





دانشگاه اصفهان

دانشکده فنی و مهندسی

گروه مهندسی کامپیوتر

پایان نامه‌ی دکتری رشته‌ی مهندسی کامپیوتر گرایش
معماری سیستم‌های کامپیوتری

بازسازی عددی مدل‌های شعاعی گسسته توموگرافی امپدانس الکتریکی در روش

D-bar

با استفاده از سینک-کانولوشن

استاد راهنما:

دکتر احمدرضا نقش نیلچی

پژوهشگر:

مهدي عباسی

شهریورماه ۱۳۹۱

کلیه حقوق مادی مترتب بر نتایج مطالعات،
ابتکارات و نوآوری‌های ناشی از تحقیق
موضوع این پایان نامه متعلق به دانشگاه
اصفهان است.



دانشگاه اصفهان

دانشکده فنی مهندسی

گروه کامپیوتر

پایان نامه‌ی دکتری رشته‌ی کامپیوتر گرایش معماری سیستم آقای

مهدی عباسی تحت عنوان

بازسازی عددی مدل‌های شعاعی گسسته توموگرافی امپدانس الکتریکی در روش

D-Bar با استفاده از سینک-کانولوشن

در تاریخ ۱۳۹۱/۶/۲۶ توسط هیأت داوران زیر بررسی و با درجه عالی به تصویب نهایی رسید.

۱- استاد راهنمای پایان نامه	احمد رضا نقش نیلچی	با مرتبه‌ی علمی دانشیار امضا
۲- استاد داور داخل گروه	علیرضا کریمیان	با مرتبه‌ی علمی استادیار امضا
۳- استاد داور داخل گروه	محمد رضا یزدچی	با مرتبه‌ی علمی استادیار امضا
۴- استاد داور خارج از گروه	غلامعلی حسین‌زاده دهکردی	با مرتبه‌ی علمی دانشیار امضا

امضای مدیر گروه

سپاسگزاری

سپاس تنها وجودی که همواره بود و توفیق انجام این کار را عطا نمود و سختی‌های بی‌شماری را آسان کرد. و هم او تشکر و قدردانی از زحمت و راهنمایی‌های بی‌دریغ استادم جناب آقای دکتر احمدرضا نقش‌نیلچی را بر من واجب نمود. صبر، حسن‌نیت و دانشی که از ایشان آموختم همواره راه‌گشایم خواهد بود.

سپس از حمایت‌های بی‌دریغ و بی‌چشمداشت جناب آقای پروفسور سئو، ریاست دانشکده علوم محاسباتی در دانشگاه Yonsei کره جنوبی کمال تشکر را دارم.

همچنین از هیأت محترم داوران، آقایان دکتر علیرضا کریمیان، دکتر محمدرضا یزدچی، و دکتر غلامعلی حسین زاده دهکردی، به پاس دانش و منشی که توأمان به من آموختند سپاسگزارم. دقت نظر و راهنمایی‌های ارزنده‌ی ایشان در جهت ارتقای این پایان‌نامه، ستودنی است.

در سراسر دوران تحصیل، از محضر آموزگاران و استادان گران‌مایه‌ای بهره برده‌ام که همواره قدردان زحمات و مدیون محبت‌هایشان می‌باشم. به علاوه، مساعدت‌های کارشناسان و کادر محترم اداری گروه کامپیوتر و دانشکده‌ی فنی مهندسی دانشگاه اصفهان شایسته‌ی تقدیر است.

در پایان از خانواده‌ی عزیزم که بر غفلت‌های من قلم عفو کشیده‌اند، بر غیبت‌های من صبوری کرده‌اند و در تمام عرصه‌های زندگی یاوران بی‌چشمداشت من بوده‌اند، سپاسگزاری می‌نمایم. بی‌تردید انجام این مهم بدون همراهی و دعای خیر ایشان امکان‌پذیر نبود.

مهدی عباسی

شهریور ۱۳۹۱

تقدیم به

نگاه پر امید همسر م

و به

ایلیا و بردیا، نغمه‌های زیبای زندگی

چکیده

مساله معکوس هدایت الکتریکی عبارت از یافتن توزیع هدایت الکتریکی نامعین درون یک جسم با استفاده از جریان‌های تزریق شده و ولتاژهای اندازه‌گیری شده روی آن است و مبنای توموگرافی امیدانس الکتریکی به شمار می‌رود. توموگرافی امیدانس الکتریکی یک روش غیرتهاجمی در تصویربرداری است که در صنعت و پزشکی کاربردهای متنوعی دارد. رویکردهای مختلفی برای حل مساله معکوس هدایت الکتریکی وجود دارد که D-bar یکی از آنها است. نکته کلیدی در بازسازی دقیق تصویر امیدانس الکتریکی بر مبنای این رویکرد، حل یک معادله انتگرالی دوبعدی از نوع کانولوشن به نام معادله D-bar است. تاکنون دو روش به نام‌های انتگرال‌های ضربی و چندشبکه‌ای برای حل معادله انتگرالی دوبعدی D-bar ارائه شده‌اند که به ترتیب به دلیل محاسبات زیاد و نرخ همگرایی خطی، کارایی لازم را در کاربردهای واقعی ندارند. ناکارآمدی این دو روش در کاربردهای پزشکی تصویربرداری امیدانس به وضوح دیده می‌شود؛ جایی که امیدانس مقطعی بافت‌های درون بدن را می‌توان به صورت توابعی با پیوستگی تکه‌ای در محیط‌های شعاعی مدل نمود. در این پایان‌نامه، یک الگوریتم جدید بر اساس روش سینک-کانولوشن برای حل معادله انتگرالی دوبعدی D-bar ارائه شده است که در آن رفع مشکلات مذکور مورد نظر بوده است. روند جداسازی متغیرها در این الگوریتم، یک سیستم معادلات جبری را جایگزین معادله کانولوشن دوبعدی D-bar نموده و همزمان از تشکیل ماتریس‌های حجیم در سیستم معادلات جلوگیری می‌نماید؛ در نتیجه، پیچیدگی محاسباتی تا حد قابل توجهی کاهش می‌یابد. علاوه بر این، الگوریتم سینک-کانولوشن همگرایی سریعی با نرخ $O(e^{-c\sqrt{N}})$ دارد.

به منظور مقایسه کارایی، الگوریتم‌های انتگرال‌های ضربی، چندشبکه‌ای و NOSER نیز تحت شرایط مشابه با الگوریتم پیشنهادی پیاده‌سازی شده‌اند. بازسازی مدل‌های عددی نشان می‌دهد که با در نظر گرفتن پارامترهایی چون نرخ همگرایی، پاسخ دامنه، خطای موقعیت، تغییر شکل و حلقه‌زدگی، الگوریتم سینک-کانولوشن بهتر از دیگر روش‌ها عمل می‌کند. نتایج بازسازی یک مدل صوری دستگاه تنفسی نشان می‌دهد که درجه درستی نتایج سینک-کانولوشن بیشتر از روش‌های دیگر است. نهایتاً، درستی فیزیولوژیکی تصاویر بازسازی شده از اندام‌های تنفسی یک نوزاد توسط الگوریتم پیشنهادی سینک-کانولوشن کارایی این روش را تایید می‌کند.

کلمات کلیدی: توموگرافی امیدانس الکتریکی، D-bar، سینک-کانولوشن.

فهرست مطالب

صفحه	عنوان
	فصل اول: کلیات
۱	۱-۱-۱ توموگرافی امپدانس الکتریکی.....
۳	۱-۱-۱-۱ الگوی مجاورت.....
۴	۱-۱-۲ الگوی متقابل.....
۴	۱-۱-۳ الگوی متقاطع.....
۷	۲-۱ بیان مساله و انگیزه تحقیق.....
۱۰	۳-۱ حوزه تحقیق.....
۱۰	۱-۳-۱ الکترودها.....
۱۰	۲-۳-۱ امپدانس بافت و مدل‌های شعاعی گسسته.....
۱۱	۱-۲-۳-۱ سرعت گردش خون در بافت.....
۱۲	۲-۲-۳-۱ دما.....
۱۲	۳-۲-۳-۱ نوع و ساختار فیزیولوژیکی بافت.....
۱۵	۴-۱ اهداف تحقیق.....
۱۶	۵-۱ روش تحقیق.....
۱۷	۶-۱ اهمیت و ارزش نتایج تحقیق.....
۱۸	۷-۱ ساختار پایان‌نامه.....
	فصل دوم: مبانی ریاضی EIT
۲۰	۱-۲ معادله حاکم بر مساله EIT.....
۲۲	۲-۲ مدل‌های الکتروود.....
۲۲	۱-۲-۲ مدل پیوسته.....
۲۳	۲-۲-۲ مدل فاصله.....
۲۴	۳-۲-۲ مدل مقاومت موازی.....
۲۵	۴-۲-۲ مدل کامل الکتروود.....
۲۶	۳-۲ مسائل مستقیم و معکوس.....
۲۷	۱-۳-۲ مساله مستقیم در EIT.....
۲۹	۲-۳-۲ مساله معکوس در EIT.....
۳۰	۴-۲ بد وضع بودن مساله معکوس EIT.....
۳۲	۵-۲ روش‌های عددی حل مساله مستقیم EIT.....

صفحه	عنوان
۳۳	۱-۵-۲ روش تفاضل محدود.....
۳۳	۲-۵-۲ روش اجزاء مرزی.....
۳۴	۳-۵-۲ روش اجزاء محدود.....
۳۴	۶-۲ روش اجزا محدود برای حل مساله مستقیم EIT.....
۳۷	۱-۶-۲ روش‌های حل مستقیم معادلات جبری.....
۳۸	۲-۶-۲ روش‌های حل تکراری معادلات جبری.....
۳۹	۷-۲ الگوریتم‌های حل مساله معکوس EIT.....
۴۰	۱-۷-۲ الگوریتم‌های تکراری.....
۴۵	۲-۷-۲ الگوریتم‌های لایه برداری.....
۴۶	۳-۷-۲ الگوریتم‌های مستقیم به روش D-bar.....
۴۶	۱-۳-۷-۲ مبانی نظری الگوریتم D-bar در روش Nachman.....
۴۹	۲-۳-۷-۲ مبانی نظری الگوریتم D-bar در روش Brown-Uhlmann.....
فصل سوم: روش‌های عددی حل معادله D-bar	
۵۳	۱-۳ مقدمه.....
۵۵	۲-۳ روش انتگرال‌های ضربی (PI).....
۶۰	۳-۳ روش چندشبهه‌ای (MG).....
۶۰	۱-۳-۳ روش تک سطحی MG.....
۶۱	۲-۳-۳ روش دوسطحی MG.....
۶۳	۳-۳-۳ دقت و پیچیدگی محاسباتی MG.....
فصل چهارم: الگوریتم سینک-کانولوشن	
۶۵	۱-۴ تابع سینک.....
۶۷	۲-۴ دامنه‌های تقریب سینک در حل معادله D-bar.....
۶۹	۳-۴ مقدمات سینک-کانولوشن.....
۷۲	۱-۳-۴ نقاط سینک.....
۷۴	۲-۳-۴ تبدیل لاپلاس تابع گرین در معادله D-bar.....
۷۵	۴-۴ حل تکراری با روش جداسازی متغیرها.....
۸۳	۵-۴ درون‌یابی سینک.....
۸۴	۶-۴ همگرایی الگوریتم سینک-کانولوشن.....
۸۵	۷-۴ پیچیدگی محاسباتی الگ. ریتیم سینک-کانولوشن.....
فصل پنجم: ارزیابی الگوریتم	
۸۹	۱-۵ آزمون‌های مبتنی بر شبیه‌سازی.....
۹۰	۱-۱-۵ مدل عددی امپدانس برش مقطعی دستگاه تنفسی.....
۹۳	۱-۱-۱-۵ محدوده پویای امپدانس بازسازی شده.....
۹۵	۲-۱-۱-۵ نرخ همگرایی.....

صفحه	عنوان
۹۶	۵-۱-۳ پیچیدگی محاسباتی برای دستیابی به دقت خاص
۱۰۰	۵-۱-۲ مدل امیدانس کوچک متحرک.....
۱۰۰	۵-۱-۲-۱ مدل امیدانس کوچک متحرک و اندازه‌گیری‌ها.....
۱۰۱	۵-۱-۲-۲ حل مساله معکوس.....
۱۰۳	۵-۱-۲-۳ ارزیابی تصاویر بازسازی شده.....
۱۱۱	۵-۲-۱ آزمون مبتنی بر مدل صوری با توزیع امیدانس مشخص.....
۱۱۱	۵-۲-۱ مدل صوری دستگاه تنفسی انسان.....
۱۱۲	۵-۲-۲ نتایج بازسازی تصویر مدل صوری دستگاه تنفسی.....
۱۱۵	۵-۳ آزمون مبتنی بر داده‌های کلینیکی.....
فصل ششم: نتیجه‌گیری و پیشنهادها	
۱۲۳	ضمیمه الف: محاسبه ضریب σ_{best}
۱۲۴	واژه‌نامه فارسی به انگلیسی.....
۱۳۲	واژه‌نامه انگلیسی به فارسی
۱۴۰	فهرست منابع.....

فهرست شکلها

صفحه	عنوان
۲	شکل ۱-۱: ساختار کلی یک سیستم تصویربرداری امیدانس الکتریکی.....
۳	شکل ۱-۲: الگوی مجاورت تزریق جریان و اندازه‌گیری ولتاژ در EIT.....
۴	شکل ۱-۳: الگوی متقابل تزریق جریان و اندازه‌گیری ولتاژ در EIT.....
۵	شکل ۱-۴: الگوی متقاطع تزریق جریان و اندازه‌گیری ولتاژ در EIT.....
۱۱	شکل ۱-۵: مدل الکتریکی سلول‌های بدن.....
۱۲	شکل ۱-۶: جهت گلبول‌های قرمز خون.....
۱۴	شکل ۱-۷: تصویر برش مقطعی ساعد.....
۱۴	شکل ۱-۸: تصویر برش مقطعی امیدانس دستگاه تنفسی.....
۱۶	شکل ۱-۹: چهارچوب کلی آزمون‌های ارزیابی.....
۳۲	شکل ۱-۲: غیرخطی بودن امیدانس و کاهش حساسیت با افزایش تعداد پیکسل‌ها.....
۳۵	شکل ۲-۲: همسایگی معتبر و غیرمعتبر عناصر در روش اجزا محدود.....
۴۲	شکل ۲-۳: چهارچوب کلی بازسازی تصاویر امیدانس به روش تکرار.....
۵۵	شکل ۳-۱: مشخص نمودن محدوده کانولوشن در مساله D-bar.....
۵۷	شکل ۳-۲: محاسبه انتگرالهای تکین در روش PI.....
۶۲	شکل ۳-۳: دو نوع ساختار دوشبکه‌ای.....
۶۹	شکل ۳-۴: نگاهت همدیس از D به D.....
۸۷	شکل ۴-۲: تعداد عملیات محاسباتی در الگوریتم‌های سینک-کانولوشن و MG.....
۹۰	شکل ۵-۱: مدل عددی امیدانس برش مقطعی دستگاه تنفسی.....
۹۲	شکل ۵-۲: تصویر بازسازی شده از مدل عددی امیدانس برش مقطعی دستگاه تنفسی توسط الگوریتم PI.....
۹۳	شکل ۵-۳: تصویر بازسازی شده از مدل عددی امیدانس برش مقطعی دستگاه تنفسی توسط الگوریتم MG.....
۹۳	شکل ۵-۴: تصویر بازسازی شده از مدل عددی امیدانس برش مقطعی دستگاه تنفسی توسط الگوریتم سینک.....
۹۴	شکل ۵-۵: نمودارهای DRRC برای الگوریتم‌های PI، MG و سینک-کانولوشن.....
۹۷	شکل ۵-۶: نمودارهای پیچیدگی محاسباتی بر اساس دقت الگوریتم‌های مبتنی بر D-bar.....
۹۸	شکل ۵-۷: نمودارهای زمان همگرایی الگوریتم‌های مبتنی بر D-bar نسبت به اندازه شبکه نقاط.....
۹۹	شکل ۵-۸: فلوچارت الگوریتم عملی D-bar.....
۱۰۱	شکل ۵-۹: وضعیت‌های ده‌گانه امیدانس نقطه‌ای نسبت به مرکز مدل.....
۱۰۴	شکل ۵-۱۰: محاسبه پارامترهای ارزیابی از تصاویر تفاضلی.....
۱۰۷	شکل ۵-۱۱: نمودارهای پاسخ دامنه (AR) الگوریتم‌ها برحسب فاصله امیدانس هدف.....
۱۰۸	شکل ۵-۱۲: نمودارهای خطای موقعیت (PE) الگوریتم‌ها برحسب فاصله امیدانس هدف.....
۱۰۸	شکل ۵-۱۳: نمودارهای حلقه‌زدگی (RNG) الگوریتم‌ها برحسب فاصله امیدانس هدف.....

عنوان

صفحه

- شکل ۵-۱۴: نمودارهای وضوح (RES) الگوریتم‌ها برحسب فاصله امیدانس هدف..... ۱۰۹
- شکل ۵-۱۵: نمودارهای تغییر شکل (SD) الگوریتم‌ها برحسب فاصله امیدانس هدف..... ۱۰۹
- شکل ۵-۱۶: پیکربندی مدل صوری دستگاه تنفسی در ظرف آب نمک و الکترودهای پیرامونی..... ۱۱۲
- شکل ۵-۱۷: تصاویر امیدانس بازسازی شده از مدل صوری اندام‌های تنفسی..... ۱۱۳
- شکل ۵-۱۸: تصویربرداری امیدانس دستگاه تنفسی نوزاد ده روزه..... ۱۱۵
- شکل ۵-۱۹: تصاویر فریم‌های شماره ۴۵، ۷۰ و ۱۷۵ از داده های EIT دستگاه تنفسی نوزاد..... ۱۱۸
- شکل ۵-۲۰: تصاویر فریم‌های شماره ۴۵، ۷۰ و ۱۷۵ از داده های EIT دستگاه تنفسی نوزاد توسط NOSER..... ۱۱۸
- شکل ۵-۲۱: تصاویر فریم‌های شماره ۴۵، ۷۰ و ۱۷۵ از داده های EIT دستگاه تنفسی نوزاد توسط سینک..... ۱۱۸

فهرست جدول‌ها

صفحه	عنوان
۱۳	جدول ۱-۱: مقاومت مشخصه بافت‌های بدن انسان.....
۵۷	جدول ۱-۳: محاسبه انتگرالهای تکین $I_{s,00}$
۵۸	جدول ۲-۳: محاسبه انتگرالهای تکین $I_{s,01}$
۵۸	جدول ۳-۳: محاسبه انتگرالهای تکین $I_{s,10}$
۵۹	جدول ۴-۳: محاسبه انتگرالهای تکین $I_{s,11}$
۷۹	جدول ۱-۴: الگوریتم سینک-کانولوشن برای محاسبه تقریبی r_1
۸۰	جدول ۲-۴: الگوریتم سینک-کانولوشن برای محاسبه تقریبی r_2
۸۱	جدول ۳-۴: الگوریتم سینک-کانولوشن برای محاسبه تقریبی r_3
۸۲	جدول ۳-۴: الگوریتم سینک-کانولوشن برای محاسبه تقریبی r_4
۹۱	جدول ۱-۵: مقادیر هدایت الکتریکی در مدل عددی امپدانس برش مقطعی دستگاه تنفسی.....
۹۶	جدول ۲-۵: نرم خطا و نرخ همگرایی روش سینک کانولوشن در حل معادله D-bar.....
۹۶	جدول ۳-۵: نرم خطا و نرخ همگرایی روش MG در حل معادله D-bar.....
۱۱۲	جدول ۴-۵: هدایت الکتریکی بافتهای مختلف در مدل صوری اندام دستگاه تنفسی.....
۱۱۴	جدول ۵-۵: خطای نسبی بازسازی کمینه و بیشینه امپدانس در مدل صوری امپدانس دستگاه تنفسی توسط الگوریتم‌های مختلف.....

کوتاه‌نوشت‌ها

ACT	Applied Current Tomograph
APT	Applied Potential Tomograph
AR	Amplitude Response
BEM	Boundary Element Method
CEM	Complete Electrode Model
DT	Degree of Truth
DtN	Dirichlet to Neumann
DRRC	Dynamic Range of Reconstructed Conductivity
<i>EIT</i>	Electrical Impedance Tomography
<i>EIM</i>	Electrical Impedance Measurement
<i>FEM</i>	Finite Element Method
<i>FDM</i>	Finite Difference Method
FFT	Fast Fourier Transform
GMRES	General Minimal Residuals
MG	Multi-Grid
MREIT	Magnetic Resonance Electrical Impedance Tomography
MRI	Magnetic Resonance Imaging
NOSER	Newton One-Step Error Reconstruction
PE	Position Error
<i>PET</i>	Product Integrals
<i>PI</i>	Resource Description Framework
PDE	Partial Differential Equation
RES	Resolution
RNG	Ringling
<i>SD</i>	Shape Deformation

فصل اول: کلیات

۱-۱. توموگرافی امپدانس الکتریکی

روش‌های تصویربرداری از بافت‌های درونی بدن توموگرافی نامیده می‌شوند. از جمله این روش‌ها می‌توان به توموگرافی با اشعه^۱ X^۱، پوزیترون توموگرافی^۲ [۲] و توموگرافی با امواج مافوق صوت اشاره کرد^۳ [۳-۴]. در هر یک از این روش‌ها یک ویژگی خاص از اندام بدن به تصویر کشیده می‌شود. درحقیقت، کمیت تصویر بیانگر رفتار بافت‌های بدن در مقابل اعمال انرژی در قالب امواج الکترومغناطیسی می‌باشد [۵].

در توموگرافی امپدانس الکتریکی^۴ کمیتی که به تصویر کشیده می‌شود امپدانس یا هدایت الکتریکی بافت‌های بدن انسان است [۴,۶]. شکل ۱-۱ ساختار کلی یک سیستم EIT را نشان می‌دهد. انرژی به صورت جریان الکتریکی به بدن فرستاده می‌شود و ولتاژ القا شده در الکترودها اندازه‌گیری می‌شود. درواقع، ابزار ارسال و دریافت سیگنال الکترودها می‌باشند. قراردادهای مختلفی برای تزریق جریان و اندازه‌گیری ولتاژ روی الکترودها پیشنهاد شده‌است. این قراردادها به دو رده کلی تحریک دوتایی^۵ و تحریک چندتایی^۶ تقسیم می‌شوند [۶].

¹ X-ray Tomography

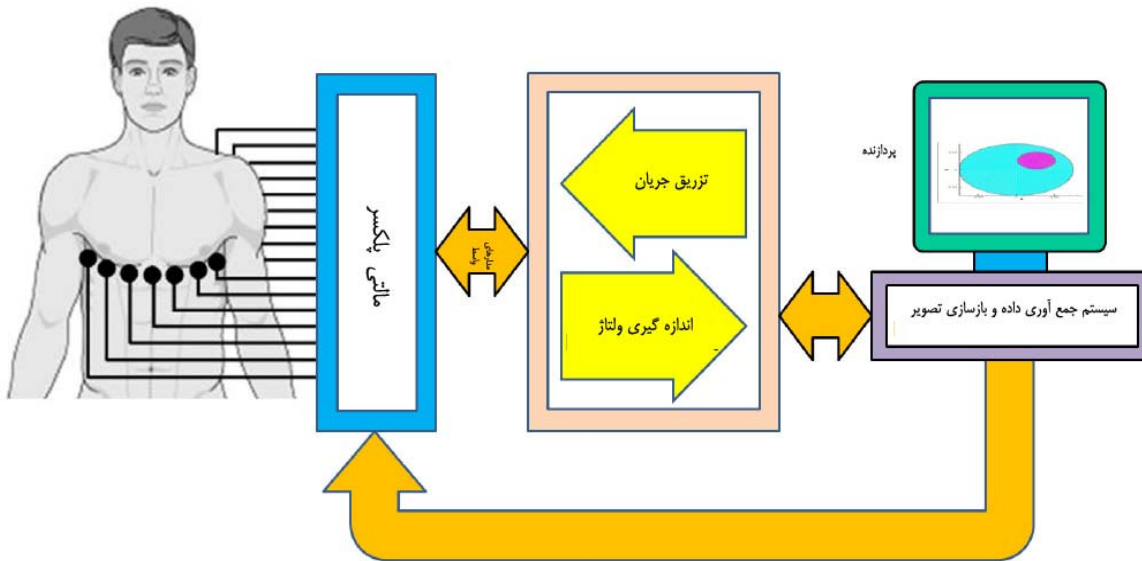
² Positron Emission Tomography (PET)

³ Ultra-Sound Tomography

⁴ Electrical Impedance Tomography (EIT)

⁵ Pair Drive

⁶ Multiple Drive



شکل ۱-۱: ساختار کلی یک سیستم تصویربرداری امپدانس الکتریکی

سیستم‌های مبتنی بر تحریک دوتایی جریان تولید شده از یک منبع جریان را به سمت ترمینال‌های دو الکتروود محرک هدایت نموده و ولتاژ را روی بقیه الکتروودها اندازه می‌گیرند. در چنین سیستم‌هایی از ولتاژ اندازه‌گیری شده روی الکتروودهای محرک به دلیل وجود نویز استفاده نمی‌شود. پس از جمع آوری یک فریم ولتاژ، جریان از طریق دو الکتروود دیگر تزریق شده و بدین‌صورت اندازه‌گیری با همه الکتروودها انجام می‌شود [۴,۶]. چنین سیستم‌هایی را سیستم‌های توموگرافی پتانسیل اعمال شده^۱ نیز می‌نامند. از جمله مهم‌ترین سیستم‌های APT می‌توان به Sheffield Mark1 از دانشگاه شفیلد^۲ [۷] و KHU Mark1 [۸] از دانشگاه کونگهی^۳ اشاره نمود. سیستم‌های مبتنی بر تحریک چندتایی گران‌تر و پیچیده‌تر هستند. این سیستم‌ها بیش از یک منبع تزریق جریان دارند و به همین دلیل می‌توانند در هر لحظ بیش از یک جفت الکتروود را برای تزریق جریان تحریک نمایند [۴,۶].

واضح است که در هر دو نوع تحریک الکتروودها و اندازه‌گیری ولتاژ، اگر تعداد الکتروودها برابر L باشد تعداد کل اندازه‌گیری‌های ممکن برابر $L(L-1)$ خواهد بود. با کسر اندازه‌گیری‌های نویزدار انجام شده روی الکتروودهای تزریق‌کننده جریان، این تعداد به $L(L-3)$ می‌رسد و با در نظر گرفتن اصل تقابل اندازه‌گیری^۴ این تعداد به

$$\frac{L(L-3)}{2} \text{ کاهش می‌یابد [۹].}$$

¹ Applied Potential Tomograph (APT)

² Sheffield University

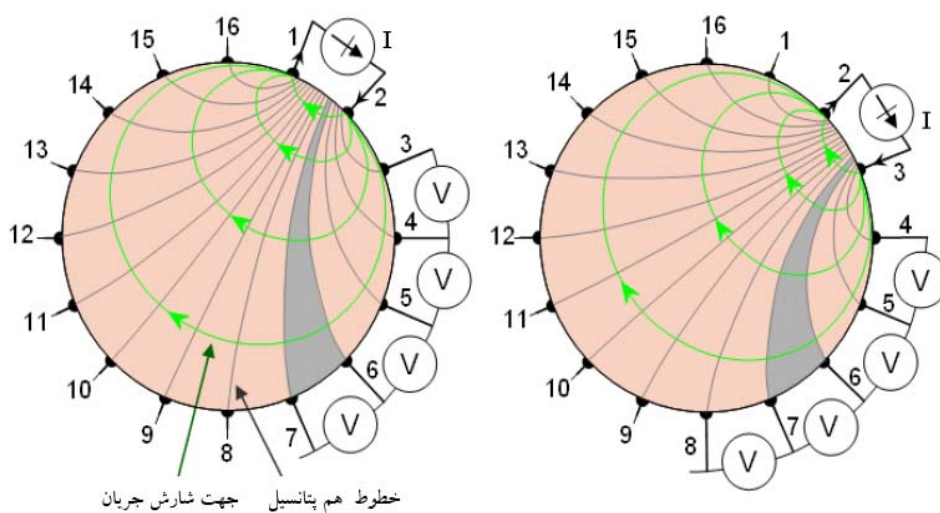
³ Kyung-Hee University

⁴ Measurement reciprocity

برای اندازه‌گیری امپدانس مقطعی در یک سیستم مبتنی بر قرائت دو تایی، الکترودها در یک سطح به دور جسم قرار می‌گیرند و با روش‌های زیر به تزریق جریان و اندازه‌گیری ولتاژ می‌پردازند [۴,۶,۱۰].

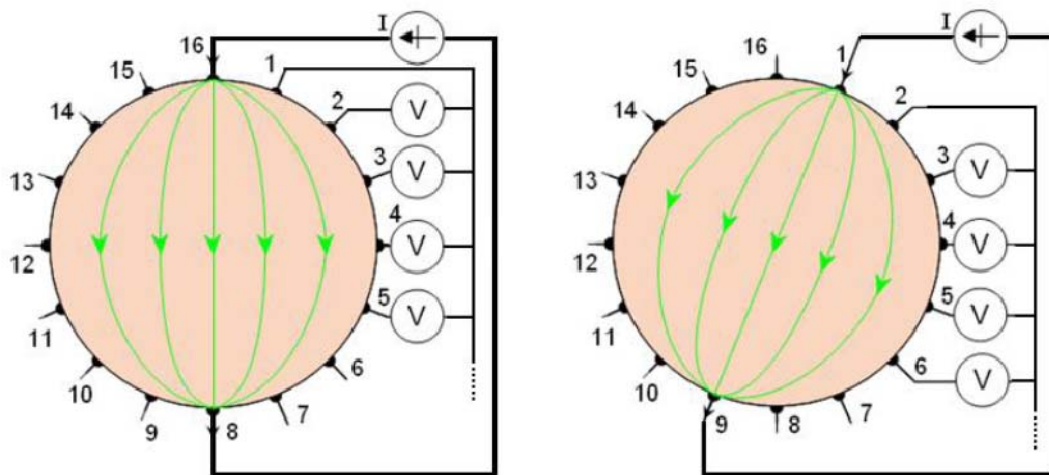
۱-۱-۱. الگوی مجاورت^۱

این روش که به روش همسایگی نیز معروف است معروف‌ترین روش اندازه‌گیری امپدانس است. همان‌گونه که در شکل ۱-۲ نشان داده شده است جریان از طریق دو الکتروده مجاور هم به جسم تزریق شده و ولتاژ روی بقیه الکترودها به صورت دو به دو مجاور هم اندازه‌گیری می‌شود. سپس جریان از طریق دو الکتروده مجاور بعدی تزریق شده و ولتاژها به صورت مشابه اندازه‌گیری می‌شود. این رویه روی هر زوج الکتروده مجاور تکرار می‌شود. در این قرارداد جریان در لایه‌های درونی امپدانس جسم نفوذ کمتری دارد. بنابراین، این الگوی اندازه‌گیری به تغییرات امپدانس در نزدیکی الکترودها حساس است و نسبت به تغییرات امپدانس در نقاط دورتر حساسیت کمتری دارد.



۱-۲: الگوی مجاورت تزریق جریان و اندازه‌گیری ولتاژ در EIT [۴]

¹ Adjacent Pattern



۳-۱: الگوی متقابل تزریق جریان و اندازه‌گیری ولتاژ در EIT [۴]

۲-۱-۱. الگوی متقابل^۱

در این الگو، هر بار جفت الکترودی که درست مقابل هم قرار دارند (و با هم زاویه ۱۸۰ می‌سازند) جریان را تزریق می‌نمایند. ولتاژ حاصل روی بقیه الکترودهای پیرامون جسم اندازه گرفته می‌شود. متداول‌ترین روش اندازه‌گیری ولتاژ آن است که یکی از الکترودهایی که دقیقاً مجاور الکترودهای تزریق‌کننده است به عنوان الکتروود مرجع در نظر گرفته شود. شکل ۳-۱ این الگو را نمایش می‌دهد. در این روش، جزئیات بیشتری از امپدانس نقاط درونی جسم به دست می‌آید.

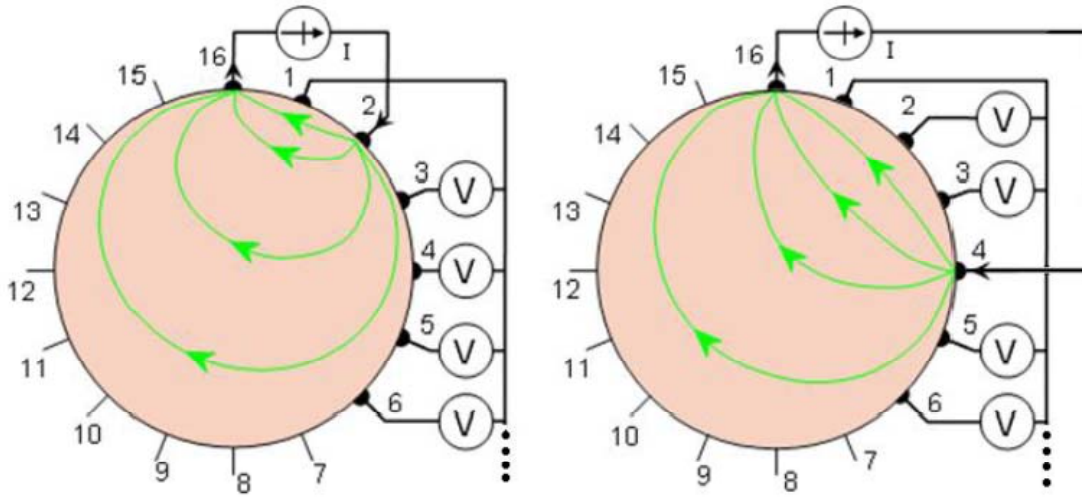
۳-۱-۱. الگوی متقاطع^۲

در این الگو دو الکتروود مجاور به عنوان مرجع جریان و ولتاژ استفاده می‌شوند. همان‌گونه که در شکل ۴-۱ نشان داده شده است ابتدا جریان از طریق الکترودهای ۱۶ و ۲ تزریق می‌شود و ۱۳ اختلاف ولتاژ بین الکتروود ۱ و الکترودهای دیگر اندازه گرفته می‌شود. سپس جریان از طریق الکترودهای ۱۶ و ۴ تزریق می‌شود و ولتاژ بین الکتروود شماره ۱ و دیگر الکتروودها اندازه گرفته می‌شود. با استفاده از این الگو روی یک سیستم ۱۶ الکتروودی،

¹ Opposite Pattern

² Cross Pattern

تعداد ۹۱ ولتاژ اندازه‌گیری می‌شود. این الگو حساسیت بیشتری نسبت به امپدانس در نقاط درونی جسم دارد.



۴-۱: الگوی متقاطع تزریق جریان و اندازه‌گیری ولتاژ در EIT [۴]

برای اندازه‌گیری امپدانس مقطعی در یک سیستم مبتنی بر قرائت چندتایی، الکترودها در یک سطح به دور جسم قرار می‌گیرند و همزمان با تزریق جریان از طریق بیش از دو الکتروود ولتاژ روی الکترودهای دیگر اندازه‌گیری می‌شود [۴, ۶, ۱۰]. امتیاز چنین سیستمی نسبت به سیستم‌های دارای یک منبع جریان آن است که قابلیت تشخیص و تفکیک امپدانس‌های متفاوت درون جسم در این روش بیشتر است. چنین سیستم‌هایی را سیستم‌های توموگرافی دارای جریان وقتی^۱ نیز می‌نامند. دستگاه‌های ACT3 و ACT4 از دانشگاه نیویورک از جمله سیستم‌های پیشرفته دارای قابلیت قرائت چندتایی به شمار می‌روند [۱۱, ۱۲].

برخلاف روش‌های دیگر توموگرافی، تصویربرداری امپدانس الکتریکی غیرمحلی^۲ است؛ بدین معنی که تغییر هدایت الکتریکی در یک بخش از جسم تنها روی ولتاژ اندازه‌گیری شده در الکترودهایی که در راستای آن بخش قرار دارند تاثیر نمی‌گذارد و همه الکترودها را به صورت غیر خطی متاثر می‌سازد [۴, ۶].

بر طبق تعریف هادامارد^۳ مدل ریاضی یک مساله خوش‌وضع^۴ فیزیکی دارای شرایط زیر است [۱۳, ۱۴]:

۱. به ازای هر داده، مساله یک پاسخ دارد.

¹ Adaptive Current Tomograph (ACT)

² Non-local

³ Hadamard

⁴ Well-Posed

۲. پاسخ در صورت وجود یکتا است.

۳. پاسخ به صورت پیوسته به داده‌های مساله بستگی دارد.

اگر در مدل ریاضی یک مساله شرایط فوق نقض شود آن مساله، مساله‌ای بدوضع^۱ نامیده می‌شود. مساله بازسازی تصویر امپدانس داخل جسم براساس ولتاژ و جریان اندازه گرفته شده توسط الکترودهای پیرامون آن، با توجه به شرط سوم هادامارد، مساله‌ای بدوضع می‌باشد.

بازسازی تصویر امپدانس الکتریکی مساله‌ای غیرخطی است؛ به این معنی که اگر ولتاژهایی که روی الکترودهای مشابه پیرامون دو جسم با دو هدایت الکتریکی متفاوت در اثر تزریق یک الگوی جریان مشخص حاصل می‌شود به صورت نظیره نظیر با هم جمع گردد برابر با ولتاژهای حاصل از تزریق جریان روی جسمی که هدایت الکتریکی آن برابر مجموع هدایت الکتریکی دو جسم مذکور است نمی‌شود [۴].

مساله بازسازی تصویر امپدانس الکتریکی را مساله Calderon [۱۵] می‌نامند. سوالی که او مطرح کرد این بود که آیا با داشتن دانش کافی از ارتباط ولتاژ و جریان اندازه گیری شده پیرامون جسم می‌توان هدایت الکتریکی درون آن را به صورت یکتا تعیین نمود [۱۵]. برای پاسخ دادن به این سوال با در نظر گرفتن شرایط پیوستگی و همواری توزیع هدایت الکتریکی جسم، اثباتهای مختلفی ارائه شده‌است. افرادی چون Calderon [۱۵]، Nachman [۱۶] و Brown-Uhlmann [۱۷] با در نظر گرفتن شرط پیوستگی و درجات متفاوت مشتق پذیری تابع هدایت الکتریکی اثباتهایی را برای وجود و یکتایی مساله بازسازی تصاویر دوبعدی ارائه داده‌اند. اخیرا Astala وجود و یکتایی پاسخ را در مورد مدل‌های گسسته اثبات نموده‌است [۱۸]. ویژگی اثبات‌های مذکور آن است که همگی مساله معکوس تو موگرافی امپدانس را از طریق روش‌های پراکنش معکوس^۲ حل نموده‌اند [۱۹-۲۱]. از دیدگاه ریاضی، در این روش‌ها با تغییر متغیر و استفاده از شرط‌های مجانبی^۳ خاص برای توزیع هدایت الکتریکی جسم، معادله حاکم بر مساله از فرم معادله لاپلاس به معادله شرودینگر^۴ تبدیل می‌شود [۱۶-۱۷, ۱۹-۲۰]. نکته کلیدی در این روش‌ها استفاده از عملگر خاصی به نام $\bar{\partial}$ ^۵ است [۲۳, ۲۴]. این عملگر مساله غیرخطی را به معادلات انتگرالی کانولوشن^۶ تبدیل می‌کند. به دلیل استفاده از این عملگر ویژه، روش‌های مذکور را روش‌های \bar{D} می‌نامند. هرچند حل معادلات انتگرالی حاصل و یافتن پاسخ آنها با الگوریتم‌های تکراری امکان پذیر است اما به دلیل آنکه

1 Ill-Posed

2 Inverse Scattering

3 Asymptotic

4 Schrodinger

5 \bar{D}

6 Convolution Integral Equations