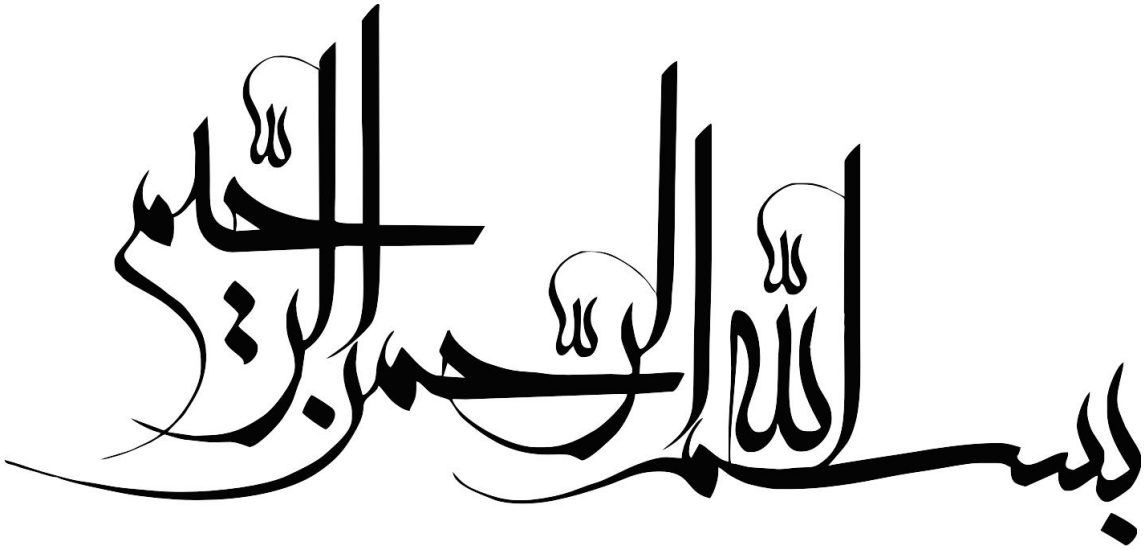
بسم الله الرحمن الرحيم

وزارت علوم، تحقیقات و فناوری

دانشگاه دامغان

دانشکده ریاضی و علوم کامپیوتر

پایان‌نامه کارشناسی ارشد
ریاضی کاربردی (گرایش آنالیز عددی)

مسائل نفوذ و کاربرد آنها در MRI

توسط:

مریم کوهی

استاد راهنما:

دکتر مرتضی گرشاسبی

استاد مشاور:

دکتر رضا پورقلی

دی ۱۳۸۹

به نام خدا

مسائل نفوذ و کاربرد آنها در MRI

توسط:

مریم کوهی

پایان‌نامه

ارائه شده به تحصیلات تکمیلی دانشگاه به عنوان بخشی از فعالیت‌های تحصیلی لازم

برای اخذ درجه کارشناسی ارشد

در رشته

ریاضی کاربردی (گرایش آنالیز عددی)

از دانشگاه دامغان

ارزیابی و تأیید شده توسط کمیته پایان‌نامه با درجه: **عالی**

دکتر مرتضی گرشاسبی استادیار دانشگاه دامغان (استاد راهنما)

دکتر رضا پورقلی استادیار دانشگاه دامغان (استاد مشاور)

دکتر سید هاشم طبسی استادیار دانشگاه دامغان (داور اول)

دکتر علی عباسی ملایی استادیار دانشگاه دامغان (داور دوم)

دکتر ناصر هاشمی استادیار دانشگاه دامغان (نماینده تحصیلات تکمیلی)

دی ۱۳۸۹

تقدیم به

برادر عزیزم، علی

خدای را بسی شاکرم که از روی کرم برادران فداکار نصیبم ساخته تا در سایه درخت پربار وجودشان بیاسایم و با گرمای وجودشان در راه کسب علم و دانش تلاش نمایم.

سپاسگزاری

از بام تا شام الحمدالله — از شام تا بام الحمدالله

از یوم تا یوم از شهر تا شهر — از عام تا عام الحمدالله

از آی آغاز دار هستی — تا میم انجام الحمدالله

خدا را شاکرم که افتخار شاگردی استاد فرزانه‌ای چون دکتر مرتضی گرشاسبی را داشتم که هم به لحاظ علمی نخبه و هم به لحاظ رفتاری کم نظیرند. به واقع زبانم در بیان زحمات ایشان قاصر می‌باشد و به پاس الطافشان از خداوند متعال توفیق روزافزون ایشان را خواستارم. هم چنین از جناب آقای دکتر رضا پور قلی که زحمت قبولی مشاوره اینجانب را متقبل شدند، تشکر می کنم. از آقای دکتر امید سلیمانی فرد که همیشه یاناتشان راهنمایم بود، سپاسگزارم. از اینکه توفیق شاگردی اساتید مجربی نصیب این حقیر شد بر خود می بالم.

از پرفسور O.B. Awojoyogbe استاد فیزیک دانشگاه نیجریه که با در اختیار قرار دادن مقاله هایشان در پیشبرد پایان نامه کمک زیادی نمودند، سپاس فراوان دارم. از اساتید فیزیک این دانشگاه جناب آقای دکتر کاظم فاقمی و جناب آقای دکتر شهرام عباسی و هم چنین از آقای دکتر محمود نظرپور استاد فیزیک دانشگاه سهند تبریز که همیشه با راهنمایی هایشان یاریگری خوب در مسیر کارم بودند تشکرم.

از آقای دکتر محمد رمضان پور به خاطر در اختیار قرار دادن فونت پایان نامه در xepersian کمال امتنان را دارم.

از تمام دوستان و همکلاسی هایم که در این مدت زحمات زیادی برایم کشیدند، کمال سپاس را دارم و در پایان از خانواده‌ام که همواره در زندگی پشتیبانی محکم برایم بودند و رسیدن به این جایگاه را مدیون زحمات بی دریغ شان هستم، تمام عمر سپاسگزارم.

چکیده

مسائل نفوذ و کاربرد آنها در MRI

به وسیله‌ی:
مریم کوهی

در این پایان‌نامه به مدل‌سازی ریاضی و بررسی عمل تصویربرداری با استفاده از پدیده تشدید مغناطیسی (MRI) در رگ‌های خونی پرداخته شده است. ابتدا در فصل اول عملکرد دستگاه‌هایی که توسط آنها MRI انجام می‌شود، بررسی شده‌اند. در فصل دوم مقدمات مربوط به بررسی ریاضی MRI ارائه شده است. در فصل سوم به مدل‌سازی ریاضی پدیده تشدید مغناطیسی در رگ‌های خونی پرداخته شده است. ملاحظه می‌شود که در نهایت مدل ریاضی نتیجه شده به صورت یك دستگاه معادلات دیفرانسیل، معروف به معادلات بلاك به دست می‌آید. در فصل چهارم معادله دیفرانسیل حاصل با چند روش تحلیلی از جمله با استفاده از معادلات بسل و روش WKB و چندجمله‌ای‌های باباکر حل شده‌اند. در نهایت در فصل پنجم به بررسی عددی معادله بلاك پرداخته شده است.

واژگان کلیدی: MRI، معادلات بلاك، روش WKB، معادلات بسل، چندجمله‌ای باباکر، روش تفاضلات متناهی.

فهرست مطالب

فهرست مطالب د

فهرست جدول‌ها ه

فهرست شکل‌ها و

۱ شرح فیزیکی عملکرد MRI ۲

۱-۱ مقدمه ۲

۱-۲ سیر و رشد تحولی ۲

۱-۳ ساختمان اسکنر MRI ۴

۱-۴ گرادیان‌ها ۶

۱-۵ سیستم فرستنده امواج رادیویی ۶

۱-۶ ساختمان اتمی ۶

۱-۷ حرکت در اتم ۷

۱-۸ حرکت تقدیمی ۹

۱-۹ تشدید ۱۰

۱-۱۰ آسایش اسپین- شبکه ۱۱
۱-۱۱ آسایش اسپین-اسپین ۱۲
۱-۱۲ کنتراست تصویر ۱۳
۱-۱۳ بازیافت T_1 در چربی ۱۴
۱-۱۴ بازیافت T_1 در آب ۱۵
۱-۱۵ استحاله T_2 در چربی ۱۵
۱-۱۶ استحاله T_2 در آب ۱۵
۱-۱۷ ارزش‌گذاری تصویر بر مبنای T_1 . . . . . ۱۶
۱-۱۸ ارزش‌گذاری تصویر بر مبنای T_2 . . . . . ۱۷
۱-۱۹ ارزش‌گذاری تصویر بر مبنای دانسیته پروتونی ۱۷
۱-۲۰ استحاله T_2^* ۱۸
۱-۲۱ پارامترهای زمان بندی در اسپین اکو ۲۰
۱-۲۲ گرادیان اکو ۲۱
۱-۲۳ پارامترهای زمان بندی در گرادیان اکو ۲۱
۱-۲۴ انتخاب مقطع ۲۳
۱-۲۵ ضخامت مقطع ۲۴
۱-۲۶ کدگذاری فرکانس ۲۵
۱-۲۷ کدگذاری فاز ۲۶
۱-۲۸ فضای k ۲۸
۱-۲۹ تصویربرداری توسط بخشی از اکو ۳۱
۱-۳۰ انواع جمع آوری داده‌ها ۳۲
۱-۳۱ زمان‌بندی اسکن ۳۳
۱-۳۲ اسپین اکو معمولی ۳۳
۱-۳۳ اسپین اکو سریع ۳۴

۲ تعاریف و قضایای مقدماتی **۳۵**

۲-۱ معادله بسل ۳۵

۲-۲ چندجمله‌ای چپیشف ۳۶

۲-۳ چندجمله‌ای باباکر ۳۸

۲-۴ تبدیلات فوریه ۴۱

۲-۵ معادله دیفرانسیل هرمیت ۴۲

۲-۶ روش تفاضلات متناهی ۴۳

۲-۷ مسائل مقدار مرزی خطی ۴۶

۲-۸ پایداری جواب ۴۷

۲-۹ روشWKB ۴۸

۳ مدل‌سازی ریاضی MRI **۵۴**

۴ حل تحلیلی معادله دیفرانسیل بلاك **۵۹**

۴-۱ حل تحلیلی معادله بلاك با استفاده از توابع بسل ۵۹

۴-۲ حل تحلیلی معادله بلاك با استفاده از WKB ۶۱

۴-۳ حل تحلیلی معادله بلاك با استفاده از تبدیلات فوریه ۶۴

۴-۴ جواب تحلیلی معادله بلاك با استفاده از چندجمله‌ای‌های $m-$باباکر ۶۷

۴-۵ جواب تحلیلی معادله بلاك با استفاده از دستگاه مختصات کروی ۶۹

۴-۶ جواب تحلیلی معادله بلاك با استفاده از تبدیلات ۷۵

۵ روش عددی حل معادله بلاك **۷۹**

۵-۱ بررسی عددی معادله بلاك در حالات خاص ۷۹

۵-۲ بررسی عددی معادله بلاك با استفاده از روش تفاضلات متناهی ۸۹

۵-۳ بحث و نتیجه‌گیری ۹۳

مراجع **۹۴**

واژه‌نامه فارسی به انگلیسی **۹۸**

فهرست جدول‌ها

۵-۱ جواب تحلیلی و عددی معادله (؟؟) و مقایسه بین آنها ۸۱

۵-۲ جواب تحلیلی و عددی معادله (؟؟) و مقایسه بین آنها ۸۴

۵-۳ جواب تحلیلی و عددی معادله (؟؟) و مقایسه بین آنها ۸۶

۵-۴ جواب عددی معادله (؟؟) ۸۸

۵-۵ جواب عددی معادله (؟؟) ۸۹

۵-۶ جواب عددی روش کرانک-نیکلسون ۹۲

فهرست شکل‌ها

۱-۱ دو گروه انرژی در هیدروژن ۸

۱-۲ حرکت تقدیمی ۹

۱-۳ منحنی بازیافت T_1 . . . . . ۱۲

۱-۴ منحنی استحاله T_2 . . . . . ۱۳

۱-۵ بازیافت T_1 در چربی ۱۴

۱-۶ بازیافت T_1 در آب ۱۵

۱-۷ استحاله T_2 در چربی ۱۶

۱-۸ استحاله T_2 در آب ۱۶

۱-۹ تفاوت‌های T_1 بین چربی و آب ۱۷

۱-۱۰ تفاوت‌های T_2 بین چربی و آب ۱۸

۱-۱۱ بازهم‌فازی به وسیله پالس ۱۸۰ درجه ۲۰

۱-۱۲ توالی پالس اسپین اکو ۲۰

۱-۱۳ توالی پالس گرادیان اکو ۲۲

۱-۱۴ زمان‌بندی کدگذاری فرکانس در اسپین اکو ۲۶

۱-۱۵ فاز را به عنوان عقربه‌های ساعت تصور کنید ۲۷
۱-۱۶ زمان‌بندی کدگذاری فاز در اسپین اکو ۲۸
۱-۱۷ زمان‌بندی گرادیان در اسپین اکو ۲۸
۱-۱۸ فضای k ۳۰
۱-۱۹ موج سینوسی ۳۱

۱-۲ چندجمله‌ای‌های باباکر (مرتبه فرد) ۳۹
۲-۲ چندجمله‌ای‌های باباکر (مرتبه زوج) ۳۹

۱-۳ یك مدل ساده رگ‌های خونی ۵۴

۱-۴ انتقال کلی جریان سیال از شعاع بالا a به شعاع پایین b ۶۱
۲-۴ مثلث تعریف شده زاویه فازی، واکنش NMR ۶۶

پیشگفتار

پیشرفت روزافزون علم پزشکی به حدی است که زمان دو برابر شدن علم پزشکی به کمتر از دو سال رسیده است، که این پیشرفت در شاخه تصویربرداری پزشکی واضح‌تر است. روش تصویربرداری با تشدید مغناطیسی (MRI) با ارائه کنتراست خارق‌العاده بافت‌های نرم و امکان استفاده از سایر اطلاعات تشخیص، همچون تصویربرداری به عنوان یك روش ارزشمند و جالب در تصویربرداری پزشکی مطرح می‌باشد. پیشرفت دستگاه‌های MRI و کشف و ابداع روش‌های جدید در تصویربرداری با MRI موجب استفاده روزافزون پزشکان از MRI شده است. در این میان درك و تفسیر تصاویر MRI از جایگاه ویژه‌ای برخوردار است، که خود وابستگی شدیدی به درك فیزیك و ریاضی MRI دارد.

فصل ۱

شرح فیزیکی عملکرد MRI

۱-۱ مقدمه

تصویر تشدید مغناطیسی MRI [۱] روش تولید تصاویر با جزئیات کامل از بافت‌ها و ارگان‌های بدن بدون استفاده از پرتوهای ایکس و پرتوهای یونیزه شده می‌باشد. همین مزیت باعث تمایز آن از عکس‌برداری به کمك اشعه ایکس شده است. کلیه مطالب این فصل از مرجع [۲۷] می‌باشد.

۱-۲ سیر و رشد تحولی

پدیده تشدید در مورد هسته‌های اتم اولین بار توسط فلیکس بلانچ [۲] و ادوارد بورسل [۳] در سال ۱۹۴۶ کشف شد. این دو دانشمند به خاطر این کار در سال ۱۹۵۲ جایزه نوبل دریافت کردند. هسته اتم‌ها دارای بسامدهای متفاوت هستند. اگر این بسامدها مشخص شوند، آنگاه می‌توان از این پدیده در تعیین

[۱] Magnetic Resonance Imaging

[۲] Flix-Blonc

[۳] Edvard-Borsel

نوع اتم استفاده کرد. در بین سال‌های ۱۹۵۰ تا ۱۹۷۰ با تکیه بر این ویژگی NMR [۴] (یا تشدید مغناطیسی هسته‌ای)، ابداع شد که از آن برای تشخیص ساختمان فیزیکی و شیمیایی مولکول‌ها استفاده می‌شود. در سال ۱۹۷۰ بود که دریافتند اگر نیروی محرك را در هسته‌هایی که در اثر پدیده تشدید انرژی دریافت کرده و دامنه نوسان آنها افزایش یافته است قطع کنیم، هسته‌ها با از دست دادن انرژی به صورت امواج الکترومغناطیسی و مقداری هم گرما به حالت پایه خود بر می‌گردند، این زمان برگشت به حالت پایه در ترکیبات مختلف متفاوت است. با شناسایی این پدیده سعی کردند از این ویژگی برای ایجاد تصاویر استفاده کنند که پایه روشی به نام MRI شده است. در همان سال پزشك و فیزیکدان امریکایی به نام دکتر ریموند دامادین [۵] تصمیم گرفت اسکنری را برای تصویربرداری از بدن انسان بسازد و همین مسئله نقطه عطفی را در دنیای تصویربرداری به وجود آورد. او در آزمایش‌های خود سلول‌های بدخیم را از طریق جراحی وارد بدن موش‌ها نمود و سپس آنها را مورد آزمون NMR قرار داد، دامادین متوجه شد که بافت توموری موش‌ها به تحریك مغناطیسی پاسخ می‌دهد و اگر موش‌ها را با یك پالس تشدید کننده بمباران کند، هنگامی که گشتاور دوقطبی‌های مغناطیسی به حالت تعادل و آرامش می‌رسند هر یك از بافت‌های سالم و توموری یك نوع سیگنال خاص خود را منتشر می‌کنند. این سیگنال‌ها بر حسب اینکه مربوط به بافت‌های سالم یا ناسالم باشند، می‌توانند کنتراست خاصی را بر روی تصویر ایجاد کنند. همین مسئله باعث شد تا فکر ساخت دستگاه تصویربرداری به مغز وی خطور کرد. دکتر دامادین در اوایل دهه ۱۹۷۰ متوجه شد که ساختمان آب در تصویربرداری MRI عنصری بسیار حیاتی است، زیرا هر مولکول آب در واقع یك دوقطبی بسیار قوی است. دکتر دامادین بالاخره در روز سوم ژولای ۱۹۷۷ اولین دانسیته پروتونی[۶] از بدن انسان تهیه کرد. دکتر دامادین نام اولین اسکنر خود را سرکش گذاشت. این دستگاه اکنون در مرکز تکنولوژی اسمیتسون واشنگتون قرار دارد.

در سال ۱۹۷۲ دکتر پل لاتربور [۷] به منظور تصویربرداری از قسمت‌های دلخواه حیوانات و گیاهان،

---

[۴] Nuclear Magnetic Resonance

[۵] Rimond Damadyan

[۶] Poroton Density

[۷] Paul Lauterbur

گرادیان G_xو G_y و G_z را طراحی و از آنها استفاده نمود.

دکتر ارنست [۸] در دهه ۱۹۶۰ با ابداع محور مختصات فاز و فرکانس بر روی شبکه ماتریس MR حساسیت آشکارسازی سیگنال‌های MRI را افزایش داده و همینطور از تبدیل فوریه در روند تصویربرداری فضایی استفاده نمود. علاوه بر آن حساسیت و تعادل بین زاویه چرخش را افزایش داد.

سر پیتر هانسفیلد [۹] در دهه ۱۹۸۰ به دلیل کشف تصویربرداری گرادیان اکو در مقابل تصویربرداری مولتی اکو مشهور است.

۱-۳ ساختمان اسکنر MRI

دستگاه MRI از یك مکعب در ابعاد ۳ * ۲ * ۲ طراحی شده و از یك منفذ یا کالیبر مغناطیسی تشکیل شده است که از جلو به سمت عقب حرکت می‌کند. سیستم اصلی مورد استفاده در دستگاه MRI عبارتند از

۱- میدان مغناطیسی استاتیك

۲- فرستنده RF

۳- گرادیان مغناطیس قائم قابل کنترل

مگنت‌ها بزرگترین و گرانبهاترین قسمت اسکنر MRI هستند و باقی قسمت‌ها در اطراف این مگنت‌ها ساخته می‌شوند، دقت و قدرت این آهن‌ربا به شدت برای تولید تصویر مهم است، به طوری که در منفذ MRI باید خطوط میدان یکنواخت برقرار باشد. به طور کلی انواع مغناطیس‌های مورد استفاده در MRI جهت ایجاد میدان یکنواخت در منفذ به سه دسته تقسیم می‌شوند.

---

[۸] Ernst

[۹] Sir Peter Mansfield

۱-۳-۱ مغناطیس دائمی یا آهن‌ربای ثابت

این مغناطیس‌ها از مواد فرومغناطیس تشکیل شده‌اند و می‌توانند برای ایجاد میدان مغناطیسی استاتیك استفاده شوند. آنها بسیار حجیم هستند به طوری که وزن آنها می‌تواند حتی به ۱۰۰ تن نیز برسد. مزیت آهن‌ربای ثابت هزینه نگهداری کمتر آنها است، اما پایداری مغناطیسی کم و عدم امکان تعویض آنها در صورت بروز مشکل از معایب آنها به شمار می‌رود. این آهن‌رباها دارای شدت میدانی در حدود ۰/۵ تا ۵ تسلا می‌باشند.

۱-۳-۲ مغناطیس مقاومتی

این مغناطیس‌ها بر اساس خاصیت القای مغناطیسی در اثر عبور جریان الکتریکی از سیم پیچ ساخته می‌شوند، که توانایی تشکیل میدانی به شدت ۵ تسلا را دارا می‌باشند. در واقع این نوع مغناطیس سیم‌پیچ از جنس مس است که تشکیل یك آهن‌ربای متناوب را می‌دهد. از مزایای آن می‌توان به قیمت ارزان آن اشاره کرد، ولی پایداری کم و توانایی تولید میدان محدود و همچنین مصرف انرژی الکتریکی نسبتاً زیاد، استفاده از این مگنت‌ها را پرهزینه کرده است.

۱-۳-۳ مغناطیس ابررسانا

زمانی که آلیاژ نیوبیوم-تیتانیوم توسط هلیم مایع در دمای ۴ کلوین سرد می‌شود، ابررسانا تشکیل می‌شود، به طوری که تمام مقاومت خود را در برابر عبور جریان الکتریکی از دست می‌دهد. با ساختن سیم پیچ‌های الکترومگنت از سیم‌های ابررسانا می‌توان میدان‌هایی با قدرت و پایداری خیلی زیاد ایجاد کرد. معمولاً میدان مغناطیسی تولیدی توسط این آهن‌رباها دارای شدتی بیش از ۲ تسلا می‌باشد، از این رو سبب شده که اکثر اسکنرهای امروزی از چنین ساختاری در ساختمان اسکنر خود استفاده کنند. از آنجا که بر اثر افزایش دما خاصیت ابررسانایی سیم پیچ‌ها به شدت کاهش می‌یابد، از این رو سیم‌های ابررسانا معمولاً در داخل محفظه‌ای به نام کریوستات در هلیوم مایع فرو برده می‌شوند.

۱-۴ گرادیان‌ها

علاوه بر میدان‌های مغناطیسی یکنواخت در MRI میدان‌های متغیر دیگری به نام گرادیان نیز وجود دارند. گرادیان‌های مغناطیسی توسط سه سیم پیچ قائم در جهت‌های x و y و z اسکنر، ایجاد شده‌اند. این سیم پیچ‌ها معمولاً الکترومگنت‌های مقاومتی هستند که توسط تقویت کننده‌هایی با قابلیت تنظیم دقیق و سریع جهت و اندازه میدان تغذیه می‌شوند. این گرادیان‌ها دارای قدرتی در حدود ۲۰ تا ۱۰۰ میلی تسلا بر متر هستند. در حقیقت این گرادیان است که صفحه تصویربرداری را تعیین می‌کند، زیرا گرادیان قائم به راحتی بر روی هر صفحه‌ای ایجاد می‌شود. سرعت اسکن به عملکرد سیستم گرادیان وابسته است.

۱-۵ سیستم فرستنده امواج رادیویی

سیستم فرستنده امواج رادیویی که می‌تواند امواجی را به صورت پالس ارسال کند، از یك ترکیب کننده، یك تقویت کننده و یك فرستنده تشکیل شده است که معمولاً در بدنه اسکنرها جاسازی می‌شوند. توان فرستنده متغیر است، به طوری که بیشینه توان آن در حدود ۳۵ کیلو وات است. گیرنده این امواج معمولاً از یك سیم پیچ، تقویت کننده و پردازنده سیگنال تشکیل شده است.

۱-۶ ساختمان اتمی

اتم شامل یك هسته مرکزی و الکترون‌های مداری می‌باشد. هسته شامل نوکلئون‌هاست که به دو نوع پروتون‌ها و نوترون‌ها تقسیم می‌شوند. عدد اتمی مجموع پروتون‌ها در هسته و عدد جرمی مجموع پروتون‌ها و نوترون‌ها در هسته را نشان می‌دهد. هرگاه تعداد الکترون‌های مداری با تعداد پروتون‌ها در هسته برابر باشد، اتم از نظر الکتریکی پایدار است. اتم‌هایی که به علت نقصان یا افزایش تعداد الکترون‌ها از نظر بار الکتریکی ناپایدارند، یون نامیده می‌شود.

۱-۷ حرکت در اتم

سه نوع حرکت در اتم وجود دارد

۱-حرکت فرفره‌ای الکترون‌ها حول محور خودشان

۲-حرکت مداری الکترون‌ها حول هسته

۳-حرکت فرفره‌ای هسته حول محور خودش

اصول MRI بر پایه حرکت فرفره‌ای هسته‌های خاصی که در بافت‌های بیولوژیك موجودند، استوار است. این هسته‌ها از نظر تشدید مغناطیسی به عنوان هسته‌های فعال شناخته می‌شوند. ویژگی هسته‌های فعال از نظر تشدید مغناطیسی این است که محور چرخش آنها تمایل دارد با میدان مغناطیسی اعمال شده در یك راستا قرار گیرد. به واسطه قوانین الکترومغناطیسی، هسته‌هایی که دارای بار خالصی هستند و حرکت فرفره‌ای انجام می‌دهند، گشتاور [۱۰] مغناطیسی کسب کرده و قادرند با یك میدان مغناطیسی خارجی در یك راستا قرار گیرند. این اتفاق هنگامی رخ می‌دهد که عدد جرمی فرد است یعنی، تعداد نوترون‌ها و یا تعداد پروتون‌ها فرد است. نتیجه چنین فرآیندی ایجاد اندازه حرکت [۱۱] زاویه‌ای یا اسپین [۱۲] خواهد بود. جهت این اندازه حرکت زاویه‌ای اسپینی توسط قاعده دست راست تعیین می‌شود، این قاعده بدین صورت است که اگر انگشتان دست راست را در جهت چرخش قرار دهیم، شصت دست جهت اندازه حرکت زاویه‌ای اسپینی را نشان می‌دهد.

در مبحث تصویرگیری به طریقه NMR توجه اصلی روی هسته اتم هیدروژن یعنی پروتون می‌باشد. علت آن این است که از دیدگاه NMR پروتون به لحاظ خاصیت مغناطیسی بسیار مفید است و به علاوه این اتم در بدن به مقدار بسیار زیادی وجود دارد. هسته‌هایی که دارای تعداد فرد پروتون یا فرد نوترون و یا هر دو پروتون و نوترون فرد هستند، دارای اسپین غیر صفر و در نتیجه اندازه حرکت مغناطیسی هستند و لذا مثل یك مگنت کوچك می‌باشند. با به کار بردن اصول فیزیك کوانتوم در MRI (شکل

---

[۱۰] moment

[۱۱] momentum

[۱۲] spin