دانشکدهٔ مهندسی برق و کامپیوتر

گروه مهندسی مخابرات

پایان‌نامه

برای دریافت درجهٔ کارشناسی ارشد در رشتهٔ مهندسی برق ـ مخابرات (سیستم)

عنوان

بخش‌بندی تصاویر MRI مغزی با استفاده از الگوریتم خوشه‌یابی بهبود یافته FCM

استاد راهنما

دکتر میرهادی سیدعربی

استاد مشاور

دکتر علی آقاگل‌زاده

پژوهشگر

ابوالفضل کوهی

شهریور ۱۳۹۰

بسم الله الرحمن الرحیم

تقدیر و تشکر

شکر و سپاس خدای را که با یاری او این پایان نامه را به اتمام رساندم. بر خود واجب می دانم تا از زحمات و راهنمایی های بزرگوارانی که در این راه یاری گر بنده بودند، سپاسگزاری نمایم. از استاد گرامی، جناب آقای دکتر هادی سید عربی که در تمام مراحل این پژوهش، با صبر و حوصله یاری دهنده بنده بودند کمال تشکر و قدردانی را دارم. هم چنین از جناب آقای دکتر علی آقا گل زاده که در دوره تحصیل کارشناسی ارشد از محضر ایشان استفاده نموده ام قدردانی می نمایم.

از مادر و خانواده عزیزم به خاطر پشتیبانی بنده در این راه و حمایت ها و زحمات بی دریغشان در تمامی مراحل زندگی قدر دانی می نمایم.

نام خانوادگی: کوهی **نام**: ابوالفضل

عنوان پایان‌نامه: بخش‌بندی تصاویر MRI مغزی با استفاده از الگوریتم خوشه‌یابی بهبود یافته FCM

استاد راهنما: دکتر میرهادی سیدعربی

استاد مشاور: دکتر علی آقا گل‌زاده

مقطع تحصیلی: کارشناسی ارشد **رشته**: مهندسی مخابرات **گرایش**: سیستم

دانشگاه: تبریز **دانشکده**: مهندسی برق و کامپیوتر

تاریخ فارغ التحصیلی: شهریور ۹۰ **تعداد صفحه**: ۹۹

کلید واژه‌ها: بخش‌بندی تصویر، الگوریتم خوشه‌یابی FCM، تصویر تشدید مغناطیسی مغز(MRI)، اطلاعات مکانی، تابع عضویت

چکیده: اولین مرحله در زمینهٔ تحلیل تصاویر MRI مغزی، تفکیک بافت‌های مغز از یکدیگر می باشد. به دلیل ویژگی خاص این تصاویر، تفکیک این بافت‌ها از یکدیگر با مشکلاتی مواجه می‌باشد. مهمترین مشکلات در این زمینه، تاثیر حجم جزیی و غیر یکنواختی شدت روشنایی می‌باشند. در این پایان‌نامه با بررسی ابزار و مفاهیم لازم، دو روش پیشنهادی مستقل و یک روش پیشنهادی با ترکیب دو روش قبلی ارائه شده است. در روش پیشنهادی اول یک راهکار کلی جهت بهبود کلیه روش‌های خوشه‌یابی فازی مطرح گردیده است. در این روش با نگاشت سطرهای ماتریس عضویت بر روی تصویر اصلی به تعداد بخش‌های موجود، تصویر در حوزه ضرایب تشکیل می‌شود. با استفاده از اطلاعات همسایگی در این تصاویر ایجاد شده، تصحیح مقادیر عضویت در هر مرحله از اجرای الگوریتم صورت می‌گیرد. در این روش به دلیل وجود اطلاعات موازی در تصاویر تشکیل شده در حوزه ضرایب، می‌توان کنترل مناسبی بر روی میزان استفاده از اطلاعات مکانی انجام داد. در روش پیشنهادی دوم یک تابع هدف بهینه شده بر اساس معرفی قید مکانی جدید ارائه شده است که به نحوی مناسب اطلاعات مکانی را به الگوریتم FCM استاندارد اضافه کرده است. همچنین با ارائه ضریبی مناسب، الگوریتم از وجود پارامتر کنترلی به منظور کنترل میزان تاثیر قید مکانی بی‌نیاز شده است. همچنین در قید مکانی، به نحوی از اطلاعات مکانی استفاده شده است که از تغییر ناگهانی مقادیر عضویت جلوگیری می‌کند. تحت این ویژگی، از تغییرات ناگهانی مقادیر عضویت پیکسل‌های نویزی جلوگیری می‌شود. در نهایت در روش پیشنهادی سوم با ترکیب دو روش پیشنهادی قبل، الگوریتمی قوی و متمایز نسبت به الگوریتم‌های پیشین تشکیل می‌گردد. نتایج شبیه‌سازی نشان دهنده تمایز و برتری این الگوریتم در مقایسه با سایر روش‌های ارائه شده می‌باشد.

فهرست مطالب

پیش‌گفتار ۱

فصل اول ۴

۱-۱. مقدمه ۵

۱-۲. بررسی تصویر MRI ۶

۱-۲-۱. تاریخچه ۶

۱-۲-۲. اصول فیزیکی ۸

۱-۳. مشکلات بخش‌بندی تصویر MRI ۱۰

۱-۳-۱. غیر یکنواختی شدت‌روشنایی ۱۱

۱-۳-۲. تاثیر حجم جزئی ۱۲

۱-۳-۳. نویز ۱۲

۱-۴. روش‌های بخش‌بندی تصویر MRI ۱۳

۱-۴-۱. روش‌های مبتنی بر تعیین آستانه ۱۴

۱-۴-۱-۱. آستانه‌سازی سراسری ۱۵

۱-۴-۱-۲. آستانه‌سازی محلی ۱۵

۱-۴-۲. روش‌های مبتنی بر ناحیه ۱۶

۱-۴-۲-۲. گسترش ناحیه ۱۷

۱-۴-۲-۲. Watershed ۱۸

۱-۴-۳. شبکه‌های عصبی مصنوعی ۱۹
۱-۴-۴. مدل‌های آماری ۲۲
۱-۴-۵. الگوهای دگردیس ۲۴
۱-۴-۵-۱. الگوهای دگردیس پارامتری ۲۴
۱-۴-۵-۲. الگوهای دگردیس هندسی ۲۶
۱-۵. الگوریتم خوشه‌یابی FCM ۲۸
۱-۶. نتیجه گیری ۴۴

فصل دوم ۴۶
۲-۱. مقدمه ۴۷
۲-۲. روش پیشنهادی اول: استفاده از اطلاعات مکانی در تابع عضویت ۴۸
۲-۲-۱. نگاشت سطرهای ماتریس عضویت بر روی تصویر ۵۰
۲-۲-۲. بررسی بلوکی تصاویر در حوزهٔ ضرایب ۵۰
۲-۲-۳. به‌روزرسانی ضرایب ۵۲
۲-۳. روش پیشنهادی دوم : ارائه تابع هدف بهینه شده بر اساس معرفی قید مکانی جدید در تابع هدف FCM استاندارد ۵۵
۲-۴. روش پیشنهادی نهایی با ترکیب دو روش پیشنهادی قبلی ۶۳
۲-۵. نتیجه گیری ۶۳

فصل سوم ۶۵
۳-۱. مقدمه ۶۶

۳-۲. معیارهای ارزیابی جهت ارزیابی دقت بخش‌بندی ۶۶

۳-۳. روش اول : استفاده از اطلاعات همسایگی ماتریس عضویت ۶۸

۳-۳-۱. نتایج شبیه سازی بر روی تصاویر مصنوعی ۶۹

۳-۳-۲. نتایج شبیه سازی بر روی تصاویر MRI ۷۳

۳-۴. روش پیشنهادی دوم و سوم : ارائه تابع هدف بهینه شده بر اساس معرفی قید مکانی جدید و ترکیب آن با روش پیشنهادی اول ۸۰

۳-۴-۱. نتایج شبیه سازی بر روی تصاویر مصنوعی ۸۰

۳-۴-۲. نتایج شبیه سازی بر روی تصاویر MRI ۸۵

۳-۵. نتیجه گیری ۹۱

۳-۶. پیشنهادهایی برای کارهای آینده ۹۳

مراجع ۹۵

واژه‌نامه انگلیسی- فارسی ۹۸

فهرست شکل‌ها

شکل ۱-۱. غیریکنواختی شدت روشنایی در تصویر MRI مغز [۸] ۱۱

شکل ۱-۲. اثر حجم جزئی در تصویر MRI مغز ۱۳

شکل ۱-۳. بافت‌های تشکیل دهنده مغز ۱۴

شکل ۱-۴. ساختار شبکه som [۲۰] ۲۰

شکل ۱-۵. ساختار یک کانتور پارامتری ۲۵

شکل ۱-۶. عملکرد الگوهای دگردیس هندسی ۲۷

شکل ۱-۷. مقادیر عضویت برای داده‌ای با چهار بخش در الگوریتم FCM ۳۱

شکل ۱-۸ . عدم تشخیص پیکسل نویزی در الگوریتم FCM ۳۱

شکل ۱-۹. مقایسه بخش‌بندی دو روش FCM و FCM_S [۲۶] ۳۳

شکل ۱-۱۰. مفایسه نتایج بخش‌بندی بر روی یک تصویر مصنوعی [۲۸] ۳۷

شکل ۱-۱۱. عملکرد معیار S_{ij} در روش FGFCM [۲۹] ۳۸

شکل ۱-۱۲. نمایش ویژگی‌های مشترک در همسایگی دو پیکسل p و q [۳۱] ۴۰

شکل ۲-۱. نگاشت سطرهای ماتریس عضویت بر روی تصویر ۵۰

شکل ۲-۲. بخش‌بندی یک تصویر آغشته به نویز با روش FCM_S ۵۳

شکل ۲-۳. بخش‌بندی یک تصویر آغشته به نویز با روش FCM_S بهینه شده ۵۳

شکل ۲-۴. نمایش معیار فاصله d_{ij} در روش پیشنهادی دوم ۵۷

شکل ۲-۵. مقادیر عضویت مربوط به یک پنجره ۳×۳ با وجود پیکسل نویزی در مرکز بلوک در روش پیشنهادی دوم ۶۱

شکل ۲-۶. مقادیر عضویت مربوط به یک پنجره ۳×۳ با وجود دو پیکسل نویزی در همسایگی پیکسل مرکزی در روش پیشنهادی دوم..... ۶۲

شکل ۳-۱. نتایج اعمال روش پیشنهادی اول به سه الگوریتم متفاوت برروی تصویر مصنوعی با دو بخش تحت وجود نویز گوسی..... ۷۰

شکل ۳-۲. نتایج اعمال روش پیشنهادی اول برروی تصویر مصنوعی تحت وجود نویز ضربه‌ای ... ۷۱

شکل ۳-۳. نتایج اعمال روش پیشنهادی اول به سه الگوریتم متفاوت برروی تصویر مصنوعی با چهار بخش تحت وجود نویز گوسی..... ۷۲

شکل ۳-۴. نتایج اعمال روش پیشنهادی اول به سه الگوریتم متفاوت بر روی تصویر MRI با نویز گوسی ۷۴

شکل ۳-۵. نتایج اعمال روش پیشنهادی اول به سه الگوریتم متفاوت بر روی تصویر MRI با نویز ضربه‌ای..... ۷۵

شکل ۳-۶. نتایج اعمال روش پیشنهادی اول به سه الگوریتم متفاوت بر روی تصویر MRI با نویز گوسی ۷۶

شکل ۳-۷. نتایج اعمال روش پیشنهادی اول به الگوریتم مرجع [۳۵] تحت نویز ضربه‌ای..... ۷۸

شکل ۳-۸ . نتایج اعمال روش پیشنهادی اول به الگوریتم مرجع [۳۵] تحت نویزگوسی. ۷۹

شکل ۳-۹. نتایج بخش‌بندی روش پیشنهادی دوم و سوم بر روی تصویر مصنوعی با نویز گوسی ۸۱

شکل ۳-۱۰. نتایج بخش‌بندی روش پیشنهادی دوم و سوم بر روی تصویر مصنوعی با نویز ضربه‌ای ۸۲

شکل ۳-۱۱. نتایج بخش‌بندی روش پیشنهادی دوم و سوم بر روی تصویر مصنوعی با ۱۰٪ نویز گوسی. ۸۴

شکل ۳-۱۲. نتایج بخش‌بندی روش پیشنهادی دوم و سوم بر روی تصویر MRI با نویز گوسی ...۸۶

شکل ۳-۱۳. نتایج بخش‌بندی روش پیشنهادی دوم و سوم بر روی تصویر MRI با نویز ضربه‌ای۸۷

شکل ۳-۱۴. نتایج بخش‌بندی روش پیشنهادی دوم و سوم بر روی تصویر MRI با نویز گوسی .. ۸۹

شکل ۳-۱۵. نتایج بخش‌بندی روش پیشنهادی دوم و سوم بر روی تصویر MRI با نویز ترکیبی.. ۹۰

فهرست جدول‌ها

جدول ۱-۱. مقایسه دقت بخش‌بندی شش الگوریتم بر روی تصویر مصنوعی شکل(۱-۱۰) [۲۹]. ۳۹

جدول ۱-۲. مقایسه روش‌های بخش‌بندی ۴۳

جدول ۳-۱. نتایج کمّی ارزیابی دقت بخش‌بندی روش‌های مربوط به شکل(۳-۱). ۷۰

جدول ۳-۲. نتایج کمّی ارزیابی بخش‌بندی روش‌های مربوط به شکل (۳-۲)..... ۷۱

جدول ۳-۳. نتایج کمّی ارزیابی بخش‌بندی روش‌های مربوط به شکل (۳-۳)..... ۷۲

جدول ۳-۴. نتایج کمّی ارزیابی بخش‌بندی روش‌های مربوط به شکل (۳-۴)..... ۷۷

جدول ۳-۵. نتایج کمّی ارزیابی بخش‌بندی روش‌های مربوط به شکل (۳-۵)..... ۷۷

جدول ۳-۶. نتایج کمّی ارزیابی بخش‌بندی روش‌های مربوط به شکل (۳-۶)..... ۷۷

جدول ۳-۷. نتایج کمّی ارزیابی بخش‌بندی روش‌های مربوط به شکل (۳-۷)..... ۷۸

جدول ۳-۸ . نتایج کمّی ارزیابی بخش‌بندی روش‌های مربوط به شکل (۳-۸)..... ۷۹

جدول ۳-۹. نتایج کمّی ارزیابی دقت بخش‌بندی(SA) شکل (۳-۹) در سطوح مختلف نویز گوسی ۸۳

جدول ۳-۱۰. نتایج کمّی ارزیابی دقت بخش‌بندی(SA) روش‌های مربوط به شکل(۳-۱۰)..... ۸۳

جدول ۳-۱۱. نتایج کمّی ارزیابی بخش‌بندی روش‌های مربوط به شکل(۳-۱۱). ۸۵

جدول ۳-۱۲. نتایج کمّی ارزیابی بخش‌بندی روش‌های مربوط به شکل(۳-۱۲)..... ۸۷

جدول ۳-۱۳. نتایج کمّی ارزیابی بخش‌بندی روش‌های مربوط به شکل(۳-۱۳)..... ۸۸

جدول ۳-۱۴. نتایج کمّی ارزیابی بخش‌بندی روش‌های مربوط به شکل(۳-۱۴). ۹۰

جدول ۳-۱۵. نتایج کمّی ارزیابی بخش‌بندی روش‌های مربوط به شکل(۳-۱۵)..... ۹۱

فهرست کلمه‌های اختصاری

CFS	Cerebrospinal Fluid
CT	Computed Topography
EM	Expectation-Maximization
EnFCM	Enhanced Fuzzy C-Means
FCM	Fuzzy C-Means
FCM-S	Fuzzy C-Means with Spatial constraint
FGFCM	Fast Generelize Fuzzy C-Means
FIL	Free Induction Decay
FLICM	Fuzzy Local Information C-Means
GM	Gray Matter
INU	Intensity Non Uniformity
KFCM	Kernelize Fuzzy C-Means
MLL	Maximum Log Likelihood
MRI	Magnetic Resonanse Image
NMR	Nuclear Magnetic Resonanse
PC	Partition Coefficient
PD	Proton Density
PE	Partition Entropy
PET	Positron Emission Tomography
PVE	Partial Volume Effect
SA	Segmentation Accuracy
SOM	Self Organizing Map
WM	White Matter

پیش گفتار

بخش‌بندی تصویر یکی از مسائل مهم و قابل تأمل در پردازش تصویر می‌باشد که عبارت است از تفکیک تصویر به بخش‌هایی که با یکدیگر همپوشانی نداشته و هر یک از این بخش‌ها دارای ویژگی و یا ویژگی‌های مشترکی باشند. این ویژگی‌ها می‌توانند شدت روشنایی، رنگ، بافت و یا هر مشخصه دیگری در تصویر باشند. با توجه به اینکه بخش‌بندی تصویر هسته اصلی بسیاری از مسائل در آنالیز تصویر است، بهبود روش‌های بخش‌بندی تصویر می‌تواند منجر به افزایش کارایی و حتی ارائه کاربرد-های جدیدی در زمینه پردازش تصویر و بینایی ماشین گردد.

از بخش‌بندی تصویر در زمینه‌های مختلفی چون بینایی روبات[۱]، پردازش تصاویر پزشکی، تشخیص الگوها و پردازش تصاویر ماهواره‌ای استفاده می‌شود که در این بین پردازش تصاویر پزشکی از اهمیت بالایی برخوردار است. در علم پزشکی به منظور بررسی ساختارهای داخلی و ارزیابی تغییرات بافت‌های بدن انسان و بسیاری از موارد تشخیص بیماری از تصویربرداری پزشکی استفاده می‌شود. تصاویر MRI[۲]، PET[۳]، CT[۴] سه نمونه از پرکاربردترین تصاویر پزشکی می‌باشند که در سالهای اخیر مورد استفاده قرار گرفته است. درتصویرPET نیاز به تزریق مواد رادیوایزوتوپ به بدن بوده و با دریافت تشعشع این مواد تصویر تشکیل می‌گردد و در تصویر CT از امواج یونساز جهت تشکیل تصویر استفاده می‌شود که هر دو عامل فوق برای بدن انسان مضّر هستند. بر خلاف این دو روش که از پرتوهای یونساز استفاده می‌کنند در تصویر MRI از امواج الکترومغناطیسی قوی با فرکانس رادیویی استفاده می‌گردد که برای بدن انسان مضّر نمی‌باشد. علاوه بر این موارد، تصویر MRI وضوح بالاتری نسبت به این تصاویر داشته و زمان تصویربرداری آن کوتاه‌تر می‌باشد. به همین دلیل این نوع تصویربرداری نسبت به سایر روش‌های اشاره شده بیشتر مورد استفاده قرار می‌گیرد. از کاربردهای تصویر MRI مغز می‌توان به تشخیص تومورهای مغزی، ناهنجاری‌های[۵] پیشرونده مغزی، ناهنجاری‌های مربوط به عروق مغزی (به عنوان مثال آنوریسم)، اختلالات چشم وگوش داخلی،

[1] robot vision
[2] Magnetic Resonance Image
[3] Positron Emission Tomograohy
[4] Computed Tomography
[5] Anomaly

تشخیص سکته مغزی، بیماری مربوط به غدد هیپوفیز و اختلالات مزمن معین سیستم عصبی مانند بیماری مولتیپل اسکلروزیس (MS[1]) اشاره نمود.

به دلیل وجود ویژگی‌های خاص در تصاویر پزشکی و به خصوص تصاویر MRI، با مشکلاتی در زمینهٔ بخش‌بندی این تصاویر مواجه می‌باشیم که به ندرت در بحث بخش‌بندی تصاویر غیرپزشکی مطرح می‌گردد. یکی از این مشکلات که مشکل اساسی در تحلیل این تصاویر است اثر حجم جزئی[2] می‌باشد. تحت این اثر، تعلق دقیق یک پیکسل به یک خوشه در نواحی مرزی امکان‌پذیر نمی‌باشد و این ویژگی ناشی از خاصیت آناتومیک بافت‌های مغز می‌باشد. دومین مشکل در تحلیل این تصاویر، غیر یکنواختی شدت روشنایی[3] است. این ویژگی ناشی از دستگاه‌های تصویربرداری می‌باشد که تاثیر آن تغییرات پیوسته و بسیار نرم شدت‌روشنایی در تصویر می‌باشد. این مشکل موجب می‌گردد تا شدت روشنایی یک بافت با توجه به موقعیت آن در تصویر تغییر کند و به عبارت دیگر مقدار شدت‌روشنایی بافت‌ها وابسته به مکان قرارگیری در تصویر می‌گردد. مشکل بعدی در این تصاویر وجود نویز می‌باشد که هم به شرایط و موقعیت قرارگیری بیمار در دستگاه و هم به فرآیند تشکیل تصویر در دستگاه وابسته است.

با توجه به موارد مطرح شده، به روشی مناسب و دقیق جهت بخش‌بندی این تصاویر نیاز داریم. روش‌های بسیار زیادی در این زمینه مطرح گردیده است که در بین آنها الگوریتم ارائه شده FCM[4] یکی از موفق‌ترین و تاثیر گذارترین راهکارهای ارائه شده در این زمینه بوده است و می‌توان گفت تغییری شگرف در زمینهٔ بخش‌بندی تصاویر پزشکی به وجود آورده است. این تغییر به دلیل استفاده از منطق فازی در این الگوریتم می‌باشد به طوری که بر خلاف همهٔ روش های ارائه شده تا آن زمان که هر داده و یا هر پیکسل تصویر دقیقاً به یک خوشه تعلق پیدا می‌کرد (یک به عنوان تعلق و صفر به عنوان عدم تعلق در نظر گرفته می‌شد) در این الگوریتم بر مبنای منطق فازی میزان تعلق یک داده به

[1] Multiple Sclerosis
[2] Partial volume effect (PVE)
[3] Intensity non-uniformity (INU)
[4] Fuzzy C-Means

خوشه‌های مختلف با ضریبی در محدودهٔ صفر و یک مشخص می‌شود که مجموع این ضرایب برای هر داده برابر یک می‌باشد و با این کار برای اولین بار تابع عضویت[1] معرفی گردید.

با ارائه الگوریتم FCM، بهبود قابل توجهی در بخش‌بندی تصاویر MRI صورت گرفت و ضعف روش‌های بخش‌بندی نسبت به اثر حجم جزئی به طور چشم‌گیری برطرف گردید. با توجه به اینکه شدت روشنایی پیکسل‌ها تنها فاکتور در نظر گرفته شده در اجرای این الگوریتم است، لذا تحت شرایطی که شدت روشنایی تصویر تحت تاثیر عواملی چون نویز و غیریکنواختی شدت‌روشنایی تغییر کند، این الگوریتم عملکرد مناسبی ندارد. به همین دلیل بررسی‌های زیادی در این زمینه صورت گرفته و روش‌های مختلفی برای بهبود عملکرد این الگوریتم مطرح شده است. در این روش‌ها سعی شده تا به نحوی مناسب اطلاعات مکانی و همسایگی پیکسل‌ها وارد تابع هدف مربوط به الگوریتم FCM استاندارد گردد. در همین راستا در فصل اول این پایان‌نامه منابع چندی مربوط به بخش‌بندی تصویر MRI مورد بررسی قرار می‌گیرند. و به طور خاص چندین روش معتبر و مهم که بر مبنای الگوریتم FCM استاندارد مطرح شده بررسی می‌گردد. مراجع طوری انتخاب شده اند که حوزه‌های مختلف تحقیق در این زمینه را تحت پوشش قرار دهند. در فصل دوم نیز بر اساس بررسی‌های صورت گرفته در فصل اول ابتدا یک راهکار کلی برای بهبود عملکرد کلیه خوشه‌بندی‌های فازی مطرح می‌گردد و در ادامه یک راهکار مستقل بر اساس معرفی تابع هدفی جدید بر مبنای تابع هدف الگوریتم FCM استاندارد پیشنهاد می‌گردد. در فصل سوم شبیه‌سازی روش‌های پیشنهادی در مقایسه با سایر روش‌های مشابه ارائه می‌گردد و در نهایت نتیجه‌گیری و پیشنهاد برای کارهای آینده مطرح می‌گردد.

[1] Membership Function

فصل اول

بررسی منابع (پایه‌های نظری و پژوهش‌های پیشین)

۱-۱. مقدمه

در علم پزشکی به منظور بررسی ساختارهای داخلی بدن و ارزیابی تغییرات بافت‌های بدن انسان و بسیاری از موارد تشخیص بیماری از تصویربرداری پزشکی استفاده می‌گردد. در بین تصاویر پزشکی معرفی شده تصویر MRI از کیفیت بالاتری برخوردار بوده و برخلاف روش‌های دیگر تصویربرداری که از پرتوهای یونساز استفاده می‌کنند در این تصویر از امواج الکترومغناطیس قوی با فرکانس رادیویی استفاده می‌گردد که در نتیجه این روش تصویربرداری برای انسان مضّر نمی‌باشد. به دلیل ویژگی‌های اشاره شده در حال حاضر این روش تصویربرداری در علم پزشکی بیشترین کاربرد را دارد.

اولین مرحله در تحلیل تصاویر MRI مغز تفکیک سه بافت مشخص مغز از یکدیگر می‌باشد که ویژگی خاص این بافت‌ها و هم‌چنین برخی از مشکلات موجود در دستگاه تصویربرداری MRI موجب شده که بخش‌بندی این تصاویر به موضوعی مهم در زمینه پردازش تصاویر پزشکی تبدیل شود. به همین دلیل روش‌های بسیار زیادی برای بخش‌بندی این تصاویر ارائه گردیده است که گستردگی روش‌های ارائه شده در این زمینه قابل مقایسه با تمامی مطالبی است که در حوزهٔ بینایی ماشین و پردازش تصویر مطرح می‌گردد، به دلیل اینکه اکثر مطالب ارائه شده در حوزهٔ بینایی ماشین و پردازش تصویر می‌توانند به عنوان مبنایی برای ارائه الگوریتم‌های مستقل بخش‌بندی قرار گیرند. در راهکارهای مقدماتی ارائه شده در این زمینه معمولا اقدامات مستقلی برای حذف عوامل مزاحم از قبیل نویز و غیر یکنواختی شدت‌روشنایی صورت می‌گرفت که در واقع تصویر اصلی فیلتر می‌شد. به دلیل اینکه در تصاویر پزشکی اطلاعات موجود در تصویر از اهمیت بالایی برخوردار می‌باشند لذا فیلتر کردن تصویر به نوعی موجب حذف جزئیات از تصویر می‌گردد. به منظور جلوگیری از این مشکل استفاده از فیلترینگ در سالهای اخیر در این زمینه کاملا متوقف شده و تلاش‌هایی در زمینه تقویت و بهبود الگوریتم‌های بخش‌بندی صورت گرفته است که حجم وسیع کارهای انجام شده در زمینه گسترش و بهبود الگوریتم FCM استاندارد نیز در راستای این هدف می‌باشد.

در این فصل ابتدا معرفی مختصری از تصویر MRI، پیشینهٔ تاریخی، نحوه شکل‌گیری این تصویر و اصول فیزیکی شکل‌گیری این تصویر مطرح می‌گردد و مشکلات بخش‌بندی این تصویر بررسی می‌گردد. در ادامه به دلیل گستردگی روش‌های ارائه شده در زمینهٔ بخش‌بندی، چندین روش مهم و معتبر در این زمینه معرفی و بررسی می‌گردند. با توجه به اینکه موضوع این پایان‌نامه در راستای ارائه روشی

برای بهبود روش‌های مبتنی بر الگوریتم FCM استاندارد است، سعی شده تا مراجع و منابع مهم ارائه شده در این زمینه مورد بحث و بررسی قرار گیرند و در نهایت یک نتیجه گیری کلی از این فصل ارائه می‌گردد.

۱-۲. بررسی تصویر MRI

در این بخش سعی داریم تا به طور مختصر به نحوه شکل‌گیری تصویر MRI و اصول فیزیکی تشکیل این تصویر بپردازیم و هم‌چنین مشکلات موجود در بخش‌بندی تصاویر MRI را مورد بررسی قرار دهیم.

۱-۲-۱. تاریخچه

در دهه ۱۸۶۰ جیمز کلرک ماکسول[1] اسکاتلندی متوجه این نکته شد که خطوط نیروهای مغناطیسی را می‌توان به صورت ریاضی بیان نمود. برخی از معادلات ماکسول ثابت می‌کنند که میدانهای مغناطیسی و الکتریکی با یکدیگر زاویه ۹۰ درجه می‌سازند. او هم‌چنین نشان داد که میدان مغناطیسی القا شده به صورت فنری (Spiral) و عمود در خلاف جهت جریان الکترونی که آن را می-سازد حرکت می‌کند و سرعت آن در خلا نیز برابر سرعت نور می‌باشد. ماکسول هم‌چنین سرعت و جهت امواج الکترومغناطیس را محاسبه و علاوه بر امواج ماوراء بنفش و مادون قرمز وجود سایر امواج را نیز پیشگویی کرد. هشت سال بعد هانریش هرتز[2] آلمانی به وجود امواج نامرئی الکترومغناطیسی پی برد و اذعان نمود که تمام امواج مذکور را می‌توان بر اساس مقدار فرکانس آنها مشخص نمود.

تمام این حوادث وضعیت را برای آقای ویلهم کنراد رونتگن[3] فراهم آورده بودند تا او اشعه ایکس را کشف کند. این اشعه جزو امواج الکترومغناطیس و با فرکانس بالا می‌باشد. بعد از او در سال ۱۹۸۶ نیز فردریک ژولیه و ماری کوری اشعه گاما را کشف کردند. با کشف آنها این مسئله روشن شد که انرژی امواج با فرکانس بالا را می‌توان تشخیص و اندازه‌گیری نمود. هم‌چنین آسیب‌های بیولوژیکی این تشعشعات نیز به اثبات رسید.

[1] James clark Maxwel
[2] Hanrish Hertz
[3] Wilhelm konrad Rontgen

با شروع قرن بیستم، عصر اتم نیز آغاز شد. فیزیکدان‌ها و دانشمندان زیادی، قسمتی از روش‌های NMR[۱] و MRI را پی‌ریزی کردند در سال ۱۹۴۶ دو فیزیکدان آمریکایی به نام فلیکس بلوچ[۲] و ادوارد پارسل[۳] که به طور جداگانه بر روی اتم‌ها کار می‌کردند متوجه شدند که اگر لوله آزمایشی را که محتوی ماده‌ای خالص می‌باشد با امواج مغناطیسی، انرژی‌دار کرده و مورد بمباران امواج رادیویی قرار دهند، اتم‌ها تهییج شده و سپس با طیفی که متناسب با اتم‌های مورد آزمایش است شروع به پاسخ دادن می‌کنند. آنها این سیگنال‌ها را آشکار کرده و بر اساس مقدار فرکانس‌شان به صورت تصاویر اسپکتروسکپی ثبت نمودند به این ترتیب بنیان تشدید مغناطیسی هسته‌ای که مقدمه‌ای بر MRI بود گذاشته شد. (سرانجام بلوچ و پارسل موفق به اخذ جایزه نوبل در سال ۱۹۵۲ شدند). در مدت ۲۵ سال پس از این کشف، بیش از هزار دستگاه NMR ساخته و هزاران متخصص اسپکتروسکپی روانه عرصه بین‌المللی شدند و بدین‌ترتیب اسپکتروسکپی پیشرفت کرد. محققین، انواع و اقسام آزمایش‌ها و تجزیه و تحلیلهای NMR را به صورت مصنوعی انجام دادند. اما به‌کارگیری آن برای تصویربرداری از بدن انسان از لحاظ آنها نه تنها غیر ممکن بلکه امری بسیار احمقانه بود.

در سال ۱۹۷۰ پزشک و فیزیک دان آمریکایی به نام دکتر ریموند دامادین[۴] که فردی بسیار فهیم و آینده‌نگر بود 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 تحریک مغناطیسی پاسخ می‌دهد و اگر موش‌ها را با یک پالس تشدید کننده بمباران کند، هنگامی که گشتاور دو قطبی‌های مغناطیسی به حالت تعادل و آرامش می‌رسند هر یک از بافت‌های سالم و توموری یک 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 کند.

[1] Nuclear Magnetic Resonance
[2] Flexi Bloch
[3] Edward Purcell
[4] Raymond Damadian

دکتر دامادین در اوایل دهه۱۹۷۰ متوجه شد که ساختمان آب در تصویربرداری MRI عنصری بسیار حیاتی است. زیرا هر مولکول آب در واقع یک دو قطبی بسیار قوی است، علت آن است که الکترونهای مدار هیدروژن زمان بیشتری را در مدارهای اطراف اتم اکسیژن می‌گذارنند، این وضعیت باعث ایجاد یک منبع قوی برای تولید سیگنالهای MR می‌شود. دامادین ثابت کرد سیگنال‌های فوق را می‌توان به صورت تصویری آشکار و ثبت نمود. او و همکارانش جهت تصویربرداری کل بدن انسان مدت ۷ سال را برای طراحی و ساخت اولین اسکنر MRI صرف کردند. پس از فراز و نشیب‌های فراوان بالاخره درروز سوم ژولای ۱۹۷۷ اولین تصویر دانسیته پروتون[1] از بدن انسان تهیه شد. تصویربرداری فوق به مدت ۴ ساعت و ۴۵ دقیقه به طول انجامید. دکتر دامادین نام اولین اسکنر خود را سرکش[2] گذاشت که در واقع نشان دهنده عزم، بی‌باکی و خستگی ناپذیری او در ساخت دستگاه مذکور بود. این دستگاه اکنون در مرکز تکنولوژی اسمیتسون واشنگتن[3] قرار دارد [۱].

۱-۲ -۲. اصول فیزیکی

در ابتدا باید اشاره کرد که بررسی فیزیکی دقیق تصویربرداری MRI نیاز به اطلاعات جامعی در زمینه فیزیک کوانتوم دارد که خارج از بحث این پایان‌نامه می‌باشد. با توجه به لزوم شناخت سه نوع تصویر متفاوت در این روش تصویربرداری، در این بخش به طور اجمالی به نحوه تشکیل این تصاویر می‌پردازیم.

روش تصویربرداری MR بر اساس تحریک پروتون هیدروژن مولکول‌های آب موجود در بافت و سپس دریافت و پردازش سیگنالهای به دست آمده از آنها انجام می‌پذیرد. در هر سانتی‌متر مکعب از بافت نرم، میلیاردها هسته هیدروژن (پروتون) وجود دارد. ابتدا این پروتونها یا مغناطیس‌های کوچک به طور نامرتب در امتدادهای مختلفی قرار دارند به طوری که برآیند نیروهای مغناطیسی آنها برابر صفر است. پس از قرار گرفتن در یک میدان مغناطیسی خارجی قوی، پروتون‌ها سعی می‌کنند خود را در

[1] Proton density
[2] Indomitable
[3] Smithson institute of technology