

اللهم اغفر لي



دانشگاه گیلان

دانشکده فنی

## پایان نامه کارشناسی ارشد

بهبود عملکرد حذف نویز (Rician) در تصاویر (MR)

از:

حسین گلشن مژدهی

استاد راهنما:

دکتر رضا حسن زاده پاک رضایی

بهمن ۱۳۹۰

تقدیم به خانواده عزیزم

که در تمام مراحل زندگی پشتیبانم بوده‌اند

## تشکر و قدردانی

از زحمات بی‌دریغ اساتید گرامی جناب آقایان دکتر حسن‌زاده و مهندس شیرکوهی که در تمامی مراحل تحقیق با نظرات ارزنده خود مشوق و راهنمای من بودند نهایت سپاس‌گذاری را دارم.

از جناب آقای دکتر یوسف‌زاده ریاست محترم و کلیه پرسنل بخش رادیولوژی بیمارستان پورسینا که در تهیه تصاویر MR کلینیکی مساعدت فرموده و با نظرات تخصصی خود در ارتقا کار یاور من بودند کمال امتنان را دارم.

## فهرست مطالب

عنوان	صفحه
فهرست شکل‌ها.....	ح.....
فهرست جداول.....	د.....
فهرست علائم اختصاری.....	ذ.....
چکیده فارسی.....	ز.....
چکیده انگلیسی.....	ژ.....
فصل اول : مروری بر تصویر برداری تشدید مغناطیسی (MRI) و بررسی عوامل کاهش کیفیت تصویر.....	۱.....
۱-۱- مقدمه.....	۲.....
۲-۱- فیزیک MRI.....	۳.....
۱-۲-۱- پدیده تشدید مغناطیسی هسته‌ای.....	۳.....
۲-۲-۱- آشکارسازی سیگنال MR.....	۴.....
۳-۲-۱- معادلات بلوخ و زمان‌های آسایش.....	۵.....
۴-۲-۱- ایجاد تصاویر MR با کتر است‌های مختلف.....	۷.....
۵-۲-۱- ایجاد تصویر T1.....	۷.....
۶-۲-۱- ایجاد تصویر T2.....	۸.....
۷-۲-۱- ایجاد تصویر PD.....	۹.....
۸-۲-۱- ایجاد تصویر FLAIR.....	۹.....
۹-۲-۱- مکان‌یابی در MRI.....	۱۰.....
۳-۱- شمای کلی اسکنر MRI.....	۱۲.....
۱-۳-۱- مگنت.....	۱۲.....
۲-۳-۱- کویل‌های ایجاد میدان گرادیان.....	۱۳.....

۱۴	۳-۳-۱- کویل RF
۱۴	۴-۳-۱- سیستم گیرنده
۱۴	۵-۳-۱- سیستم کامپیوتری
۱۴	۴-۱- عوامل مؤثر بر کیفیت تصویر MR در یافتی
۱۴	۱-۴-۱- نسبت سیگنال به نویز (SNR)
۱۵	۲-۴-۱- کنتراست
۱۵	۳-۴-۱- رزولوشن فضایی
۱۶	۴-۴-۱- مصنوعات در تصاویر MR
۱۶	۵-۴-۱- مدل ریاضی نویز در MRI
۲۱	فصل دوم: معرفی معیارهای کمی و باتک اطلاعات MR مورد استفاده
۲۲	۱-۲- مقدمه
۲۳	۲-۲- تصاویر MR شبیه سازی شده
۲۴	۳-۲- معادله تئوری ایجاد نویز رایسین بر روی تصاویر مرجع
۲۵	۴-۲- تصاویر MR کلینیکی
۲۵	۵-۲- معیارهای کمی
۲۵	۱-۵-۲- PSNR (dB)
۲۶	۲-۵-۲- SSIM
۲۸	۳-۵-۲- QILV
۲۸	۴-۵-۲- ضریب باتاچاریا (BC)
۳۰	فصل سوم: مروری بر روش‌های ارائه شده در زمینه کاهش نویز و ارتقای کیفیت تصاویر MR
۳۱	۱-۳- مقدمه
۳۲	۲-۳- راهکارهای کاهش نویز تصاویر MR
۳۲	۱-۲-۳- روش وابسته به فرآیند اخذ تصویر

۳۳	..... روش های پردازش سیگنال
۳۳	..... روش حداکثر درست‌نمایی ( ML )
۳۵	..... روش خطی حداقل میانگین مربع خطا ( LMMSE )
۳۷	..... روش LMMSE بازگشتی (RLMMSE)
۳۸	..... روش NLM
۴۰	..... روش UNLM
۴۱	..... روش OBFLM
۴۳	..... روش RNRAD
۴۴	..... روش SRNRAD
۴۵	..... روش ORNAND
۴۷	..... روش DWST
۵۰	..... فصل چهارم : روش پیشنهادی
۵۱	..... ۱-۴- مقدمه
۵۲	..... ۲-۴- روش پیشنهادی
۵۳	..... ۱-۲-۴- توصیف الگوریتم
۵۳	..... ۱-۱-۲-۴- الگوریتم ۱
۵۵	..... ۲-۱-۲-۴- الگوریتم ۲
۵۷	..... ۳-۴- انتخاب فضای کاری و پارامترهای مناسب روش ارائه شده
۵۷	..... ۱-۳-۴- تعیین فضای کاری مناسب
۵۷	..... ۱-۱-۳-۴- شعاع پنجره جستجو ( $R_s$ )
۵۸	..... ۲-۱-۳-۴- شعاع پنجره محاسبه گشتاورهای آماری ( $R_{sim}$ )
۵۹	..... ۳-۱-۳-۴- شعاع پنجره محاسبه فاصله اقلیدسی ( $R_d$ )
۶۰	..... ۲-۳-۴- تعیین مقادیر مناسب برای پارامترها

- ۶۰..... تعیین  $\mu_1$  و  $\sigma_1^2$  ۱-۲-۳-۴
- ۶۲..... تعیین پارامتر  $\alpha$  (تعداد پیکسل‌های انتخابی روش A2 جهت انجام عملیات تخمین) ۲-۲-۳-۴
- ۶۳..... جمع بندی مقادیر مناسب پارامترهای روش پیشنهادی ۳-۳-۴
- ۶۳..... توسعه روش پیشنهادی ۴-۴
- ۶۳..... روش بازگشتی ۱-۴-۴
- ۶۵..... استفاده از ایده چرخش (ROA2) ۲-۴-۴
- ۶۶..... تعمیم روش پیشنهادی به حالت سه بعدی ۵-۴
- ۶۶..... تعیین پارامترها در حالت سه بعدی ۱-۵-۴
- ۶۸..... فصل پنجم: شبیه‌سازی و مقایسه نتایج
- ۶۹..... ۱-۵ مقدمه
- ۷۰..... ۲-۵ بررسی عملکرد روش پیشنهادی در بازیابی تصاویر MR تخریب شده
- ۷۱..... ۳-۵ ارائه نتایج کمی و کیفی
- ۷۱..... ۱-۳-۵ مقایسه روش‌های مختلف با پیاده‌سازی دو بعدی
- ۸۱..... ۲-۳-۵ مقایسه روش‌های مختلف با پیاده‌سازی سه بعدی
- ۹۱..... ۴-۵ ارزیابی روش‌های مختلف در بازیابی جزئیات ساختاری ظریف تصویر
- ۹۳..... ۵-۵ مقایسه هزینه زمانی
- ۹۳..... ۶-۵ اعمال روش پیشنهادی بر روی تصاویر MR کلینیکی
- ۹۶..... فصل ششم: نتیجه‌گیری و پیشنهادات
- ۹۷..... ۱-۶ نتیجه‌گیری
- ۹۸..... ۲-۶ پیشنهادات
- ۹۹..... مراجع



## فهرست شکل‌ها

صفحه

عنوان

- شکل (۱-۱) بررسی رفتار مغناطیسی هسته اتم هیدروژن..... ۳
- شکل (۲-۱) چرخش بردار گشتاور مغناطیسی  $M$  به دور میدان  $B_0$  (فرکانس چرخشی لارمور)..... ۴
- شکل (۳-۱) ایجاد پدیده تشدید مغناطیسی و خارج شدن بردار مغناطش ( $M$ ) از حالت تعادل و چرخش آن به دور میدان  $B_0$ ..... ۵
- شکل (۴-۱) اخذ سیگنال MR..... ۵
- شکل (۵-۱) تصویر T1..... ۸
- شکل (۶-۱) تصویر T2..... ۸
- شکل (۷-۱) تصویر PD..... ۹
- شکل (۸-۱) تصویر FLAIR..... ۹
- شکل (۹-۱) نحوه انتخاب ناحیه مورد نظر جهت انجام فرآیند تصویربرداری..... ۱۰
- شکل (۱۰-۱) نحوه کنترل ضخامت لایه مورد نظر..... ۱۱
- شکل (۱۱-۱) ایجاد تصویر MR از روی اطلاعات حوزه فرکانس مکانی..... ۱۲
- شکل (۱۲-۱) شمای کلی یک اسکنر MRI..... ۱۳
- شکل (۱۳-۱) اثرات مصنوعی ایجاد شده بر روی تصویر..... ۱۶
- شکل (۱۴-۱) نمایش مؤلفه‌های مختلف سیگنال MR..... ۱۷
- شکل (۱-۲) نمایش سه بعدی ناحیه‌ای از بافت مغز..... ۲۳
- شکل (۲-۲) نمایش برش‌های دو بعدی از یک ناحیه از بافت مغز در جهت‌های مختلف..... ۲۴
- شکل (۳-۲) تصاویر تخریب شده مربوط به شکل (۲-۲) با نویز رایسین ( $\sigma = 20$ )..... ۲۴
- شکل (۱-۳) کاهش نویز حین فرآیند اخذ تصویر..... ۳۲
- شکل (۲-۳) انتخاب یک ناحیه از پس‌زمینه جهت تخمین واریانس نویز..... ۳۵
- شکل (۳-۳) نحوه عملکرد روش NLM..... ۳۸
- شکل (۴-۳) نمایش روش OB-NLM..... ۴۳
- شکل (۱-۴) عملکرد نامطلوب روش LMMSE در لبه‌های تصویر..... ۵۲
- شکل (۲-۴) بررسی عملکرد معیار (۱-۴) در انتخاب پیکسل‌های مشابه در تصویر..... ۵۴
- شکل (۳-۴) تشریح روش پیشنهادی به صورت گرافیکی..... ۵۶
- شکل (۴-۴) بررسی تأثیر شعاع پنجره جستجو بر روی عملکرد روش پیشنهادی..... ۵۸
- شکل (۵-۴) بررسی تأثیر شعاع پنجره شباهت بر روی عملکرد روش پیشنهادی..... ۵۹
- شکل (۶-۴) بررسی تأثیر  $R_d$  بر روی عملکرد روش پیشنهادی..... ۶۰
- شکل (۷-۴) منحنی تراز معیارهای کمی PSNR(dB) و SSIM نتیجه شده از الگوریتم ۱ (A1)، نسبت به تغییرات  $\mu_1$  و  $\sigma_1^2$  در سطوح مختلف نویز..... ۶۱

- شکل (۸-۴) مقایسه عملکرد روش پیشنهادی با تغییر پارامتر  $\mu_1$  و  $\sigma_1^2$  نسبت به تغییرات سطح نویز (بهترین انتخاب) و مقادیر ثابت  $\mu_1 = 0.93$  و  $\sigma_1^2 = 0.35$  (انتخاب جامع)..... ۶۱
- شکل (۹-۴) منحنی تراز معیارهای کمی PSNR(dB) و SSIM نتیجه شده از الگوریتم (A2) ۲، نسبت به تغییرات  $\alpha$  و  $\sigma_1^2$  در سطوح مختلف نویز..... ۶۲
- شکل (۱۰-۴) بررسی عملکرد روش بازگشتی و تخمین پویای واریانس نویز..... ۶۴
- شکل (۱۱-۴) نمایش نحوه عملکرد چرخش در یافتن وصله‌های مشابه در تصویر..... ۶۵
- شکل (۱۲-۴) بررسی تأثیر شعاع مکعب جستجو بر روی عملکرد روش پیشنهادی سه بعدی..... ۶۷
- شکل (۱-۵) مقایسه عملکرد معیارهای کمی PSNR و SSIM در تشخیص کیفیت تصویر..... ۷۰
- شکل (۲-۵) مقایسه روش‌های مختلف در بازیابی تصویر دوبعدی T1 نویزی در درصد نویزهای ۳٪ تا ۱۲٪..... ۷۳, ۷۲
- شکل (۳-۵) مقایسه روش‌های مختلف در بازیابی تصویر دوبعدی T2 نویزی در درصد نویزهای ۳٪ تا ۱۲٪..... ۷۵, ۷۴
- شکل (۴-۵) مقایسه روش‌های مختلف در بازیابی تصویر دوبعدی PD نویزی در درصد نویزهای ۳٪ تا ۱۲٪..... ۷۷, ۷۶
- شکل (۵-۵) نمایش عملکرد روش‌های مختلف در بازیابی تصویر تخریب شده T1 با استفاده از پیاده‌سازی دوبعدی..... ۷۸
- شکل (۶-۵) نمایش عملکرد روش‌های مختلف در بازیابی تصویر تخریب شده T2 با استفاده از پیاده‌سازی دوبعدی..... ۷۹
- شکل (۷-۵) نمایش عملکرد روش‌های مختلف در بازیابی تصویر تخریب شده PD با استفاده از پیاده‌سازی دوبعدی..... ۸۰
- شکل (۸-۵) مقایسه روش‌های مختلف در بازیابی تصویر سه بعدی T1 نویزی در درصد نویزهای ۳٪ تا ۱۲٪..... ۸۳, ۸۲
- شکل (۹-۵) مقایسه روش‌های مختلف در بازیابی تصویر سه بعدی T2 نویزی در درصد نویزهای ۳٪ تا ۱۲٪..... ۸۵, ۸۴
- شکل (۱۰-۵) مقایسه روش‌های مختلف در بازیابی تصویر سه بعدی PD نویزی در درصد نویزهای ۳٪ تا ۱۲٪..... ۸۷, ۸۶
- شکل (۱۱-۵) نمایش عملکرد روش‌های مختلف در بازیابی تصویر تخریب شده T1 با استفاده از پیاده‌سازی سه بعدی..... ۸۸
- شکل (۱۲-۵) نمایش عملکرد روش‌های مختلف در بازیابی تصویر تخریب شده T2 با استفاده از پیاده‌سازی سه بعدی..... ۸۹
- شکل (۱۳-۵) نمایش عملکرد روش‌های مختلف در بازیابی تصویر تخریب شده PD با استفاده از پیاده‌سازی سه بعدی..... ۹۰
- شکل (۱۴-۵) نمایش عملکرد روش‌های مختلف در بازیابی جزئیات ظریف تصویر..... ۹۲
- شکل (۱۵-۵) نمایش عملکرد روش پیشنهادی دو بعدی بر روی تصویر MR کلینیکی..... ۹۴
- شکل (۱۶-۵) نمایش عملکرد روش پیشنهادی سه بعدی بر روی تصویر MR کلینیکی..... ۹۵

## فهرست جداول

صفحه

عنوان

---

جدول (۱-۱) مقادیر T1 و T2 برای بافت‌های مختلف بدن در میدان مغناطیسی T ۱/۵.....	۷
جدول (۱-۴) مقادیر مناسب برای پارامترهای روش پیشنهادی A1 و A2.....	۶۳
جدول (۱-۵) مقایسه روش‌های مختلف در بازیابی پلاک MS مشخص شده در شکل (۵-۱۴) با استفاده از معیارهای کمی.....	۹۳
جدول (۲-۵) مقایسه هزینه زمانی روش‌های مختلف برای یک تصویر T1 با ابعاد ۱۸۱×۲۱۷.....	۹۳

## فهرست علائم و نمادها

عنوان	صفحه
چگالی شار مغناطیسی در واحد سطح.....	$B_0$ .....
بردار گشتاور مغناطیسی.....	M.....
ثابت زیرومغناطیس.....	$\gamma$ .....
فرکانس چرخشی لارمور.....	$f_0$ .....
اندوکتانس مغناطیسی.....	$\Phi$ .....
تسلا(واحد چگالی شار مغناطیسی).....	T.....
قسمت حقیقی سیگنال Y.....	$Y_{Re}$ .....
قسمت موهومی سیگنال Y.....	$Y_{Im}$ .....
فرکانس زاویه‌ای.....	$\omega$ .....
واحد محور موهومی.....	j.....
فاز سیگنال دریافتی.....	$\theta$ .....
ژاکوبین.....	J.....
تابع چگالی احتمال.....	P.....
تابع نمایی.....	exp.....
عملگر امید ریاضی.....	$E(\cdot)$ .....
تابع بسل پیراسته نوع اول از مرتبه n ام.....	$I_n(\cdot)$ .....
لگاریتم مبنای ۱۰.....	log.....
مجموع سری.....	$\Sigma$ .....
حاصل ضرب سری.....	$\Pi$ .....
مقداری از پارامتر A که تابع f را ماکزیمم می کند.....	$\arg(\max_A(f(\cdot)))$ .....

$\frac{\partial}{\partial t}(\cdot)$  ..... عملگر مشتق جزئی

$div(\cdot)$  ..... عملگر دیورژانس

$\nabla(\cdot)$  ..... عملگر گرادینان

$Var$  ..... واریانس محلی

$\psi_I(\cdot)$  ..... پایه موجک

$mode$  ..... مُد آماری

بهبود عملکرد حذف نویز (Rician) در تصاویر (MR).

حسین گلشن مؤدھی

تصویربرداری تشدید مغناطیسی (MRI) که اساس آن بر پایه تشدید مغناطیسی هسته‌ای بنا نهاده شده، به‌عنوان یک تکنیک بارز در زمینه کاربردهای پزشکی مطرح است. به‌دلیل رزولوشن مناسب و فناوری کم‌ضرر، MRI در کاربردهای کلینیکی بسیار مورد توجه قرار گرفته است. کیفیت تصاویر MR نقش کلیدی‌ای در نحوه‌ی تشخیص پزشک ایفا می‌کند اما به‌دلیل ایجاد نویز حین فرآیند تصویربرداری، عمدتاً کیفیت تصاویر دریافتی کاهش می‌یابد. از این‌رو حذف نویز جهت ارتقای قابلیت تشخیصی و عملکرد موفق‌تر سایر تکنیک‌های کامپیوتری خودکار مانند بخش‌بندی و کلاس‌بندی، بسیار مورد توجه قرار گرفته است. نویز موجود در تصاویر MR که منجر به کاهش کنتراست تصویر شده و بایاس وابسته به سیگنال ایجاد می‌کند، به‌بهترین شکل با تابع توزیع رایسین مدل می‌شود. در این پروژه روش کارآمدی بر اساس تخمین گر خطی حداقل میانگین مربع خطا جهت عملیات کاهش نویز از تصاویر MR ارائه شده است. علاوه بر این از افزودنی اطلاعات موجود در تصاویر MR واقعی جهت ارتقای عملکرد تخمین گر در بازیابی مقدار سیگنال مطلوب استفاده می‌گردد. از آنجاکه در عمل تصاویر MR غالباً به‌صورت سه‌بعدی اخذ می‌شوند، روش طراحی شده علاوه بر حالت دو بعدی برای عملیات فیلترینگ سه‌بعدی نیز توسعه داده می‌شود. سپس عملکرد روش پیشنهادی با استفاده از معیارهای کمی و کیفی با تعدادی از روش‌های مطرح مربوطه مقایسه می‌گردد. نتایج آزمایشات مؤید عملکرد کاهش نویز مطلوب روش پیشنهادی در مقایسه با سایر روش‌هاست. علاوه بر این، حفظ جزئیات ساختاری که از ارزش تشخیصی بالایی برخوردارند، از جمله‌ی مهمترین وظایف در پردازش تصاویر پزشکی است. نتایج و مقایسه‌های انجام شده برتری قابل ملاحظه‌ی روش پیشنهادی در برآورده کردن این مهم را تأیید می‌کند.

**کلیدواژه:** حذف نویز، بازیابی تصویر، تخمین گر خطی حداقل میانگین مربع خطا، تصویربرداری تشدید مغناطیسی، پردازش غیر

محلی، توزیع رایسین.

**Abstract:**

Enhance of Magnetic Resonance Images (MRI) in the Presence of Rician Noise.

Hosein Golshan Mozhdehi

Magnetic Resonance Imaging (MRI) is a notable medical imaging technique that makes of phenomenon of nuclear magnetic resonance. Because of the resolution and the technology being harmless, MRI has considered as the most desirable imaging technique in clinical applications. The visual quality of MRI plays an important role in accuracy of medical delineations that can be seriously degraded by existing noise during acquisition process. Therefore, denoising is of great interest for diagnostic aims and also the successive throughput of automatic computerized analysis such as segmentation and classification. Noise in Magnitude MRI is usually modeled by Rician distribution which introduces a signal-dependent bias and reduces the image contrast. In this thesis an efficient approach for enhancement of the noisy magnitude MRI based on the linear minimum mean square error (LMMSE) estimator is introduced. The natural redundancy of the acquired MR data is employed to improve the performance of unknown signal estimation. Since in practice, the MR data is in a large majority 3-D, the proposed method is developed to deal with 3-D MR volumes as well as 2-D MR images. The quantitative and qualitative metrics have been used to demonstrate and compare the performance of the introduced approach with several state-of-arts denoising schemes. Experimental results show the suitable denoising ability of the proposed method. Moreover, preservation and restoration of delicate structural details is a critical task in medical image analysis. The relative experiments show the superior performance of the proposed method in comparison with other denoising schemes in the case of restoration of delicate features.

**Key-words:** Denoising, Image restoration, Linear minimum mean square error, Magnetic Resonance Imaging, Non-Local processing, Rician distribution.

# فصل اول

مروری بر تصویر برداری تشدید

مغناطیسی (MRI) و بررسی عوامل

کاهش کیفیت تصویر



روش تصویربرداری تشدید مغناطیسی (MRI<sup>۱</sup>) بر اساس پدیده تشدید مغناطیسی هسته‌ای (NMR<sup>۲</sup>) که شاخه‌ای از علم فیزیک است، بنا نهاده شد [۱]. نخستین آزمایش موفقیت‌آمیز NMR در زمینه تشدید مغناطیسی هسته‌ای اجسام جامد در سال ۱۹۴۶ توسط ادوارد پارسل<sup>۳</sup> و فلیکس بلوخ<sup>۴</sup> انجام گرفت [۲]. قریب دو دهه بعد، نخستین نظریه‌ها در مورد تصویربرداری تشدید مغناطیسی بر پایه یافته‌های این دو فیزیکدان ارائه شد که منجر به ساخت نمونه‌های اولیه دستگاه MRI گردید. امروزه این تکنیک تصویربرداری پیشرفت شگرفی کرده و کاربردهای فراوانی در علوم شیمی، بیوشیمی و به‌خصوص پزشکی یافته است به طوری که می‌توان گفت در حال حاضر MRI به‌عنوان قدرتمندترین و پرکاربردترین تکنیک رادیولوژی در مقوله تشخیص بیماری و کاربردهای کلینیکی محسوب می‌گردد. علت استقبال از این روش را می‌توان در توانایی منحصر به فرد آن در ایجاد تصاویر با کنتراست مطلوب از بافت‌های نرم بدن انسان و همچنین کم‌ضرر بودن آن (به‌علت عدم استفاده از پرتوهای یونیزاسیون<sup>۵</sup> مانند اشعه X که در بسیاری از تکنیک‌های تصویربرداری پزشکی کاربرد دارد) جستجو کرد [۳]. علاوه بر این توانایی MRI در ایجاد تصاویر مختلف (T1، T2، PD<sup>۶</sup> و FLAIR<sup>۷</sup>) از یک بخش مشخص از بدن، منجر به افزایش قابل ملاحظه‌ی قدرت تشخیص پزشکی می‌شود به گونه‌ای که امکان بررسی بسیاری از بیماری‌ها (مانند: MS<sup>۸</sup> و آلزایمر) که تاکنون مقدور نبوده را میسر می‌سازد.

در ادامه این فصل، در بخش ۱-۲ مفاهیم اصلی فیزیک MRI و همچنین انواع مختلف مکانیزم‌های ایجاد کنتراست مورد بررسی قرار می‌گیرد. در بخش ۱-۳ شمای کلی یک اسکنر MRI ارائه می‌شود. عوامل مختلف مؤثر بر کیفیت تصویر و ایجاد نویز، همچنین ماهیت ریاضی نویز و نحوه مدل کردن آن در بخش ۱-۴ بررسی می‌گردد.

<sup>۱</sup>.Magnetic Resonance Imaging

<sup>۲</sup>.Nuclear Magnetic Resonance

<sup>۳</sup>.Edvard Purcell

<sup>۴</sup>.Felix Bloch

<sup>۵</sup>.Ionization

<sup>۶</sup>.Proton Density

<sup>۷</sup>.Fluid Attenuated Inversion Recovery

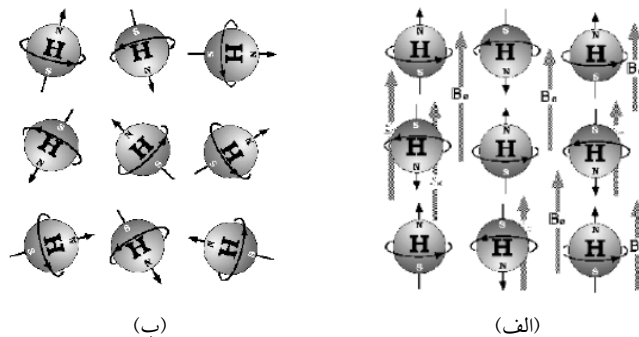
<sup>۸</sup>.Multi Sclerosis

## ۱-۲-۲- فیزیک MRI

### ۱-۲-۱- پدیده تشدید مغناطیسی هسته‌ای

تمام مواد از مولکول‌ها تشکیل شده‌اند که آن‌ها نیز به نوبه خود شامل اتم‌ها هستند. اتم‌ها از هسته‌ای متشکل از پروتون‌ها با بار الکتریکی مثبت و نوترون‌های خنثی ساخته می‌شوند که الکترون‌ها با بار الکتریکی منفی به دور هسته‌ی آن در حال چرخش هستند. هسته‌ها به علت دارا بودن بار الکتریکی دارای حرکت اسپینی<sup>۱</sup> (گردش به دور خود) می‌باشند که این امر منجر به ایجاد گشتاور مغناطیسی هسته‌ای می‌گردد [۴].

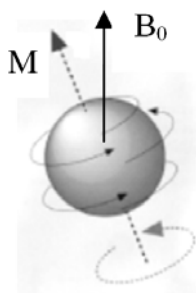
از آنجاکه عمده‌ترین عنصر تشکیل دهنده‌ی بدن انسان هیدروژن است، در کاربردهای کلینیکی تصاویر MR با توجه به واکنش مغناطیسی هسته‌ی این اتم در برابر اعمال میدان مغناطیسی خارجی ایجاد می‌شود. هسته هیدروژن یک ذره باردار است و به علت دارا بودن حرکت اسپینی در اطراف خود بردار گشتاور مغناطیسی ایجاد می‌کند. در غیاب میدان مغناطیسی خارجی، بردار گشتاور مغناطیسی هسته‌ها در جهت‌های مختلفی قرار دارند و بر آیند کل آن‌ها تقریباً صفر است [۴]. در فرآیند تصویربرداری MR، فرد تحت یک میدان مغناطیسی خارجی  $B_0$  که به وسیله هسته‌های مغناطیسی ابر رسانا ایجاد می‌شود، قرار می‌گیرد. نتیجه این عمل هم‌راستا شدن جهت بردار گشتاور مغناطیسی هسته‌های هیدروژن است. بردارهای گشتاور مغناطیسی هسته‌هایی با سطح انرژی پایین‌تر، هم‌جهت با میدان  $B_0$  و بقیه در خلاف جهت آن مرتب می‌شوند [۵] (شکل (۱-۱)). غالباً تعداد هسته‌ها با سطح انرژی پایین‌تر بیشتر هستند که منجر به ایجاد بردار مغناطش<sup>۲</sup> برآیند ( $M$ ) در جهت میدان مغناطیسی  $B_0$  می‌گردد.



شکل (۱-۱) بررسی رفتار مغناطیسی هسته اتم هیدروژن. (الف) در حضور میدان خارجی  $B_0$ . (ب) در حالت عادی [۵].

<sup>۱</sup>. Spin Rotation  
<sup>۲</sup>. Magnetization

برآیند بردار گشتاور مغناطیسی و میدان مغناطیسی خارجی  $B_0$  باعث چرخش بردار گشتاور مغناطیسی هسته به دور  $B_0$  می‌گردد (شکل (۲-۱)). این چرخش با فرکانس مشخصی معروف به فرکانس لارمور<sup>۱</sup> انجام می‌گیرد است که به صورت  $f_0 = \gamma B_0$  تعریف می‌گردد.  $f_0$  فرکانس لارمور،  $B_0$  شدت میدان مغناطیسی خارجی و  $\gamma$  ثابت زیرو مغناطیس است که وابسته به ویژگی‌های هسته، مقداری ثابت دارد (برای هسته اتم هیدروژن در حدود  $\gamma = 42/58 \text{ MHz/T}$ ) [۶].



شکل (۲-۱) چرخش بردار گشتاور مغناطیسی  $M$  به دور میدان  $B_0$  (فرکانس چرخشی لارمور).

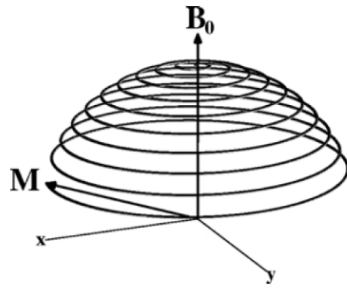
## ۲-۲-۱- آشکارسازی سیگنال MR

از آنجاکه در حالت تعادل اندازه بردار مغناطیس هسته‌های اتم هیدروژن در مقابل میدان خارجی  $B_0$  بسیار کوچک است، آشکارسازی آن امکان‌پذیر نیست [۷]. از این رو با اعمال میدان مغناطیسی متغییر دیگری عمود بر  $B_0$  که با فرکانسی برابر با فرکانس لارمور به دور آن در حال چرخش است، بردار  $M$  از حالت تعادل خارج می‌شود. به دلیل آنکه فرکانس چرخش  $f_0$  در محدوده امواج رادیویی قرار دارد و به صورت موقتی اعمال می‌گردد، به آن پالس RF<sup>۲</sup> گفته می‌شود.

نتیجه اعمال پالس RF جذب انرژی توسط هسته‌های هیدروژن و ایجاد پدیده تشدید است. این امر منجر به خارج شدن بردار مغناطیس از حالت تعادل و گردش آن به دور میدان مغناطیسی  $B_0$  با فرکانسی برابر با فرکانس لارمور می‌شود [۵]. شکل (۱-۳) فرآیند شرح داده شده را نمایش می‌دهد.

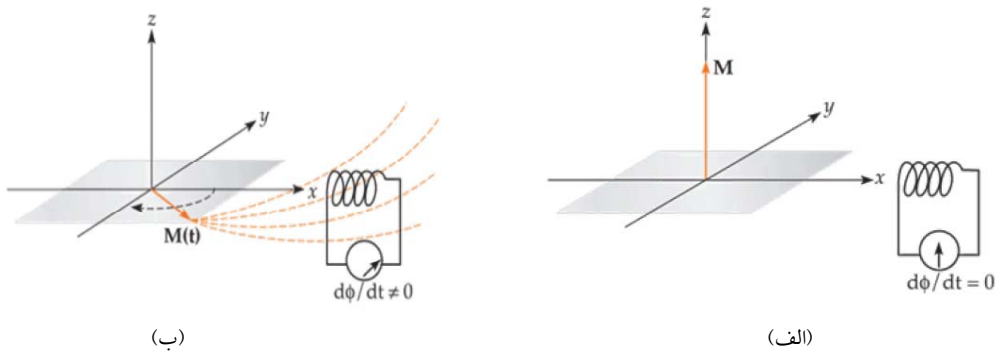
<sup>۱</sup>.Larmor Frequency

<sup>۲</sup>.Radio Frequency



شکل (۳-۱) ایجاد پدیده تشدید مغناطیسی و خارج شدن بردار مغناطش ( $M$ ) از حالت تعادل و چرخش آن به دور میدان  $B_0$  [۵].

پس از بروز پدیده تشدید مغناطیسی، بخشی از بردار مغناطش  $M$  یا تمام آن در صفحه متعامد بر میدان اصلی  $B_0$  قرار می‌گیرد. این مولفه از بردار  $M$  به دلیل عدم همپوشانی با میدان مغناطیسی  $B_0$  قابل آشکار سازی است و می‌توان با قرار دادن یک سیم‌پیچ در نزدیکی آن مطابق شکل (۴-۱)، جریان القا شده را اندازه‌گیری کرد. به جریان بدست آمده از این فرآیند سیگنال MR گفته می‌شود [۶].



شکل (۴-۱) اخذ سیگنال MR. (الف) قبل از بروز پدیده تشدید. (ب) پدیده تشدید و القای سیگنال MR به سیم‌پیچ گیرنده [۷].

### ۱-۲-۳- معادلات بلوخ و زمان‌های آسایش<sup>۱</sup>

اتم‌های برانگیخته شده هیدروژن با قطع پالس RF انرژی خود را آزاد و به سمت حالت تعادل میل می‌کنند. در ابتدای این فرآیند امواج الکترومغناطیسی منتشر شده حداکثر میزان شدت را دارا می‌باشند اما با گذشت زمان چرخش اسپینی هسته‌ها به دلیل اختلاف

<sup>۱</sup> Relaxation Time