دانشگاه یزد
دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر
گروه مهندسی مخابرات

پایان نامه
برای دریافت درجه دکتری
مهندسی برق ـ مخابرات

تحلیل الگوریتم MUSIC، کاهش نویز و تخمین تعداد منابع در رویکرد معکوس زمانی برای تصویربرداری مایکروویو

استاد راهنما: دکتر منصور نخکش
اساتید مشاور: دکتر علی اکبر تدین و دکتر مسعود بابایی زاده

پژوهش و نگارش: مجید پوراحمدی

مهر ۱۳۹۱

بسم الله الرحمن الرحيم

کلیهٔ حقوق مادی و معنوی مترتب بر نتایج مطالعات، ابتکارات و نوآوریهای ناشی از تحقیق موضوع این رساله متعلق به دانشگاه یزد است و هرگونه استفاده از نتایج علمی و عملی از این رساله برای تولید دانش فنی، ثبت اختراع، ثبت اثر بدیع هنری، همچنین چاپ کتاب و تکثیر، نسخه برداری، ترجمه و اقتباس و ارائهٔ مقاله در سمینارها و مجلات علمی از این رساله منوط به موافقت کتبی دانشگاه یزد است.

خدایا

من بی تو قرار نتوانم کرد

احسان تو را شمار نتوانم کرد

گر بر تن من زبان شود هر مویی

یک شکر تو از هزار نتوانم کرد

تقدیم و بوسه به دستان اسوه های صبر و عطوفت

پدر و مادر عزیزم

که راستی قامتم در افتادگی قامتشان تجلی یافت

و سپاس بیکران از همسر صبورم

که شکیبایی او چراغی بود در ادامهٔ راه

تقدیر و تشکر

اکنون که به یاری خداوند متعال موفق به ارائهٔ این رساله گردیده ام بر خود لازم می دانم تا از زحمات و تلاشهای بی شائبهٔ استاد راهنمای گرامی ام، جناب آقای دکتر نخکش که از آغاز دورهٔ دکتری همواره از راهنمایی های علمی و مشورتهای برادرانهٔ ایشان استفاده نموده ام، کمال تشکر و قدردانی را داشته باشم.

همچنین رعایت ادب لازم می دارد تا از جناب آقایان دکتر تدین و دکتر بابایی زاده که زحمت مشاوره و راهنمایی بنده را در تکمیل این پایان نامه بر عهده داشته اند خاضعانه و خالصانه تشکر و قدردانی نمایم.

در پایان سپاس بیکران خود را تقدیم کلیهٔ اساتید محترم دانشکدهٔ برق که افتخار شاگردی آن عزیزان نصیب بنده گردیده، می نمایم و امیدوارم تا در تمام مراحل زندگی با حمایتهای خداوند متعال موفق و مؤید باشند.

فهرست مطالب

فصل اول : مقدمه **۱**

۱-۱) پیش گفتار ۱

۱-۲) ساختار این رساله ۹

فصل دوم : تصویربرداری با قدرت تفکیک پذیری بسیار بالا با درنظرگرفتن میدان دور **۱۲**

۲-۱) مقدمه ۱۲

۲-۲) پردازش سیگنال آرایه‌ای و روش‌های تعیین راستای ورود سیگنال ۱۳

۲-۲-۱) مدل سیگنال خروجی آرایه ۱۴

۲-۲-۲) اساس شکل دهی پرتو آنتن ۱۷

۲-۳) روش های کلاسیک برای تخمین راستای ورود ۲۰

۲-۳-۱) روش تاخیر-جمع (شکل دهندهٔ پرتوی کلاسیک) ۲۱

۲-۳-۲) شکل دهندهٔ پرتو کاپون ۲۱

۲-۴) روش های زیرفضا برای تخمین DOA ۲۳

۲-۴-۱) الگوریتم تقسیم بندی چندگانه سیگنال (MUSIC) ۲۴

۲-۴-۲) الگوریتم MUSIC-Like ۲۶

۲-۵) استفاده از روش های فوق در تصویربرداری مایکروویو در حالت میدان دور ۲۹

۲-۵-۱) شکل دهندهٔ تاخیر و جمع ۳۳

۲-۵-۲) شکل دهندهٔ کاپون ۳۴

۲-۵-۳) الگوریتم MUSIC ۳۴

۲-۵-۴) الگوریتم MUSIC-Like ۳۵

فصل سوم : الگوریتم تقسیم بندی چندگانهٔ سیگنال (MUSIC) **۳۸**

۳-۱) مقدمه ۳۸

۳-۲) معرفی تئوری معکوس زمانی ۴۰

۳-۲-۱) معکوس زمانی در حوزهٔ زمان ۴۰

۳-۲-۲) معکوس زمانی در حوزهٔ فرکانس ۴۴

۳-۲-۳) اجرای معکوس زمانی ۴۶

۳-۳) روش TD-DORT ۴۷

۳-۴) توصیف کلی الگوریتم MUSIC ۵۰

۳-۴-۱) ارتباط مقادیر تکین با مقادیر ویژه ۵۱

۳-۴-۲) تخمین فرکانسهای سیگنال با استفاده از MUSIC ۵۲
۳-۵) استفاده از MUSIC در تصویربرداری مایکروویو ۵۳
۳-۵-۱) هدفهای کاملا مجزا ۵۵
۳-۵-۲) روش Backpropagation ۵۸
۳-۵-۳) الگوریتم MUSIC ۵۹
۳-۵-۴) هدفهای نزدیک به هم ۶۱
۳-۶) بررسی عملکرد الگوریتم MUSIC در شرایط بدون نویز ۶۳
۳-۶-۱) اعمال الگوریتم MUSIC روی داده های آزمایشگاهی ۶۶

فصل چهارم : استفاده از روشهای مبتنی بر تئوری اطلاعات در تعیین تعداد پراکنده گرها **۷۲**
۴-۱) مقدمه ۷۲
۴-۲) تاثیر انعکاسهای داخلی بر مقادیر تکین ۷۴
۴-۲-۱) محاسبهٔ مقادیر ویژهٔ ماتریس SS^H ۸۰
۴-۳) تاثیر نویز بر مقادیر ویژه ۸۴
۴-۴) استفاده از روشهای مبتنی بر تئوری اطلاعات در تخمین تعداد پراکنده گرها ۸۹
۴-۴-۱) معرفی معیار حداقل طول توصیفی (MDL) ۹۰
۴-۴-۲) تعیین تعداد منابع با استفاده از MDL ۹۰
۴-۴-۳) تخمین تعداد پراکنده گرها با استفاده از MDL ۹۵
۴-۴-۴) اعمال MDL روی داده های آزمایشگاهی ۱۰۲
۴-۵) الگوریتم حداقل طول توصیفی فرکانسی (FMDL) ۱۰۶

فصل پنجم : حذف نویز با استفاده از روشهای پیش پردازش سیگنال **۱۱۶**
۵-۱) مقدمه ۱۱۶
۵-۲) نویز زدایی با استفاده از تبدیل موجک ۱۱۷
۵-۲-۱) تعیین مشخصات تبدیل موجک ۱۱۸
۵-۲-۲) تجزیه به صورت تجربی (EMD) ۱۲۱
۵-۲-۳) نویززدایی برپایهٔ EMD ۱۲۴
۵-۳) شبیه سازی ۱۲۵

فصل ششم : نتیجه گیری و پیشنهادات **۱۳۶**
۶-۱) نتیجه گیری ۱۳۶
۶-۲) پیشنهادات ۱۳۸
مراجع **۱۴۰**

فهرست شکلها

شکل (۲ـ۱): الف)، ج) یک سیستم تصویربرداری نمونه در دوحالت مختلف فرستنده-گیرنده، ب)، د) سیگنال دریافتی همراه با انعکاسهای داخلی ۱۴

شکل (۲-۲): موج در حال انتشار که به وسیلهٔ هر یک از عناصر دریافت می‌شود ۱۶

شکل (۲-۳): سیستم شکل دهندهٔ پرتوی باند باریک ۱۸

شکل (۲-۴): نمودار قطبی الگوی پرتو برای آرایه یکنواخت با ۱۰ حسگر به فاصلهٔ $D = \lambda / 2$ ۱۹

شکل (۲-۵): پرتوی آرایهٔ خطی با بهره‌های مساوی ۲۲

شکل (۲-۶): شبیه‌سازی تخمین DOA برای یک آرایهٔ خطی یکنواخت با ۱۰ حسگر و SNR=0dB و $D = \frac{\lambda}{2}$. مقایسه بین روش‌های تاخیر-جمع و MVDR کاپون ۲۳

شکل (۲-۷): ساختار کلی یک مسالهٔ پراکندگی مستقیم. شی داخل محیط توسط میدانی در راستای $\mathbf{r_0}$ مورد تابش قرارگرفته و میدان پراکنده شده در حالت دور آشکار می گردد ۳۰

شکل (۲-۸): یک سیستم سادهٔ تصویربرداری با ۳۶ فرستنده و گیرندهٔ منطبق و با فاصله های یکسان ۳۲

شکل (۲-۹): الف) تصویر حاصل از روش تاخیر و جمع، ب) سطح مقطع عرضی در محل هدفها ۳۳

شکل (۲-۱۰): الف) تصویر حاصل از روش کاپون، ب) سطح مقطع عرضی در محل هدفها ۳۴

شکل (۲-۱۱): الف، ج) تصویر حاصل از روشهای MUSIC و MUSIC-Like، ب، د) سطح مقطع عرضی در محل هدفها ۳۷

شکل (۳-۱): معکوس زمانی با استفاده از تعداد محدودی آرایه. شکل الف) انتشار مستقیم پالس. شکل ب) انتشار معکوس پالس معکوس زمانی شده ۴۲

شکل (۳-۲): معکوس زمانی با استفاده از تعداد محدودی آرایه. شکل چپ) انتشار مستقیم پالس. شکل راست) انتشار معکوس پالس معکوس زمانی شده ۴۲

شکل (۳-۳): دو هدف مجزا با فاصله نسبتا زیاد. هر بردار ویژهٔ ماتریس معکوس زمانی متناسب با یک هدف است ۴۹

شکل (۳-۴): سیگنال زمانی ناشی از یک گیرنده و تمرکز روی الف) هدف اول، ب) هدف دوم و ج) سیگنال ناشی از معکوس زمانی ۵۰

شکل (۳-۵): سیستم تصویربرداری با ۱۲ فرستنده و ۲۲ گیرنده ۶۴

شکل (۳-۶): مقادیر ویژهٔ ماتریس دادهٔ چندحالتی با وجود ۳ پراکنده گر ۶۴

شکل (۳-۷): شبه طیف حاصل از MUSIC در فرکانس $2\,GHz$ ۶۵

شکل (۳-۸): توموگرافی حاصل از شبه طیف MUSIC در $2\,GHz$ ۶۵

شکل (۳-۹): الف) مقادیر ویژه ب)توموگرافی حاصل از الگوریتم MUSIC با استفاده از مدل ۶۶

Foldy-Lax در فرکانس $2\ GHz$

شکل (۳-۱۰): سیستم جمع آوری داده آزمایشگاه CCRM، مارسی، فرانسه ۶۷

شکل (۳-۱۱): محل قرارگیری فرستنده، گیرنده و سیلندر ۶۸

شکل (۳-۱۲): محل قرارگیری هدفها ۶۸

شکل (۳-۱۳): گیرنده های مشترک در زاویه دید 75° ۶۹

شکل (۳-۱۴): توموگرافی حاصل از الگوریتم MUSIC با استفاده از داده های واقعی در فرکانس $2\ GHz$ ۶۹

شکل (۳-۱۵): سیستم تصویربرداری با تحریک یک فرستنده و تمام گیرنده ها ۷۰

شکل (۳-۱۶): توموگرافی حاصل از الگوریتم MUSIC با استفاده از داده های جمع آوری شده با روش MOM در فرکانس $2\ GHz$ ۷۱

شکل (۴-۱): شبه طیف حاصل از الگوریتم MUSIC در فرکانس $2\ GHz$ برای اهداف با فاصلهٔ الف) $\lambda/2$ ب) $\lambda/5$. ج)، د) مقایسهٔ رزولوشن MUSIC برای دو موقعیت فوق ۷۹

شکل (۴-۲): مقادیر تکین برای هدفهای با فاصلهٔ الف) $\lambda/2$ ب) $\lambda/5$ ۸۲

شکل (۴-۳): نسبت λ_2/λ_1 بر حسب فاصلهٔ بین هدفها در یک محیط بدون نویز ۸۴

شکل (۴-۴): تصویر توموگرافی برای سیستمی با ۳ پراکنده گر. الف) تشخیص درست تعداد پراکنده گرها، ب) اشتباه در تشخیص تعداد هدفها ۸۶

شکل (۴-۵): نسبت λ_3^n/λ_2^n بر حسب SNR ۸۸

شکل (۴-۶): مقادیر تکین در $SNR = 2dB$ ۸۸

شکل (۴-۷): الف) مقادیر تکین ب) تصویر توموگرافی با فرض ۲ هدف ج) مقدار MDL بر حسب تعداد اهداف مختلف د) توموگرافی بعد از اعمال MDL ۹۸

شکل (۴-۸): احتمال تخمین درست منابع برای MDL و تخمین معمولی در فرکانس $2GHz$ ۹۹

شکل (۴-۹): احتمال تخمین درست منابع برحسب تابعی از فاصلهٔ بین آنها در فرکانس $2GHz$ و $SNR = 5dB$ ۹۹

شکل (۴-۱۰): الف) احتمال تخمین درست منابع و ب) ضریب همبستگی برحسب تابعی از فاصلهٔ بین فرستنده ها در $2GHz$ ۱۰۰

شکل (۴-۱۱): الف) احتمال تخمین درست منابع با گروه بندی و بدون گروه بندی در حالتی که فاصلهٔ بین فرستنده ها 3° است ۱۰۱

شکل (۴-۱۲): اعمال MDL روی داده های الف) غیر مشترک ب) مشترک، تصویر توموگرافی حاصل از ج) داده های غیرمشترک و د) مشترک در $2GHz$ ۱۰۳

شکل (۴-۱۳): الف) ضرایب همبستگی ب) احتمال تخمین درست اهداف در $2GHz$ ۱۰۳

شکل (۴-۱۴): احتمال تخمین درست اهداف توسط FMDL و MDL ۱۰۸

شـــکل (۴-۱۵): احتمـــال تخمـــین درســـت اهـــداف توســـط FMDL و MDL در $2GHz$ و $SNR = 2dB$ ۱۰۸

شکل (۴-۱۶): مقـادیر تکـین داده هـای الـف) آزمایـشگاهی ب) شـبیه سـازی و مقـادیر تکـین زیرفضای نویز داده های ج) آزمایشگاهی د) شبیه سازی همه در حـضور دوهـدف و فرکانس $2GHz$ ۱۱۰

شکل (۴-۱۷): مقادیر EEF و MDL به صورت تابعی از تعداد منابع ۱۱۱

شکل (۴-۱۸): احتمال تخمین درست منابع با استفاده از EEF و FMDL و FMDL اصلاح شده به صورت تابعی از مقدار SNR ۱۱۲

شکل (۴-۱۹): احتمال تخمین درست منابع با استفاده از FMDL و FMDL سـفید شـده، الـف) داده های آزمایشگاهی ب) داده های شبیه سازی با ۸ فرستنده، ج) ۱۶ فرستنده و د) ۳۶ فرستنده ۱۱۵

شـکل (۵-۱): الـف-ج) محاسـبهٔ ضـرایب IMF اول و دوم. ه) ضـرایب IMF بـه همـراه سـیگنال باقیمانده ۱۲۳

شکل (۵-۲): محل دقیق پراکنده گرها ۱۲۶

شکل (۵-۳): دامنهٔ سیگنال دریافتی برحسب فرکانس ۱۲۶

شکل (۵-۴): دامنهٔ سیگنالهای نویزی و نویززدایی شده توسط موجک در $SNR = 5dB$ ۱۲۷

شکل (۵-۵): مقادیر تکین ماتریس نویزی در $SNR = 5dB$ ۱۲۸

شکل (۵-۶): مقادیر تکین ماتریس نویززدایی شده ۱۲۸

شکل (۵-۷): تصویر توموگرافی حاصل از MUSIC با فرض وجود یک پراکنـده گـر در سیـستم و $SNR = 5dB$ ۱۲۸

شکل (۵-۸): تصویر توموگرافی حاصل از MUSIC با فرض وجـود دو پراکنـده گـر در سیـستم و $SNR = 5dB$ ۱۲۹

شکل (۵-۹): تصویر توموگرافی حاصل از داده های نویززدایی شده با DSWT ۱۲۹

شکل (۵-۱۰): دامنهٔ سیگنال نویززدایی شده توسط موجک در $SNR = 5dB$ ۱۳۰

شکل (۵-۱۱): مقادیر تکین ماتریس نویزی در $SNR = 5dB$ ۱۳۰

شکل (۵-۱۲): مقادیر تکین ماتریس نویززدایی شده ۱۳۰

شکل (۵-۱۳): تصویر توموگرافی حاصل از MUSIC با فرض وجود سه پراکنده گر در سیـستم و $SNR = 5dB$ ۱۳۱

شکل (۵-۱۴): تصویر توموگرافی حاصل از داده های نویززدایی شده با DSWT ۱۳۱

شکل (۵-۱۵): نسبت $\lambda_3^n / \lambda_2^n$ حاصل از تبدیل موجک و EMD در مقایسه با داده های نویزی ۱۳۲

شکل (۵-۱۶): احتمال تخمین درست اهداف برحسب نسبت سیگنال به نویز در $2GHz$. الف) سیستم با دو هدف. ب) سیستم با سه هدف ۱۳۳
شکل (۵-۱۷): دامنهٔ نرمالیزه شده سطح مقطع عرضی تصویر توموگرافی ۱۳۳

فهرست جداول

جدول (۴-۱): تعداد هدفهای تخمین زده شده توسط FMDL سفیدشده به صورت تابعی از درصد میانگین اضافه شده به مقادیر ویژه ۱۱۳
جدول (۵-۱): مقدار RMSE سه روش برحسب میلیمتر در محیطی با سه پراکنده گر ۱۳۴
جدول (۵-۲): مقدار RMSE سه روش برحسب میلیمتر در محیطی با سه پراکنده گر ۱۳۵

حروف اختصاری

AF: Array Factor

BSS: Blind Source Separation

CT: Computerized Tomography

CP: Complex Permittivity

DOA: Direction Of Arrival

DSB: Delay and Sum Beamformer

DSWT: Discrete Stationary Wavelet Transform

DTFT: Discrete Time Fourier Transform

EEF: Exponentially Embedded Family

EMD: Empirical Mode Decomposition

EMD-IT: EMD Interval Thresholding

EVD: Eigen Value Decomposition

FBP: Filtered Back Projection

FMDL: Frequency Minimum Description Length

IMF: Intrinsic Mode Function

LF: Likelihood Function

MDL: Minimum Description Length

MI: Microwave Imaging

ML: Maximum Likelihood

MOM: Method Of Moments

MRI: Magnetic Resonance Imaging

MSR matrix: MultiStatic Response matrix

MUSIC: MUltiple SIgnal Classification

MVDR: Minimum Variance Disrortion Response

PDF: Probability Density Function

RLR: Rayleigh Limit Resolution

RMDL: Robust MDL

RMSE: Root Mean Square Error

SCM: Sample Covariance Matrix

SD: Standard Deviation

SNR: Signal to Noise Ratio

SRI: Super Resolution Imaging

SVD: Singular Value Decomposition

TD-DORT: Time-Domain DORT

TDOA: Time Delay Of Arrival

TM: Transverse Magnetic

TR: Time Reversal

TRA: Time Reversal Array

ULA: Uniform Linear Array

UT: Universal Thresholding

چکیده:

الگوریتم MUSIC روشی مطرح در تصویربرداری مایکروویو جهت مکان یابی پراکنده گرها با تفکیک پذیری بسیار بالاست. این الگوریتم نسبت به بازتابهای چندگانهٔ بین پراکنده گرها مستحکم بوده و تفکیک پذیری بسیار مناسبی در این حالت دارد. مشکل عمدهٔ این روش تعیین دقیق تعداد پراکنده گرها و یا بُعد زیرفضای سیگنال جهت مکان یابی صحیح اهداف است. تشخیص تعداد پراکنده گرها برمبنای تعیین تعداد مقادیر ویژهٔ زیرفضای سیگنال انجام می پذیرد که این کار در صورت عدم وجود نویز در سیستم، به راحتی و با مشاهدهٔ مقادیر ویژهٔ عمدهٔ ماتریس داده ها امکان پذیر است. وجود نویز باعث می شود تا ابهام در تخمین تعداد پراکنده گرها بوجود آید که رساله حاضر بطور اعم به این موضوع پرداخته و راهکارهایی را ارائه داده است.

این رساله اثبات می کند که با افزایش انعکاسهای داخلی بین پراکنده گرها، مقادیر ویژهٔ بزرگتر ماتریس معکوس زمانی به تدریج افزایش یافته و مقادیر ویژهٔ کوچکتر مرتبا کاهش خواهند یافت. در این صورت وجود نویز همراه با انعکاسهای داخلی بین پراکنده گرها باعث خواهد شد تا مقادیر ویژهٔ زیرفضاهای سیگنال و نویز به هم نزدیک شده و تشخیص بُعد زیرفضای سیگنال با مشکل همراه شود. به همین منظور الگوریتم MDL که قابلیتهای مناسبی در تشخیص تعداد منابع در مقادیر پایین سیگنال به نویز دارد به کار گرفته شده است. همچنین با توجه به عملکرد متفاوت این الگوریتم در فرکانسهای مختلف، روش جدیدی ارائه شده که هم بر پایهٔ فرستنده ها و هم فرکانسهای مختلف عمل می کند. نتایج ارائه شده نشان دهندهٔ بهبود عملکرد روش FMDL در تشخیص تعداد پراکنده گرها تا میزان 5dB نسبت به الگوریتم MDL است.

در نسبتهای خیلی پایین سیگنال به نویز ابعاد زیرفضای سیگنال و نویز تغییر کرده و عملکرد MUSIC مختل خواهد شد. در چنین مواردی حتی دانستن تعداد اهداف هم کمکی به تشخیص محل آنها نخواهد کرد. جهت رفع این مشکل از روش نویززدایی مبتنی بر تبدیل موجک ایستان گسسته (Discrete Stationary Wavelet Transform) جهت کاهش نویز و بهبود کارایی MUSIC استفاده کرده ایم. استفاده از نویز زدایی بعنوان پیش پردازش نشان دهندهٔ افزایش کارایی الگوریتمهای تعیین تعداد اهداف است.

فصل اول

مقدمه

۱-۱- پیش گفتار

روش تابش انرژی به یک شیء از جهتهای متفاوت و جمع آوری اطلاعات حاصل از عبور یا انعکاس انرژی و فرم دهی یک تصویر از سطح مقطع شیء، تصویربرداری سطح مقطعی[۱] یا توموگرافی نامیده می شود. اطلاعات حاصل، در اصل همان پرتوها[۲] یا به عبارت دیگر انتگرال تصویر در مسیری با زاویه تابش مشخص بوده و بازسازی یک تصویر از روی این اطلاعات را روش توموگرافی کامپیوتری (CT[۳]) یا سی تی اسکن می نامند. به عنوان مثال، در این روش از اشعه ایکس برای ایجاد تصاویر بافتهای بدن انسان، براساس ضریب تضعیف این اشعه در بافتها استفاده می شود [۱-۴].

از نظر تاریخی، حل مسألهٔ بازسازی یک تصویر از پرتوهای آن در سال ۱۹۱۷ توسط یک ریاضیدان به نام رادون مطرح گردید[۵] که پس از اختراع اسکنر توموگرافیک کامپیوتری اشعه ایکس[۴] توسط هونزفیلد و ابداع یکسری از الگوریتمهای بازسازی توسط آلن کرماک در سال ۱۹۷۲ کاربرد واقعی خود را به عنوان روش تصویربرداری توموگرافیک به دست آورد. در این الگوریتمها، اطلاعات پرتوها به طور کامل با نتایج حاصل از مدلهای تئوری مطابقت نداشتند و در نتیجه لازم بود

---

[1] . Cross Sectional Imaging
[2] . Projections
[3] . Computerized Tomography
[4] . X-Ray

تا آنها نیز برای افزایش کیفیت تصاویر بهینه شوند. از مهمترین گامهای برداشته شده در این زمینه می توان پیشرفتهای حاصل در الگوریتمهای بازسازی تصاویر توموگرافی محاسباتی اشعه ایکس را بیان نمود که یکی از آنها بکارگیری الگوریتمهای کانولوشن BPJ[1] در روشهای بازسازی تصاویر بود. استفاده از این الگوریتم، نه تنها زمان پردازش مورد نیاز برای بازسازی را به صورت قابل ملاحظه ای کاهش داد بلکه تصویر حاصل از آن نیز بسیار دقیق بود و باعث شد تا تولیدکنندگان اسکنرهای توموگرافیک اشعه ایکس، شروع به ساخت سیستمهایی با قابلیت بازسازی تصاویر 256×256 و 512×512 نمایند که از نظر عکسبرداری نیز مناسب بودند [۵].

با این وجود پس از گذشت سه دهه استفاده از روش سی تی اسکن (CT) نشان داده شده که روش معمول تصویربرداری اشعه مستقیم از بافتهای نرم بدن مانند تشخیص سرطان سینه (ماموگرافی اشعه ایکس) دارای خطای قابل ملاحظه ای بوده و در تشخیص دچار اشتباه می شود[۴]. علاوه براین به علت زیانبار بودن اشعه ایکس، این روش برای برخی کاربردهای مهم نظیر تصویربرداری از بافتهای درونی بدن چندان مناسب نمی باشد. از این رو روشهای دیگر تصویربرداری به کمک منابعی از انرژی نظیر رادیوایزوتوپها، امواج ماوراء صوت و مایکروویو، به دلیل قابلیتهای چشمگیر در بهبود کیفیت تصاویر منتج و غیر زیانبار بودن، کاربرد ویژه ای پیداکرده اند [۴].

از نظر انتشار امواج یک تفاوت اساسی بین تصویر برداری با اشعه ایکس و تصویر برداری با منابع دیگر نظیر ماوراء صوت و مایکروویو وجود دارد. اشعه ایکس در یک مسیر مستقیم بدون پدیدهٔ پراش[2] سیر می کند ولی اشعه مایکروویو و ماوراء صوت اغلب در مسیر مستقیم سیر نکرده و در این صورت وقوع پدیدهٔ پراش حتمی است که با کاهش اندازهٔ ناهمگنی شیء نسبت به طول موج، تاثیر این پدیده افزایش می یابد. با وجود مشکل پدیدهٔ پراش، به علت مزایای مهم، تصویربرداری با اشعهٔ مایکروویو در کاربردهایی نظیر تشخیص سرطان سینه، همچنان به عنوان یک روش امیدوارکننده شناخته می شود[۶].

[1] . Backprojection

[2] . Diffraction

به طور کلی تصویربرداری مایکروویو (MI[1]) عبارت از هدایت و انجام یک سری اندازه گیریهای الکترومغناطیس در باند مایکروویو (محدودهٔ فرکانسی ۲ تا ۱۰ گیگا هرتز)، بر روی یک شیء و سپس استخراج پارامترهای مهم (نظیر شکل و موقعیت) آن شیء از داده های حاصل شده است. چالش اصلی برای رقابت روش تصویر برداری مایکروویو با سایر روشهای دقیق تصویر برداری مانند MRI[2]، رزولوشن پایین تر این روش تصویربرداری می باشد. روش تصویربرداری مایکروویو توسط پژوهشگران ژئوفیزیک برای تستهای غیرمخرب[3] بر روی زمین [۷]، مصارف نظامی از قبیل هالوگرافی داده های رادار، پردازش داده های GPR[4] [۸و۹]، بیوپزشکی[۳]، مهندسی عمران و کنترل ساختارهای فلزی عمیق به منظور آشکارسازی عیوب، تغییرات یا شکافهای ایجاد شده در این ساختارها[۱۰-۱۲]، تشخیص ساختار کریستال و پراکندگی معکوس موج الاستیک[۱۳] به کار گرفته شده است.

مسالهٔ تصویربرداری مایکروویو یک مساله پراکندگی معکوس[5] بوده و روشهای مختلفی جهت حل این مساله ارائه گردیده است. یک دسته از این روشها بر مبنای تقریب های خطی به یک روش توموگرافی به نام DT[6] منجر شده اند. در سال ۱۹۶۹، ولف[7]، روش جدیدی را بر مبنای تقریب بورن[8] ارائه داد [۱۴]. ولف نشان داد که چگونه می توان از اندازه گیریهای میدان برای تولید بازسازیهایی در مدل بورن استفاده نمود. فرمول پیشنهادی وی در سال۱۹۷۵ توسط آی واتا[9] و ناگاتا[10] با استفاده از مفهوم تقریب Rytov توسعه یافت[۱۵]، تا سال ۱۹۷۹ که مولر[11] به کمک مفهوم دو تقریب Born و Rytov الگوریتمهایی بر مبنای درونیابی فوریه در مسألهٔ معکوس ارائه

---

[1] . Microwave Imaging
[2] . Magnetic Resonance Imaging
[3] . Noninvasive Testing
[4] . Ground Penetrating Radar
[5] . Inverse Scattering Problem
[6] . Diffraction Tomography
[7] . Wolf
[8] . Born
[9] . Iwata
[10] . Nagata
[11] . Mueller

داد[۱۶] و در سال۱۹۸۲، دیونی[1] به الگوریتم معکوسی به نام الگوریتم FBP[2] درDT، برای داده های میدان پراکندگی با اعمال همان دو تقریب، دست یافت[۱۷]. الگوریتم FBP به عنوان یکی از روشهای بازسازی تصویر با کیفیت بالا شناخته شده [۱۳] و در کاربردهای مختلف آن نیز اصلاحاتی توسط دیونی [۱۸] و مارچ[3] [۱۹] انجام شده است.

تحقیقات جدی بر روی بکارگیری تصویر برداری مایکروویو در مهندسی پزشکی از دهۀ ۹۰ آغاز شده و ساخت دستگاه های نمونه MI، پتانسیل بالای کاربردی این روش را نشان داده است[۲۰]. کاربردهای پزشکی این روش شامل تشخیص سرطان سینه، تصویربرداری از سر انسان، تشخیص سرطان ریه، جگر و شش، تصویر برداری از استخوان و تشخیص کم خونی موضعی در اجزای مختلف انسان می باشد. در این کاربردها بافت موردنظر در یک محیط زمینۀ همگن قرار گرفته و توسط تعدادی فرستندۀ باند مایکروویو تحت تشعشع قرار می گیرد. میدان الکترومغناطیسی پراکنده شدۀ ناشی از بافت و ناهمگنی های موجود در آن توسط تعدادی گیرنده دریافت گردیده و سپس با پردازش داده های اندازه گیری شده، امکان بازسازی توزیع گذردهی مختلط[4] (CP) بافت و تشخیص موقعیت، شکل و تعداد پراکنده گرهای موجود در آن (سلولهای سرطانی) فراهم می شود. از نقطه نظر تئوری الکترومغناطیس، بازسازی CP یک مسألۀ پراکندگی معکوس می باشد. تئوری پراکندگی، مطالعه و بررسی اثر محیطهای غیرهمگن بر روی امواج برخوردکننده به آن محیطها است که به دو دسته قابل تقسیم می باشد:

الف) مسائل پراکندگی مستقیم[5] که در آنها با در دست داشتن ساختمان محیط و مانع واقع در آن و همچنین اطلاعات مربوط به موج تابیده شده، نحوۀ پراکندگی موج در محیط مورد بررسی قرار می گیرد.

---

[1] . Devaney
[2] . Filtered Back Projection
[3] . Murch
[4] . Complex Permittivity
[5] . Forward Scattering problems

حل مسائل مستقیم شامل حل معادلات دیفرانسیل یا حل معادله انتگرالی میدان الکتریکی[1] به ازای توزیع گذردهی معین می باشد. معادله انتگرالی میدان الکتریکی که در آن میدان داخل شیء بصورت تابعی از خودش ظاهر می شود، یک معادله انتگرالی غیر خطی بوده و نمی توان یک جواب تحلیلی برای آن ارائه کرد. دو نوع رویکرد جهت حل معادله انتگرالی میدان وجود دارد.

در نوع اول، معادلات ماکسول در حوزه زمان بطور عددی حل شده و برای کاربردهای باند وسیع مناسب می باشد. روشهای FDTD[2]، FVTD[3] و FETD[4] نمونه هایی از رویکرد حوزه زمان می باشند [۲۱-۲۳]. در این روشها، فضا بوسیله یک شبکه سلولی جزء جزء شده و حضور شیء پراکنده گر توسط پارامتر های گذردهی الکتریکی، نفوذ پذیری مغناطیسی و هدایت الکتریکی در نقاط مختلف شبکه مشخص می شود. محاسبهٔ میدان به ازای یک منبع پالسی با پهنای باند فرکانسی وسیع به کمک پله پله کردن زمان صورت می گیرد. خطای ناشی از غیر ایده آل بودن شرایط مرزی، بار محاسباتی بالا و افزایش این دو با بزرگتر شدن اندازه شیء از جمله محدودیتهای این روشها می باشند. نوع دوم، رویکرد حوزه فرکانس می باشد که در آن معادلات فازوری ماکسول بطور عددی برای یک فرکانس خاص حل شده و لذا برای کاربردهای باند باریک مناسب هستند. یک نمونه از چنین رویکردی، روش MOM[5] است. این روش، معادلهٔ انتگرالی ماکسول را جزء جزء کرده و به معادله ماتریسی خطی تبدیل و سپس حل می کند. روش MOM، یک روش دقیق بوده ولی به علت معادلات ماتریسی حجیم حاصل شده، دارای سرعت کم و محدود به اشیاء با اندازهٔ کوچک می شود. از جمله روشهای دیگر حوزه فرکانس، PO[6]، GTD[7] و UTD[8] هستند که بر اساس بسط حدی میدان کار می کنند [۲۴-۲۶]. این بسطها تنها وقتی ابعاد شیء بسیار بزرگتر از طول موج باشد معتبر بوده و لذا برای فرکانسهای بالا مناسب هستند. روش دیگر حوزه فرکانس، بر

---

1 . Electric Field Integral Equation
2 . Finite Difference Time Domain
3 . Finite Volume Time Domain
4 . Finite Element Time Domain
5 . Method of Moment
6 . Physical Optics
7 . Geometrical Theory of Diffraction
8 . Uniform Theory of Diffraction