بسم الله الرحمن الرحيم

دانشکده:کامپیوتر و فناوری اطلاعات

گروه: هوش مصنوعی

ناحیه‌بندی وفقی و نیمه‌نظارتی تومور در تصاویر MRI

سعیده اسلامی

استاد راهنما:

دکتر مرتضی زاهدی

استاد مشاور:

دکتر رضا عزمی

پایان نامه ارشد جهت اخذ درجه کارشناسی ارشد

شهریور ۱۳۹۰

این پایان نامه را با نهایت سپاس پیشکش می کنم

به پدرم که با لطف و زحمات بی دریغش مسیر پیشرفت و خوشبختی را برایم هموار کرده است و به مادرم که دعای خالصانه اش

بدرقه راه و وجودش دلگرمی من است

و تقدیم می کنم

به خواهر عزیزم فرزانه که همواره مرهون لطف و محبت خالصانه اش، هستم و خواهم بود

تشکر و قدردانی

حال که به لطف و رحمت لایتناهی حضرت حق مراحل این پایان نامه رو به اتمام نهاده بر خود لازم میدانم تا از همه کسانی که در پیشبرد اهداف این پایان نامه من را یاری نمودند سپاس و قدردانی به عمل آورم.

ابتدا از زحمات و پشتیبانی بی دریغ و بی شائبه استاد ارجمندم جناب آقای دکتر زاهدی که راهنمایی این تحقیق را بر عهده داشتند کمال تشکر را دارم. بی شک بدون حمایت و هم فکری ایشان انجام این پایان نامه مقدور نبود.

و نیز سپاس گذارم از استاد گرامی جناب آقای دکتر عزمی که از هر گونه راهنمایی و مساعدت اینجانب در انجام پژوهش مضایقه نکردند.

در پایان از اساتید گران قدر جناب آقای دکتر حسن پور و جناب آقای دکتر پویان که سعادت شاگردی ایشان را در دوره کارشناسی ارشد داشته ام قدردانی کرده و از خداوند متعال برای این دو بزرگوار موفقیت و بهروزی مسألت دارم.

تعهد نامه

اینجانب سعیده اسلامی دانشجوی دوره کارشناسی ارشد رشته هوش مصنوعی دانشکده مهندسی فنآوری اطلاعات و کامپیوتر دانشگاه صنعتی شاهرود نویسنده پایان‌نامه "ناحیه‌بندی وفقی و نیمه‌نظارتی تومور در تصاویر MRI" تحت راهنمایی آقای دکتر مرتضی زاهدی متعهد می‌شوم

- تحقیقات در این پایان نامه توسط اینجانب انجام شده‌است و از صحت و اصالت برخوردار است.
- در استفاده از نتایج پژوهش‌های محققان دیگر به مرجع مورد استفاده استناد شده‌است.
- مطالب مندرج در پایان نامه تا کنون توسط خود یا فرد دیگری برای دریافت هیچ نوع مدرک یا امتیازی در هیچ‌جا ارائه نشده‌است.
- کلیه حقوق معنوی این اثر متعلق به دانشگاه صنعتی شاهرود می‌باشد و مقالات مستخرج با نام "دانشگاه صنعتی شاهرود" و یا "**Shahrood University of Technology**" به چاپ خواهد رسید.
- حقوق معنوی تمام افرادی که در بدست آمدن نتایج اصلی پایان نامه تاثیرگذار بوده‌اند در مقالات مستخرج از پایان‌نامه رعایت می‌شود.
- در کلیه مراحل انجام این پایان‌نامه در مواردی که به حوزه اطلاعات شخصی افراد دسترسی یافته یا استفاده شده‌است، ضوابط و اصول اخلاقی رعایت شده‌است.

تاریخ امضا

مالکیت نتایج و حق نشر

کلیه حقوق معنوی این اثر و محصولات آن(مقالات مستخرج، کتاب، برنامه‌های رایانه‌ای، نرم‌افزارها و تجهیزات ساخته‌شده) متعلق به دانشگاه صنعتی شاهرود است. این مطلب باید به نحو مقتضی در تولیدات علمی مربوطه ذکرشود.

استفاده از اطلاعات و نتایج موجود در پایان‌نامه بدون ذکر مرجع مجاز نمی‌باشد.

چکیده

ناحیه‌بندی بافت مغز با هدف تفکیک دقیق بافت آسیب‌دیده یا بیمار مغز، یکی از مراحل اساسی در فرآیند تشخیص و درمان ناهنجاریهای بافت مغز است. اما ناحیه‌بندی عموما توسط رادیولوژیست‌ها و متخصصین انکولوژی به‌صورت دستی صورت می‌گیرد که ضمن خسته‌کننده و دشواربودن از خطای انسانی نیز مصون نیست. پیچیدگی این فرآیند لزوم طراحی و استفاده از یک متد خودکار یا نیمه‌خودکار را مشخص می‌سازد.

مطلوب اینست که روشی که برای این منظور ارائه می‌شود، حتی‌الامکان بی‌نیاز از پارامترهای اولیه بوده و بتواند اطلاعات موردنیاز خود را از روی داده تخمین‌زده و تحت تاثیر نویز و تغییرات روشنایی در بافت‌ها قرارنگیرد.

در این پایان‌نامه یک روش ناحیه‌بندی نیمه‌نظارتی با استفاده از کلاسیفایر جنگل تصادفی ارائه می‌شود. متدهای نیمه‌نظارتی با تلفیقی از دو مدل آموزش نظارتی و غیرنظارتی کارآیی بهتری را نسبت به هر دو این روش‌ها ارائه می‌دهند. نظر به اینکه فراهم‌کردن داده‌های آموزشی برای یک کلاسیفایر نظارتی در کاربردهای پزشکی همانند ناحیه‌بندی بسیار دشوار است، استفاده از یک تکنیک نیمه‌نظارتی می‌تواند قسمت عمده‌ای از نیاز به چنین داده‌هایی را برطرف سازد. برای استخراج ویژگی‌ها بازه همسایگی جدیدی با استفاده از تئوری الگوریتم انتشار شایعه در حوزه ناحیه‌بندی تصویر و اعمال ترکیبی از قیود فضایی و محدودیت سطح روشنایی روی شرط همسایگی معرفی می‌شود. با استفاده از این همسایگی محلی و وفقی، تصویر به صورت اولیه ناحیه‌بندی می‌شود. محاسبه ویژگی‌های موردنظر با استفاده از این نواحی با دقت بسیار بالاتری نسبت به حالت غیروفقی صورت می‌پذیرد. الگوریتم جنگل تصادفی برای شناسایی ویژگیهای استخراج‌شده مورد استفاده قرار می‌گیرد. کلاسیفایر جنگل تصادفی تابحال چندان در حوزه ناحیه‌بندی MRI موردتوجه نبوده است اما این الگوریتم امتیازات ویژه‌ای از قبیل دقت بالا در عین سرعت پردازش بسیار بالا، توانایی کنترل مقادیر مفقودشده در بردار ویژگی و کنترل عدم توازن داده‌ها را دارد که آن را برای استفاده در یک سیستم ناحیه‌بندی تصویر به عنوان کلاسیفایر پیکسل‌ها بسیار مناسب می‌سازد. نتایج بدست‌آمده از پیاده‌سازی نهایی، درستی این ادعا را اثبات می‌کند. با وجود برابری نسبی نتایج بدست‌آمده از لحاظ دقت با متد MRF که تقریبا موفق‌ترین متد ناحیه‌بندی MRI محسوب می‌شود، زمان پردازش و محاسبات با استفاده از این متد بسیار کمتر از روش MRF است.

کلمات کلیدی– ناحیه‌بندی، تصویربرداری با تشدید مغناطیسی، آموزش نیمه‌نظارتی، وکسل، الگوریتم جنگل تصادفی، قیود همسایگی، متد انتشار شایعه، الگوی باینری محلی.

فهرست مقالات مستخرج از پایان نامه

[1] Saeideh Eslami, Morteza Zahedi, Reza Azmi "Brain Tissue Segmentation in MRI Images Using Random Forest Classifier and Gossip Based Neighborhood", 3rd International Conference on Computer Technology and Developement (ICCTD2011), 2011, Chengdu, China.

[2] Morteza Zahedi, Saeideh Eslami, "Improvement of Random Forest Classifier through Localization for Persian Handwritten OCR", International Conference on Advances in Information and Communication Technologies, (ICT 2011), 2011, Hamburg, Germany.

[3] Saeideh Eslami, Morteza Zahedi, Reza Azmi, "The Improvement on MRI Segmentation using A Localized Random Forest", World Conference on Information Technology, (WCIT 2011), 2011, Istanbul, Turkey.

فهرست مطالب

عنوان **صفحه**

۱- فصل اول مقدمه ۱

۱-۱- مقدمه ۲

۱-۲- تصویر برداری با تشدید مغناطیسی(MRI) ۵

۱-۳- نحوه تصویربرداری دستگاه MRI ۶

۱-۴- تصویربرداری چندطیفی ۹

۱-۵-محدودیت‌های ناحیه‌بندی ۱۱

۱-۶- بروز مشکل ناهمگنیRF ۱۳

۱-۶-۱- رفع مشکل ناهمگنی RF ۱۴

۱-۷- مساله حجم جزئی ۱۵

۱-۸- عدم توازن داده‌ها ۱۵

۱-۹- تشریح نمونه داده‌های MRI ۱۵

۱-۱۰- رویکرد اصلی در روشهای ناحیه‌بندی ۱۹

۱-۱۰-۱- متدهای ناحیه بندی نظارتی (با ناظر) ۱۹

۱-۱۰-۲- متدهای ناحیه بندی غیر نظارتی (بدون ناظر) ۲۰

۱-۱۰-۳- متدهای ناحیه بندی نیمه نظارتی ۲۰

۱-۱۰-۴- متدهای ناحیه‌بندی مبتنی بر پردازش تصویر ۲۲

۱-۱۰-۴-۱- آستانه‌گیری ۲۳

۱-۱۰-۵- متدهای ناحیه‌بندی مبتنی بر شبکه عصبی ۲۳

۱-۱۰-۶-ناحیه‌بندی با استفاده از متدهای احتمالاتی ۲۵

۱-۱۰-۷- ناحیه‌بندی مبتنی بر کلاسترینگ فازی ۲۵

۱-۱۱- بیان موضوع و اهداف ۲۶

۲- فصل دوم آموزش نیمه‌نظارتی ۲۸

۲-۱- مقدمه ۲۹

۲-۲- تکنیکهای آموزش نیمه نظارتی ۳۰
۲-۳- کلاس‌بندی نیمه‌نظارتی ۳۱
۲-۳-۱- تکنیک خودآموزی(self-training) ۳۲
۲-۳-۱-۱- شبه‌کد الگوریتم خودآموزی ۳۲
۲-۳-۲- تکنیک همکار آموزشی(co-training) ۳۳
۲-۳-۳- الگوریتم نیمه‌نظارتی مبتنی بر گراف ۳۵
۲-۳-۲- الگوریتم نیمه‌نظارتی EM ۲۵
۲-۴- کلاسترینگ محدودشده ۳۶
۲-۵- جمع‌بندی و بیان اهداف ۳۶
۳- فصل سوم الگوریتم جنگل تصادفی ۳۸
۳-۱- مقدمه ۳۹
۳-۲- جنگل تصادفی ۳۹
۳-۳- ویژگیهای الگوریتم جنگل تصادفی ۴۱
۳-۴- فرایند آموزش جنگل تصادفی ۴۳
۳-۵- مرحله پیش‌بینی ۴۶
۳-۶- شبه‌کد الگوریتم آموزش جنگل تصادفی ۴۶
۳-۷- تنظیم پارامترهای آموزش جنگل ۴۸
۳-۸- کلاسترینگ بوسیله جنگل تصادفی ۴۹
۳-۹- بهبود درصد شناسایی ۵۰
۳-۱۰- جمع‌بندی و بیان اهداف ۵۲
۴- فصل چهارم روش پیشنهادی برای ناحیه‌بندی محلی بافت مغز ۵۴
۴-۱- مقدمه ۵۵
۴-۲- ویژگیهای فضایی در مساله ناحیه‌بندی ۵۵
۴-۳- متد انتشار شایعه ۵۷
۴-۴- پیش‌ناحیه‌بندی مبتنی بر انتشار شایعه ۶۰
۴-۵- پیاده‌سازی مرحله پیش‌ناحیه‌بندی ۶۱

۴-۶- مرحله استخراج ویژگیها ۶۴
۴-۷- الگوی باینری محلی(LBP) ۶۵
۴-۷-۱- ویژگی LBP متقارن (CS-LBP) ۶۷
۴-۸- کلاس‌بندی ۶۹
۵- فصل پنجم بررسی نتایج ۷۴
۵-۱- مقدمه ۷۵
۵-۲- دیتابیس تصاویر ۷۵
۵-۳- ناحیه‌بندی با استفاده از ویژگی سطح خاکستری ۷۷
۵-۴- ناحیه‌بندی با بلوک‌بندی ساده ۷۸
۵-۵- استخراج ویژگی بااعمال متد انتشار روی تصویر به صورت محدودشده ۸۱
۵-۶- نتایج نهایی با استفاده از مرحله پیش‌ناحیه‌بندی گسترش‌یافته ۸۴
۵-۷- ناحیه‌بندی تومور ۸۸
۵-۸- آموزش نیمه‌نظارتی سیستم ۹۰
۵-۸-۱- مدل آموزشی انتقالی ۹۰
۵-۸-۲- مدل آموزشی استنتاجی ۹۲
۵-۹- مقایسه نتایج بدست آمده از ناحیه‌بندی با روش پیشنهادی با نتایج متد MRF..... ۹۴
۵-۱۰- بهبود شناسایی از طریق استفاده از جنگل تصادفی چندگانه ۹۶
۵-۱۱- جمع‌بندی ۹۷
۶- فصل ششم نتیجه‌گیری و پیشنهادات آینده ۹۸
۶-۱- جمع‌بندی ۹۹
۶-۲- روشها و نتایج ۱۰۰
۶-۳- پیشنهادات آینده ۱۰۱
۷- پیوست ۱۰۴
۸- مراجع ۱۱۳

فهرست شکل‌ها

عنوان **صفحه**

شکل(۱-۱) نمونه یک تصویرMRI مغزی [۲] ۲

شکل (۱-۲): ساختار ابتدایی دستگاه MRI ۷

شکل(۱-۳) نمایش زمانهای T_E و T_R [۲] ۸

شکل (۱-۴): نمایش مدلهای مختلف نمایش تصویر توسط دستگاه MRI ۸

شکل (۱-۵): نمایش چندطیفی یک برش از بافت مغز ۱۰

شکل (۱-۶) نحوه تاثیر تومور بر تقارن بافت مغز ۱۱

شکل (۱-۷): نمودار گوسین ترکیبی مقادیر خاکستری سه بافت اصلی مغز ۱۲

شکل (۱-۸): نمایش اثر بایاس فیلد روی یک تصویر نمونه[۹] ۱۳

شکل(۱-۹): نمایش اثر حجم جزئی ۱۵

شکل (۱-۱۰): تشریح مساله ناحیه‌بندی پیش‌رو با استفاده از یک تصویر نمونه ۱۸

شکل (۱-۱۱):دو نمونه تصویر MRI از بافت مغزی حاوی تومور ۱۹

شکل (۱-۱۲): دسته بندی متدهای ناحیه بندی MRI [۲۶] ۲۲

شکل (۲-۱): نحوه تاثیر داده‌های آموزشی بدون برچسب درمرزهای تصمیم‌گیری[۳۵] ۳۰

شکل (۳-۱): کلاس‌بندی مبتنی بر Boosting ۴۰

شکل (۳-۲): کلاس‌بندی مبتنی برBagging ۴۱

شکل (۳-۳): کلاس‌بندی با درخت تصمیم‌گیری[۵۹] ۴۴

شکل (۴-۱): ورود عناصر متعلق به بافت‌های مختلف به بلوک ناحیه‌بندی ۵۷

شکل (۴-۲):بخش‌بندی یک شبکه به ۴ناحیه مجزا با الگوریتم انتشار شایعه[۶۲] ۵۹

شکل (۴-۳): تعیین همسایگی‌های جدید با روش پیشنهادی ۶۲

فهرست شکل‌ها (ادامه)

عنوان **صفحه**

شکل (۴-۴): برقراری ارتباط با روش دوست دوست[۷۲] ۶۳

شکل (۴-۵): نتیجه پیش‌ناحیه‌بندی گسترش یافته ۶۴

شکل (۴-۶): محدوده همسایگی اطراف پیکسل مرکزی بر حسب شعاع R[۷۷] ۶۵

شکل (۴-۷): نمایش ویژگی بافت با استفاده از CS-LBP[۷۷] ۶۷

شکل (۴-۸): نحوه محاسبه LBPوCS-LBP برای یک پیکسل[۷۷] ۶۸

شکل (۴-۹): هیستوگرام مقادیر LBP مربوط به ۳ بافت اصلی مغز ۶۹

شکل (۵-۱): ناحیه‌بندی با مقادیر خاکستری ۷۸

شکل (۵-۲): بهبود نتیجه ناحیه‌بندی روی بافت CSF پس از بلوک‌بندی ۸۱

شکل (۵-۳): مقایسه نتیجه حاصل از ناحیه‌بندی ۸۴

شکل (۵-۴): بخش‌بندی اولیه تصویر ۸۴

شکل (۵-۵): مقایسه نتیجه حاصل از ناحیه‌بندی ۸۷

شکل (۵-۶): مقایسه نتیجه ناحیه‌بندی ۸۷

شکل (۵-۷): نمودار بهبود نتایج کلاس‌بندی توسط جنگل تصادفی چندگانه ۹۷

شکل (۶-۱): حذف جزئیات مرزها در ناحیه‌بندی با متد MRF ۱۰۲

فهرست جدول‌ها

عنوان **صفحه**

جدول (۱-۱): جدول چگونگی نمایش بافتهای مختلف مغزی در تصاویر چندطیفی[۶] ۱۰

جدول (۵-۱): تفصیل مشخصات مجموعه تصاویر مورد استفاده ۷۶

جدول (۵-۲): میزان خطای ناحیه بندی با روش های ساده استخراج ویژگی ۸۰

جدول (۵-۳): نمودار نتایج ناحیه بندی به تفکیک بافت با استفاده از معیار ضریب Dice..... ۸۲

جدول (۵-۴): نتایج ناحیه بندی با مقادیر خاکستری و بلوک بندی ساده ۸۳

جدول (۵-۵): نتایج حاصل از ناحیه بندی توسط متد انتشار شایعه گسترش یافته..... ۸۵

جدول (۵-۶): مقایسه نتایج حاصل از ناحیه بندی به تفکیک بافت و روش استفاده شده..... ۸۷

جدول (۵-۷): تفکیک تومور از بافت سالم به روش بلوک بندی و روش پیشنهادی..... ۸۹

جدول (۵-۸): مدل آموزشی انتقالی ۹۱

جدول (۵-۹): مدل آموزشی استنتاجی ۹۳

جدول (۵-۱۰): مقایسه نتیجه ناحیه‌بندی توسط متد MRF و روش پیشنهادی ۹۴

جدول کلمات اختصاری

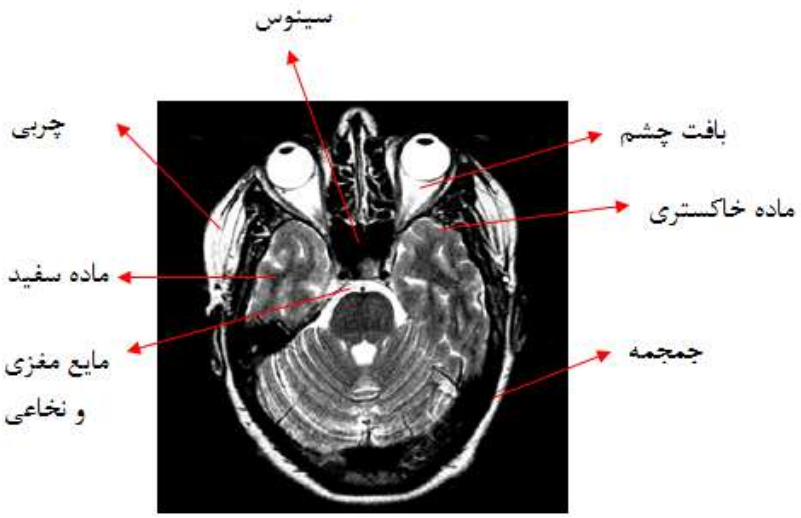
RF	Random Forest
MRI	Magnetic Resonance Imaging
Voxel	Volumed pixel
GM	Gray Matter
WM	White Matter
CSF	CerebroSpinal Fluid
PD	Proton Density
EM	Expectation Maximization
FCM	Fuzzy C-Means
MRF	Markov Random Field
CRF	Conditional Random Field
CART	Classification And Regression Tree
LBP	Local Binary Pattern
CS-LBP	Center Symmetric Local Binary Pattern
GLCM	Gray-Level Co-occurrence Matrix

فصل اول

مقدمه

۲ ۱ -مقدمه

بافت مغز ترکیبی از چندین بافت متفاوت شامل ماده سفید[۱]، ماده خاکستری[۲]، مایع مغزی نخاعی[۳]، رگ‌های خونی، استخوان، ماهیچه و بافت چربی است. کلاس‌بندی و تفکیک پیکسل‌های مربوط به بافت‌های سالم از بافت‌هایی نظیر توده تومور[۴]، بافت ادم[۵]، نکروز[۶] و غیره هدف اصلی در مقوله ناحیه‌بندی تصاویر MRI مغز محسوب می‌شود [۱].



شکل(۲-۱) نمونه یک تصویرMRI مغزی شامل بافت‌های اصلی مغزی و بافت چشم، سینوس و جمجمه[۲]

ناحیه‌بندی صحیح بافت مغز در درک آناتومی و نیز آسیب‌شناسی بافت مغز بسیار ضروری است. بررسی و تخمین کیفی فرآیند رشد تومور و تاثیر رفتار داروها در بهبود بیماری از جمله حیاتی-ترین کاربردهای ناحیه‌بندی محسوب می‌شوند. در استفاده از رادیوتراپی بجای عمل جراحی برای درمان تومور، ناحیه‌بندی اهمیت ویژه‌ای می‌یابد. تاکید خاص روی دقت تفکیک به‌دلیل تشخیص بافت سالم اطراف تومور و حفظ آن از اشعه هنگام پرتوفکنی به تومور است. با درنظرگرفتن این موضوع،

[1] White Matter (WM)
[2] Gray Matter (GM)
[3] Cerebrospinal Fluid (CSF)
[4] Tumor volume
[5] Edema
[6] Necrosis

کیفیت و وضوح تصاویر اولیه نیز یکی از شرایط موفقیت محسوب می‌شود.

تصویربرداری به روش MRI[1]، تکنیک بسیار متداولی است که بدون آسیب‌رسانی به بافت‌های زنده قادر است تصاویری با کیفیت بسیار بالا از بافت‌های نرم بدن تولیدکند. نظر به کیفیت بالا و جزئیات تصویری که توسط MRI تولید می‌شود، روش بسیار ارزشمندی در تشخیص و تعیین روش درمان دسته‌ای از بیماری‌ها محسوب می‌شود. معمولا یک نوع تصویر MRI به تنهایی درک کاملی از ابعاد، وسعت و سایر ویژگی‌های اساسی تومور ایجاد نمی‌کند؛ به‌همین دلیل ناحیه‌بندی غالبا با استفاده از ترکیب اطلاعات بدست‌آمده از چندین تصویر، بخصوص ترکیب سه تصویرT1[2]، T2[3] و PD[4] صورت-می‌پذیرد. این تصاویر به سادگی از طریق تنظیم دو پارامتر مهم تصویربرداری با نام زمان اکو (پژواک)[5] و زمان تکرار[6] بدست می‌آیند.

ناحیه‌بندی تصاویر MRI و جداسازی بافت تومور معمولا به صورت دستی توسط متخصصین رادیولوژی صورت می‌گیرد که فرآیند خسته‌کننده و زمان‌بری بوده و نتیجه حاصل همیشه تحت‌تاثیر خطای دید خواهدبود. از طرفی معمولا نتیجه ناحیه‌بندی یک تصویر یکسان توسط دو متخصص باهم تفاوت قابل‌ملاحظه‌ای دارد. پیچیدگی و هزینه‌بر بودن این فرآیند نهایتا اتوماتیک‌سازی ناحیه‌بندی را موضوع تحقیقات بسیاری قرار داده‌است [۳,۴].

در این پایان‌نامه ضمن معرفی و بررسی روش‌های متداول ناحیه‌بندی MRI، روش خود را که یک الگوریتم نیمه‌نظارتی و وفقی مبتنی بر کلاسیفایر جنگل تصادفی است، معرفی خواهیم‌نمود. برای افزودن قابلیت وفقی به سیستم، ما جنبه استخراج ویژگی‌ها و قیود همسایگی را به صورت محلی و باتوجه به داده، درنظر گرفتیم. به این ترتیب محدوده همسایگی ثابتی برای یک پیکسل درنظر گرفته-

[1] Magnetic Resonance Imaging
[2] T1-weighted
[3] T2-weighted
[4] Proton Density
[5] Echo time (TE)
[6] Repetition time (TR)

نشده و پیکسل‌های درون ناحیه اولیه‌ای که بعدا در اطراف پیکسل شکل خواهد گرفت به عنوان پیکسل‌های همسایه در تعیین مقدار این پیکسل استفاده خواهندشد. برای تعیین ناحیه مناسب استخراج ویژگی، متد انتشار شایعه را که در اصل یکی از روش‌های پخش داده در شبکه‌های توزیع-شده است، به حوزه ناحیه‌بندی تصویر وارد کردیم. امتیاز این نوع استخراج ویژگی در کلاس‌بندی دقیق‌تر و جزئی‌تر پیکسل‌های واقع در مرز بافت‌هاست که اغلب اشتباه کلاس‌بندی می‌شوند. استفاده از کلاسیفایر جنگل تصادفی برای طبقه‌بندی پیکسل‌ها با استفاده از ویژگی‌های فراهم‌شده این امتیاز را دارد که ضمن ارائه دقت بالا از سرعت خوبی نیز برخوردار است. این امکان استفاده از بردارهای ویژگی طولانی را در مواقع لزوم به ما می‌دهد بدون اینکه از لحاظ زمانی چالشی ایجاد شود. کلاسیفایر جنگل تصادفی خواص ویژه دیگری نیز دارد که بعدا به آن اشاره خواهدشد. برای کاهش نیاز به یک متخصص برای فراهم کردن داده آموزشی ناحیه‌بندی شده تصمیم گرفتیم کلاسیفایر را با متد نیمه-نظارتی آموزش دهیم. این متد می‌تواند قسمتی از آموزش سیستم را با استفاده از داده‌هایی که در ابتدا برچسب نخورده‌اند انجام دهد.

چالش‌های پیش‌روی مساله اتوماتیک‌سازی تفکیک بافت‌های مغزی در تصاویر MRI، روش‌های مقابله با ناهمگنی در سطح روشنایی بافت‌ها، معرفی اجمالی روش‌های متداول ناحیه‌بندی MRI و مشکلات هریک از این متدها در مقدمه این تحقیق تشریح خواهدشد. در فصل دوم به معرفی تکنیک-های آموزشی نیمه‌نظارتی خواهیم‌پرداخت. فصل سوم به تشریح الگوریتم جنگل تصادفی و نحوه آموزش آن می‌پردازد. در فصل چهارم روش پیشنهادی ما برای ناحیه‌بندی تصاویر MRI مغز معرفی شده و نحوه پیاده‌سازی مفهوم همسایگی محلی و آموزش نیمه‌نظارتی سیستم به تفصیل بحث خواهدشد. نتایج حاصل از پیاده‌سازی الگوریتم پیشنهادی و تفسیر نتایج در فصل پنجم و نهایتا نتیجه‌گیری و پیشنهادات آینده برای بهبود سیستم در فصل ششم ارائه خواهدشد.

۲ ۴ -تصویر برداری با تشدید مغناطیسی(MRI)

اصطلاح MRI، مخفف کلمه لاتین "Magnetic Resonance Imaging" به معنی تصویربرداری با تشدید مغناطیسی است. هرچند در حدود ۴۰ سال از معرفی روش MRI می گذرد اما استفاده از آن به صورت کاربردی از آغاز دهه ۱۹۸۰ مطرح شد. اهمیت تصویربرداری MRI در پیش‌برد علم پزشکی تا آنجاست که این روش تاکنون جوایز نوبل متعددی را نصیب مبدعین خود کرده است. بر خلاف رادیوگرافی‌های معمولی x-Ray و یا CT، بدلیل استفاده از امواج رادیویی و مغناطیسی، MRI پرتوهای یونیزان و مضر ندارد.

درحال‌حاضر MRI به نحو موثری در تشخیص بسیاری از ضایعات و درمان بیماری‌ها بخصوص سرطان و نیز در درمان و دنبال‌کردن مسیر بیماری به کار می‌رود. از آنجا که اسکن MRI قادر است تصاویر واضحی را از بافت‌های نرم احاطه‌شده در بافت استخوانی فراهم‌سازد، در شناسایی تمام ناهنجاری‌های مغز و نخاع نظیر صدمات وارده به نخاع، تومورهای مغزی، خونریزی‌ها و سکته‌های مغزی مورداستفاده قرارمی‌گیرد. غیر از بافت مغزی، MRI به طور گسترده‌ای در بررسی وضعیت تاندون‌ها، عضلات و آسیب‌های احتمالی به استخوان‌ها به‌کار می‌رود. امکان بررسی دقیق وضعیت اندام‌های درونی حفره شکم، قلب، گردش خون و تشخیص نواقص مادرزادی قلب نیز به راحتی توسط متد MRI امکان‌پذیر است.

یک مزیت مهم دیگر تصویربرداری به روش MRI بدست‌آوردن تصاویری سه‌بعدی از بافت موردنظر است. زیرا با نگاشت بافت سه‌بعدی به فضای دوبعدی بدلیل محدودیت نمایش در این فضا اطلاعات با ارزشی راجع به وضعیت واقعی بافت ازبین می‌رود. اکثر متدهای تصویربرداری متداول فاقد این ویژگی هستند.

۲ ۴ -نحوه تصویربرداری دستگاه MRI

با استفاده از میدان مغناطیسی و استفاده از مفهوم گرادیان در تنظیم قدرت میدان مغناطیسی تهیه تصاویر دو بعدی به‌این صورت امکان‌پذیر شد. این سیستم ساده، اساس روش تصویربرداریMRI است که برای اولین بار توسط آن امکان تفکیک آب معمولی از آب سنگین فراهم شد. با تکیه بر این ویژگی، از فراوانی آب در بدن برای تصویربرداری به روش MRI استفاده‌شد.

برای ایجاد یک تصویر سه‌بعدی، بدن از سه جهت تحت تابش یک میدان مغناطیسی دوار قرار می‌گیرد که شدت آن در حدود ۳۰۰۰۰-۲۰۰۰۰ برابر شدت میدان مغناطیس زمین است. هیدروژن-های دوقطبی موجود در آب تحت تاثیر میدان مغناطیسی در یک جهت به‌خط می‌شوند. چنانچه در این زمان امواج رادیویی با فرکانس معین برابر با فرکانس اسپین الکترون‌ها به بدن تابیده شود، هسته اتم هیدروژن برانگیخته می‌شود. حال با قطع میدان، نیروی محرک از هسته‌هایی که در اثر پدیده تشدید انرژی دریافت‌کرده و دامنه نوسان آنها افزایش یافته‌است، برداشته می‌شود. با بازگشت هسته‌ها به حالت اولیه انرژی بدست‌آمده به صورت امواج الکترومغناطیسی و گرما بازتابانده شده و توسط سیم-پیچ یا کویل دستگاه دریافت می‌شود. از آنجا که بین محتوای آب بافت‌های متفاوت و همچنین بین محتوای آب بافت سالم و بافت بیمار تفاوت وجود دارد، زمان برگشت به حالت پایه در بافت‌های مختلف متفاوت است[۵]. امواج دریافتی پس از تبدیل به جریان الکتریکی تبدیل به تصویری از ناحیه تحت تابش خواهند شد. مبنای این تصاویر محل و قدرت سیگنال‌های ورودی است. در این‌جا آن‌چه ایجاد تصاویر را با این کیفیت بالا ممکن می‌سازد، استفاده از گرادیان است. گرادیان میدان مغناطیسی به جهتی که بیشترین نیروی میدان در آن راستا وارد می‌شود اطلاق می‌شود. برای تهیه تصاویر از قسمت موردنظر باید گرادیان میدان مغناطیسی به این جهت هدایت شود.

تصویربرداری به روش MRI امروزه بیش از سایر روش‌های تصویربرداری در دنیا رواج داشته و می‌تواند جایگزین شیوه‌های قبلی شود زیرا با توجه به دانش امروزه ما هیچ عارضه جانبی ندارد. یک