الکتریکی امیدانسی مغناطیسی^{۱۱} شناخته می‌شوند. این روش‌ها به اشتباه بعضی مواقع، روش‌های مقطع‌نگاری القای مغناطیسی نام‌گذاری می‌شوند.

۳- کاربردها

امروزه مقطع‌نگاری الکتریکی کاربردهای متعددی در پزشکی و صنعت پیدا کرده است. بعضی از این کاربردها تا به حال جنبه صنعتی پیدا کرده و به صورت تجاری وارد بازار شده‌اند و تعدادی دیگر در حال گذراندن آزمون‌های عملیاتی برای تکمیل بوده و تعدادی دیگر تا مرحله آزمایشگاهی پیشرفته و هنوز وارد عرصه عملیاتی نشده‌اند. پیشگرهای دو الکترودی برای تخمین عمق هوادهی به نوزادان مبتلا به آپنه^{۱۱}، کاردیوگراف‌های امیدانسی چهار الکترودی برای تخمین حجم برون‌ده قلب و مواردی از این قبیل، کاربرد استفاده از امیدانسی بافت‌های درون بدن را بر مراقبت از سلامت نشان می‌دهند [۱۹]. مزایای غیرهجومی بودن، غیر تداخلی بودن، هزینه ساخت پایین، سبک و قابل حمل بودن، امنیت بالا و مناسب بودن برای لوله‌ها و مجاری با ابعاد مختلف دلایلی هستند که سبب شده علاقه بیشتری برای استفاده از سیستم‌های مقطع‌نگاری الکتریکی در پزشکی و صنعت نسبت به سایر روش‌های مقطع‌نگاری به وجود آید [۲۰].

به طور ویژه، برای سیستم مقطع‌نگاری القای مغناطیسی نیز تاکنون کاربردهای بالینی متفاوتی پیشنهاد شده است ولی دلیل کامل نشدن تحقیقات در این زمینه و همچنین دقت تفکیک پذیری مکانی کم تصاویر بازسازی شده، هنوز این سیستم‌ها در کاربردهای بالینی بطور

عملی مورد استفاده قرار نگرفته‌اند. از جمله کاربردهای بالینی پیشنهاد شده برای این سیستم‌ها می‌توان تشخیص ادم مغزی^{۱۲} به وسیله سیستم مقطع‌نگاری القای مغناطیسی چند فرکانسه [۲۱]، تشخیص ضربه مغزی^{۱۳} [۲۲-۲۵]، تشخیص خونریزی مغزی^{۱۴} [۲۶]، تصویربرداری کارکردی^{۱۵} از مغز [۲۷، ۲۸]، تصویربرداری از شش‌ها [۲۹]، تصویربرداری از ماهیچه [۳۰] و تصویربرداری عمقی از پوست [۳۱] را نام برد.

از جمله کاربردهای صنعتی سیستم مقطع‌نگاری القای مغناطیسی نیز می‌توان تصویربرداری و پایش مواد تشکیل دهنده سیال در داخل خطوط لوله‌های انتقال نفت و گاز [۳۲]، اندازه‌گیری دبی سیالات در داخل خطوط لوله‌های انتقال نفت و گاز [۱۶، ۱۷] و صنایع ذوب فلز و ریخته‌گری [۳۳] را نام برد.

۴- مقایسه مقطع‌نگاری القای مغناطیسی با سایر روش‌های مقطع‌نگاری

روش‌های مقطع‌نگاری را می‌توان به دو دسته میدان نرم و سخت تقسیم کرد. در روش‌های میدان نرم، توزیع میدان الکتریکی در ناحیه تصویربرداری به توزیع ضرائب نفوذپذیری وابسته است. اما در روش‌های مقطع‌نگاری با میدان سخت، توزیع میدان در ناحیه تصویربرداری از خاصیت مواد توزیع شده در آن ناحیه تاثیر نمی‌پذیرد و مستقل از آن است [۳۴]. روش‌های مقطع‌نگاری الکتریکی در دسته بندی روش‌های میدان نرم^{۱۶} قرار می‌گیرند. در روش‌های میدان نرم برخلاف روش‌های میدان سخت^{۱۷} (تصویربرداری با اشعه X^{۱۸} و تصویربرداری تشدید مغناطیسی^{۱۹}) نیازی به قرار گرفتن جسم در معرض تشعشعات یونیزه‌کننده یا تغییرات طبیعت اتم‌های تشکیل‌دهنده بافت نیست و بنابراین در کاربردهای بالینی برای تصویربرداری طولانی مدت^{۲۰} از بدن انسان، بدون ضررتر هستند و به همین دلیل در سال‌های اخیر بیشتر مورد توجه پژوهشگران قرار گرفته‌اند [۳۵]. سخت‌افزار مورد نیاز برای سیستم‌های مقطع‌نگاری الکتریکی سبک، کم حجم و قابل حمل است و این موضوع نیز این روش‌ها را برای پایش^{۲۱} طولانی مدت مناسب‌تر نشان می‌دهد. علاوه بر این، در مقایسه‌های دیگر با تصویربرداری تشدید مغناطیسی، امکان پذیر بودن تصویربرداری از بافت‌های حاوی فلزات و همچنین نیازمند نبودن به زمان رهاسازی را نیز می‌توان به عنوان مزیت‌های روش‌های مقطع‌نگاری الکتریکی نسبت به تصویربرداری تشدید مغناطیسی بیان کرد [۳، ۴].

در مقایسه مقطع‌نگاری القای مغناطیسی با روش مقطع‌نگاری میکروویو^{۲۲}، با وجود اینکه هر دو در دسته‌بندی روش‌های مقطع‌نگاری میدان نرم قرار می‌گیرند و ساختار مشابهی دارند، روش مقطع‌نگاری القای مغناطیسی از ایمنی بیشتری در مقایسه با مقطع‌نگاری میکروویو برخوردار است. این موضوع به فرکانس تحریک بسیار بالا در مقطع‌نگاری میکروویو (در بازه ۱ تا ۱۰۰ گیگاهرتز) مرتبط است. جذب میدان در روش مقطع‌نگاری میکروویو سبب ایجاد گرما در بافت شده و در برخی موارد نیز ارتعاشات شدید سلول‌ها سبب پارگی دیواره سلول‌ها و تغییر ساختار سلولی می‌شود [۳۵، ۳۸]. علاوه بر این، به دلیل اینکه

تفکیک‌پذیری مکانی و به تبع آن وضوح تصاویر بازسازی شده افزایش یابد. اما بایستی توجه داشت که این روش‌های ترکیبی دو مزیت مهم مقطع‌نگاری القای مغناطیسی یعنی بدون تماس بودن و ایمنی الکتریکی بالا را از دست داده‌اند [۱۶-۱۸، ۳۹].

۵- بازسازی تصویر

بازسازی تصویر در مقطع‌نگاری القای مغناطیسی همانند سایر روش‌های مقطع‌نگاری شامل دو مرحله حل مسأله پیشرو و مسأله معکوس است. مسأله پیشرو^{۲۵} با پیدا کردن یک سری خروجی یکتا با اعمال یک ورودی خاص و پارامترهای فیزیکی معلوم برای جسم هدف و با بکارگیری یک مدل مناسب تحلیلی یا عددی تعریف می‌شود. در نقطه مقابل مسأله پیشرو، مسأله معکوس تعریف می‌شود. در مسأله معکوس هدف شناسایی پارامترهای فیزیکی سیستم با داشتن معلومات ورودی‌ها و خروجی‌های سیستم است. بنابراین در سیستم مقطع‌نگاری القای مغناطیسی نیز همچون سایر سیستم‌های مقطع‌نگاری الکتریکی با دو مسأله پیشرو و مسأله معکوس روبرو هستیم.

مسأله پیشرو شامل شبیه‌سازی میدان‌های حاصل از سیم‌پیچ‌های تحریک و جریان‌های گردابی جاری شده درون جسم هدف و محاسبه ولتاژ اندازه‌گیری شده از سیم‌پیچ‌های گیرنده به عنوان تابعی از ضریب‌های هدایت الکتریکی و مغناطیسی جسم هدف است. برای این منظور باید مدل مناسبی برای مسأله پیشرو انتخاب و آنرا با روش‌های موجود حل کرد که این روش‌ها شامل روش‌های تحلیلی و عددی می‌شوند. به دلیل پیچیدگی زیاد مقطع‌های مورد تصویربرداری، روش‌های تحلیلی قادر به ارائه پاسخ مناسب نیستند و باید به روش‌های عددی که توانایی مدل‌سازی محیط‌هایی غیرخطی با اشکال هندسی و مرزهای پیچیده را داشته باشند، رجوع کرد. روش اجزای محدود، یکی از روش‌های مناسب در حل این‌گونه مسائل است. در روش اجزای محدود از یک ناحیه با مختصات هندسی ثابت برای مش‌بندی استفاده می‌شود و برای مسائلی که در آنها با هندسه دارای تغییرات تصادفی و قابل انعطاف از نظر شکل و اندازه مواجه هستیم، چندان مناسب نیست. از سوی دیگر مش‌بندی مسائل سه بعدی بسته به ساختار آناتومیک مسأله دارای محدودیت است. یک راه حل مناسب در اینگونه موارد استفاده از روش‌های بدون مش برای حل مسأله پیشرو است. این روش‌ها برای حل مسأله به تعریف تعدادی گره در ناحیه حل نیاز دارند. بنابراین در این روش از مشکلات ناشی از مش‌بندی در روش اجزای محدود اجتناب می‌شود [۵، ۶].

هدف مسأله معکوس، بازسازی تصویر بوده و عبارت از بازبازی توزیع مکانی و تخمین مجهول‌های ویژگی‌های فیزیکی جسم هدف (در این پروژه ضریب هدایت الکتریکی) با استفاده از معلومات میدان تحریک اعمال شده به سیستم و پاسخ ولتاژ القایی در سیم‌پیچ‌های گیرنده به این میدان تحریک است. این مسأله علاوه بر معکوس بودن بد وضع نیز هست؛ چرا که تغییرات بزرگ در توزیع امپدانس داخل جسم، تغییرات کمی را در ولتاژهای اندازه‌گیری شده ایجاد می‌کند و علت این امر نیز تضعیف بیش از حد چگالی میدان مغناطیسی تحریک در نواحی مرکزی

روش مقطع‌نگاری میکروویو فقط از ضریب‌های جذب بافت تاثیر می‌گیرد، اغلب برای تصویربرداری کارکردی مورد استفاده قرار می‌گیرد. از نقطه نظر سخت‌افزار نیز روش مقطع‌نگاری میکروویو به تجهیزات گرانتری نسبت به روش مقطع‌نگاری القای مغناطیسی نیازمند است.

از نقطه نظر حفاظت الکتریکی بالینی بیمار در مقایسه روش مقطع‌نگاری القای مغناطیسی با سایر روش‌های مقطع‌نگاری الکتریکی (مقطع‌نگاری امپدانس الکتریکی و ظرفیت خازنی الکتریکی)، با توجه به اعمال میدان مغناطیسی به جای اعمال جریان، در مقطع‌نگاری القای مغناطیسی خطری متوجه بیمار نبوده و اعمال میدان توسط وی حس نمی‌شود. این خصوصیت امکان بکارگیری سیستم را به صورت مداوم برای پایش شرایط حیاتی بیمار ایجاد می‌کند. جریان‌های گردابی القاء شده در درون بافت در این روش در مقابل جریان‌های اعمالی در سایر روش‌های مقطع‌نگاری الکتریکی بسیار ناچیز هستند (نزدیک ۱۱-۱۰ برابر ضعیف‌تر) [۳۶]. بنابراین این روش نسبت به سایر روش‌های مقطع‌نگاری الکتریکی از لحاظ رعایت ایمنی الکتریکی ارجحیت می‌یابد. همچنین یکی از مزایای مهم دیگر روش مقطع‌نگاری القای مغناطیسی در مقایسه با سایر سیستم‌های مقطع‌نگاری الکتریکی، ایجاد تصویر از فضای تصویربرداری بدون نیاز به تماس الکتریکی با جسم هدف است. این موضوع باعث حذف الکترودها و مشکلات ناشی از وجود الکترودها از جمله مدل‌سازی حد فاصل الکترودها - الکترولیت و مدل‌سازی الکترودها می‌شود. وجود امپدانس الکترودها چه در الکترودهای قطبیده^{۲۳} و چه غیر قطبیده همواره مشکل‌ساز بوده و باعث شده تا سطح جریان اعمالی برای غلبه بر این امپدانس‌ها در روش‌های مقطع‌نگاری الکتریکی افزایش یابد. اکسیداسیون الکترودها و نیازمندی آنها به تعویض و همچنین عدم تطابق کامل مدل‌های مورد استفاده با مدل واقعی نیز از دیگر مشکلات استفاده از الکترودها است [۴-۶].

بدین ترتیب مزایای غیرهجومی بودن، غیر تداخلی بودن، بدون تماس بودن، هزینه ساخت پایین، سبک و قابل حمل بودن، امنیت بالا از لحاظ حفاظت الکتریکی و عدم نیاز به قرارگرفتن بافت در معرض پرتوهای یونیزه‌کننده را می‌توان از جمله مزایای استفاده از سیستم‌های مقطع‌نگاری القای مغناطیسی نسبت به سایر روش‌های مقطع‌نگاری به ویژه در کاربرد پایش طولانی مدت دانست. در مقابل به عنوان معایب مقطع‌نگاری القای مغناطیسی نسبت به سایر روش‌های مقطع‌نگاری می‌توان به پیچیدگی مدل‌سازی مسأله پیشرو و به تبع آن افزایش زمان محاسبات و همچنین پیچیدگی بازسازی تصویر بدلیل القای همزمان ولتاژ در سیم‌پیچ‌های گیرنده ناشی از میدان تحریک و میدان ناشی از جریان‌های گردابی اشاره کرد. در واقع میدان حس شده در سیم‌پیچ‌های گیرنده حاصل جمع آثار میدان تحریک و میدان ناشی از جریان‌های گردابی جاری شده درون جسم هدف است که سبب کاهش بسیار زیاد نسبت سیگنال به نویز می‌شود. همچنین بدلیل کم بودن دقت تفکیک‌پذیری مکانی، وضوح تصویرهای بازسازی شده در این روش کم بوده و اطلاعات مناسبی از مرکز جسم استخراج نمی‌کند [۱۳].

البته در روش‌های ترکیبی مقطع‌نگاری الکتریکی امپدانس مغناطیسی و مقطع‌نگاری الکتریکی امپدانس تشدید مغناطیسی^{۲۴} سعی شده دقت

جسم است. یکی از روش‌های بکارگرفته شده برای حل مسأله معکوس، استفاده از الگوریتم‌های تکراری بر پایه کمینه کردن میانگین مربعات خطای مابین ولتاژهای مدل شبیه‌سازی شده و ولتاژهای اندازه‌گیری شده از سیستم واقعی در حضور جسم هدف است. یکی از پرکاربردترین الگوریتم‌های بازسازی تکراری، روش نیوتن-گوس است. این روش با فرض یک توزیع اولیه برای ضریب‌های هدایت الکتریکی شروع می‌شود. مسأله پیشرو حل شده و ولتاژهای شبیه‌سازی شده از طریق مسأله پیشرو با ولتاژهای اندازه‌گیری شده از سیستم مقایسه می‌شوند و خطای حاصله در اصلاح توزیع امپدانس در مسأله معکوس به کار گرفته می‌شود. بدین ترتیب ضریب‌های هدایت الکتریکی تصحیح می‌شوند. این روند تا زمانی که این دسته جواب شبیه‌سازی شده بوسیله مسأله پیشرو با دسته جواب اندازه‌گیری شده مطابقت یابند، تکرار می‌شود. بدین ترتیب یک الگوریتم تکراری به وجود می‌آید که تا همگرایی توزیع امپدانس ادامه می‌یابد [۴۰].

۶- سیستم‌های مقطع‌نگاری القای مغناطیسی صنعتی

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 [۴۱]. 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 بر روی 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 [۴۱].

سیستم بعدی با کاربرد صنعتی در سال ۱۹۹۶ میلادی ساخته شد. سازندگان دستگاه آنرا مقطع‌نگاری اندوکتانس الکترومغناطیسی^{۲۶} نامیدند. 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 [۴۲]. 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. همچنین در سیستم جدید از یک برد جمع‌آوری داده تجاری^{۲۷} که به نرم‌افزار

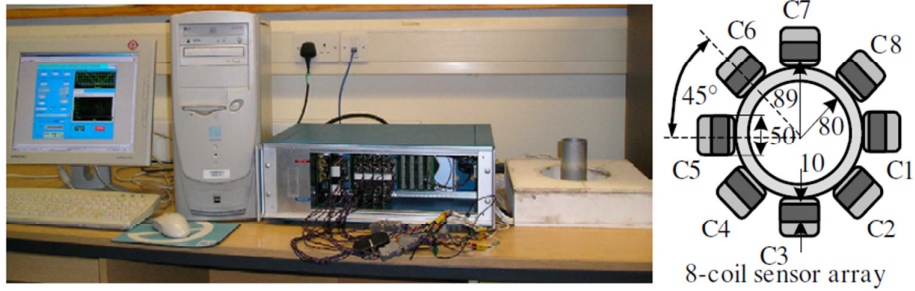
۷- سیستم‌های مقطع‌نگاری القای مغناطیسی بالینی

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 بر خلاف سیستم‌های صنعتی، قسمت موهومی میدان بر قسمت حقیقی آن غلبه می‌کند. این سیستم‌ها بدلیل مشکلات موجود از جمله کم بودن دقت تفکیک‌پذیری مکانی تاکنون در کاربردهای بالینی واقعی کمتر مورد استفاده قرار گرفته‌اند و اکثراً بر روی یک بافت فیزیولوژیک مصنوعی مورد آزمایش قرار گرفته‌اند.

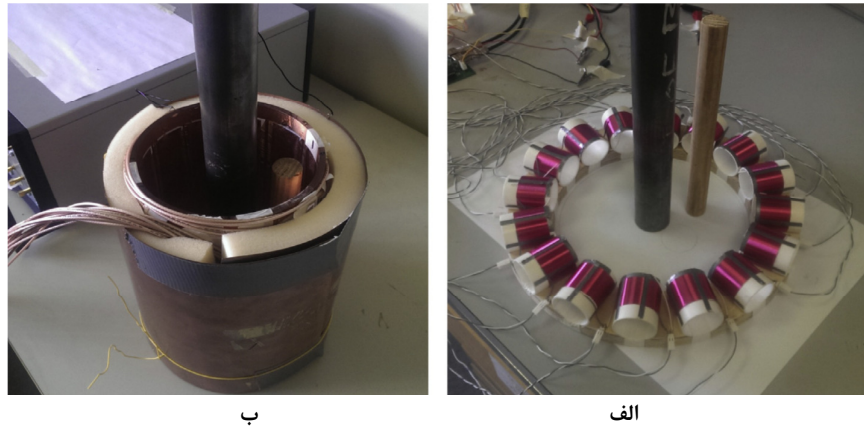
در سال ۲۰۰۱ میلادی یک سیستم مقطع‌نگاری القای مغناطیسی چند فرکانسه پیشنهاد شد. در این سیستم برای بافت از طریق اعمال جریان تحریک با فرکانسهای متفاوت در بازه ۲۰ تا ۳۷۰ کیلوهرتز یک طیف فرکانسی به دست آمد و با استفاده از این طیف ضریب‌های هدایت الکتریکی و نفوذپذیری مغناطیسی بافت مورد نظر به دست می‌آمد. این سیستم از یک سیم‌پیچ تحریک، یک سیم‌پیچ مرجع و یک گرادئومتر^{۲۸} صفحه‌ای کوچک تشکیل شده بود. البته این سیستم حساسیت بسیار خوبی نسبت به فاز ولتاژهای اندازه‌گیری شده داشت. همچنین ایده استفاده از گرادئومترها برای اولین بار در ساخت این دستگاه مورد استفاده قرار گرفت. گرادئومتر در واقع از چند حلقه با قطر میکرومتر که بر روی 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. گرادئومترها 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]. شکل (۳) شمایی ساده از این سیستم را نشان می‌دهد

بکارگیری این گرادئومترهای جدید، کیفیت تصاویر بازسازی شده نسبت به سیستم قبلی افزایش یافت [۲۱]. این گروه در سال ۲۰۰۷ میلادی نیز با استفاده از این گرادئومترهای جدید و بکارگیری یک چیدمان جدید و همچنین استفاده از ۱۶ سیم‌پیچ تحریک و ۱۶ گرادئومتر و حذف حرکت مکانیکی در سیستم قبلی، توانست کیفیت تصاویر بازسازی شده را افزایش دهد. شکل (۴) تصویری از این سیستم به چیدمان ۱۶ سیم‌پیچ تحریک و ۱۶ گرادئومتر را نشان می‌دهد [۸،۴۷].

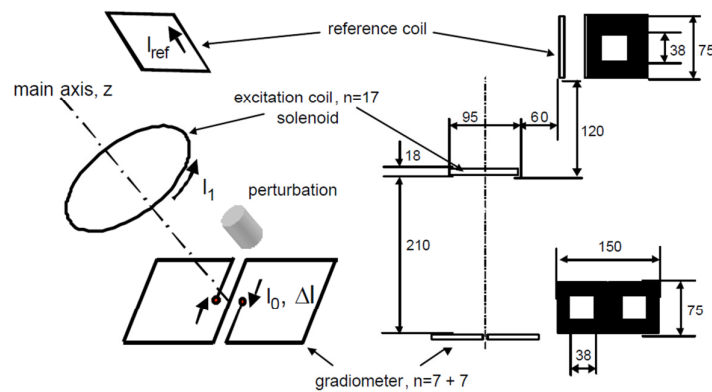
[۴۶]. این سیستم مقطع‌نگار القای مغناطیسی با استفاده از حرکت مکانیکی و چرخاندن بافت درون میدان تحریک، یک تصویر از خواص مغناطیسی آن بافت ایجاد می‌کند. ایجاد حرکت مکانیکی موجب افزایش تعداد اندازه‌گیری‌ها می‌شود که نتیجه آن بهبود کیفیت تصویر بازسازی شده است. در ادامه تحقیقات این گروه در سال ۲۰۰۵ میلادی طرح جدیدی از گرادئومترها توسط سازندگان سیستم مقطع‌نگار القای مغناطیسی چند فرکانسه پیشنهاد و در این سیستم بکارگیری شد. با



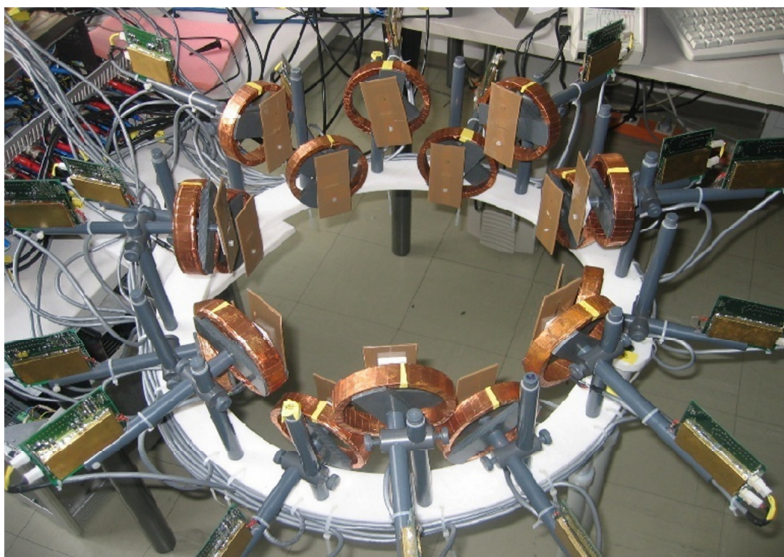
شکل (۱): تصویر سیستم مقطع‌نگاری اندوکتانس الکترومغناطیسی گسترش یافته به همراه شماتیک آرایه حسگرهای مورد استفاده [۱۰].
Fig. (1): Photograph of the electromagnetic inductance tomography system and the arrangement of used sensor array [10].



شکل (۲): به‌کارگیری توأم سیستم مقطع‌نگار القای مغناطیسی ۱۶ سیم‌پیچه (الف) و مقطع‌نگار خازنی ۱۲ الکتروده (ب) [۴۴].
Fig. (1): The dual modality 16-coil magnetic induction tomography (A) and 12-electrode electrical capacitance tomography system (B) [44].



شکل (۳): شمایی ساده از سیستم مقطع‌نگاری القای مغناطیسی چند فرکانسی [۴۶].
Fig. (3): Schematic of the multi-frequency magnetic induction tomography system [46].



شکل (۴): تصویر سیستم مقطع‌نگاری القای مغناطیسی چند فرکانسه با ۱۶ سیم‌پیچ تحریک و ۱۶ گرادایومتر [۴۷].

Fig. (4): Photograph of the multi-frequency magnetic induction tomography system using 16 excitation coil and 16 gradiometer [47].

تقویت‌کننده قفل‌شونده، دقت اندازه‌گیری فاز را به ۱۷ میلی درجه افزایش دادند و توانستند تصویر اجسام با ضریب هدایت زیر ۱۰ زیمنس بر متر را به دست آورند [۴۸].

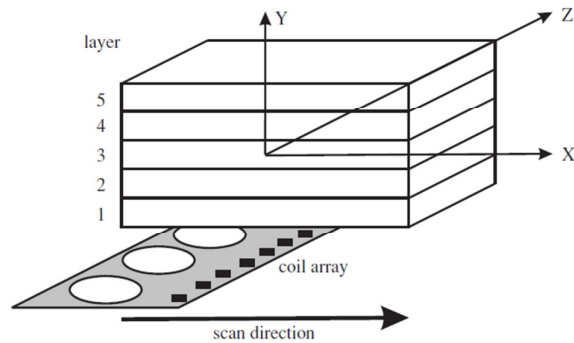
در سال ۲۰۰۵ یک سیستم مقطع‌نگاری القای مغناطیسی با آرایه حسگرهای قرار گرفته بر روی یک صفحه طراحی شد که از لحاظ ساختار سخت‌افزاری با سیستم‌های قبلی متفاوت بود. در این سیستم به جای قرار گرفتن سیم‌پیچ‌های تحریک و گیرنده بر روی محیط یک دایره، آرایه‌ای متشکل از ۸ حسگر گیرنده بر روی یک صفحه در زیر جسم قرار می‌گرفت و با استفاده از یک محرک مکانیکی عرض جسم را جارو^{۳۱} می‌کرد. تعداد ۴ سیم‌پیچ نیز در طرف مخالف وظیفه ایجاد تحریک را بر عهده داشتند. فرکانس کاری سیستم ۴ مگاهرتز بود و از تقویت‌کننده‌های قفل‌شونده برای اندازه‌گیری فاز استفاده شد. در این سیستم از یک سیم‌پیچ کالیبراسیون برای اندازه‌گیری میدان اولیه استفاده شده بود. شکل (۶) شمایی ساده از این سیستم را نشان می‌دهد [۴۹].

در سال ۲۰۰۳ میلادی یک سیستم مقطع‌نگاری القای مغناطیسی با استفاده از ۱۶ سیم‌پیچ تحریک و ۱۶ سیم‌پیچ گیرنده با فرکانس کاری ۱۰ مگا هرتز برای کاربردهای بالینی ساخته شد. تفاوت اصلی این سیستم با سیستم‌های قبلی استفاده از مدارهای اندازه‌گیری فاز با دقت بالا بود و همین موضوع باعث افزایش کیفیت تصاویر حاصل شد. در این تحقیق آنها از دو نوع مدار اندازه‌گیری فاز پیشرو^{۳۹} و اندازه‌گیری فاز با استفاده از تقویت‌کننده قفل‌شونده^{۳۰} پیاده‌سازی شده بر روی برد DSP استفاده کردند و این دو روش را مورد بررسی قرار دادند. نتایج دقت بهتر اندازه‌گیری با استفاده از تقویت‌کننده قفل‌شونده را نشان داد. شکل (۵) سیستم ساخته شده را نشان می‌دهد. در این دستگاه به دلیل 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 [۷]. سازندگان این سیستم در سال ۲۰۰۸ با ایجاد تغییراتی در سیستم قبلی و انتخاب اندازه‌گیری فاز با استفاده از



شکل (۵): سیستم مقطع‌نگاری القای مغناطیسی ۱۶ کاناله حساس به فاز [۷].

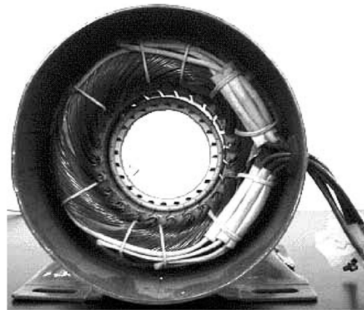
Fig. (5): 16 channel phase-sensitive magnetic induction tomography system [7].



شکل (۶): سیستم مقطع‌نگاری القای مغناطیسی با آرایه حسگرهای صفحه‌ای [۴۹].
Fig. (6): Planar-array magnetic induction tomography system [49].

عدد حسگر اثر هال استفاده گردید. مسأله پیشرو در این سیستم به روش اجزای محدود حل گردید. شکل (۷) تصویری از استاتور این سیستم به همراه حسگرهای قرار گرفته در درون آنرا نشان می‌دهد [۵۰، ۵۱].

در همان سال یک سیستم مقطع‌نگاری القای مغناطیسی با استفاده از حسگرهای اثر هال^{۳۲} 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



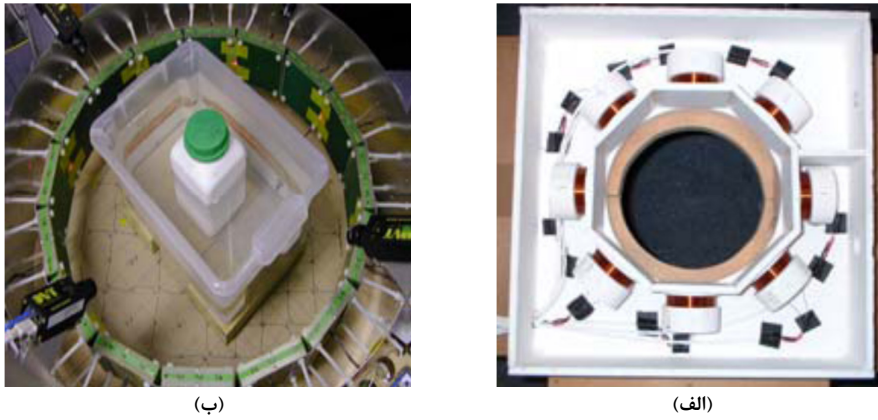
شکل (۷): تصویری از سیستم مقطع‌نگاری القای مغناطیسی با استفاده از حسگرهای اثر هال [۵۱].
Fig. (7): Photograph of the magnetic induction tomography system using Hall sensors [51].

برای ایجاد تصویر از مجسمه را فراهم می‌ساخت. ثانیاً در این سیستم یک سیم‌پیچ کالیبراسیون برای خنثی کردن تغییرات فاز بر اثر تغییر دما و عوامل ناخواسته در بیرون محیط اندازه‌گیری تعبیه شده بود. این سیستم در فرکانس ۱۲۰ کیلوهرتز کار می‌کرد. همچنین در این سیستم برای اندازه‌گیری ولتاژ از ۱۵ گرادایومتر دو قسمتی که در وسط آنها ۱۵ سیم‌پیچ تحریک قرار گرفته، استفاده شده بود. در شکل (۹) تصویری از این سیستم به همراه اجزای تشکیل‌دهنده یک واحد از حسگرهای سیستم مشاهده می‌شود [۵۳].

در سال ۲۰۱۲ نیز دو سیستم دیگر که یکی در فرکانس ۱/۵ مگا هرتز و دیگری در فرکانس ۵ مگا هرتز کار می‌کردند ساخته شدند (شکل ۱۰ و ۱۱). سیستم اول از یک سیم‌پیچ تحریک و ۸ گیرنده و سیستم دوم از یک تحریک و یک گیرنده تشکیل شده بودند. در هر دو سیستم، با ایجاد حرکت مکانیکی تعداد اندازه‌گیری‌ها افزایش یافت که باعث بهبود کیفیت تصویر بازسازی شده می‌شود [۵۴، ۱۲].

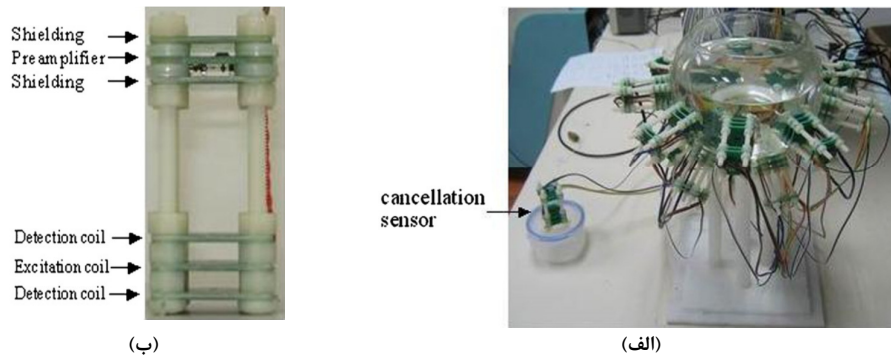
در سال ۲۰۰۵ نیز گزارشی از ساخت دو سیستم مقطع‌نگاری القای مغناطیسی با کاربرد صنعتی و بالینی منتشر شد که در واقع ادامه کار سیستم صنعتی ساخته شده در [۴۲] بود. در هر دو سیستم از ۸ سیم‌پیچ که هم در نقش سیم‌پیچ تحریک و هم سیم‌پیچ گیرنده فعالیت می‌کردند، استفاده شده بود. تعداد اندازه‌گیری‌ها با رعایت اصل هم‌پاسخی به ۲۸ مورد رسید. از روش اجزای محدود در مسأله پیشرو و روش بهینه‌سازی نیوتن-گوس بهینه شده تیکونوف برای حل مسأله معکوس استفاده شد. شکل (۸) تصویری از این دو سیستم را نشان می‌دهد [۵۲].

در تحقیقی دیگر در سال ۲۰۰۹ میلادی یک سیستم مقطع‌نگاری القای مغناطیسی متفاوت برای مقطع‌نگاری مجسمه پیشنهاد و ساخته شد که با سیستم‌های قبلی دو تفاوت عمده داشت. اولاً در این سیستم آرایه حسگرها در ابعاد بسیار کوچک با توزیع گرادایومترها بر روی سطح خارجی یک کره توخالی ساخته شده بودند که امکان استفاده از آن



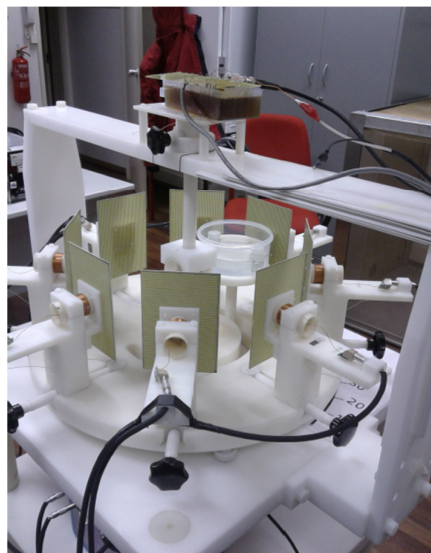
شکل (۸): تصویری از سیستم مقطع‌نگاری القای مغناطیسی ۸ سیم‌پیچ با کاربرد صنعتی (الف) و بالینی (ب) [۵۲].

Fig. (8): Photograph of the 8-coil magnetic induction tomography system for (A) industrial and (B) medical application [52].

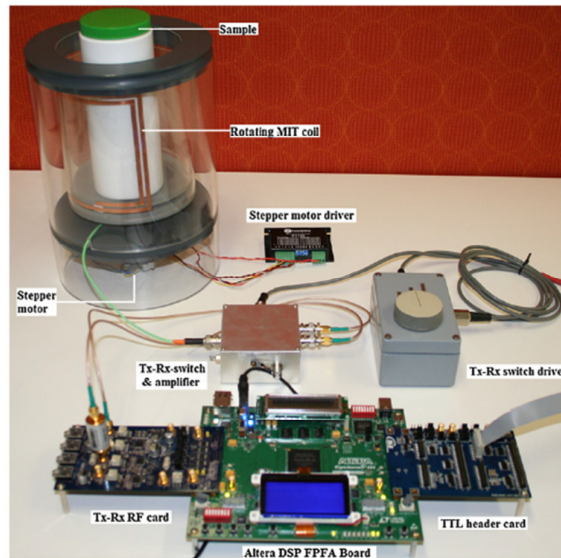


شکل (۹): تصویری از سیستم مقطع‌نگاری القای مغناطیسی برای مقطع‌نگاری ججمه (الف)، اجزای تشکیل‌دهنده یک واحد از حسگرهای سیستم (ب) [۵۳].

Fig. (9): (A) Photograph of the magnetic induction tomography system for imaging in a human brain, (B) A sensor unit components [53].



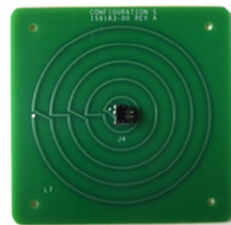
شکل (۱۰): تصویری از سیستم مقطع‌نگاری القای مغناطیسی ۸ سیم‌پیچ چرخشی [۵۴].
Fig. (10): Photograph of the 8-coil rotational magnetic induction tomography system [54].



شکل (۱۱): تصویری از سیستم مقطع‌نگاری القای مغناطیسی ۱ سیم‌پیچ چرخشی [۱۲].
Fig. (11): Photograph of the Single-coil rotational magnetic induction tomography system [12].

حسگرهای مغناطیسی اتمی نوری^{۳۳} برای تصویربرداری از قلب طراحی شد که از لحاظ ساختار سخت‌افزاری با سیستم‌های قبلی کاملاً متفاوت بود. در این سیستم میدان مغناطیسی تحریک توسط آرایه‌ای از سیم‌پیچ‌ها ایجاد و تغییرات میدان‌ها در حسگرهای مغناطیسی اتمی نوری قابل دریافت است. این سیستم در ابعاد بسیار کوچک قابل ساخت است به نوعی که از طریق کاتتر می‌تواند به داخل قلب هدایت شود. فرکانس کاری سیستم ۱ تا ۱۰۰ مگاهرتز می‌تواند باشد [۵۶،۵۷].

در ادامه تحقیقات در سال ۲۰۱۵ یک سیستم مقطع‌نگار القای مغناطیسی پیشنهاد شد که همزمان کار سیم‌پیچ تحریک و گیرنده را توسط یک سیم‌پیچ اجرا شده بر روی فیبر مسی با قطر ۴ سانتی‌متر انجام می‌دهد. این سیم‌پیچ به صورت دورانی محیط شی هدف را اسکن می‌کند. فرکانس کاری این سیستم ۱۲/۵ مگاهرتز است. شکل (۱۲) تصویری از این سیستم را نشان می‌دهد [۵۵]. همچنین در سال ۲۰۱۶ یک سیستم مقطع‌نگاری ترکیبی القای مغناطیسی - نوری با آرایه



شکل (۱۲): سیستم مقطع‌نگاری القای مغناطیسی همراه سیم‌پیچ اسکن کننده محیط شی هدف [۵۵].
Fig. (12): The magnetic induction tomography system and its imaging object scanner [55].

مولایی در سال ۱۳۸۷ تحقیقاتی را در زمینه تحلیل و مدل‌سازی بیوالکترودهای به کار رفته در سیستم‌های مقطع‌نگاری امیدانسی در آزمایشگاه دانشگاه صنعتی خواجه نصیر الدین طوسی انجام داد [۶۱]. در همان سال و در همان دانشگاه دیتاریان موفق به ساخت یک دستگاه مقطع‌نگاری مقاومتی با ۳۲ الکتروود شد. در این سیستم جریان‌ها به دو الکتروود اعمال شده و ولتاژها از دیگر الکتروودها اندازه‌گیری شدند. در آزمایش این سیستم برای دریافت داده‌های واقعی از یک فانتوم استفاده شده است که محیطی مشابه با بافت بیولوژیک را ایجاد می‌کند. این فانتوم استوانه‌ای شکل و با شعاع ۱۵ cm و ارتفاع ۳۵ cm از جنس

۸- آغاز فعالیت در ایران

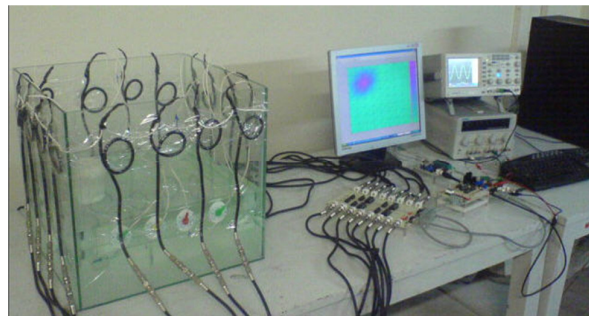
در ایران تحقیقات در زمینه مقطع‌نگاری مقاومتی در سال ۱۳۷۰ توسط صید نژاد در دانشگاه صنعتی شریف آغاز شد ولی منجر به پیاده‌سازی سخت‌افزاری سیستم نشد [۵۸]. اولین سخت‌افزار یک سیستم مقطع‌نگار مقاومتی توسط سلیمانی در سال ۱۳۷۸ در همان دانشگاه ساخته شد [۵۹]. در همان دانشگاه و در ادامه تحقیقات قبلی، در سال ۱۳۷۹ ناطقی بر روی الگوریتم‌های بازسازی تصویر در مقطع‌نگاری امیدانسی تحقیقاتی را انجام داد [۶۰].

فانتوم ۱۶ الکترودی ساخته شده نشان می‌دهد. در این سیستم در هر لحظه یک جفت الکترود، جریان را تزریق کرده و سایر الکترودها وظیفه اندازه‌گیری ولتاژ را بر عهده دارند [۶۴،۶۵].

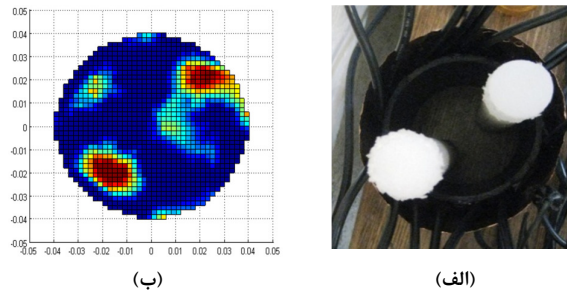
در سال ۱۳۸۸ و باز در همان دانشگاه، در اقدام به طراحی و ساخت یک سیستم مقطع‌نگاری خازنی الکتریکی (ECT) کرد. این سیستم با تخمین ضریب‌های نفوذپذیری الکتریکی مواد درون سطح مقطع لوله‌ها و یا مجاری اقدام به بازسازی تصاویر سطح مقطعی از مجاری و لوله‌ها می‌کرد. تخمین ضریب‌های نفوذپذیری الکتریکی توسط اندازه‌گیری خازن‌های روی سطح جسم و حل مساله معکوس صورت می‌پذیرد. نتایج تصاویر بازسازی شده سیستم مقطع‌نگاری خازنی ساخته شده به همراه فانتوم مورد استفاده در شکل (۱۴) نشان داده شده است [۶۶]. فعالیت در زمینه ساخت سیستم‌های مقطع‌نگاری القای مغناطیسی نیز توسط یوسفی از سال ۱۳۸۸ در آزمایشگاه دانشگاه صنعتی خواجه نصیر الدین طوسی آغاز شد [۴۰].

P.V.C بوده که حاوی محلول آب نمک استاندارد ۳٪ است. برای دریافت داده از فانتوم از چهار الکترود استفاده شد که دو الکترود برای اعمال جریان و دو الکترود دیگر نیز برای اندازه‌گیری ولتاژ حاصل از آن بکار گرفته شد. الکترودهای استفاده شده از جنس $Ag/AgCl$ بودند [۶۲]. در تحقیقات بعدی در همان دانشگاه با بکارگیری دمدولاتورهای حساس به فاز، مؤلفه‌های حقیقی و موهومی امپدانس توأم‌اندازه‌گیری شدند و سیستم مقطع‌نگاری مقاومتی به سیستم مقطع‌نگاری امپدانسی تبدیل شد [۶۳].

در ادامه این تحقیقات در همان دانشگاه در سال ۱۳۸۹ نصوری با ساخت یک سیستم دیگر، با افزایش تعداد الکترودها و ترکیب المان‌های سه ضلعی و چهار ضلعی، دقت تفکیک‌پذیری سیستم مقطع‌نگاری امپدانسی را بهبود داد. بهبود سخت‌افزاری در ساخت منبع جریان، مالتی‌پلکسرها، فانتوم و طراحی کارت واسط از دیگر تغییرات سیستم جدید مقطع‌نگاری امپدانسی بود. شکل (۱۳) این سیستم را به همراه



شکل (۱۳): سیستم مقطع‌نگاری امپدانسی ساخته شده در آزمایشگاه دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی به همراه فانتوم ۱۶ الکترودی ساخته شده [۶۴].
Fig. (13): The K. N. Toosi university electrical impedance tomography system and its 16-electrode phantom [64].



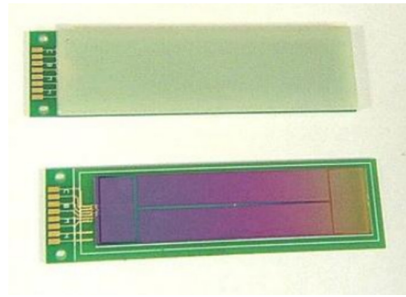
شکل (۱۴): فانتوم استفاده شده در مقطع‌نگاری خازنی (الف) و تصویر بازسازی شده (ب) [۶۶].

Fig. (14): (A) The used phantom for electrical capacitance tomography and (B) the reconstructed image [66].

مشکل اصلی در کاربردهای بالینی سیستم‌های مقطع‌نگاری القای مغناطیسی، ناچیز بودن تغییرات میدان ناشی از القای جریان‌های گردابی درون شیء هدف در سیستم‌های مقطع‌نگاری القای مغناطیسی، از دو روش به کارگیری سیم‌پیچ [۶۸،۶۹] و گرادایومتر [۷۰،۷۱] به عنوان سنسور اندازه‌گیری می‌توان استفاده کرد. در اکثر سیستم‌های مقطع‌نگاری القای مغناطیسی به دلیل این که استفاده از سیم‌پیچ به عنوان سنسور گیرنده، مزایای طراحی، ساخت و کالیبراسیون راحت‌تر را به دنبال دارد، استفاده از سیم‌پیچ به عنوان سنسور گیرنده مرسوم‌تر است [۷۲]. از سوی دیگر با استفاده از سیم‌پیچ‌های تحریک به عنوان سیم‌پیچ گیرنده می‌توان در مصرف سیم صرفه‌جویی کرد [۹]. اما

۹- مقایسه سیستم‌های صنعتی و بالینی

برای اندازه‌گیری تغییرات میدان حاصل از برقراری جریان‌های گردآبی درون شیء هدف در سیستم‌های مقطع‌نگاری القای مغناطیسی، از دو روش به کارگیری سیم‌پیچ [۶۸،۶۹] و گرادایومتر [۷۰،۷۱] به عنوان سنسور اندازه‌گیری می‌توان استفاده کرد. در اکثر سیستم‌های مقطع‌نگاری القای مغناطیسی به دلیل این که استفاده از سیم‌پیچ به عنوان سنسور گیرنده، مزایای طراحی، ساخت و کالیبراسیون راحت‌تر را به دنبال دارد، استفاده از سیم‌پیچ به عنوان سنسور گیرنده مرسوم‌تر است [۷۲]. از سوی دیگر با استفاده از سیم‌پیچ‌های تحریک به عنوان سیم‌پیچ گیرنده می‌توان در مصرف سیم صرفه‌جویی کرد [۹]. اما

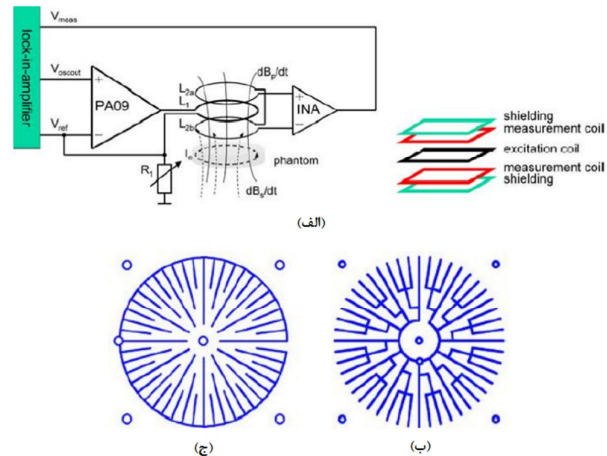


شکل (۱۵): گرادایومتر مسطح^{۳۴} [۷۳]

Fig. (15): Planar gradiometer [73]

تغییرات میدان حاصل از جریان یافتن جریان‌های گردآبی درون شی هدف سبب ایجاد اختلاف پتانسیل الکتریکی بین ولتاژ القایی در دو سیم‌پیچ گیرنده می‌شود. در واقع با این کار یک گرادایومتر با استفاده از دو سیم‌پیچ گیرنده ایجاد می‌شود. در جدول (۱) مشخصات سیستم‌های صنعتی ساخته شده استفاده کننده از کوپل برای اندازه‌گیری ولتاژ، در جدول (۲) مشخصات سیستم‌های بالینی ساخته شده استفاده کننده از کوپل برای اندازه‌گیری ولتاژ، جدول (۳) مشخصات سیستم‌های بالینی استفاده کننده از گرادایومترها برای اندازه‌گیری ولتاژ و در جدول (۴) مشخصات سیستم‌های بالینی استفاده کننده از روش‌های خاص خلاصه شده است. در زمینه سیستم‌های بالینی، این سیستم‌ها هنوز در فاز تحقیقاتی قرار دارند و تجاری نشده‌اند اما در زمینه سیستم‌های صنعتی این سیستم‌ها از جمله سیستم معرفی شده در [۱۰] و [۴۵] به صورت تجاری در صنعت به کارگیری شده‌اند.

اما استفاده از گرادایومترها سبب ایجاد مشکلاتی می‌شود که از جمله آنها می‌توان وابستگی زیاد ولتاژ القایی به موقعیت گرادایومتر و وجود خطای ناشی از جابجایی آن، وجود ظرفیت خازنی و وجود خطای فاز بیشتر را نام برد [۷۲] برای حل این مشکل نیز تعدادی از محققین استفاده از اتصال تفاضلی دو سیم‌پیچ گیرنده که در یک راستا با فاصله کمی نسبت به یکدیگر قرار گرفته‌اند را پیشنهاد کرده‌اند [۱۹، ۷۲، ۷۵]. این کار باعث می‌شود که ولتاژ ثبت شده تحت تاثیر تغییرات میدان حاصل از جریان‌های گردآبی جاری در شی هدف ΔB گیرد و به میدان تحریک ابتدایی B حساسیت کمتری داشته باشد. در عین حال مزایای استفاده از سیم‌پیچ‌ها در مقابل گرادایومترها نیز حفظ می‌شود. در واقع به دلیل قوی بودن میدان تحریک B ، ولتاژ القایی در دو سیم‌پیچ گیرنده تقریباً یکسان است و تفاضل آنها نزدیک صفر می‌شود. در سوی دیگر به دلیل وجود فاصله مکانی بین محل قرارگیری دو سیم‌پیچ،



شکل (۱۶): گرادایومتر محوری^{۳۵} مدار اندازه‌گیری، (ب) شیلد ستاره‌ای^{۳۶} و (ج) شیلد دایره‌ای^{۳۷} آن [۷۴]

Fig. (16): Axial gradiometer: (A) measuring circuit, (B) shielding with star type, and (C) shielding with circle type [74].

- در اجسام با هدایت الکتریکی بالا (فلزات)، سیگنال ثانویه دارای قسمت حقیقی منفی و یک قسمت موهومی است.
- اندازه میدان ثانویه (ΔB)، حدود ۲۵٪ اندازه میدان اصلی (B) است. همچنین به موارد زیر به عنوان خصوصیات سیستم‌های مقطع‌نگاری القای مغناطیسی بالینی می‌توان اشاره کرد:
- هدایت الکتریکی جسم هدف کوچک است (هدایت الکتریکی بافت‌های زنده بسیار کمتر از فلزات است).
- به دلیل بسیار ضعیف بودن میدان ثانویه، فرکانس سیم‌پیچ‌های

۱۰- نتیجه‌گیری

از جمله خصوصیات سیستم‌های مقطع‌نگاری القای مغناطیسی صنعتی می‌توان به موارد زیر اشاره کرد:
- هدایت الکتریکی در جسم هدف زیاد است.
- فرکانس کاری پایین برای تحریک استفاده می‌شود. (تا ۵۰۰ KHz).
- در اجسام فرومغناطیس، سیگنال ثانویه هم فاز با سیگنال اولیه است (ΔB حقیقی و مثبت).

تحریک باید بالا انتخاب شود (تا ۲۰ MHz).
 - میدان ثانویه (ΔB)، دارای مؤلفه حقیقی (نفوذپذیری) و موهومی (هدایت الکتریکی) است.
 - برای بافت‌های زنده، مؤلفه هدایت الکتریکی (موهومی) معمولاً غالب است.

اندازه میدان ثانویه (ΔB)، حدود ۱٪ اندازه میدان اصلی (B) است (در فرکانس تحریک ۱۰ MHz).

جدول (۱): سیستم‌های صنعتی، اندازه‌گیری ولتاژ با استفاده از کوئل

Table (1): Systems for industrial application, voltage measurement by coil.

سال ساخت	۱۹۹۳ [۴۱]	۱۹۹۴ [۴۱]	۱۹۹۵ [۴۱]	۱۹۹۶ [۴۱]	۲۰۰۶ [۱۰]	۲۰۱۲-۲۰۱۳ [۴۳-۴۵]
فرکانس کاری	۵۰۰ کیلو هرتز	۲۰۰ کیلو هرتز	۵ کیلو هرتز	۱۰۰ کیلو هرتز	۱۰۰ کیلو هرتز	۱۰۰ کیلو هرتز
تعداد سیم‌پیچ	۲ تحریک، ۲۱ گیرنده	۲ تحریک، ۲۴ گیرنده	۱۲ تحریک، ۱۲ گیرنده	۱۶ تحریک-گیرنده	۸ تحریک- گیرنده	۸ تحریک-گیرنده/۱۶ تحریک - گیرنده ۵۰ دور
محل نصب سیم‌پیچ‌ها	میله‌های فریتی	نامشخص	نامشخص	میله‌های فریتی	پایه سرامیکی	پایه پلاستیکی
نوع هسته	هسته فریتی	نامشخص	نامشخص	هسته فریتی	هسته هوایی	هسته فریتی/ هوایی
منبع تحریک	نامشخص	نامشخص	نامشخص	نامشخص	منبع ولتاژ	منبع ولتاژ
روش ثبت ولتاژ	نامشخص	نامشخص	نامشخص	غیر تفاضلی	غیر تفاضلی	غیر تفاضلی
کاربرد	دو بعدی	دو بعدی	دو بعدی	دو بعدی	دو بعدی	دو بعدی
ابعاد	نامشخص	نامشخص	نامشخص	قطر: ۱۵ سانتیمتر ارتفاع: ۱۰ سانتیمتر	قطر: ۱۶ ارتفاع: ۱۰ سانتیمتر	قطر: ۲ سانتیمتر / ۱۱ ارتفاع: ۲ سانتیمتر

جدول (۲): سیستم‌های بالینی، اندازه‌گیری ولتاژ با استفاده از کوئل

Table (2): Systems for medical application, voltage measurement by coil.

سال ساخت	۲۰۰۳ و ۲۰۰۸ [۷] [۴۸]	۲۰۰۵ [۵۲]	۲۰۱۱ [۹]	۲۰۱۲ [۵۴]	۲۰۱۲ [۱۲]
فرکانس کاری	۱۰ مگا هرتز	۱۰۰ کیلو هرتز	از ۴۰۰ کیلو تا ۱۲ مگا هرتز	۱/۵ مگا هرتز	۵ مگا هرتز
تعداد سیم‌پیچ	۱۶ تحریک، ۱۶ گیرنده ۲ دور	۸ تحریک-گیرنده	۱ تحریک و گیرنده	۱ تحریک ۸ گیرنده	۱ تحریک و گیرنده اسکن شی با حرکت مکانیکی دورانی دور شی
محل نصب سیم‌پیچ‌ها	پایه پلاستیکی	پایه پلاستیکی	پایه پلاستیکی	پایه پلاستیکی	برد مدار چاپی
نوع هسته	هسته هوایی	هسته هوایی	هسته هوایی	هسته هوایی	هسته هوایی
منبع تحریک	منبع جریان 100mA	-	منبع ولتاژ	منبع جریان 250mA	منبع ولتاژ
روش ثبت ولتاژ	تفاضلی	غیر تفاضلی	تفاضلی	تفاضلی	غیر تفاضلی
کاربرد	دو بعدی	دو بعدی	دو بعدی	دو بعدی	دو بعدی
ابعاد	قطر: ۳۵ سانتیمتر ارتفاع: ۲۵ سانتیمتر	قطر: ۱۶ سانتیمتر ارتفاع: ۱۴ سانتیمتر	قطر: ۲۰ سانتیمتر	قطر: ۱۳ سانتیمتر ارتفاع: ۴ سانتیمتر	قطر: ۱۴ سانتیمتر

جدول (۳): سیستم‌های بالینی، اندازه‌گیری ولتاژ با استفاده از گرادایومتر

Table (3): Systems for medical application, voltage measurement by gradiometer.

سال ساخت	۲۰۰۱ [۴۶]	۲۰۰۷ و ۲۰۰۸ [۸] [۴۷]	۲۰۰۹ [۵۳]
فرکانس کاری	چند فرکانسه، ۲۰ تا ۳۷۰ کیلو هرتز	چند فرکانسه، ۵۰ کیلو تا ۱/۵ مگا هرتز	۱۲۰ کیلو هرتز
تعداد سیم‌پیچ	۱ تحریک، ۱۷ دور ۱ گرادایومتر ۱۴ دور اسکن شی با حرکت مکانیکی دورانی دور شی	۱۶ تحریک، ۱۶ گرادایومتر	۱۵ تحریک، ۱۵ گرادایومتر
محل نصب سیم‌پیچ‌ها	برد مدار چاپی	برد مدار چاپی	برد مدار چاپی
نوع هسته	هسته هوایی	هسته هوایی	هسته هوایی
منبع تحریک	منبع جریان	منبع ولتاژ	منبع ولتاژ
روش ثبت ولتاژ	تفاضلی	تفاضلی	تفاضلی
کاربرد	دو بعدی	دو بعدی	سه بعدی
ابعاد	قطر: ۷ سانتیمتر ارتفاع: ۴/۵ سانتیمتر	قطر: ۲۰ سانتیمتر	قطر: ۲۰ سانتیمتر نیم کره

جدول (۴): سیستم‌های بالینی استفاده کننده از روشهای خاص

Table (4): Medical systems using specific methods.

سال ساخت	۲۰۰۵ [۴۹]	۲۰۰۵ [۵۰،۵۱]	۲۰۱۵ [۵۵]	۲۰۱۶ [۵۶،۵۷]
فرکانس کاری	۴ مگا هرتز	نامشخص	۱۲/۵ مگاهرتز	۱ تا ۱۰۰ مگاهرتز
تعداد سیم‌پیچ	۴ تحریک، ۴ دور ۸ گیرنده	استاتور سه فاز، ۲۴ حسگر اثر هال	۱ تحریک-گیرنده اسکن شی با حرکت مکانیکی دورانی اطراف شی	آرایه‌ای از سیم‌پیچ‌ها تحریک، آرایه‌ای از حسگرهای مغناطیسی اتمی نوری
محل نصب سیم‌پیچ‌ها	پایه سرامیکی	پایه آهنی	فیبر مسی	پایه پلاستیکی یا داخل کاتتر
نوع هسته	هسته هوایی	هسته آهنی	هسته هوایی	وابسته به محیط
منبع تحریک	منبع ولتاژ	نامشخص	نامشخص	منبع جریان

موقعیت گرادئومتر و وجود خطای ناشی از جابجایی آن، وجود ظرفیت خازنی و وجود خطای فاز بیشتر اشاره کرد. در سیستم‌های استفاده‌کننده از سیم‌پیچ‌ها نیز برای حذف تأثیر میدان اولیه می‌توان از اتصال تفاضلی دو سیم‌پیچ به شرحی که در قسمت قبل به آن اشاره شد استفاده کرد. این کار باعث می‌شود که ولتاژ ثبت شده تحت تأثیر تغییرات میدان حاصل از جریان‌های گردآبی جاری در شیء هدف قرار گیرد و به میدان تحریک ابتدایی حساسیت کمتری داشته باشد.

مقایسه سیستم‌های ساخته شده نشان می‌دهد که در سیستم‌های صنعتی، استفاده از گرادئومترها کارآیی نداشته و بایستی از سیم‌پیچ‌ها برای اندازه‌گیری میدان استفاده شود که بسته به ابعاد محیط تصویربرداری هدف باید طراحی شوند. اما در سیستم‌های بالینی با توجه به نوع بافت هدف و ابعاد آن می‌توان از سیم‌پیچ‌ها یا گرادئومترها استفاده کرد. اما باید توجه داشت که استفاده از گرادئومترها سبب ایجاد مشکلاتی می‌شود که از جمله، آنها می‌توان به وابستگی زیاد ولتاژ القایی به پی‌نوشت:

19. Magnetic resonance imaging (MRI)

20. Long term

21. Monitoring

22. Microwave tomography

23. Polarized

24. Magnetic resonance electrical impedance tomography

25. Forward

26. Electromagnetic inductance tomography (EMT)

27. Commercial data acquisition board

28. Gradiometer

29. Direct-phase measurement

30. Digital lock-in amplifier

31. Scan

32. Hall sensors

33. Optical atomic magnetometers

34. Planar gradiometer

35. Axial gradiometer

36. Shielding with star type

37. Shielding with circle type

1. Finite element method (FEM)

2. Boundary element method (BEM)

3. Ill-posed

4. Electrical impedance tomography (EIT)

5. Electrical capacitance tomography (ECT)

6. Magnetic induction tomography (MIT)

7. Electrical resistance tomography (ERT)

8. Mutual inductance tomography (also MIT)

9. Electromagnetic tomography (EMT)

10. Magnetic Electrical Impedance Tomography (Magnetic EIT)

11. Apnea

12. Oedema

13. Haemorrhagic Cerebral Stroke

14. Cerebral Haemorrhage

15. Functional activity

16. Soft field tomography

17. Hard field tomography

18. Computed tomography (CT)

References

- [1] R. Williams, M. Beck, Process tomography: Principles, techniques, and applications, Butterworth Heinemann Ltd, Oxford, Britain, 1995.
- [2] M.R. Yousefi, M. Hadinia, R. Jafari, H. Abrishami Moghadam, H.R. Taghirad, " Applications of electrical and optical tomography in oil/gas industry", Proceedings of the SIOEI, Tehran, Iran, Feb. 2012 (in Persian).
- [3] M.R. Yousefi, R. Jafari, H. Abrishami-Moghaddam, "A combined wavelet based mesh free method for solving the forward problem in electrical impedance tomography", Proceedings of the IEEE/MeMeA, pp. 251-254, Budapest, Hungary, May 2012.
- [4] M.R. Yousefi, R. Jafari, H. Abrishami-Moghaddam, "A combined wavelet based mesh free method for solving the forward problem in electrical impedance tomography", IEEE Trans. on Instrumentation and Measurement, Vol. 62, pp. 2629-2638, Oct. 2013.
- [5] M. R. Yousefi, R. Jafari, H. Abrishami Moghaddam, "A combined wavelet based mesh free method for solving the forward problem in magnetic inductance tomography", Proceedings of ICBME, 6 papers, Tehran, Iran, Dec. 2013 (in Persian).

- [6] M. R. Yousefi, R. Jafari, H. Abrishami Moghaddam, "A combined wavelet based mesh free-finite element method for solving the forward problem in magnetic induction tomography", *Iranian Journal of Biomedical Engineering*, Vol. 8, pp. 69-86, May 2014 (in Persian).
- [7] S. Watson, R. J. Williams, H. Griffiths, W. Gough, A. Morris, "Magnetic induction tomography: phase versus vector voltmeter measurement techniques", *Physiological Measurement*, Vol. 24, pp. 555-564, April 2003.
- [8] H. Scharfetter, A. Kostinger, S. Issa, "Hardware for quasi-single-shot multifrequency magnetic induction tomography (MIT): the Graz MK2 system", *Physiological Measurement*, Vol. 29, pp. 431-443, June 2008.
- [9] H. Y. Wei, A. J. Wilkinson, "Design of a sensor coil and measurement electronics for magnetic induction tomography", *IEEE Trans. on Instrumentation and Measurement*, Vol. 60, pp. 3853-3859, Dec. 2011.
- [10] X. Ma, A. J. Peyton, S. R. Higson, A. Lyons, S. J. Dickinson, "Hardware and software design for an electromagnetic induction tomography (EMT) system for high contrast metal process applications", *Measurement Science and Technology*, Vol. 17, pp. 111-118, Dec. 2005.
- [11] Z. Xu, H. Luo, W. He, C. He, X. Song, Z. Zahng, "A multi-channel magnetic induction tomography measurement system for human brain model imaging", *Physiological Measurement*, Vol. 30, pp. 175-186, Jun. 2009.
- [12] A. Trakic, N. Eskandarnia, B. K. Li, E. Weber, H. Wang, S. Crozier, "Rotational magnetic induction tomography", *Measurement Science and Technology*, Vol. 23, 025402 (12pp), Jan. 2012.
- [13] H. Griffiths, "Magnetic induction tomography", *Measurement Science and Technology*, Vol. 12, pp. 1126-1131, Dec. 2001.
- [14] J. M. Scaife, R. C. Tozer, I. L. Freeston, "Conductivity and permittivity images from an induced current electrical impedance tomography system", *IEE Proceedings - Science, Measurement and Technology*, Vol. 141, pp. 356-362, Sep. 1994.
- [15] A. Ambia, T. Takemae, Y. Kosugi, M. Hongo, "Electrical impedance imaging using eddy current", *International Journal of Biological and Medical Sciences*, Vol. 4, pp. 182-185, Aug. 2009.
- [16] B. Horner, F. Mesch, "An induction flowmeter insensitive to asymmetric flow profiles", *Proceedings of the ECAPT Conf.*, pp. 321-330, Norway, April 1995.
- [17] S. Honda, Y. Tomita, "Estimation of velocity profile by magnetic flowmeter with rotating field", *Proceedings of the FLUCOME*, pp. 1301-1304, New York, USA, Aug. 1991.
- [18] S. Levy, D. Adam, Y. Bresler, "Electromagnetic impedance tomography (EMIT): A new method for impedance imaging", *IEEE Trans. on Medical Imaging*, Vol. 21, pp. 676-687, Jun. 2002.
- [19] J. G. Webster, *Electrical impedance tomography*, Adam Hilger imprint by IOP publishing, Bristol and New York, 1990.
- [20] B. Brown, "Medical impedance tomography and process impedance tomography: a brief review", *Measurement Science and Technology*, Vol. 12, pp. 991-996, Dec. 2001.
- [21] R. Merwa, K. Hollaus, H. Scharfetter, "Detection of brain oedema using magnetic induction tomography: A feasibility study of the likely sensitivity and detectability", *Physiological Measurement*, Vol. 25, pp. 1-8, Oct. 2004.
- [22] Y. Chen, M. Yan, D. Chen, M. Hamsch, H. Liu, H. Jin, M. Vauhkonen, C. H. Igney, J. Kahlert, Y. Wang, "Imaging hemorrhagic stroke with magnetic induction tomography: realistic simulation and evaluation", *Physiological Measurement*, Vol. 31, pp. 809-827, Oct. 2010.
- [23] M. Zolgharni, P. D. Ledger, H. Griffiths, "Forward modelling of magnetic induction tomography: a sensitivity study for detecting haemorrhagic cerebral stroke", *Medical and Biological Engineering and Computing*, Vol. 47, pp. 1301-1313, Jan. 2009.
- [24] B. Dekdouk, C. Ktistis, W. Yin, D. W. Armitage, A. J. Peyton, "The application of a priori structural information based regularization in image reconstruction in magnetic induction tomography", *Journal of Physics: Conference Series*, Vol. 224, 012048 (4pp.), April 2010.
- [25] B. Dekdouk, C. Ktistis, D. W. Armitage, A. J. Peyton, "Assessing the feasibility of detecting a hemorrhagic type stroke using a 16 channel magnetic induction system", *Journal of Physics: Conference Series*, Vol. 224, 012047 (4pp.), April 2010.
- [26] M. Zolgharni, P. D. Ledger, D. W. Armitage, D. S. Holder, H. Griffiths, "Imaging cerebral haemorrhage with magnetic induction tomography: numerical modeling", *Physiological Measurement*, Vol. 30, pp. 187-200, Jun. 2009.
- [27] S. Sapetsky, V. Cherepenin, A. Korjnevsky, V. Kornienko, A. Vartanov, "Development of the system for visualization of electric conductivity distribution in human brain and its activity by the magnetic induction tomography (MIT) method", *Journal of Physics: Conference Series*, Vol. 224, 012038 (4pp.), April 2010.
- [28] A. K. Babushkina, A. S. Bugaeva, A. V. Vartanov, A. V. Korzhenevskii, S. A. Sapetskiia, T. S. Tuikina, V. A. Cherepenina, "Developing methods and instruments of electromagnetic tomography for studying the human brain and cognitive functions", *Bulletin Russian Academy Science*, Vol. 75, pp. 136-139, Jun. 2011.
- [29] D. Gursoy, H. Scharfetter, "Feasibility of lung imaging using magnetic induction tomography", *Proceedings of World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering*, Munich, Germany, Vol. 252, pp. 525-528, Sep. 2009.
- [30] D. Gursoy, H. Scharfetter, "Anisotropic conductivity tensor imaging using magnetic induction tomography", *Physiological Measurement*, Vol. 31, pp. 135-145, Oct. 2010.
- [31] A. Tamburrino, S. Ventre, G. Rubinacci, "Recent developments of a monotonicity imaging method for magnetic induction tomography in the small skin-depth regime", *Inverse Problems*, Vol. 26, No. 7, pp. 1-21, July 2010.

- [32] T. Dyakowski, "Process tomography applied to multi-phase flow measurement", *Measurement Science and Technology*, Vol. 7, pp. 343-353, Mar. 1996.
- [33] M. Soleimani, W. R. B. Lionheart, A. J. Peyton, "Image reconstruction for high-contrast conductivity imaging in mutual induction tomography for industrial applications", *IEEE Trans. on Instrumentation and Measurement*, Vol. 56, pp. 2024-2032, Oct. 2007.
- [34] R. Loser, T. Wajman, D. Mewes, "Electrical capacitance tomography: image reconstruction along electrical field lines", *Measurement Science and Technology*, Vol. 12, pp. 1083-1091, Dec. 2001.
- [35] G. Steiner, "Application and data fusion of different sensor modalities in tomographic imaging", *Elektrotechnik and Informationstechnik*, Vol 124, pp. 232-239, Aug. 2007.
- [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] M. Wang, "Electrode models in electrical impedance tomography", *Journal of Zhejiang University-SCIENCE A*, Vol. 6, pp. 1386-1393, Dec. 2005.
- [38] S. Y. Semenov, J. Kellam, P. Althausen, T. Williams, A. Abubakar, A. Bulyshev, Y. Sizov, "Microwave tomography for functional imaging of extremity soft tissues: feasibility assessment", *Physics Medicine Biology*, Vol. 52, pp. 5705-5719, Sep. 2007.
- [39] J. K. Seo, O. Kwon, E. J. Woo, "Magnetic resonance electrical impedance tomography (MREIT): Conductivity and current density imaging", *Journal of Physics: Conference Series*, Vol. 12, pp. 140-155, Jun. 2005.
- [40] M. R. Yousefi, "A combined mesh free-finite element method for solving the forward problem in magnetic induction tomography and designing a laboratory prototype", PhD Thesis, Electrical Engineering Department, K. N. Toosi University of Technology, 2014 (in Persian).
- [41] H. Griffiths, "Magnetic induction tomography", *Measurement Science and Technology*, Vol. 12, pp. 1126-1131, Dec. 2001.
- [42] A. J. Peyton, Z. Z. Yuy, G. Lyony, S. Al-Zeibaky, J. Ferreiraz, J. Velezz, F. Linharesz, A. R. Borgesz, H. L. Xiong, N. H. Saundersk, M. S. Becky., "An overview of electromagnetic inductance tomography: Description of three different systems", *Measurement Science and Technology*, Vol. 7, pp. 261-271, Mar. 1996.
- [43] H.-Y. Wei, M. Soleimani, "A magnetic induction tomography system for prospective industrial processing applications", *Chinese Journal of Chemical Engineering*, Vol. 20, pp. 406-410, April 2012.
- [44] M. Zhang, L. Ma, M. Soleimani, "Magnetic induction tomography guided electrical capacitance tomography imaging with grounded conductors", *Measurement*, Vol. 53, pp. 171-181, Jul. 2014.
- [45] L. Ma, A. Hunt, M. Soleimani, "Experimental evaluation of conductive flow imaging using magnetic induction tomography", *International Journal of Multiphase Flow*, Vol. 72, pp. 198-209, Jun. 2015.
- [46] H. Scharfetter, H. K. Lackner, J. Rosell, "Magnetic induction tomography: hardware for multi-frequency measurements in biological tissues", *Physiological Measurement*, Vol. 22, pp. 131-146, Feb. 2001.
- [47] H. Scharfetter A. Kostinger, S. Issa, "Spectroscopic 16 channel magnetic induction tomography: the new Graz MIT system", *Proceedings of the IFMBE*, pp. 452-455, Berlin, Heidelberg, Sep. 2007.
- [48] S. Watson, R. J. Williams, W. Gough, H. Griffiths, "A magnetic induction tomography system for samples with conductivities below 10 S m⁻¹", *Measurement Science and Technology*, Vol. 19, 045501 (11pp.), April 2008.
- [49] C. H. Igney, S. Watson, R. J. Williams, H. Griffiths, O. Dossel, "Design and performance of a planar-array MIT system with normal sensor alignment", *Physiological Measurement*, Vol. 26, pp. 263-278, April 2005.
- [50] G.S. Park, S. Kang, "A study on the determination of the object shape in magnetic inductance tomography system", *Proceedings of the IEEE/CEFC*, pp. 77-77, Miami, FL, USA, May 2006.
- [51] G. S. Park, "Development of a magnetic inductance tomography system", *IEEE Trans. on Magnetics*, Vol. 41, pp. 1932-1935, May. 2005.
- [52] M. Soleimani, C. Ktistis, X. Ma, W. Yin, W. R. B Lionheart, A. J. Peyton, "Magnetic induction tomography: image reconstruction on experimental data from various applications", *Proceedings of 6th Conference on Biomedical Applications of Electrical Impedance Tomography*, London, UK, 34955 (4pp.), Jun. 2005.
- [53] Z. Xu, H. Luo, W. He, C. He, X. Song, Z. Zahng, "A multi-channel magnetic induction tomography measurement system for human brain model imaging", *Physiological Measurement*, Vol. 30, pp. 175-186, Jun. 2009.
- [54] J. Caeiros, B. Gil, N. B. Brás, R. C. Martins, "A differential high-resolution motorized multi-projection approach for an experimental Magnetic Induction Tomography prototype", *Proceedings of the IEEE/MeMeA*, pp. 12836711, Budapest, Hungary, May 2012.
- [55] J. R. Feldkamp, "Single-coil magnetic induction tomographic three-dimensional imaging." *Journal of Medical Imaging*, Vol. 2, pp. 013502, Jan. 2015.
- [56] C. Deans, L. Marmugi, S. Hussain, F. Renzoni, "Electromagnetic induction imaging with a radio-frequency atomic magnetometer", *Applied Physics Letters*, Vol. 108, pp. 103503, Mar. 2016.
- [57] M. Luca, F. Renzoni, "Optical magnetic induction tomography of the heart." *Scientific reports*, Vol. 6, pp. 23962, April 2016.
- [58] S. R. Seidnezhad, "Electrical current tomography", MS thesis, Electrical Engineering Department, Sharif University of Technology, 1992 (in Persian).
- [59] M. Soleimani, "Design and implementation of a tomography system", MS thesis, Electrical Engineering Department, Sharif University of Technology, 2000 (in Persian).

- [60] A. Nateghi, "Electrical impedance tomography using APT method", MS thesis, Mechanical Engineering Department, Sharif University of Technology, 2001 (in Persian).
- [61] S. R. Molaei, "Study, Analysis, and Modeling of Bioelectrodes for an Electrical Impedance Tomography System", MS thesis, Electrical Engineering Department, K. N. Toosi University of Technology, 2008 (in Persian).
- [62] N. Dayarian, "Finite element modeling and implementation of an electrical impedance tomography system", MS thesis, Electrical Engineering Department, K. N. Toosi University of Technology, 2008 (in Persian).
- [63] S. A. Hamidi, "Design and implementation of a digital phase-sensitive demodulator for use in electrical tomography systems", MS thesis, Electrical Engineering Department, K. N. Toosi University of Technology, 2009 (in Persian).
- [64] A. Nasori, "Improve and determination of resolution in an electrical impedance tomography system", MS thesis, Electrical Engineering Department, K. N. Toosi University of Technology, 2010 (in Persian).
- [65] M. R. Yousefi, A. Mohammadi, R. Jafari, "Improving the Voltage Measuring in Electrical Impedance Tomography Based on Phase-Sensitive Demodulator", Proceedings of ICBEM, 6 papers, Tehran, Iran, Dec. 2013 (in Persian).
- [66] K. Dor, "Design and implementation of electrical capacitance tomography (ECT) system", MS thesis, Electrical Engineering Department, K. N. Toosi University of Technology, 2009 (in Persian).
- [67] H. Scharfetter, K. Hollaus, J. Rosell-Ferrer, R. Merwa, "Single-Step 3-D Image Reconstruction in Magnetic Induction Tomography: Theoretical Limits of Spatial Resolution and Contrast to Noise Ratio", *Annals of Biomedical Engineering*, Vol. 34, pp. 1786–98, Nov. 2006.
- [68] A. Korjensky, V. Cherepenin, S. Sapetsky, "Magnetic induction tomography: Experimental realization", *Physiological Measurement*, Vol. 21, pp. 89–94, Feb. 2000.
- [69] X. Ma, S. R. Higson, A. Lyons, A. J. Peyton, "Development of a fast electromagnetic induction tomography system for metal process applications", Proceedings of WC IPT, pp. 196–201, Aizu, Japan, Sep. 2005.
- [70] H. Scharfetter, R. Merwa, K. Pilz, "A new type of gradiometer for the receiving circuit of magnetic induction tomography", *Physiological Measurement*, Vol. 26, pp. S307–S318, April 2005.
- [71] Z. Zakaria, R. A. Rahim, M. S. B. Mansor, S. Yaacob, N. M. N. Ayob, S. Z. M. Muji, M. H. F. Rahiman, S. M. K. S. Aman, "Advancements in transmitters and sensors for biological tissue imaging in magnetic induction tomography", *Sensors*, Vol 12, pp. 7126-7156, May. 2012.
- [72] R. Cantor, A. Hall, A. Matlachov, "Thin-film planar gradiometer with long baseline", *Journal of Physics: Conference Series*, Vol. 43, pp. 1223–1226, Sep. 2006.
- [73] C. H. Riedel, M. Keppelen, S. Nani, R. D. Merges, O. Dössel, "Planar system for magnetic induction conductivity measurement using a sensor matrix", *Physiological Measurement*, Vol. 25, pp. 403–411, Oct. 2004.
- K. Stawicki, S. Gratkowski, M. Komorowski, T. Pietrusiewicz, "A new transducer for magnetic induction tomography", *IEEE Trans. on Magnetics*, Vol. 45, pp. 1832–1835, Oct. 2009.

