



بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ



دانشگاه خوارزمی

دانشکده فنی و مهندسی - گروه برق و کامپیوتر

پایان نامه

جهت اخذ درجه کارشناسی ارشد

رشته هوش مصنوعی

عنوان:

پیش پردازش به منظور قطعه بندی تصاویر پزشکی

استاد راهنما:

جناب آقای دکتر شنبه زاده

نگارنده:

مریم یکه زارع

بهمن ۱۳۹۳

## سپاسگزاری

شکر و سپاس خدا را که بزرگترین امید و یاور، در لحظه لحظه‌ی زندگیست.

با تقدیر و تشکر شایسته از استاد فرهیخته و فرزانه جناب آقای دکتر شنبه زاده که با نکته‌های دلاویز و گفته‌های بلند، صحیفه‌های سخن را علم پرور نمود و همواره راهنما و راه‌گشای نگارنده در اتمام و اکمال پایان نامه بوده است.

خداوندا به ما توفیق تلاش در شکست، صبر در نومی‌دی، رفتن بی همراه، جهاد بی سلاح، کار بی پاداش، فداکاری در سکوت، دین بی دنیا، مذهب بی عوام، عظمت بی نام، خدمت بی نان، ایمان بی ریا، خوبی بی نمود، گستاخی بی خامی، مناعت بی غرور، عشق بی هوس، تنهایی در انبوه جمعیت و دوست داشتن بی آنکه دوستت بدارند، را عنایت فرما.

تقدیم به

خانواده عزیز و مهربانم

که در سختی‌ها و دشواری‌های زندگی همواره یآوری  
دلسوز، فداکار و پشتیبانی محکم و مطمئن برایم بوده‌اند.

## چکیده

تصاویر رادیولوژی و ام آر آی (تشدید مغناطیسی) از پرکاربردترین تصاویر پزشکی جهت تشخیص بیماری هستند. تصویربرداری ام آر آی به عنوان یکی از قوی‌ترین روش‌های تصویربرداری تشخیصی شناخته شده است. تصویربرداری رادیولوژی سریع‌تر از تصویربرداری ام آر آی است و در تشخیص بیماران تروما اهمیت ویژه‌ای دارد. تروما به معنی آسیبی است که بر اثر وارد شدن ضربه به بدن به وجود می‌آید. عدم تفکیک بافت‌های سخت و نرم در تصاویر پزشکی، به خصوص تصاویر رادیولوژی، چالشی بزرگ پیش روی تشخیص صحیح می‌باشد. این پایان‌نامه با هدف بهبود تصاویر پزشکی پر کاربرد (رادیولوژی و ام آر آی) انجام و از پیش‌پردازش به عنوان یک راهبرد اساسی برای قطعه‌بندی به منظور بهبود تصاویر استفاده شده است. جهت بررسی و مقایسه بهتر نتایج، از سه نوع تصویر بافت سخت استخوان (دست)، بافت نرم (مغز) و نوعی مخمر استفاده می‌شود. برای مرحله پیش‌پردازش چهار فیلتر (بالاگذر باترورث، بالاگذر گوسین، باترورث با تاکید بر فرکانس بالا و گوسین با تاکید بر فرکانس بالا) مورد استفاده قرار می‌گیرد. سپس الگوریتم‌های برنارد، شی، چان و وز و لی برای قطعه‌بندی تصاویر به‌کار گرفته می‌شود. در انتها، تصاویر از نظر معیارهای کیفی (بصری) و کمی (تعداد تکرار الگوریتم، زمان محاسباتی CPU و معیار شباهت تاس) مورد مقایسه و تحلیل قرار می‌گیرند.

در روش پیشنهادی، سعی شده است تا با دور ریختن اطلاعات اضافی در مرحله پیش‌پردازش، تصاویر مناسب‌تری را برای مرحله قطعه‌بندی فراهم کنیم. به طور کلی، نتایج معیارهای ارزیابی نشان داد که پیش‌پردازش تصاویر با فیلترهای گوسین و تاکید بر فرکانس بالا باترورث بهترین عملکرد را داشت و همچنین بهترین نتیجه قطعه‌بندی بر روی تصاویر پیش‌پردازش شده با استفاده از الگوریتم برنارد حاصل شد.

**کلمات کلیدی:** تصاویر پزشکی، قطعه بندی، پیش پردازش، تصاویر رادیولوژی، بافت سخت، فیلتر بالاگذر، باترورث، گوسین، فیلتر تاکید بر فرکانس بالا، الگوریتم قطعه بندی برنارد

## فهرست مطالب

|                     |   |
|---------------------|---|
| چکیده .....         | ج |
| فهرست مطالب .....   | د |
| فهرست اشکال .....   | ز |
| فهرست جدول‌ها ..... | ی |

### فصل اول: کلیات تحقیق

|  |    |
|--|----|
| ۱-۱- مقدمه .....                               | ۲  |
| ۲-۱- انواع تصاویر پزشکی .....                  | ۲  |
| ۳-۱- اهمیت و جایگاه موضوع .....                | ۳  |
| ۴-۱- تعریف مساله و بیان وضعیت فعلی موضوع ..... | ۵  |
| ۵-۱- مراحل انجام روش پیشنهادی .....            | ۱۰ |
| ۶-۱- اهداف مورد نظر .....                      | ۱۱ |
| ۷-۱- مروری بر فصول پایان‌نامه .....            | ۱۱ |

### فصل دوم: پیشینه تحقیق

|  |    |
|--|----|
| ۱-۲- مقدمه .....                       | ۱۴ |
| ۲-۲- تعریف قطعه‌بندی .....             | ۱۵ |
| ۳-۲- قطعه‌بندی تصاویر پزشکی .....      | ۱۵ |
| ۴-۲- دسته‌بندی روش‌های قطعه‌بندی ..... | ۱۶ |
| ۱-۴-۲- روش‌های سطح پایین .....         | ۱۶ |
| ۲-۴-۲- روش‌های سطح میانه .....         | ۱۷ |

|    |  |
|----|--|
| ۱۸ | .....۳-۴-۲- روش های سطح بالا                   |
| ۱۹ | .....۱-۳-۴-۲- روش های مبتنی بر ویژگی های منحنی |
| ۱۹ | .....۲-۳-۴-۲- مدل های دگرشکل پذیر هندسی        |
| ۱۹ | .....۳-۳-۴-۲- تئوری تکامل منحنی                |

#### فصل سوم: پیش زمینه تحقیق

|    |   |
|----|---|
| ۲۲ | .....۱-۳- مقدمه   |
| ۲۲ | .....۲-۳- فیلتر کردن در حوزه فرکانس                           |
| ۲۳ | .....۱-۲-۳- فیلترهای پایین گذر حوزه فرکانس (هموار کردن تصویر) |
| ۲۴ | .....۲-۲-۳- فیلترهای بالاگذر حوزه فرکانس (تیز کردن تصویر)     |
| ۲۵ | .....۳-۲-۳- فیلتر تاکید بر فرکانس بالا (HFEF)                 |
| ۲۶ | .....۳-۳- الگوریتم های قطعه بندی                              |
| ۲۶ | .....۴-۳- روش های قطعه بندی مورد استفاده در آزمایش ها         |
| ۲۶ | .....۱-۴-۳- روش چان و وز                                      |
| ۲۶ | .....۲-۴-۳- روش لی  |
| ۲۷ | .....۳-۴-۳- روش شی  |
| ۲۷ | .....۴-۴-۳- روش برنارد  |

#### فصل چهارم: روش پیشنهادی

|    |   |
|----|---|
| ۲۹ | .....۱-۴- مقدمه                             |
| ۲۹ | .....۲-۴- مشکلات روش های قطعه بندی          |
| ۲۹ | .....۳-۴- توضیح کلی مراحل پیش پردازش تصاویر |

#### فصل پنجم: پیاده سازی، نتایج و مقایسه روش پیشنهادی

|    |                 |
|----|-----------------|
| ۳۳ | .....۱-۵- مقدمه |
|----|-----------------|



|    |   |
|----|---|
| ۳۳ | ۲-۵- ابزار تحقیق در پایان نامه .....  |
| ۳۴ | ۳-۵- پایگاه داده .....  |
| ۳۶ | ۴-۵- ارزیابی زمان تکرار الگوریتم قطعه‌بندی، زمان محاسباتی CPU و معیار شباهت تاس ..... |
| ۳۶ | ۱-۴-۵- معرفی معیارها و شیوه‌های ارزیابی .....   |
| ۳۶ | ۱-۱-۴-۵- معیار کیفی .....   |
| ۳۷ | ۲-۱-۴-۵- معیارهای کمی .....   |
| ۳۸ | ۵-۵- نتایج ارزیابی معیارها .....  |
| ۳۸ | ۱-۵-۵- ارزیابی معیار بصری .....   |
| ۴۹ | ۲-۵-۵- ارزیابی معیارهای کمی .....   |
| ۵۸ | ۶-۵- نتیجه گیری .....   |
| ۶۰ | مراجع: .....  |
| ۶۸ | Abstract .....  |

## فهرست شکل‌ها

- شکل ۱-۱- نمونه تصاویر روش‌های مختلف تصویربرداری پزشکی ..... ۳
- شکل ۱-۲- مقایسه بافت نرم و بافت سخت ..... ۴
- شکل ۱-۳- آمار تعداد مقاله‌های چاپ شده در سایت sciencedirect از سال ۱۹۹۶ تا ۲۰۱۴، با موضوع پردازش تصاویر پزشکی، قطعه‌بندی تصاویر پزشکی و پیش‌پردازش به منظور قطعه‌بندی ..... ۵
- شکل ۱-۴- دیاگرام مهندسی تصویر، نمایش زیرشاخه‌های بخش پیش‌پردازش ..... ۶
- شکل ۱-۵- دیاگرام مهندسی تصویر، نمایش زیرشاخه‌های بخش تحلیل تصاویر ..... ۷
- شکل ۱-۶- دیاگرام جریان کاری تحلیل تصاویر پزشکی ..... ۹
- شکل ۱-۷- دیاگرام مراحل کلی روش پیشنهادی ..... ۱۱
- شکل ۲-۱- نمونه ای قطعه‌بندی بخش سفید از تصاویر ام‌آر‌آی مغزی در تصویر سمت چپ و سی تی رگ در تصویر سمت راست ..... ۱۵
- شکل ۲-۲- نتیجه الگوریتم قطعه‌بندی به روش لبه یابی ..... ۱۷
- شکل ۲-۳- قطعه‌بندی به روش مبتنی بر لبه و ناحیه ..... ۱۷
- شکل ۲-۴- قطعه‌بندی به روش رشد ناحیه ..... ۱۷
- شکل ۳-۱- فیلتر پایین گذر باترورث ..... ۲۴
- شکل ۳-۲- فیلتر پایین گذر گوسین ..... ۲۴
- شکل ۳-۳- فیلتر بالا گذر باترورث ..... ۲۵
- شکل ۳-۴- فیلتر بالا گذر گوسین ..... ۲۵
- شکل ۴-۱- مراحل فیلتر کردن در حوزه فرکانس ..... ۳۰
- شکل ۵-۱- نمونه ای از تصاویر پایگاه داده مورد بررسی ..... ۳۵

- شکل ۵-۲- واسط گرافیکی کاربر Creaseg برای پیاده سازی و ارزیابی الگوریتم پیشنهادی.....۳۶
- شکل ۵-۳- نتایج نهایی حاصل از الگوریتم‌های قطعه‌بندی در تصویر اصلی و تصاویر فیلتر شده به روش‌های مختلف روی تصویر دست..... ۴۰
- شکل ۵-۴- نتایج نهایی حاصل از الگوریتم‌های قطعه‌بندی در تصویر اصلی و تصاویر فیلتر شده به روش‌های مختلف روی تصویر میچ دست و انگشتان..... ۴۲
- شکل ۵-۵- نتایج نهایی حاصل از الگوریتم‌های قطعه‌بندی در تصویر اصلی و تصاویر فیلتر شده به روش‌های مختلف روی تصویر دو دست ..... ۴۴
- شکل ۵-۶- نتایج نهایی حاصل از الگوریتم‌های قطعه‌بندی در تصویر اصلی و تصاویر فیلتر شده به روش‌های مختلف روی تصویر ام‌آر‌آی مغز..... ۴۶
- شکل ۵-۷- نتایج نهایی حاصل از الگوریتم‌های قطعه‌بندی در تصویر اصلی و تصاویر فیلتر شده به روش‌های مختلف روی تصویر مخمر..... ۴۸
- شکل ۵-۸- نمودار مقایسه تاثیر فیلترهای پیش‌پردازش بر روی زمان محاسباتی الگوریتم‌های قطعه‌بندی استفاده شده بر حسب ثانیه، به صورت میانگین بر روی سه تصویر دست..... ۴۹
- شکل ۵-۹- نمودار مقایسه تاثیر فیلترهای پیش‌پردازش بر روی تعداد تکرار الگوریتم‌های قطعه‌بندی استفاده شده، به صورت میانگین بر روی سه تصویر دست..... ۵۱
- شکل ۵-۱۰- نمودار مقایسه تاثیر فیلترهای پیش‌پردازش بر روی معیار شباهت تاس الگوریتم‌های قطعه‌بندی استفاده شده، به صورت میانگین بر روی سه تصویر دست..... ۵۲
- شکل ۵-۱۱- نمودار مقایسه تاثیر فیلترهای پیش‌پردازش بر روی زمان محاسباتی الگوریتم‌های قطعه‌بندی استفاده شده بر حسب ثانیه، بر روی تصویر ام‌آر‌آی مغزی..... ۵۳
- شکل ۵-۱۲- نمودار مقایسه تاثیر فیلترهای پیش‌پردازش بر روی تعداد تکرار الگوریتم‌های قطعه‌بندی استفاده شده روی تصویر ام‌آر‌آی مغزی..... ۵۴

شکل ۵-۱۳- نمودار مقایسه تاثیر فیلترهای پیش پردازش بر روی معیار شباهت تاس الگوریتم های قطعه بندی

استفاده شده بر روی تصویر ام آر آی مغزی ..... ۵۵

شکل ۵-۱۴- نمودار مقایسه تاثیر فیلترهای پیش پردازش بر روی زمان محاسباتی الگوریتم های قطعه بندی استفاده

شده بر حسب ثانیه، بر روی تصویر مخمر ..... ۵۶

شکل ۵-۱۵- نمودار مقایسه تاثیر فیلترهای پیش پردازش بر روی تعداد تکرار الگوریتم های قطعه بندی استفاده

شده روی تصویر مخمر ..... ۵۷

شکل ۵-۱۶- نمودار مقایسه تاثیر فیلترهای پیش پردازش بر روی معیار شباهت تاس الگوریتم های قطعه بندی

استفاده شده بر روی تصویر مخمر ..... ۵۸

## فهرست جدول‌ها

جدول ۱-۲- مزایا و معایب روش مدل‌های فعال هندسی ..... ۲۰

جدول ۱-۵- مقدار معیار شباهت تاس و شکل متناظر قطعه‌بندی ..... ۳۸

## فصل اول: کلیات تحقیق

امروزه تصاویر در علوم مختلف به طور گسترده مورد استفاده قرار می‌گیرند و به عنوان یک نتیجه کاربردی به منظور شناسایی برخی صفات، بسیار مورد توجه هستند. انواع مختلف روش‌های تصویربرداری در پیرامون ما وجود دارند که هر یک به فراخور نیاز بشری مورد استفاده قرار می‌گیرند. بخش گسترده‌ای از تصاویر مورد استفاده در علوم جدیدی مانند هوافضا و پزشکی هسته‌ای به کار گرفته شده است.

پس از علوم هوافضا که در آن تصویربرداری ماهواره‌ای، نقش کلیدی ایفا می‌کند، تصویربرداری در پزشکی بیشترین اهمیت را داراست. تصویربرداری در پزشکی مربوط به بدست آوردن تصاویر بیمار با هدف کمک در جهت تشخیص بیماری به منظور درمان است [۱].

## ۲-۱- انواع تصاویر پزشکی

روش‌های مختلف تصویربرداری در پزشکی برای اهداف خاصی طراحی شده‌اند که از جمله پرکاربردترین آنها می‌توان به آنژیوگرافی<sup>۱</sup> (با استفاده از اشعه ایکس<sup>۲</sup>)، سی تی اسکن<sup>۳</sup> (با استفاده از اشعه ایکس)، سونوگرافی<sup>۴</sup> (با استفاده از امواج فراصوت<sup>۵</sup>)، ام‌آر‌آی<sup>۶</sup> (با استفاده از امواج رادیویی<sup>۷</sup> و تشدید مغناطیسی) و رادیولوژی<sup>۸</sup> (با استفاده از اشعه ایکس) اشاره کرد. هر کدام از تصویربرداری‌های ذکر شده مختص بافت‌های خاصی از بدن هستند، به طور کلی می‌توان گفت که آنژیوگرافی به منظور تصویربرداری از رگ‌های خونی<sup>۹</sup> [۲]، سی تی اسکن به منظور تصویربرداری از لایه‌های بدن بصورت مقطع نگاری<sup>۱۰</sup> [۳]، سونوگرافی برای تصویربرداری از بافت

<sup>۱</sup> Angiography

<sup>۲</sup> X-Ray

<sup>۳</sup> Computed Tomography scan (CT scan)

<sup>۴</sup> Ultrasonography

<sup>۵</sup> Ultrasound

<sup>۶</sup> Magnetic Resonance Imaging (MRI)

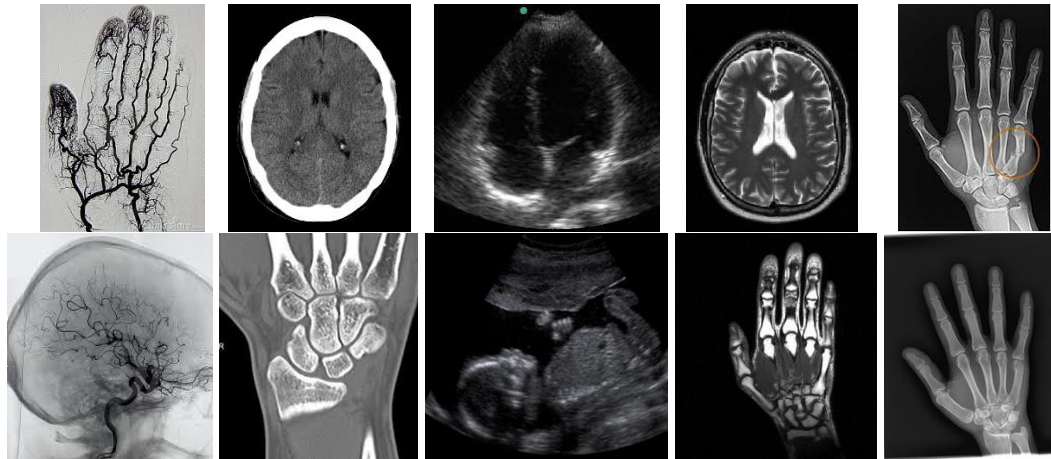
<sup>۷</sup> Radio Frequency

<sup>۸</sup> Radiology

<sup>۹</sup> Blood vessels

<sup>۱۰</sup> Tomography

نرم<sup>۱</sup> (چربی، آب، عضله و مفاصل) [۴]، ام آر آی برای تصویربرداری از بافت سخت<sup>۲</sup> و بافت نرم [۵] و رادیولوژی برای تصویربرداری از بافت‌های سخت مانند استخوان‌ها و مفاصل با استفاده از اشعه ایکس می‌باشد [۶].



تصاویر رادیولوژی دست      تصاویر ام آر آی مغز و دست      تصویر سونوگرافی از قلب و جنین      تصویر سی تی اسکن از دست و مغز      تصویر آنژیوگرافی از رگ‌های دست و مغز

شکل ۱-۱- نمونه تصاویر روش‌های مختلف تصویربرداری پزشکی

### ۱-۳- اهمیت و جایگاه موضوع

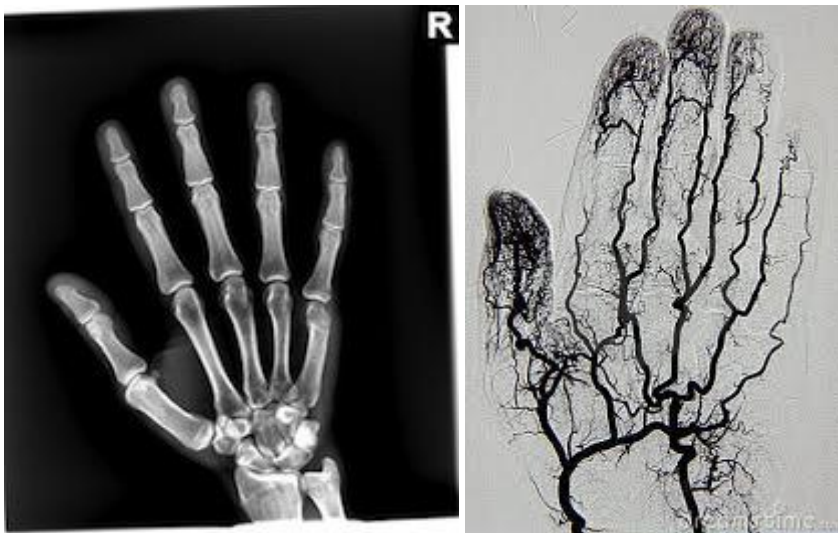
اشعه ایکس، یکی از قدیمی‌ترین منابع الکترومغناطیسی برای تصویربرداری است [۷، ۱]. معروف‌ترین کاربرد اشعه ایکس در تشخیص‌های پزشکی است [۷]. این اشعه، نوعی پرتو الکترومغناطیس است که قابلیت عبور از بافت‌های مختلف بدن را به میزان‌های متفاوت دارد [۱]. قسمت‌های مختلف بدن درجات مختلف اشعه ایکس را جذب می‌کند [۱]. برای تصویربرداری از بافت سخت، از ام آر آی و رادیولوژی استفاده می‌شود. تصویربرداری رادیولوژی سریع‌تر از تصویربرداری ام آر آی است و برای تشخیص آسیب دیدگی در بیماران تروما<sup>۳</sup> اهمیت ویژه‌ای دارد. تروما به معنی آسیبی است که بر اثر وارد شدن ضربه به بدن به وجود می‌آید. ضربات وارده به بدن می‌توانند

<sup>۱</sup> Soft tissue  
<sup>۲</sup> Hard tissue  
<sup>۳</sup> Trauma



موجب شکستگی استخوان‌ها و خونریزی داخلی شوند. بعد از حملات قلبی، تروما بیشترین آمار مرگ و میر در دنیا را دارد.

رادیولوژی برای بیمار ملاحظات کمتری نسبت به سایر روش‌های تصویربرداری دارد و با توجه به اینکه تروما بخش مهمی از آسیب‌های پزشکی را شامل می‌شود، به همین خاطر اهمیت این روش دو چندان می‌شود. در تصویربرداری رادیولوژی با اشعه ایکس، استخوان‌ها، مفاصل، مهره‌ها و به طور کلی بافت سخت، بیشترین تشعشع را جذب کرده و در تصویر، سفید یا خاکستری روشن ظاهر می‌شود و بافت دارای آب، چربی، عضله، عصب و عروق پرتو کمتری را جذب کرده و بر روی تصویر تیره‌تر ظاهر می‌شود [۱۱-۱۸]. جهت ارتقاء<sup>۱</sup> تصاویر رادیولوژی، تمرکز اصلی بر روی بافت سخت می‌باشد.



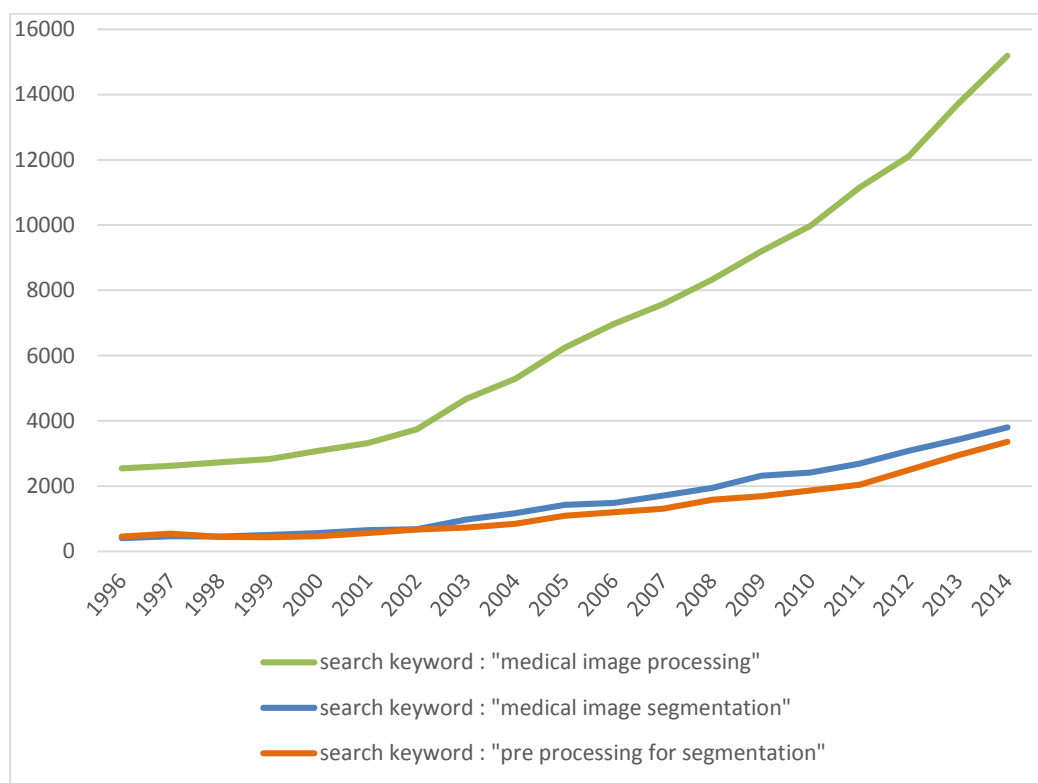
شکل ۱-۲- مقایسه بافت نرم و بافت سخت به ترتیب از راست به چپ، تصویر آنژیوگرافی رگ (بافت نرم) و تصویر رادیولوژی دست (بافت سخت)

هرچند تصاویر رادیولوژی بخش مهمی از روند تشخیصی در بیماران تروما را شامل می‌شوند و کاربرد گسترده‌ای نیز دارند، اما تصاویر رادیولوژی گرفته شده از بیمار، در بسیاری از موارد دارای وضوح مناسب نمی‌باشد که امکان دشواری یا اشتباه اساسی در تشخیص را به وجود می‌آورد.

---

<sup>۱</sup> Enhancement

پیشرفت‌های اخیر در زمینه پردازش تصاویر پزشکی، نشان می‌دهد که این موضوع بسیار موثر و قابل توجه است. شکل (۳-۱) تعداد مقالات در زمینه پردازش تصاویر پزشکی، قطعه‌بندی تصاویر پزشکی و پیش‌پردازش به منظور قطعه‌بندی را طی سالهای ۱۹۹۶ تا ۲۰۱۴ نشان می‌دهد. این نتایج با جستجو در سایت ScienceDirect به دست آمده است. نتایج در شکل (۳-۱) حاصل جستجوی سه عبارت " medical image processing", "pre processing for medical image segmentation" و " segmentation" در عنوان و چکیده مقالات بوده است. روند افزایشی نمودار نشان دهنده اهمیت موضوع پرداخته شده در پایان نامه می‌باشد.

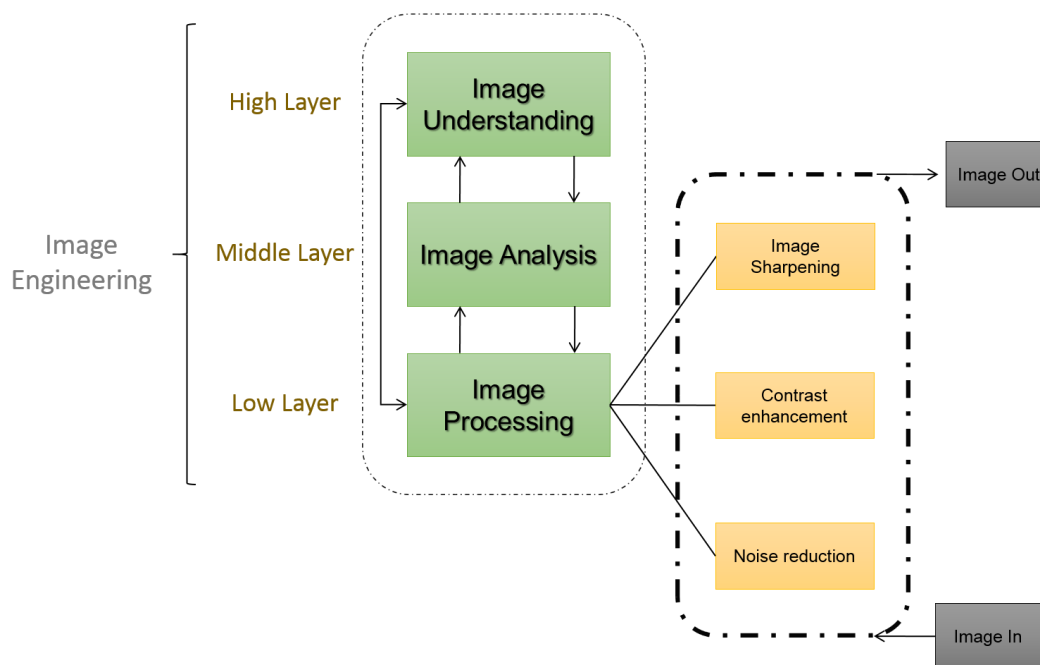


شکل ۳-۱- آمار تعداد مقاله‌های چاپ شده در سایت sciencedirect از سال ۱۹۹۶ تا ۲۰۱۴، با موضوع پردازش تصاویر پزشکی، قطعه‌بندی تصاویر پزشکی و پیش‌پردازش به منظور قطعه‌بندی

#### ۱-۴- تعریف مساله و بیان وضعیت فعلی موضوع

برای ارتقاء انواع مختلف تصاویر به دلیل گستردگی، در حوزه‌های مختلف علمی، شاخه از علم به عنوان مهندسی تصویر<sup>۱</sup> شکل گرفته که دارای شاخه‌ها و زیرشاخه‌هایی است که برای بهبود<sup>۲</sup> تصاویر مختلف به فراخور نیاز، از بخش‌های مختلفی از آن استفاده می‌شود. بخشی از ابزارهای علم مهندسی تصویر برای کمک به ارتقاء تصاویر رادیولوژی مورد استفاده قرار می‌گیرد [۱۲-۱۴].

مهندسی تصویر، شامل ۳ لایه می‌باشد: پردازش تصویر<sup>۳</sup> (لایه سطح پایین<sup>۴</sup>، شکل ۱-۴)، تحلیل تصویر<sup>۵</sup> (لایه سطح میانی<sup>۶</sup>، شکل ۱-۵) و ادراک تصویر<sup>۷</sup> (لایه سطح بالا<sup>۸</sup>) است [۱۵].



شکل ۱-۴- دیاگرام مهندسی تصویر، نمایش زیرشاخه‌های بخش پیش پردازش [۱۵]

<sup>۱</sup> Image Engineering

<sup>۲</sup> Improvement

<sup>۳</sup> Image Processing

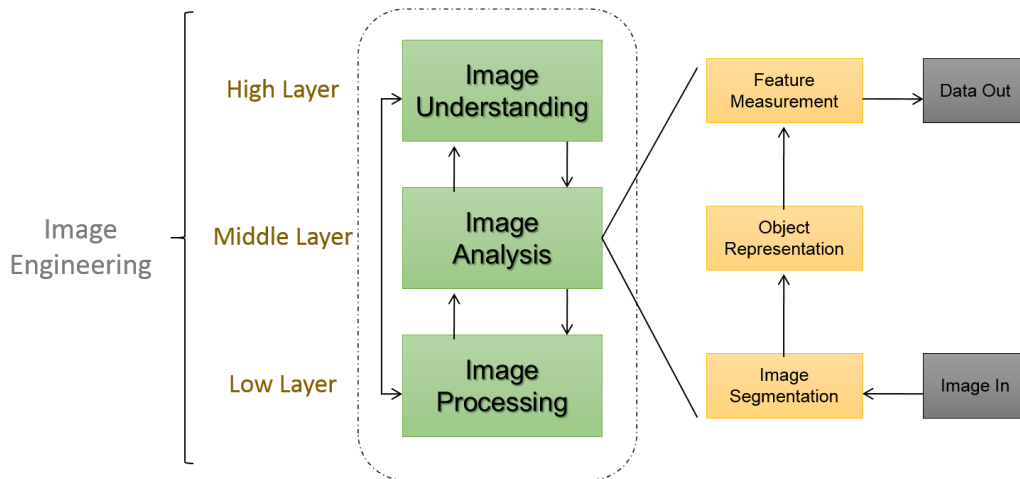
<sup>۴</sup> Low level layer

<sup>۵</sup> Image Analysis

<sup>۶</sup> Middle level layer

<sup>۷</sup> Image understanding

<sup>۸</sup> High level layer



شکل ۱-۵- دیاگرام مهندسی تصویر، نمایش زیرشاخه‌های بخش تحلیل تصاویر [۱۵]

پردازش تصویر در پایین‌ترین لایه مهندسی تصویر قرار دارد که به طور کلی همان ارتقاء تصاویر می‌باشد. ارتقاء تصویر، فرآیند دستکاری یک تصویر است، به طوری که نتیجه آن برای یک کاربرد خاص، بسیار مناسب‌تر از اصل آن است. واژه کاربرد خاص در این جا مهم است، زیرا بیان می‌کند که تکنیک‌های ارتقای تصویر، به مسئله خاصی مربوط می‌شود [۷]. ارتقای تصاویر شامل مراحل رفع نویز<sup>۱</sup>، بهبود کنتراست<sup>۲</sup>، تیز کردن<sup>۳</sup> و نرمال سازی اندازه می‌باشد (شکل ۱-۴). ورودی و خروجی این مرحله، تصویر است. خروجی هر لایه به لایه بعد منتقل می‌شود و چنانچه یکی از این لایه‌ها حذف و یا به درستی انجام نشود، عملکرد سیستم به طور قابل ملاحظه‌ای تحت تاثیر قرار می‌گیرد.

تحلیل تصویر، مرحله میانی لایه‌های مهندسی تصویر است. ، ورودی‌های این مرحله تصویر هستند. خروجی‌ها مشخصه‌های استخراج شده از آن تصاویر (یعنی لبه‌ها<sup>۴</sup>، کانتورها<sup>۵</sup> و هویت اشیاء خاص) هستند. قطعه‌بندی<sup>۶</sup> تصویر، اولین بخش و همچنین یکی از مهم‌ترین قسمت‌ها در تحلیل تصویر است. هدف از تحلیل تصویر، استخراج اطلاعاتی از تصویر (مانند نقاط، لبه‌ها، خطوط و نواحی) از طریق قطعه‌بندی می‌باشد (شکل

<sup>۱</sup> Noise removing

<sup>۲</sup> Contrast improvement

<sup>۳</sup> Sharpening

<sup>۴</sup> Edge

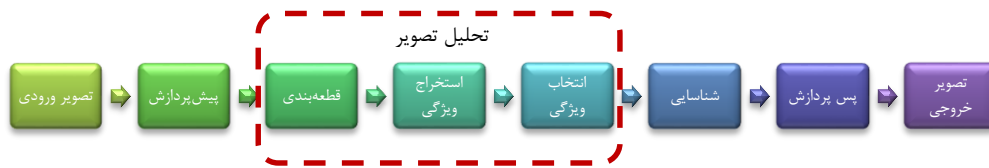
<sup>۵</sup> Contour

<sup>۶</sup> Segmentation

۵-۱) [۱۶]. قطعه‌بندی تصویر، اغلب به عنوان فرآیند تقسیم تصویر به نواحی تشکیل دهنده آن و یا استخراج بخش‌هایی از تصویر که مد نظر است، توصیف می‌شود. قطعه‌بندی یکی از مهم‌ترین بخش‌های تحلیل تصویر می‌باشد زیرا نتایج آن در تمام مراحل بعدی تحلیل تصویر مانند توصیف نواحی و اشیا، تشخیص نواحی و حتی بخش‌های لایه سطح بالا مانند دسته بندی اشیا و تفسیر و درک تصویر را تحت تأثیر خواهد گذاشت. در نهایت در لایه فهم تصویر (پردازش سطح بالا)، از مجموعه‌ای از اشیا شناسایی شده و همراه با اطلاعات به دست آمده از آنها، یک نمایش کلی حاصل می‌شود.

عمل تیز کردن از پایین‌ترین لایه مهندسی تصویر (پردازش تصویر) می‌تواند وضوح تصاویر مربوط به بافت سخت را بهبود و ارتقاء دهد. با توجه به مطالب بیان شده این شاخه از علم مهندسی تصویر در بهبود تصاویر رادیولوژی و ام‌آر‌آی مفید می‌باشد [۱۷، ۱۳].

برای تحلیل تصاویر پزشکی در حالت هوشمند، بیشتر محققان روند کاری مشابه مراحل دیاگرام زیر (شکل ۱-۶) را بکار می‌برند [۱۸]. این مراحل شامل پیش‌پردازش، قطعه‌بندی، استخراج ویژگی، انتخاب ویژگی، شناسایی و پس‌پردازش می‌باشد. خروجی هر مرحله به مرحله بعد منتقل می‌شود و چنانچه یکی از این مراحل حذف شوند و یا یکی از مراحل به درستی انجام نشوند، عملکرد سیستم به طور قابل ملاحظه‌ای تحت تأثیر قرار می‌گیرد. این دیاگرام نشان می‌دهد [۱۹] که قطعه‌بندی به عنوان اولین مرحله در تحلیل تصاویر پزشکی اهمیت بسیاری دارد [۲۰، ۲۱] زیرا با شکست این مرحله، اشتباهات بسیاری در مراحل بعدی یعنی انتخاب و استخراج ویژگی ظاهر می‌شود و منجر به تحلیل نادرست خواهد شد. به همین خاطر، استفاده از یک روش قطعه‌بندی کارا در کاربردهای پزشکی حیاتی است [۲۴-۱۸، ۲۰]. اهمیت قطعه‌بندی تصاویر پزشکی توسط کامپیوتر در چهار دهه اخیر، افزایش یافته است [۱۹]. مرحله پیش‌پردازش، مرحله قبل از قطعه‌بندی می‌باشد، اگر در مرحله پیش‌پردازش تصویر مناسب و مطلوبی فراهم شود، موفقیت قطعه‌بندی بیشتر خواهد بود.



شکل ۱-۶- دیاگرام جریان کاری تحلیل تصاویر پزشکی [۱۸]

در بخشی از مهندسی تصاویر پزشکی که عمل قطعه‌بندی روی تصاویر انجام می‌گیرد، غالباً عمل ارتقاء تصویر انجام نمی‌شود. به همین علت هنگامی که تصاویر قطعه‌بندی می‌شوند، میزان خطای قطعه‌بندی بالا می‌رود، در نتیجه قطعه‌بندی به درستی صورت نگرفته و همچنین بار محاسبات بالایی را به سیستم القا می‌کند. در مجموع عدم انجام ارتقاء تصویر باعث بروز مشکلات زیر می‌شود:

- بالا رفتن میزان خطای قطعه‌بندی
- حجم محاسبات بالا
- زمان زیاد محاسبات

با انجام پیش‌پردازش مناسب قبل از قطعه‌بندی مشکلات موجود تا حد قابل ملاحظه‌ای کاهش می‌یابد. در تصاویر اشعه ایکس، قطعات نواحی مطلوب عمدتاً محل استخوان‌ها و مفاصل هستند. لبه‌ها و سایر تغییرات ناگهانی در شدت، به مولفه‌هایی با فرکانس بالا مربوط می‌شوند [۷، ۲۵]، در نتیجه اطلاعات مربوط به لبه‌ها در تصاویر استخوان‌ها و مفاصل، به مولفه‌هایی با فرکانس بالا مرتبط می‌باشند. همانطور که قبلاً اشاره شد، تیزکردن یک روش مهم در بهبود تصویر است که به افزایش کنتراست بین مناطق تاریک و روشن و حصول ویژگی‌های مرزی تصویر می‌انجامد [۲۶، ۲۷]. تیزکردن تصویر، با اضافه کردن اطلاعات لبه در نزدیکی مرزهای اشیاء در یک تصویر، کنتراست تصویر را بهبود می‌بخشد [۲۸]. به همین خاطر هنگامی که عمل تیزکردن تصویر با استفاده از اطلاعات فرکانسی تصویر انجام شود، به بهبود کیفیت این گونه تصاویر کمک می‌کند. هدف اصلی تیز کردن تصویر، برجسته کردن جزئیات لبه و یا به منظور افزایش کیفیت مناطق تاریک تصویر است. فیلتر بالاگذر رویکرد

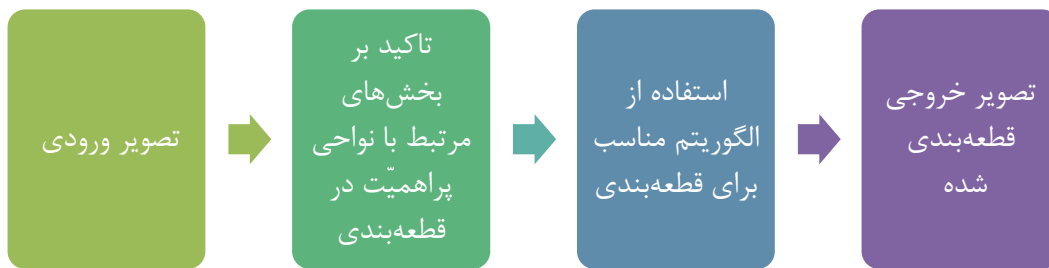
رایجی برای تعیین اطلاعات لبه است [۲۹]. به همین علت اگر عمل ارتقاء صحیحی قبل از عمل قطعه‌بندی انجام گیرد، مزایای زیر بدست می‌آید:

- افزایش دقت قطعه‌بندی
- کاهش حجم محاسبات
- کاهش زمان محاسبات

با توجه به مطالب بیان شده و اهمیت موضوع ارتقاء تصاویر پزشکی به ویژه تصاویر رادیولوژی و ام‌آر‌آی، انجام آزمایشی با هدف پیش‌پردازش برای بهبود قطعه‌بندی تصاویر پزشکی ضروری به نظر می‌رسد.

#### ۱-۵- مراحل انجام روش پیشنهادی

۱. بررسی تاریخچه قطعه‌بندی تصاویر پزشکی
  ۲. بررسی روش‌های بهبود کیفیت تصاویر در حوزه فرکانس
  ۳. ارائه راه حل جدید با توجه به تاریخچه
  ۴. ارائه بستر آزمایش الگوریتم
  ۵. ارزیابی راه حل ارائه شده از نظر سرعت و دقت عملکرد
  ۶. مقایسه راه حل جدید با الگوریتم‌های قبلی
- دیاگرام مراحل کلی روش پیشنهادی در شکل (۱-۷) نمایش داده شده است.



شکل ۱-۷- دیاگرام مراحل کلی روش پیشنهادی

### ۱-۶- اهداف مورد نظر

۱. مشخص نمودن وضعیت فعلی نحوه قطعه‌بندی تصاویر پزشکی
۲. معایب عدم انجام پیش‌پردازش بر روی تصاویر پزشکی قبل از قطعه‌بندی
۳. ارزیابی اهمیت موضوع بهبود و ارتقاء کیفیت تصاویر پزشکی به منظور قطعه‌بندی
۴. ارائه روش جدید بهبود تصاویر پزشکی به منظور قطعه‌بندی با هدف رفع مشکلات روش‌های پیشین و بومی‌سازی دانش در داخل کشور

### ۱-۷- مروری بر فصول پایان‌نامه

ابتدا در فصل دوم این پایان‌نامه، به تعریف قطعه‌بندی پرداخته و انواع روش‌های قطعه‌بندی تصاویر را دسته‌بندی می‌کنیم و سپس به بررسی ویژگی‌های هریک از انواع آنها می‌پردازیم.



از آنجایی که در روش پیشنهادی از الگوریتم‌های فیلترکردن در حوزه فرکانس استفاده شده است، در فصل سوم به توضیح الگوریتم‌های حوزه فرکانس و فیلترهای بالاگذر<sup>۱</sup> پرداخته و روش‌های آن به صورت کلی بیان می‌شود. سپس در مورد روش‌های قطعه‌بندی استفاده شده با ذکر ویژگی‌ها توضیح داده می‌شود.

در فصل چهارم ابتدا به مشکلات روش‌های قطعه‌بندی اشاره می‌شود. سپس مراحل روش پیشنهادی با جزئیات بیان می‌شود.

در فصل پنجم، پایگاه داده و نتایج ارزیابی روش پیشنهادی براساس معیارهای ارزیابی بررسی می‌گردد.

---

<sup>۱</sup> High pass filter

فصل دوم: پیشینه تحقیق

تحلیل تصاویر پزشکی یکی از ابزارهای نوین به منظور جمع آوری، ذخیره و بازیابی، دسته بندی و تجزیه و تحلیل اطلاعات پزشکی از تصاویر است [۲۴،۳۰]. در این ابزارها مراحل مختلفی از جمله پیش پردازش<sup>۱</sup>، قطعه بندی، استخراج ویژگی<sup>۲</sup> و شناسایی روی تصویر ورودی انجام می شود. بکارگیری تکنیک های هوش مصنوعی کارایی این ابزارها را افزایش می دهد [۲۰].

برای تحلیل کمی تصاویر پزشکی- یعنی اندازه گیری حجم ها- لازم به تعیین ساختارهای آناتومی است. این کار توسط قطعه بندی انجام می شود [۳۱،۳۲] که بر کارایی تحلیل تصاویر پزشکی بسیار تاثیر می گذارد [۳۳]. زیرا کوچکترین بی دقتی در قطعه بندی، منجر به شکست در مراحل بعدی تحلیل تصاویر یعنی استخراج ویژگی، اندازه گیری و نمایش نواحی مطلوب می گردد [۷]. از طرفی، تشخیص درست بیماری در مسائل پزشکی بسیار حیاتی است؛ پس، قطعه بندی مرحله ای حیاتی در تحلیل تصاویر محسوب می شود. همچنین، قطعه بندی علاوه بر کاربرد در ساده سازی<sup>۳</sup>، بازیابی<sup>۴</sup> و طبقه بندی<sup>۵</sup> تصاویر، در یافتن<sup>۶</sup>، شناسایی<sup>۷</sup> و تایید<sup>۸</sup> شی مطلوب نقش دارد [۷،۳۴].

برخلاف تحقیقات فراوان در زمینه قطعه بندی تصاویر که عمر آن به بیش از چهاردهه می رسد [۱۹]، قطعه بندی هنوز به عنوان یک مساله چالش انگیز و زمینه تحقیقاتی مهم محسوب می شود؛ به طوری که رشد روزافزون تعداد نوشته های تحقیقاتی و روش های قطعه بندی، این موضوع را تاکید می کند [۷،۳۳،۳۴]. از جمله

---

<sup>۱</sup> Pre-processing

<sup>۲</sup> Feature extraction

<sup>۳</sup> Simplification

<sup>۴</sup> Retrieval

<sup>۵</sup> Classification

<sup>۶</sup> Object finding

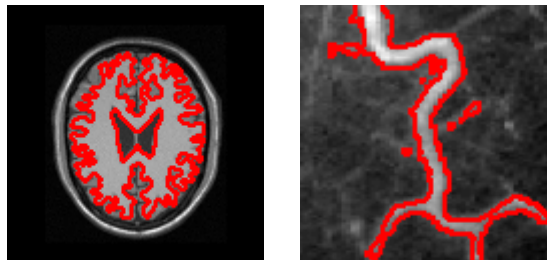
<sup>۷</sup> Object Recognition

<sup>۸</sup> Object Verification

دلایل این رشد و اهمیت موضوع، می‌توان به پیچیدگی تصاویر، تغییرات زیاد در شکل اشیاء و تنوع در کیفیت تصاویر اشاره نمود.

## ۲-۲- تعریف قطعه‌بندی:

فرآیند تقسیم تصویر به قطعات تشکیل دهنده به منظور استخراج اشیاء مورد نظر، قطعه‌بندی (بخش‌بندی یا ناحیه‌بندی) نام دارد. در واقع در قطعه‌بندی، سطح تصویر با استفاده از روش‌های پایه‌ای موجود به بخش‌هایی تقسیم می‌شود که دارای خصوصیات یکسان باشند، همپوشانی نداشته باشند و اجتماع همه آن بخش‌ها در برگزیده سطح کل تصویر باشد [۳۳]. قطعه‌بندی تصویر، رویه‌ای بنیادی در تحلیل تصاویر پزشکی برای تفسیر آن تصاویر است. شکل ۱-۲ نمونه‌ای از قطعه‌بندی تصاویر پزشکی را نمایش می‌دهد که در چپ، تصویر ام‌آر‌آی مغزی و در راست تصویر سی تی اسکن رگ است. مرزهای قطعه‌بندی به رنگ قرمز نشان داده شده است.



شکل ۱-۲- نمونه‌ای از قطعه‌بندی بخش سفید از تصاویر ام‌آر‌آی مغزی در تصویر سمت چپ و سی تی رگ در تصویر سمت راست

## ۲-۳- قطعه‌بندی تصاویر پزشکی:

در تصاویر پزشکی، ساختارهای مختلفی وجود دارد: ساختارهای نرمال و غیرنرمال. ارگان‌ها، استخوان‌ها، ماهیچه‌ها و چربی‌ها جزء ساختارهای نرمال محسوب می‌شوند و تومورها، زخم‌ها، آسیب‌ها و شکستگی‌ها به

عنوان ساختارهای غیرنرمال در نظر گرفته می‌شوند. این ساختارهای آناتومی توسط قطعه‌بندی تصاویر پزشکی تعیین می‌گردند.

## ۲-۴- دسته بندی روش‌های قطعه‌بندی:

روش‌های مختلف قطعه‌بندی تصاویر را با توجه به میزان پردازش مورد نیاز می‌توان در سه دسته کلی طبقه‌بندی نمود: سطح پایین، سطح میانه، سطح بالا. سطح پردازش مورد نیاز قطعه‌بندی با توجه به پیچیدگی تصویر از لحاظ شکل هندسی، قوت و ضعف لبه‌ها تعیین می‌شود.

### ۲-۴-۱- روش‌های سطح پایین

روش‌های سطح پایین، مساله قطعه‌بندی را رویکردی از پایین به بالا می‌بینند [۳۵]. این روش‌ها فقط از یک فیلتر مبتنی بر اطلاعات تصویر (لبه [۳۶]، ناحیه<sup>۱</sup> یا توام با یکدیگر [۳۷-۴۲]) استفاده می‌کنند و ویژگی‌های مرز مطلوب را در نظر نمی‌گیرد. مزیت این روش‌ها، سادگی و سرعت بالای اجرای آن‌هاست. از جمله معایب آن‌ها این است که این روش‌ها، در تصاویر نویزی و تصاویر با جزئیات زیاد با شکست مواجه می‌شوند. در این سطح از قطعه‌بندی، از روش‌های پردازش تصاویر نظیر آستانه گذاری<sup>۲</sup> [۴۳-۴۵]، لبه یابی، رشد ناحیه<sup>۳</sup> [۴۶-۴۹]، تقسیم و ادغام ناحیه<sup>۴</sup> [۵۰-۵۲] استفاده می‌شود. این روش‌ها در تصاویر ساده با تعداد محدودی ویژگی قابل استفاده هستند. روش‌های سطح پایین، برای قطعه‌بندی تصاویر پزشکی مناسب نمی‌باشند زیرا تصاویر پزشکی دارای جزئیات زیادی هستند و این روش‌ها در قطعه‌بندی تصاویر با جزئیات زیاد با شکست مواجه می‌شوند. در شکل‌های ۲-۲، ۳-۲ و ۴-۲، به ترتیب نتایج قطعه‌بندی به روش‌های لبه یابی، لبه و ناحیه (گراف) و رشد ناحیه شبیه سازی شده است. همانطور که مشاهده می‌شود نتایج بصری این روش‌ها با موفقیت همراه نبوده است.

---

<sup>۱</sup> Region

<sup>۲</sup> Thresholding

<sup>۳</sup> Region growing

<sup>۴</sup> Split-and-merge



شکل ۲-۲- نتیجه الگوریتم قطعه‌بندی به روش لبه‌یابی، به ترتیب از چپ به راست: تصویر اصلی، تصویر خروجی لبه‌یابی، تصویر

خروجی قطعه‌بندی به وسیله لبه‌یابی



شکل ۲-۳- قطعه‌بندی به روش مبتنی بر لبه و ناحیه (روش گراف)، به ترتیب از سمت چپ به راست: تصویر اصلی، تصویر

قطعه‌بندی شده به روش گراف [۵۳]



شکل ۲-۴- قطعه‌بندی به روش رشد ناحیه، به ترتیب از سمت چپ به راست: تصویر اصلی، تصویر قطعه‌بندی شده با الگوریتم

رشد ناحیه [۴۹]

۲-۴-۲- روش‌های سطح میانه

برای رفع شکست روش‌های سطح پایین در تصاویر با جزئیات و تغییرات زیاد، روش‌های سطح میانه مطرح شدند. این روش‌ها با توجه به روش‌های شناسایی الگو و یادگیری ماشین، از یک طبقه‌بند برای قطعه‌بندی تصاویر استفاده می‌کنند. روش‌های سطح میانه به دو دسته با ناظر [۵۴-۵۸] و بدون ناظر [۵۹-۶۵] طبقه‌بندی می‌شوند. از جمله مزایای آنها، می‌توان به پشتوانه آماری و ریاضیاتی قوی، انعطاف پذیری اشاره نمود. از جمله معایب آنها، می‌توان به عدم در نظر گرفتن اطلاعات مکانی پیکسل‌ها و مشکل بودن تعیین تابع هدف اشاره نمود. برای قطعه‌بندی تصاویر پزشکی، این‌گونه روش‌ها یا کاملاً غیر قابل استفاده هستند و یا به پردازش‌های بعدی نیاز دارند تا مرزهای غیرمعتبر را حذف کنند و در صورت نیاز مرزهای بدست آمده را بهبود بخشند.

## ۲-۴-۳- روش‌های سطح بالا

روش‌های قطعه‌بندی سطح پایین و سطح میانه فقط به اطلاعات تصویر توجه می‌کنند و اطلاعات دیگر نظیر ویژگی‌های مرز مطلوب که اهمیت بسزایی دارد را، در نظر نمی‌گیرند. برای این منظور روش‌های قطعه‌بندی سطح بالا پیشنهاد شد که طبعاً با پردازش بیشتر روی تصاویر پزشکی که اغلب دارای اشیاء با مرزهای پیچیده و ناهمگون هستند و نیز بوسیله نویز و اعوجاج‌های نمونه برداری خراب می‌شوند، کارایی بیشتری دارند [۶۶]. این روش‌ها، شامل روش‌های مبتنی بر دانش و روش‌های مبتنی بر ویژگی‌های منحنی هستند. نوع دوم که مشهورترین روش در آن به مدل‌های دگرشکل پذیر<sup>۱</sup> معروف هستند به دو دسته پارامتری [۶۷، ۶۸] و هندسی [۶۹-۷۰] تقسیم می‌شوند. از جمله مزایای آنها می‌توان به موفقیتشان در تصاویر پیچیده نظیر تصاویر پزشکی، دقت بالا در حد زیرپیکسل<sup>۲</sup> و مقاومت در برابر نویز اشاره نمود.

برای افزایش دقت، از روش‌های قطعه‌بندی سطح بالا یعنی مدل‌های دگرشکل پذیر هندسی با استفاده از متد سطح تراز<sup>۳</sup> برای تعیین مرزهای شیء مطلوب استفاده می‌شود.

---

<sup>۱</sup> Deformable Models

<sup>۲</sup> Subpixel

<sup>۳</sup> Level set

## ۲-۴-۳-۱- روش‌های مبتنی بر ویژگی‌های منحنی

در روش‌های مبتنی بر ویژگی‌های منحنی، قطعه‌بندی به عنوان یک مساله بهینه سازی با در نظر گرفتن یک تابع هزینه تعریف می‌شود. قطعه‌بندی با استفاده از مدل‌های دگرشکل پذیر در این دسته قرار می‌گیرند [۷۱،۷۲].

## ۲-۴-۳-۲- مدل‌های دگرشکل پذیر هندسی

مدل‌های دگرشکل پذیر اولین بار توسط Terzopoulos و همکارانش در سال ۱۹۸۷ [۶۷] پیشنهاد شد، اما شهرت این الگوریتم به واسطه مقاله Kass و همکارانش در سال ۱۹۸۸ [۶۸] است. از آن زمان تاکنون، مدل‌های دگرشکل پذیر به عنوان یکی از موفق‌ترین، فعال‌ترین و پرکاربردترین روش در زمینه قطعه‌بندی تصاویر با داده‌های واقعی از طبیعت و داده‌های پزشکی محسوب می‌شود [۷۳].

مدل‌های دگرشکل پذیر به دو دسته تقسیم می‌شوند: مدل‌های پارامتری و مدل‌های هندسی. تابع هزینه در مدل‌های پارامتری به صورت صریح<sup>۱</sup> بیان می‌شود و تابع هزینه در مدل‌های هندسی به صورت ضمنی<sup>۲</sup> بیان می‌شود [۶۷-۷۰، ۷۴].

## ۲-۴-۳-۳- تئوری تکامل منحنی

هدف از تئوری تکامل منحنی، مطالعه دگرشکل پذیری منحنی‌ها فقط با استفاده از مقیاس‌های هندسی مانند بردار نرمال یگه و میزان انحنا می‌باشد.

تکامل سطح منحنی با استفاده از متد سطح تراز، پیاده سازی شده است. سطح تراز سطحی است که تابع آن در همه نقاط آن مقدار یکسانی دارد. هدف این است که به این سطح اجازه داده شود تا ارتفاع خود را تغییر دهد یعنی گسترده شده و بالا رود و پایین آید تا بتواند در هر زمانی خود را با تکامل مرز تطبیق دهد.

---

<sup>۱</sup> Explicit

<sup>۲</sup> Implicit



پیااده‌سازی سطح تراز برای فرآیند تکامل منحنی اولین بار توسط Osher و Sethian در سال ۱۹۸۸ [۷۵]

معرفی شد و توسط Caselles و همکارانش در سال ۱۹۹۳ [۶۹] و Malladi و همکارانش در سال ۱۹۹۵ [۷۰]

برای قطعه‌بندی تصاویر به کار گرفته شد.

مراحل کلی قطعه‌بندی به روش دگرشکل پذیر هندسی توسط نمایش ضمنی و تکامل منحنی با استفاده از روش

سطح تراز، شامل موارد زیر است:

۱. مقداردهی اولیه منحنی

۲. نمایش مرز مشترک با استفاده از یک تابع ضمنی با بعد بالاتر

۳. تنظیم سرعت تغییر شکل بر اساس داده‌های تصویر

ابتدا سرعت زیاد است، با نزدیکی به لبه‌ها و مرزهای شی سرعت کاهش پیدا کرده و با رسیدن به

مرزهای شی مورد نظر سرعت صفر می‌شود.

۴. تکامل منحنی تا همگرایی و پایداری منحنی (توقف تکامل در مرزهای شی)

به طور کلی مدل‌های دگرشکل پذیر هندسی به دو دسته مبتنی بر لبه و مبتنی بر ناحیه تقسیم می‌شوند.

#### جدول ۱-۲- مزایا و معایب روش مدل‌های فعال هندسی

| مزایا   | معایب                         |
|---|-------------------------------|
| موفق در تصاویر نویزی  | تعامل با کاربر (خودکار نبودن) |
| دقت بالا  | هزینه بالای محاسباتی          |
| توصیف ضمنی منحنی مستقل از پارامتر                             | شکست در گسستگی‌های بزرگ       |
| عدم نیاز به آگاهی از توپولوژی                                 |                               |
| یک یا چندکانتور می‌دهد  |                               |
| موفق در شکل‌های هندسی پیچیده (با گوشه، نوک‌های هلالی و انحنا) |                               |
| زیاد)   |                               |
| موفق در تغییر خودکار توپولوژی (قابل شکست و ادغام منحنی‌ها)    |                               |
| عملکرد روی مختصات <sup>۱</sup> مستطیلی ثابت                   |                               |

<sup>۱</sup> Grid

فصل سوم: پیش زمینه تحقیق

این فصل مشتمل بر دو بخش پیش‌پردازش در حوزه فرکانس و قطعه‌بندی می‌باشد. در بسیاری از موارد، اطلاعات سودمند سیگنال در محتوای فرکانسی آن نهفته است که اصطلاحاً به آن، طیف سیگنال گفته می‌شود. به بیان ساده، طیف یک سیگنال نشان دهنده‌ی فرکانس‌های موجود در آن سیگنال است. به دلیل استفاده از الگوریتم‌های فیلتر کردن در حوزه فرکانس در روش پیشنهادی ما، در بخش اول این فصل به مفهوم کلی فیلترینگ در حوزه فرکانس می‌پردازیم.

با توجه به آنکه هدف این پایان‌نامه، پیش‌پردازش به منظور بهبود قطعه‌بندی تصاویر پزشکی است و تصاویر پزشکی دارای ویژگی‌هایی از جمله مرزهای ضعیف، شدت نور غیر یکنواخت و توپولوژی‌های هندسی پیچیده در اشیاء هستند، از میان تمام روش‌های قطعه‌بندی، روش‌های دگرشکل‌پذیر هندسی براساس تئوری تکامل منحنی و نمایش مرز اشیاء با استفاده از روش سطح تراز برای این منظور مناسب هستند [۷۳]. زیرا این روش‌ها می‌توانند توپولوژی اشیاء را تسخیر کنند، قابلیت تطبیق خودکار با تغییرات توپولوژیکی دارد و تاکنون در تصاویر پزشکی نتایج امیدبخشی ارائه کرده است که در بخش دوم از این فصل به تعریف این الگوریتم‌ها پرداخته خواهد شد.

### ۳-۲- فیلتر کردن در حوزه فرکانس

از دیدگاه علمی، اگر یک متغیر ریاضی یا فیزیکی دارای تغییراتی سریع باشد، به آن فرکانس بالا گفته می‌شود و در مقابل اگر دارای تغییرات آرامتری باشد، اصطلاحاً آن را فرکانس پایین می‌نامند. تمام فیلترینگ‌ها در حوزه فرکانس با استفاده از تبدیلات فوریه<sup>۱</sup> انجام می‌شود و مبتنی بر اصلاح تبدیل فوریه تصویر برای رسیدن به اهداف خاص، ضرب تابع فیلتر در تبدیل فوریه تصویر و سپس محاسبه عکس تبدیل فوریه حاصل ضرب برای بازگشت از حوزه فرکانس به حوزه مکان هستند. تابع فیلتر بسته به نوع هدف می‌تواند بالاگذر یا پایین

---

<sup>۱</sup> Fourier transforms

گذر باشد. فیلترهای بالاگذر برای برجسته کردن اطلاعات فرکانس بالا و فیلترهای پایین گذر به منظور هموار کردن تصویر به کار می‌روند.

با توجه به تصویر دیجیتال  $f(x,y)$  به اندازه  $M \times N$ ، معادله اصلی فیلتر کردن در حوزه فرکانس به صورت زیر است:

$$g(x, y) = \mathfrak{F}^{-1}[H(u, v)F(u, v)] \quad (3-1)$$

$\mathfrak{F}^{-1}$  معکوس تبدیل فوریه گسسته<sup>۱</sup> دو بعدی تصویر،  $F(u, v)$  تبدیل فوریه گسسته دو بعدی تصویر ورودی  $f(x, y)$  است و  $H(u, v)$  یک تابع فیلتر است.  $g(x, y)$  تصویر فیلتر شده خروجی است. همه توابع  $F$  و  $H$  و  $G$ ، آرایه‌هایی به اندازه  $M \times N$  هستند که مثل تصویر ورودی است. ضرب  $H(u, v)F(u, v)$  با استفاده از ضرب آرایه انجام می‌شود. تابع فیلتر، تبدیل فوریه تصویر ورودی را اصلاح می‌کند تا خروجی پردازش شده  $g(x, y)$  به دست آید.

$F(0, 0)$  جمله  $dc$  مسئول میانگین شدت تصویر است. اگر مقدار جمله  $dc$  صفر شود، میانگین شدت تصویر خروجی صفر خواهد شد و تصویر تاریک‌تر خواهد شد.

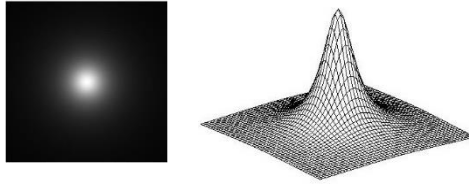
### ۳-۲-۱- فیلترهای پایین گذر حوزه فرکانس (هموار کردن تصویر)<sup>۲</sup>

از آن جایی که فیلترهای بالاگذر، طبق رابطه (۳-۲) با استفاده از فیلترهای پایین گذر به دست می‌آیند، ابتدا به تعریف فیلترهای پایین گذر می‌پردازیم.

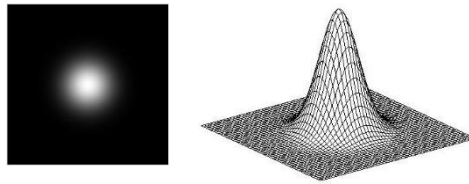
$$\text{فیلتر پایین گذر} = 1 - \text{فیلتر بالاگذر} \quad (3-2)$$

<sup>۱</sup> Inverse Discrete Fourier transform

<sup>۲</sup> Smoothing image



شکل ۳-۱- فیلتر پایین گذر باترورث، به ترتیب از راست به چپ: رسم پرسپکتیو باترورث، تصویر متناظر با آن (رنگ سفید نشان دهنده صفر کردن تاثیر فرکانسها و رنگ سیاه نشان دهنده عبور فرکانسها است)



شکل ۳-۲- فیلتر پایین گذر گوسین، به ترتیب از راست به چپ: رسم پرسپکتیو گوسین، تصویر متناظر با آن (رنگ سفید نشان دهنده صفر کردن تاثیر فرکانسها و رنگ سیاه نشان دهنده عبور فرکانسها است)

به منظور هموار کردن (مات کردن) در حوزه فرکانس، فرکانسهای بالا تضعیف می‌شوند و فرکانسهای پایین بدون تغییر عبور داده می‌شود. این عمل را فیلتر کردن پایین گذر<sup>۱</sup> می‌نامند. در این بخش دو نوع فیلتر پایین گذر را در نظر می‌گیریم: باترورث<sup>۲</sup> (شکل ۳-۱) و گوسی<sup>۳</sup> (شکل ۳-۲). فیلتر باترورث دارای پارامتری به نام مرتبه فیلتر<sup>۴</sup> است.

### ۳-۲-۲- فیلترهای بالاگذر حوزه فرکانس (تیز کردن تصویر)

لبه‌ها و سایر تغییرات ناگهانی در شدت، به مولفه‌هایی با فرکانس بالا مربوط می‌شوند، تیز کردن تصویر می‌تواند در حوزه فرکانس با فیلتر کردن بالاگذر<sup>۵</sup> انجام شود. در فیلترهای بالاگذر مولفه‌های با فرکانس پایین بدون آسیب رساندن به اطلاعات در تبدیل فوریه تضعیف شده و فرکانسهای بالا بدون تضعیف عبور داده می‌شوند. در این بخش فیلترهای بالاگذر باترورث و گوسین را در نظر می‌گیریم.

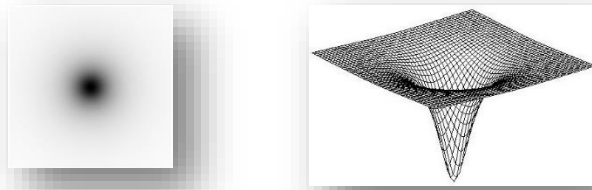
<sup>۱</sup> Low Pass Filtering

<sup>۲</sup> Butterworth

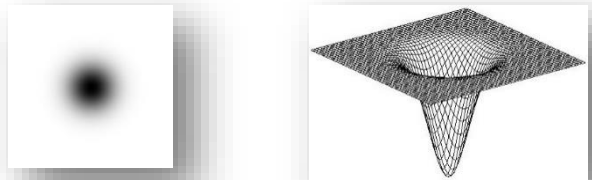
<sup>۳</sup> Gaussian

<sup>۴</sup> Filter order

<sup>۵</sup> High Pass Filter



شکل ۳-۳- فیلتر بالا گذر باترورث، به ترتیب از راست به چپ: رسم پرسپکتیو باترورث، تصویر متناظر با آن (رنگ سفید نشان دهنده یک عبور فرکانس‌های بالا و رنگ سیاه نشان دهنده صفر یعنی تضعیف فرکانس‌های پایین می‌باشد)



شکل ۳-۴- فیلتر بالا گذر گوسین، به ترتیب از راست به چپ: رسم پرسپکتیو گوسین، تصویر متناظر با آن (رنگ سفید نشان دهنده یک عبور فرکانس‌های بالا و رنگ سیاه نشان دهنده صفر یعنی تضعیف فرکانس‌های پایین می‌باشد)

### ۳-۲-۳- فیلتر تاکید بر فرکانس بالا (HFEF')

فیلترهای تاکید بر فرکانس بالا، در عین حال که فرکانس‌های بالا را عبور می‌دهند، اطلاعات فرکانس پایین را نیز تا مقداری به تصویر اضافه می‌کنند، ولی تاکید این فیلتر بر روی فرکانس‌های بالا است. فیلترهای تاکید بر فرکانس بالا به صورت زیر تعریف می‌شود [۷]:

$$H_{HFEF} = a + bH_{HP} \quad (۳-۳)$$

---

<sup>۱</sup> High Frequency Emphasis Filter

$H_{HFEF}$  فیلتر تاکید بر فرکانس بالا،  $H_{HP}$  فیلتر بالاگذر است که می‌تواند هریک از توابع بالاگذر باترورث یا گوسی باشد [۷۶]، پارامترهای  $a$  و  $b$  مقادیری مثبت و بزرگتر از صفر هستند که به صورت زیر مقدار دهی می‌شوند [۷۶-۷۸].

$$a \geq 0, \quad 0.25 < a < 0.5 \quad (3-4)$$

$$b > a, \quad 1.5 < b < 2.0 \quad (3-5)$$

### ۳-۳- الگوریتم‌های قطعه‌بندی

با توجه به توضیحات ارائه شده در فصل پیشین چهار الگوریتم از الگوریتم‌های سطح بالا، مبتنی بر ویژگی‌های منحنی، دگر شکل پذیر هندسی در آزمایش مورد استفاده قرار گرفته‌اند.

### ۳-۴- روش‌های قطعه‌بندی مورد استفاده در آزمایش‌ها

#### ۳-۴-۱- روش چان و وز<sup>۱</sup>

روش مبتنی بر ناحیه و بدون استفاده از لبه، مشهور به CV، توسط Chan & Vese [۷۹] به منظور یافتن لبه‌های ضعیف اشیاء در کنار لبه‌های قوی، مطرح شد. روش CV، فقط قادر است تصاویر با توپولوژی‌های مختلف، با لبه‌های ضعیف را قطعه‌بندی کند.

#### ۳-۴-۲- روش لی<sup>۲</sup>

برای کاهش هزینه‌های محاسباتی قطعه‌بندی، Li و همکارانش در سال ۲۰۰۵ [۸۰] متدی پیشنهاد کردند که هزینه‌های محاسباتی را کاهش داد. این متد از الگوریتم‌های قطعه‌بندی مبتنی بر ناحیه است. مشکل روش Li عدم موفقیت در یافتن کانتورهای درونی یک شیء می‌باشد.

<sup>۱</sup> Chan & Vese

<sup>۲</sup> Li

### ۳-۴-۳- روش شی<sup>۱</sup>

برای کاهش حجم محاسبات تلاشهای بسیاری صورت گرفته است. از جمله روش پیشنهادی Li و همکارانش در سال ۲۰۰۵ [۸۰]، اما این روش مشکلاتی داشت، شی و کارل<sup>۲</sup> [۸۱] با بکاربردن دو لیست عددی ساده و سریع به جای حل مشتقات جزئی، از حجم محاسبات کانتورهای فعال هندسی بشدت کاستند.

### ۳-۴-۴- روش برنارد

متدی مشکل عدم موفقیت در یافتن کانتورهای درونی یک شیء را دارد که برای حل این مشکل متدی توسط برنارد در سال ۲۰۰۹ [۸۲] مطرح گردید. این روش کارایی مناسبی از لحاظ زمان و دقت دارد. نتایج هزینه‌های محاسباتی این روش در مقایسه با سایر الگوریتم‌ها بسیار پایین می‌باشد.

---

<sup>۱</sup> Shi

<sup>۲</sup> Karl



## فصل چهارم: روش پیشنهادی

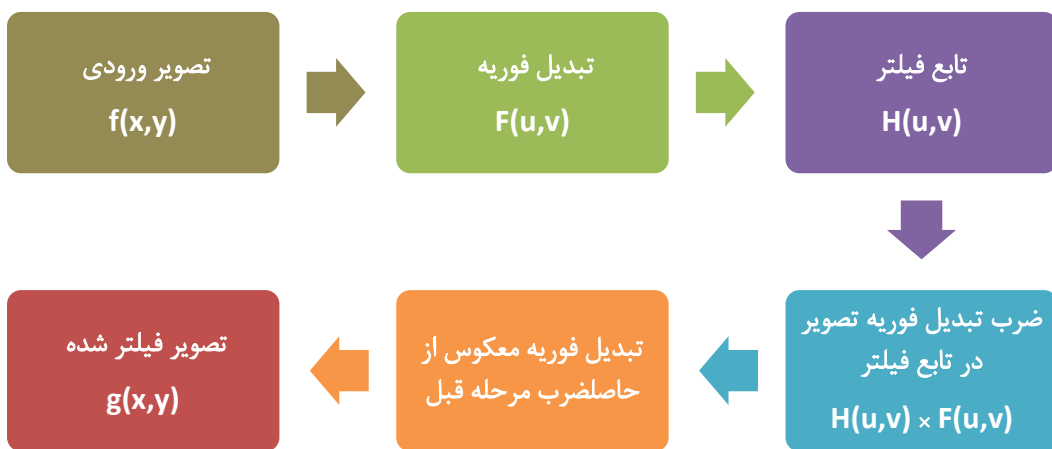
در اکثر روش‌های مورد استفاده در پیش‌پردازش و قطعه‌بندی مشکلات آشکار وجود داشت که سبب نقصان روند بهبود تصاویر می‌گردید. لذا با توجه به مطالب بیان شده در فصول دوم و سوم، بر آن شدیم تا از الگوریتم بالاگذر و تاکید بر فرکانس بالا در دو حالت گوسین و باترورث که در حوزه فرکانس پردازش تصویر قرار داشتند به جهت بهبود کیفیت بافت سخت در تصاویر رادیولوژی پزشکی استفاده نماییم همچنین در حیطه قطعه‌بندی از میان اکثر روش‌های پرکاربرد، چهار نمونه الگوریتم قطعه‌بندی که زیرمجموعه روش‌های دگرشکل پذیر هندسی بر اساس تئوری تکامل منحنی و نمایش مرز اشیاء با استفاده از سطح تراز، بودند. به دلیل خصوصیتی از جمله حساسیت کم به کانتور اولیه و نویز و مقدار دهی اولیه، توانایی در قطعه‌بندی مرزهای پیچیده و فرورفتگی‌ها و تصاویر با زمینه پیچیده، موفق عمل کردن در قطعه‌بندی مرزهای مبهم و دارای گسستگی، موفقیت در یافتن لبه‌های ضعیف اشیاء در کنار لبه‌های قوی، موفقیت در یافتن کانتورهای درونی یک شیء، نمایش پیوسته تابع ضمنی و حجم محاسبات کمتر نسبت به روش‌های دیگر مورد استفاده قرار گرفته‌اند.

#### ۴-۲- مشکلات روش‌های قطعه‌بندی:

تصاویر پزشکی تصاویر پیچیده‌ای هستند و دارای جزئیات زیادی می‌باشند. روش‌های قطعه‌بندی سطح بالا، در قطعه‌بندی تصاویر پزشکی به نسبت روش‌های قطعه‌بندی سطح پایین و سطح متوسط به خوبی عمل کرده‌اند، اما این روش‌ها دارای مشکلاتی همچون بار محاسباتی زیاد و دقت قطعه‌بندی پایین می‌باشند. در هیچ یک از الگوریتم‌های قطعه‌بندی بررسی شده در بخش قبل، مرحله پیش‌پردازش تصویر، قبل از قطعه‌بندی انجام نشده است. در روش پیشنهادی سعی شده است تا به وسیله پیش‌پردازش با فیلترهای مناسب، قبل از قطعه‌بندی، مشکلات قطعه‌بندی را تا حدودی بهبود یابند.

#### ۴-۳- توضیح کلی مراحل پیش‌پردازش تصاویر

ابتدا تصویر خام رادیولوژی یا ام آر آی را از ورودی گرفته و تبدیل فوریه تصویر را بدست می آوریم. با استفاده از روش بالا گذر تابع فیلتر را تعریف کرده و تبدیل فوریه تصویر را در فیلتر ضرب می کنیم، سپس از حاصل این ضرب عکس تبدیل فوریه گرفته و تصویر فیلتر شده را بدست می آوریم. به این ترتیب اطلاعات اضافی (مانند بافت ماهیچه) را تا حد زیادی حذف می کنیم. بخاطر پالایش اطلاعات فرکانسی، الگوریتم های قطعه بندی، با تمرکز بیشتری روی بافت سخت، به قطعه بندی تصاویر می پردازند.



شکل ۴-۱- مراحل فیلتر کردن در حوزه فرکانس

همانطور که در شکل ۴-۱ نشان داده شده، شمای کلی مراحل پیش پردازش، در تمام فیلترهای به کار رفته در این آزمایش یکسان می باشد اما وجه تمایز روش های فیلترینگ مورد استفاده در حوزه فرکانس در بخش تابع فیلتر نمود می یابد، به همین خاطر در سطور آینده به شرح جزئیات هریک از توابع فیلتر مورد استفاده در پیش پردازش می پردازیم.

تنظیم پارامترهای فیلترهای استفاده شده در روش پیشنهادی :

فیلتر بالاگذر باترورث:

این فیلتر دارای دو پارامتر  $D$  و  $n$  می‌باشد که به ترتیب فرکانس قطع و مرتبه الگوریتم نام دارند. بصورت تجربی مقادیر این پارامترها برابر با  $D = 3$  و  $n = 3$  قرار داده شد.

فیلتر بالاگذر گوسین :

این فیلتر دارای پارامتر  $D$  می‌باشد که فرکانس قطع فیلتر نام دارد. بصورت تجربی مقدار این پارامتر برابر  $D = 3$  قرار داده شد.

فیلتر تاکید بر فرکانس بالا باترورث و گوسین:

در فیلتر تاکید بر فرکانس بالا بصورت کلی دو پارامتر  $a$  و  $b$  وجود دارد که پارامتر  $a$  آفستی برای انحراف از مبدا و  $b$  ضریبی برای کنترل روی مشارکت فرکانس‌های بالا فراهم می‌آورد [۷۶]. بصورت تجربی پارامتر  $a = 0,5$  و  $b = 2$  مقدار دهی شد.

تصاویر فیلتر شده  $g(x,y)$  بدست آمده از مرحله پیش پردازش به عنوان ورودی چهار الگوریتم قطعه‌بندی چان و وز، شی، لی و برنارد استفاده شده و در نهایت نتایج قطعه‌بندی این چهار الگوریتم قطعه‌بند، با معیارهای ارزیابی، مورد بررسی قرار گرفته و مقایسه می‌شوند.

الگوریتم‌های قطعه‌بندی با استفاده از رابط گرافیکی Creaseg پیاده سازی و تست شده‌اند.

فصل پنجم: پیاده‌سازی، نتایج و مقایسه روش

پیشنهادی

در این فصل، پس از معرفی ابزار تحقیق در پایان نامه در بخش ۲-۵، به معرفی پایگاه داده استفاده شده در بخش ۳-۵ می‌پردازیم. در بخش ۴-۵ به ارزیابی روش‌های پیشنهادی در پیش‌پردازش تصاویر پزشکی به منظور قطعه‌بندی به کمک معیارهای تعریف شده‌ای می‌پردازیم که این معیارها در این بخش معرفی شده و مورد بررسی قرار می‌گیرند. در بخش ۵-۵ به بررسی نتایج ارزیابی پرداخته و در بخش آخر به جمع‌بندی کلی پایان‌نامه و نتیجه‌گیری می‌پردازیم.

دو مرحله کار در این فصل انجام شد. مرحله اول، پیاده‌سازی الگوریتم‌های پیش‌پردازش بر روی تصاویر انتخابی است و مرحله دوم قطعه‌بندی تصاویر با چهار الگوریتم Li و Chan & vese, Shi, Bernard می‌باشد. در مرحله اول چهار الگوریتم پیش‌پردازش پیاده‌سازی شد. با الگوریتم اول، بر روی تصاویر، فیلتر بالاگذر باترورث اعمال گردید. با الگوریتم دوم، بر روی تصاویر، فیلتر بالاگذر گوسین اعمال شد. الگوریتم سوم، بر روی تصویر اصلی فیلتر تاکید بر فرکانس بالا باترورث اعمال کرد و الگوریتم چهارم، بر روی تصویر اصلی فیلتر تاکید بر فرکانس بالا گوسین اعمال نمود. در مرحله دوم بر روی تصاویر بدست آمده از مرحله پیش‌پردازش، الگوریتم‌های قطعه‌بندی Li Chan & vese, Shi, Bernard اعمال گردید. در نهایت روش پیشنهادی از لحاظ سطح پیچیدگی و میزان موفقیت به صورت کیفی و کمی ارزیابی شد. پیچیدگی روش پیشنهادی براساس تعداد تکرارهای مورد نیاز الگوریتم قطعه‌بندی تا رسیدن به تکامل سطح تراز تعیین گشت. ارزیابی کیفی، تصاویر خروجی قطعه‌بندی را قبل و بعد از اعمال چهار الگوریتم پیش‌پردازش مقایسه می‌کند. ارزیابی کمی، از لحاظ معیار شباهت مولفه تاس و زمان محاسباتی CPU انجام گرفت. این معیار برای تمام الگوریتم‌های قطعه‌بندی در ارزیابی کیفی اندازه‌گیری شد.

تمام آزمایش‌ها و ارزیابی کارایی در محیط Matlab® و R2012a تحت سیستم عامل مکینتاش شبیه سازی و انجام شد و در کامپیوتر MacBook with CPU ۲,۹ GHz و پردازنده حافظه اصلی ۸ گیگا بایت اجرا شد.

### ۳-۵- پایگاه داده

برای بررسی نتایج حاصل از اجرای روش‌های پیشنهادی، از دو گروه تصویر استفاده شد. گروه اول گزیده‌ای از تصاویری که در اکثر مقالات از آن‌ها بعنوان مرجعی برای ارزیابی عملکرد استفاده می‌گردد، می‌باشد (شکل ۱-۵، تصاویر ب<sup>۱</sup>، ت<sup>۲</sup>، ث<sup>۳</sup> [۸۲]). گروه دوم تصاویر رادیولوژی گرفته شده از بیمارستان اختر می‌باشد (شکل ۱-۵، تصاویر الف و پ).

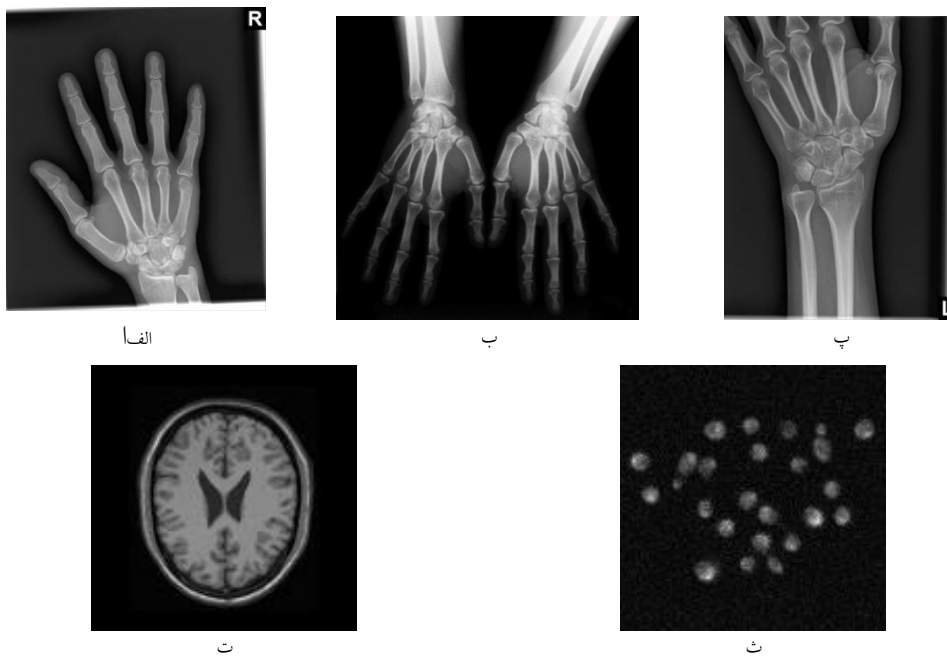
تصاویر مربوط به دست (شکل ۱-۵، تصاویر الف، ب و پ) دارای ساختار و بافت مشابه می‌باشند. در هنگام ارزیابی، نتایج معیارهای ارزیابی هر سه این تصاویر را به صورت میانگین با عنوان تصاویر دست، محاسبه می‌کنیم. تصاویر مربوط به دست دارای بافت سخت (استخوان‌ها و مفاصل) و بافت نرم (ماهیچه) می‌باشند. علت انتخاب این مجموعه تصاویر، وجود فرکانس‌های بالا در تصاویر رادیولوژی (بافت استخوانی) و وجود فرکانس‌های پایین (بافت ماهیچه و چربی) می‌باشد، که پس از اجرای الگوریتم‌های پیشنهادی در بخش قبل، وضوح بافت استخوان بیشتر شده و بافت ماهیچه تا حدود بسیار زیادی از تصویر حذف می‌شود، و همین امر قطعه‌بندی تصاویر رادیولوژی را با دقت و سرعت بالاتری فراهم می‌سازد.

تصویر ام‌آر‌آی مغز (شکل ۱-۵، تصویر ت)، دارای بافت نرم و سخت است، که بافت نرم در این تصویر بیشترین قسمت را در بر گرفته است.

---

<sup>۱</sup> <http://rsbweb.nih.gov/ij/index.html> (NIH)

<sup>۲</sup> <http://www.itk.org/> (Kitware)



شکل ۵-۱- نمونه‌ای از تصاویر پایگاه داده مورد بررسی، الف: تصویر اشعه ایکس از دست، ب: تصویر اشعه ایکس از دو دست، پ: تصویر اشعه ایکس از میچ دست و انگشتان، ت: تصویر ام‌آرآی مغزی، ث: تصویر نوعی مخمر

برای مقایسه تعداد تکرار الگوریتم، زمان محاسباتی و معیار شباهت تاس چهار الگوریتم Shi, Bernard.

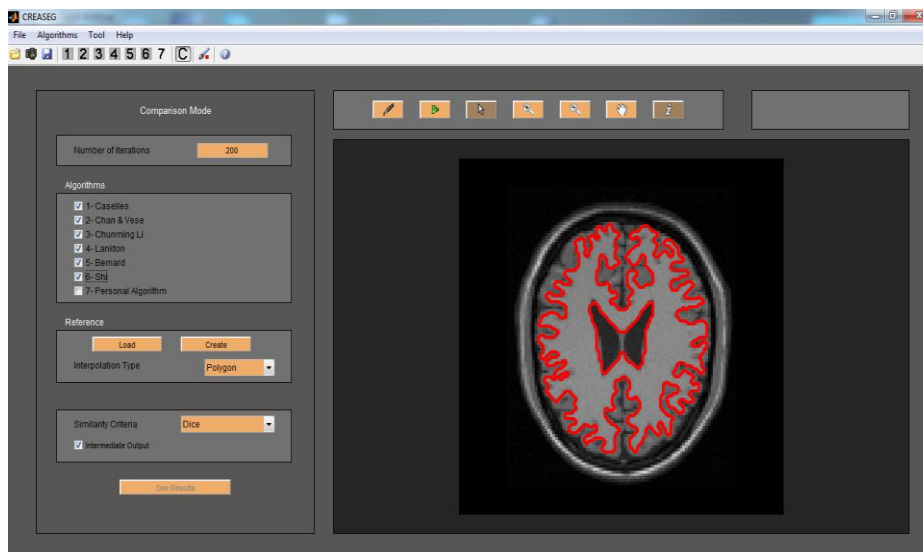
Chan & vese و Chunming Li از واسط گرافیکی کاربر Creaseg [۸۳] استفاده نمودیم (شکل ۵-۲).

این نرم‌افزار دارای قابلیت‌های زیر می‌باشد:

الف) انتخاب مرز اولیه، ب) تنظیم میزان سقف تعداد تکرار هر الگوریتم، پ) محاسبه معیار شباهت تاس

برای قطعه‌بندی تصویر.





شکل ۵-۲- واسط گرافیکی کاربر [۸۳] Creaseg برای پیاده سازی و ارزیابی الگوریتم پیشنهادی

#### ۵-۴- ارزیابی زمان تکرار الگوریتم قطعه‌بندی، زمان محاسباتی CPU و معیار شباهت تاس

در این بخش از پایان‌نامه به ارزیابی روش‌های پیشنهادی در خصوص قطعه‌بندی می‌پردازیم. ابتدا معیارهایی که براساس آن‌ها ارزیابی انجام گرفته است بررسی می‌گردند، سپس نتایج ارزیابی در جدول مربوطه نمایش داده می‌شود.

#### ۵-۴-۱- معرفی معیارها و شیوه‌های ارزیابی

ارزیابی الگوریتم‌های قطعه‌بندی و پذیرش آن‌ها به کاهش محاسبات، نظارت کاربر و افزایش دقت بستگی دارد. به دو روش می‌توان روش پیشنهادی را مورد بررسی قرار داد که مشتمل بر معیارهای کمی و کیفی می‌گردد:

#### ۵-۴-۱-۱- معیار کیفی

معیار بصری (کیفی): با این معیار می‌توان نتایج الگوریتم پیشنهادی را با الگوریتم‌های موجود در یک

تصویر رسم نمود و به صورت چشمی توسط ناظر انسانی مقایسه کرد.

دو معیار تشخیص مهم در ارزیابی بصری، قطعه‌بندی ناکافی<sup>۱</sup> و قطعه‌بندی اضافی<sup>۲</sup> می‌باشد. در قطعه‌بندی ناکافی، شیء هدف با اشیاء متفرقه از نوع دیگر آمیخته می‌شود، پس منجر به از دست دادن اطلاعات شده و قطعه‌بندی کمتر از حد مطلوب انجام می‌شود. برعکس در قطعه‌بندی اضافی، شیء هدف به چندین قطعه تقسیم می‌شود و جزئیات غیرضروری فراهم می‌گردد یعنی قطعه‌بندی اضافه‌تر از حد مطلوب صورت می‌گیرد که این نیز خود سبب بروز خطای قطعه‌بندی می‌شود [۸۴].

#### ۵-۴-۱-۲- معیارهای کمی

زمان محاسباتی: مدت زمان مصرف شده توسط CPU برای محاسبات، تعیین کننده سرعت اجرای الگوریتم پیشنهادی به عنوان اولین معیار محاسباتی در نظر گرفته شده است. طبعاً هر چه این زمان کمتر باشد، بهتر است. زمان اجرای الگوریتم پیشنهادی، شامل زمان پیش پردازش به اضافه زمان قطعه‌بندی می‌باشد.

تعداد مراحل تکرار الگوریتم قطعه‌بندی برای رسیدن به تکامل منحنی به عنوان دومین معیار محاسباتی در نظر گرفته شده است.

معیار شباهت:

از معیار شباهت تاس استفاده شده است. معیار تاس [۸۵] رایج‌ترین معیار در قطعه‌بندی است.

معیار تاس از فرمول زیر بدست می‌آید:

$$DSC(A, B) = \frac{2 \cdot |A \cap B|}{|A| + |B|} \quad (5-1)$$

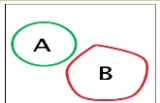
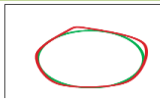
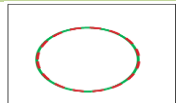
که در آن A و B به ترتیب ناحیه مربوط به تصویر مرجع و ناحیه قطعه‌بندی شده نهایی الگوریتم قطعه‌بندی است و |.| تعداد اعضا (پیکسلها)ی یک مجموعه را نشان می‌دهد. بزرگتر بودن مقدار تاس، نشان

<sup>۱</sup> Under Segmentation

<sup>۲</sup> Over Segmentation

دهنده عملکرد بهتر الگوریتم است. مقدار این ضریب از ۰ تا ۱ تغییر می‌کند و میزان درجه تطابق بین دو ناحیه را محاسبه می‌کند. مقدار آن زمانی که دو ناحیه کاملاً یکسان می‌باشند برابر ۱ و زمانی که کاملاً متفاوت می‌باشند برابر ۰ است (جدول ۵-۱).

جدول ۵-۱- مقدار معیار شباهت تاس برای سه حالت مختلف در ردیف اول و شکل متناظر قطعه‌بندی در ردیف دوم

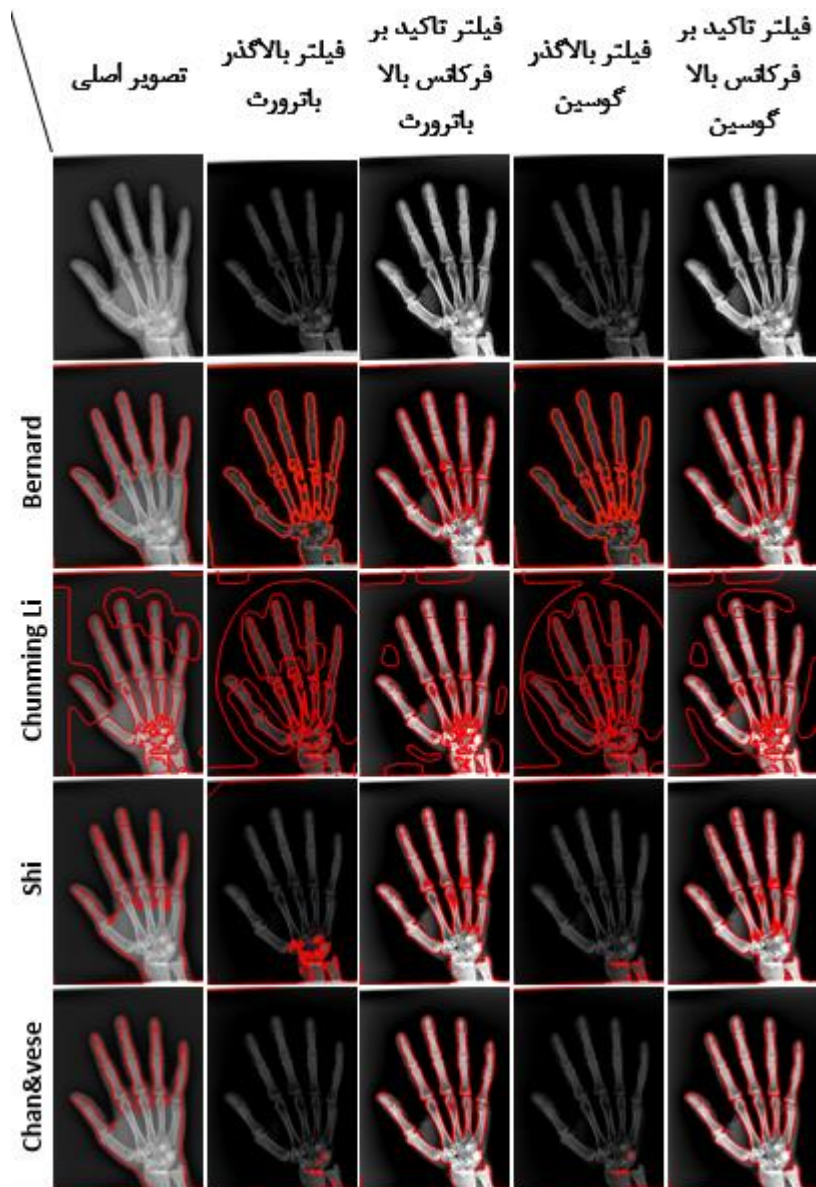
|      | $A \cap B = \{\varphi\}$  | $A \approx B$   | $A = B$  |
|------|---|---|--|
| Dice | ۰   | $\geq 0.9$  | ۱  |
|      |  |  |  |

#### ۵-۵- نتایج ارزیابی معیارها

#### ۵-۵-۱- ارزیابی معیار بصری

همانطور که در شکل ۳-۵ مشاهده می‌شود، سطر اول اسامی فیلترهای مورد استفاده و عنوان تصویر اصلی می‌باشد. سطر دوم شامل تصویر اصلی و نتایج تصاویر فیلترشده می‌باشد. ستون اول از سمت چپ نتایج قطعه‌بندی تصویر اصلی می‌باشند و ستون‌های دیگر نتایج قطعه‌بندی روی تصاویر پیش‌پردازش شده با چهار فیلتر استفاده شده می‌باشند. در سطر سوم ستون اول، قطعه‌بندی تصویر اصلی با الگوریتم برنارد به طور کامل انجام نشده است (سطر دوم تصاویر، ستون اول)، همان‌طور که مشاهده می‌شود بافت ماهیچه در بخش قطعه‌بندی به وضوح دیده می‌شود و بافت استخوان از بافت ماهیچه جدا نشده است، ولی در قطعه‌بندی تصاویر فیلتر شده بافت سخت را به طور کامل از بافت نرم جدا کرده و قطعه‌بندی خوبی انجام شده است. در سطر چهارم ستون اول، قطعه‌بندی تصویر اصلی با الگوریتم لی دارای قطعه‌بندی اضافی است. در قطعه‌بندی تصاویر فیلترشده هم شاهد قطعه‌بندی اضافی هستیم ولی نتیجه بصری قطعه‌بندی روی تصاویر حاصل از فیلترهای تاکید بر فرکانس بالا گوسین و تاکید بر فرکانس بالا باترورث بهتر از سایر فیلترها می‌باشد. در سطر پنجم ستون اول، قطعه‌بندی تصویر اصلی با الگوریتم شی به خوبی انجام نشده و نتوانسته وارد بافت ماهیچه شود و استخوان‌های دست را

قطعه‌بندی کند، اما در نتایج قطعه‌بندی تصاویر حاصل از فیلترهای تاکید بر فرکانس بالا گوسین و تاکید بر فرکانس بالا باترورث مشاهده می‌شود که قطعه‌بندی خوبی انجام شده و نتایج بصری خوبی به دست آمد. قطعه‌بندی تصاویر فیلترشده با فیلترهای بالاگذرگوسین و بالاگذر باترورث دارای مشکل قطعه‌بندی ناکافی می‌باشند. در سطر ششم ستون اول، قطعه‌بندی تصویر اصلی با الگوریتم چان و وز به علت وجود بافت ماهیچه به خوبی انجام نشده است، نتیجه قطعه‌بندی بر روی تصاویر حاصل از فیلترهای بالاگذر باترورث و بالاگذر گوسین دارای مشکل قطعه‌بندی ناکافی است، ولی قطعه‌بندی بر روی تصاویر حاصل از فیلترهای تاکید بر فرکانس بالا باترورث و تاکید بر فرکانس بالا گوسین به خوبی انجام شده، زیرا در این تصاویر بافت ماهیچه تا حد زیادی حذف شده و قطعه‌بندی بافت سخت با دقت بیشتری انجام شده است.



شکل ۵-۳- نتایج نهایی حاصل از الگوریتم‌های قطعه‌بندی در تصویر اصلی و تصاویر فیلتر شده به روش‌های مختلف روی

تصویر دست

همانطور که در شکل ۵-۴ مشاهده می‌شود، سطر اول اسامی فیلترهای مورد استفاده و عنوان تصویر اصلی می‌باشد. سطر دوم شامل تصویر اصلی و نتایج تصاویر فیلتر شده می‌باشد. ستون اول از سمت چپ نتایج قطعه‌بندی تصویر اصلی می‌باشند و ستون‌های دیگر نتایج قطعه‌بندی روی تصاویر پیش‌پردازش شده با چهار فیلتر استفاده شده می‌باشند.

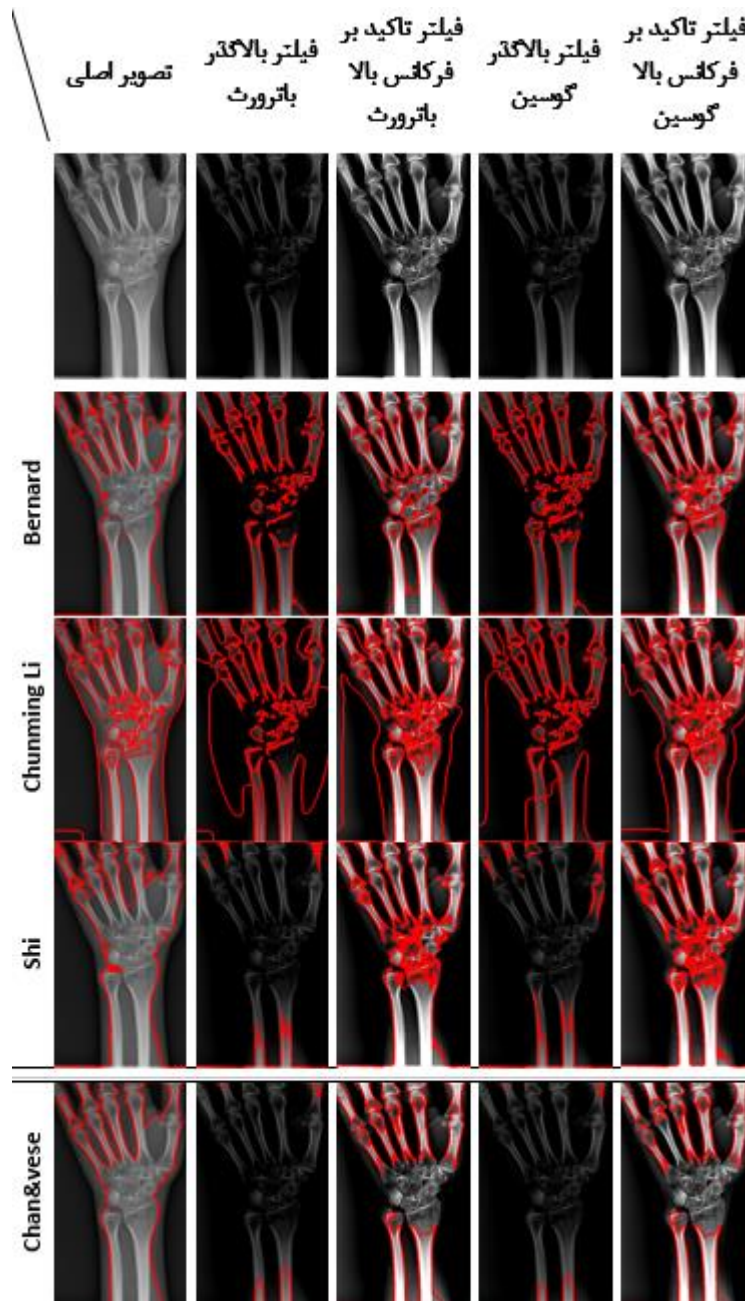
در سطر سوم ستون اول، قطعه‌بندی تصویر اصلی با الگوریتم برنارد به طور کامل انجام نشده است (سطر دوم تصاویر، ستون اول)، همانطور که مشاهده می‌شود بافت ماهیچه در بخش قطعه‌بندی به وضوح دیده می‌شود و بافت استخوان از بافت ماهیچه جدا نشده است، ولی در قطعه‌بندی تصاویر فیلتر شده با فیلترهای تاکید بر فرکانس بالا باترورث و تاکید بر فرکانس بالا گوسین، بافت سخت را به طور کامل از بافت نرم جدا کرده و قطعه‌بندی خوبی انجام شده است، اما در فیلترهای بالاگذر باترورث و بالاگذر گوسین، شاهد مقدار کمی قطعه‌بندی ناکافی می‌باشیم.

در سطر چهارم ستون اول، قطعه‌بندی تصویر اصلی با الگوریتم لی دارای قطعه‌بندی اضافی است. در قطعه‌بندی تصاویر فیلتر شده هم شاهد قطعه‌بندی اضافی هستیم ولی نتیجه بصری قطعه‌بندی روی تصاویر حاصل از فیلترهای تاکید بر فرکانس بالا گوسین و تاکید بر فرکانس بالا باترورث بهتر از دو فیلتر دیگر می‌باشد.

در سطر پنجم ستون اول، قطعه‌بندی تصویر اصلی با الگوریتم شی به خوبی انجام نشده و نتوانسته وارد بافت ماهیچه شود استخوان‌های مچ دست را قطعه‌بندی کند، اما در نتایج قطعه‌بندی تصاویر حاصل از فیلترهای تاکید بر فرکانس بالا گوسین و تاکید بر فرکانس بالا باترورث مشاهده می‌شود که قطعه‌بندی بهتری نسبت به تصویر اصلی انجام شده و نتایج بصری خوبی به دست آمده است. قطعه‌بندی تصاویر فیلتر شده با فیلترهای بالاگذر گوسین و بالاگذر باترورث دارای مشکل قطعه‌بندی ناکافی می‌باشند.

در سطر ششم ستون اول، قطعه‌بندی تصویر اصلی با الگوریتم چان و وز به علت وجود بافت ماهیچه به خوبی انجام نشده است، نتیجه قطعه‌بندی بر روی تصاویر حاصل از فیلترهای بالاگذر باترورث و بالاگذر

گوسین دارای مشکل قطعه‌بندی ناکافی است، قطعه‌بندی بر روی تصاویر حاصل از فیلترهای تاکید بر فرکانس بالا باترورث و تاکید بر فرکانس بالا گوسین در بخش‌هایی از تصویر به خوبی عمل کرده و در بخش‌های میانی تصویر استخوان‌ها را قطع‌بندی نکرده است که این نشان دهنده مشکل قطعه‌بندی ناکافی است.



شکل ۵-۴- نتایج نهایی حاصل از الگوریتم‌های قطع‌بندی در تصویر اصلی و تصاویر فیلتر شده به روش‌های

مختلف روی تصویر مچ دست و انگشتان

همانطور که در شکل ۵-۵ مشاهده می‌شود، سطر اول اسامی فیلترهای مورد استفاده و عنوان تصویر اصلی می‌باشد. سطر دوم شامل تصویر اصلی و نتایج تصاویر فیلتر شده می‌باشد. ستون اول از سمت چپ نتایج قطعه‌بندی تصویر اصلی می‌باشند و ستون‌های دیگر نتایج قطعه‌بندی روی تصاویر پیش‌پردازش شده با چهار فیلتر استفاده شده می‌باشند.

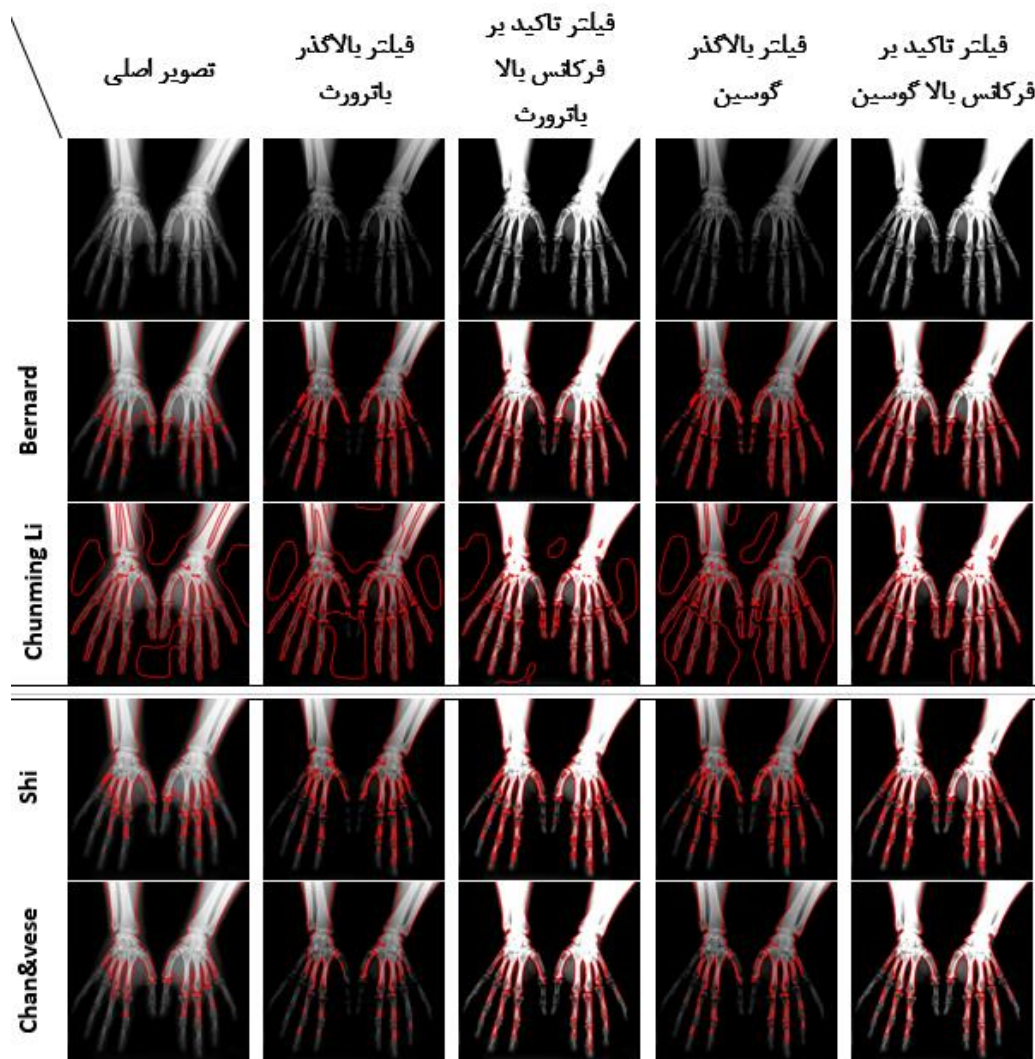
در سطر سوم ستون اول، قطعه‌بندی تصویر اصلی با الگوریتم برنارد به طور کامل انجام نشده است (سطر دوم تصاویر، ستون اول)، همان‌طور که مشاهده می‌شود بافت ماهیچه به وضوح دیده می‌شود و بافت استخوان از بافت ماهیچه جدا نشده است، ولی در قطعه‌بندی تصاویر فیلتر شده با فیلترهای تاکید بر فرکانس بالا باترورث و تاکید بر فرکانس بالا گوسین، استخوان‌های بند انگشتان به طور کامل قطعه‌بندی شده‌اند، و در فیلترهای بالاگذر باترورث و بالاگذر گوسین، شاهد قطعه‌بندی ناکافی می‌باشیم.

در سطر چهارم ستون اول، قطعه‌بندی تصویر اصلی با الگوریتم لی دارای قطعه‌بندی اضافی است. در قطعه‌بندی تصاویر فیلتر شده هم شاهد قطعه‌بندی اضافی هستیم ولی نتیجه بصری قطعه‌بندی روی تصاویر حاصل از فیلتر تاکید بر فرکانس بالا گوسین نسبت به سایر فیلترهای استفاده شده بهتر می‌باشد.

در سطر پنجم ستون اول، قطعه‌بندی تصویر اصلی با الگوریتم شی به خوبی انجام نشده و نتوانسته استخوان‌های بند انگشتان دست را قطعه‌بندی کند، اما در نتایج قطعه‌بندی تصاویر حاصل از فیلترهای تاکید بر فرکانس بالا گوسین و تاکید بر فرکانس بالا باترورث مشاهده می‌شود که قطعه‌بندی بهتری نسبت به تصویر اصلی انجام شده است. قطعه‌بندی تصاویر فیلتر شده با فیلترهای بالاگذر گوسین و بالاگذر باترورث دارای مشکل قطعه‌بندی ناکافی می‌باشند.

در سطر ششم ستون اول، قطعه‌بندی تصویر اصلی با الگوریتم چان و وز به خوبی انجام نشده است، اگرچه نتیجه قطعه‌بندی روی تصاویر فیلتر شده با فیلترهای تاکید بر فرکانس بالا باترورث و گوسین از نتیجه قطعه‌بندی تصویر اصلی بهتر است اما مشکل قطعه‌بندی ناکافی در این تصاویر به چشم می‌خورد.





شکل ۵-۵- نتایج نهایی حاصل از الگوریتم‌های قطعه‌بندی در تصویر اصلی و تصاویر فیلتر شده به روش‌های مختلف روی تصویر دو دست

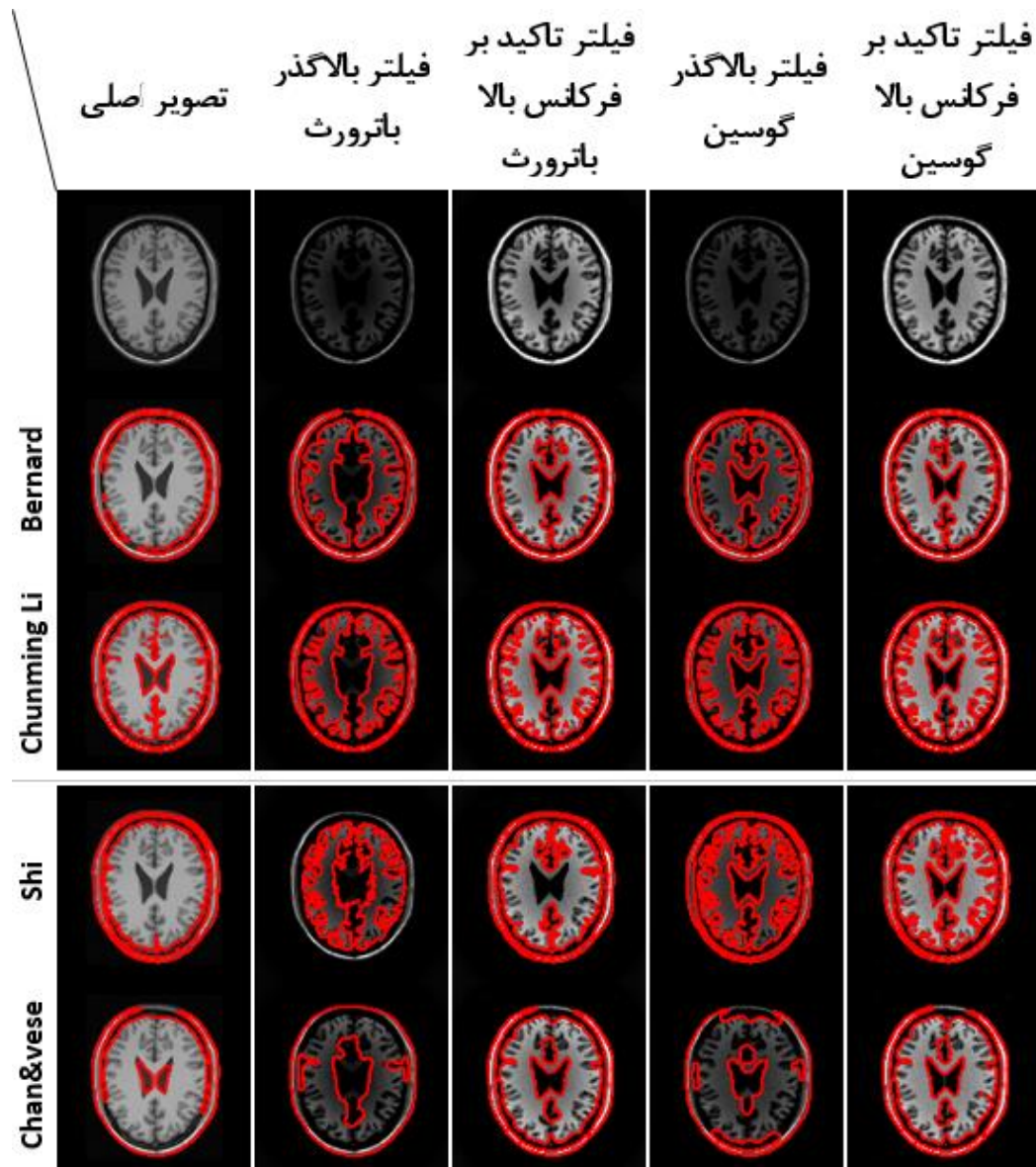
همانطور که در شکل ۵-۶ مشاهده می‌شود، سطر اول اسامی فیلترهای مورد استفاده و عنوان تصویر اصلی می‌باشد. سطر دوم شامل تصویر اصلی و نتایج تصاویر فیلتر شده می‌باشد. ستون اول از سمت چپ نتایج قطعه‌بندی تصویر اصلی می‌باشند و ستون‌های دیگر نتایج قطعه‌بندی روی تصاویر پیش‌پردازش شده با چهار فیلتر استفاده شده می‌باشند.

در سطر سوم ستون اول، قطعه‌بندی تصویر اصلی با الگوریتم برنارد به طور کامل انجام نشده است (سطر دوم تصاویر، ستون اول)، و فقط نواحی مرزهای مجمله در این تصویر قطعه‌بندی شده است، از بین فیلترهای مورد استفاده، تقریباً فیلترهای تاکید بر فرکانس بالا باترورث، تاکید بر فرکانس بالا گوسین و فیلتر بالاگذر گوسین نتایج مشابهی دارند، نتایج قطعه‌بندی هر سه این فیلترها دارای مشکل قطعه‌بندی ناکافی می‌باشند، زیرا فیلترهای استفاده شده به منظور قطعه‌بندی تصاویر بافت سخت استفاده شده‌اند، پس بر روی تصاویر بافت نرم (مغز) کارآیی مطلوبی ندارند.

در سطر چهارم ستون اول، قطعه‌بندی تصویر اصلی با الگوریتم لی، دارای قطعه‌بندی ناکافی است و نتوانسته بخش‌هایی از شیارهای درون بافت مغز را قطعه‌بندی کند. در قطعه‌بندی تصاویر فیلتر شده هم شاهد قطعه‌بندی بسیار خوبی نسبت به تصویر اصلی می‌باشیم، به طوری که می‌توان بهترین نتایج بصری این سطر از تصاویر را به تصاویر فیلتر شده با فیلترهای تاکید بر فرکانس بالا گوسین و تاکید بر فرکانس بالا باترورث نسبت داد.

در سطر پنجم ستون اول، قطعه‌بندی تصویر اصلی با الگوریتم شی به خوبی انجام نشده و دارای مشکل قطعه‌بندی ناکافی است، در بین نتایج قطعه‌بندی تصاویر فیلتر شده، تصویر فیلتر شده با فیلتر بالاگذر گوسین بهترین نتیجه را در بین سایر فیلترها دارد و به ترتیب نتایج تصاویر فیلتر شده با فیلتر تاکید بر فرکانس بالا گوسین، فیلتر بالاگذر باترورث و فیلتر تاکید بر فرکانس بالا باترورث در مرتبه‌های بعدی قرار می‌گیرند.

در سطر ششم ستون اول، قطعه‌بندی تصویر اصلی با الگوریتم چان و وز به خوبی انجام نشده است، نتیجه قطعه‌بندی با سایر فیلترهای پیش‌پردازش نیز کم و بیش دارای مشکل قطعه‌بندی ناکافی هستند.



شکل ۵-۶- نتایج نهایی حاصل از الگوریتم‌های قطعه‌بندی در تصویر اصلی و تصاویر فیلتر شده به روش‌های مختلف روی

تصویر ام‌آر‌آی مغز

همانطور که در شکل ۵-۷ مشاهده می‌شود، سطر اول اسامی فیلترهای مورد استفاده و عنوان تصویر اصلی

می‌باشد. سطر دوم شامل تصویر اصلی و نتایج تصاویر فیلتر شده می‌باشد. ستون اول از سمت چپ نتایج

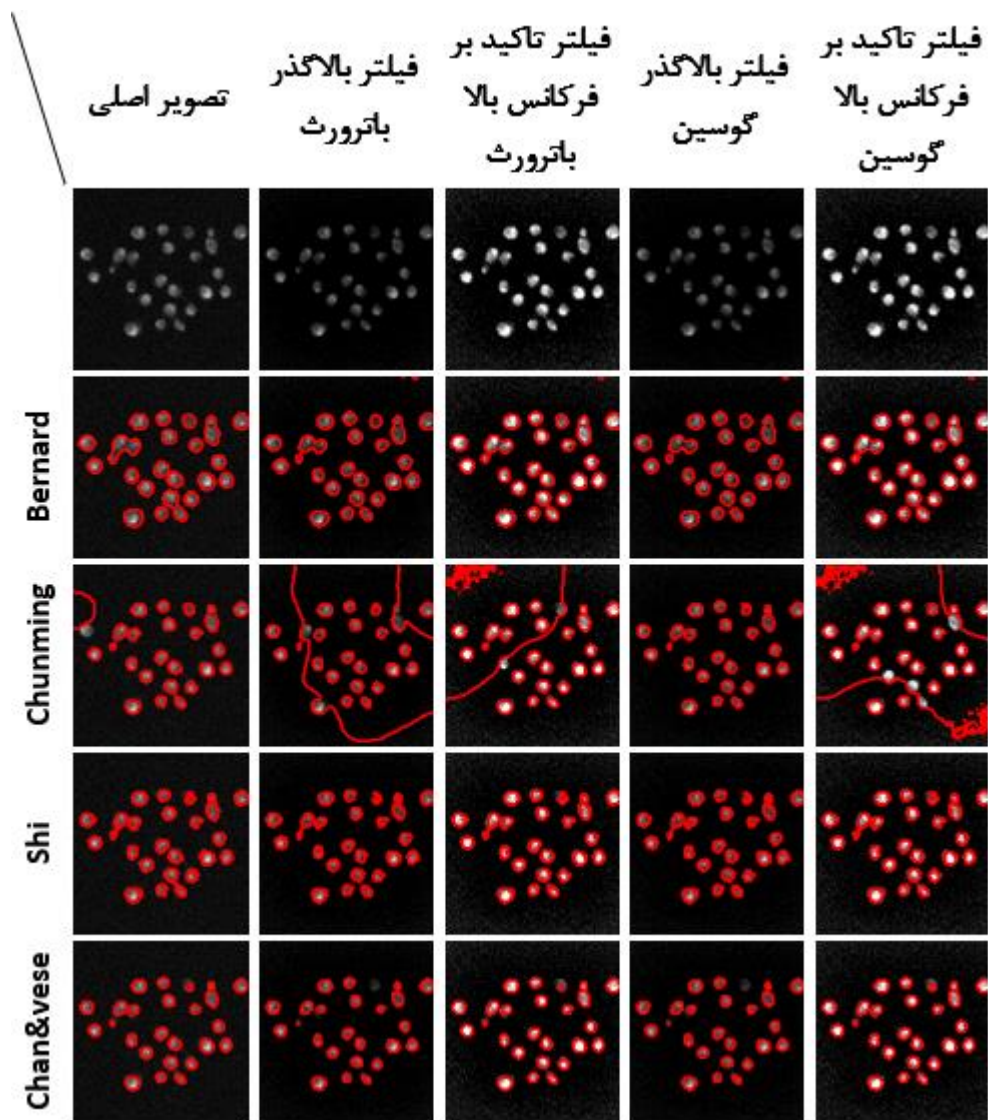
قطعه‌بندی تصویر اصلی می‌باشند و ستون‌های دیگر نتایج قطعه‌بندی روی تصاویر پیش‌پردازش شده با چهار فیلتر استفاده شده می‌باشند.

در سطر سوم، نتایج قطعه‌بندی تصویر اصلی و تصاویر فیلتر شده تقریباً شبیه به همدیگر می‌باشند و باید برای مقایسه دقیق آنها از معیارهای کمی استفاده کرد.

در سطر چهارم ستون اول، قطعه‌بندی تصویر اصلی با الگوریتم لی، دارای قطعه‌بندی اضافی است. در قطعه‌بندی تصاویر فیلتر شده فیلتر بالاگذر گوسین بهترین قطعه‌بندی را انجام داده است و قطعه‌بندی تصاویر فیلتر شده دارای مشکل قطعه‌بندی اضافی می‌باشند.

در سطر پنجم ستون اول، قطعه‌بندی تصویر اصلی با الگوریتم شی به خوبی انجام شده است و از لحاظ بصری تقریباً با نتایج تصاویر فیلتر شده در یک رده‌بندی قرار می‌گیرند و همگی به خوبی قطعه‌بندی انجام داده‌اند. اما ارزیابی دقیق از لحاظ بصری مشکل است و برای مقایسه دقیق آنها باید از معیارهای کمی استفاده کرد.

در سطر ششم ستون اول، قطعه‌بندی تصویر اصلی با الگوریتم چان و وز به خوبی انجام شده است، نتایج قطعه‌بندی تصویر فیلتر شده حاکی از آن است که در قسمت کوچکی از تصویر سلول‌های مخمر قطعه‌بندی به‌طور کامل انجام نشده و دارای مشکل قطعه‌بندی ناکافی می‌باشند.



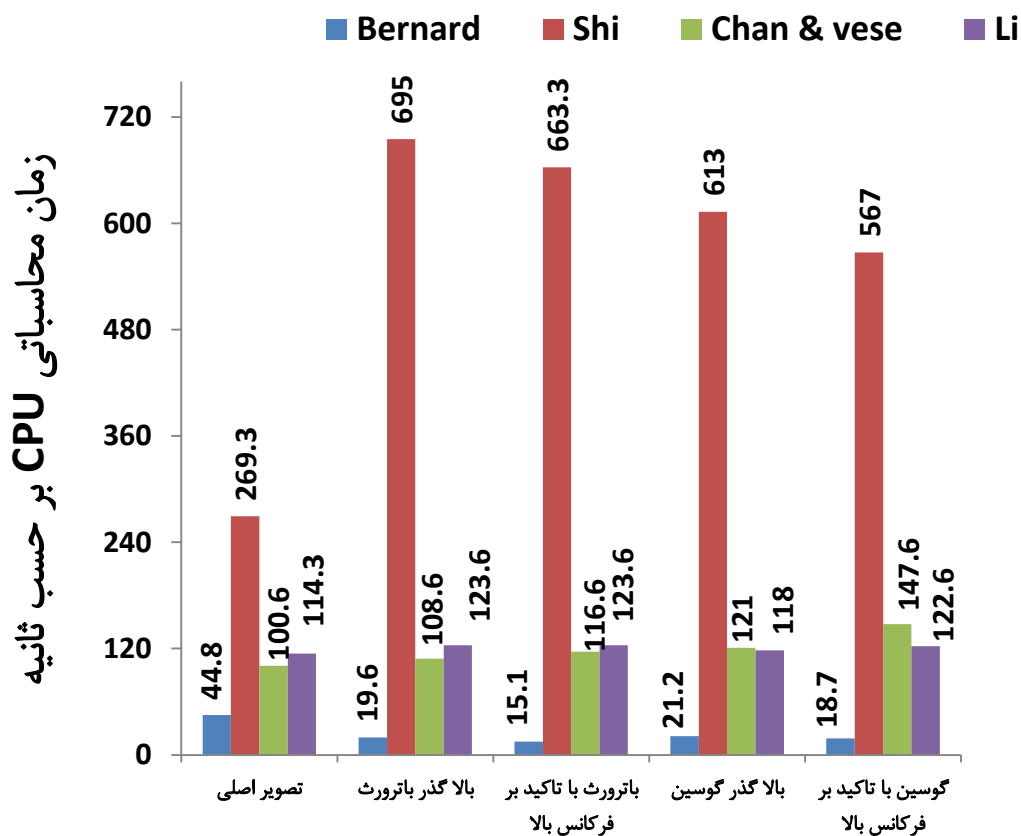
شکل ۵-۷- نتایج نهایی حاصل از الگوریتم‌های قطعه‌بندی در تصویر اصلی و تصاویر فیلتر شده به روش‌های مختلف روی

تصویر مخمر

## ۵-۵-۲- ارزیابی معیارهای کمی

در مجموعه تصاویر دست:

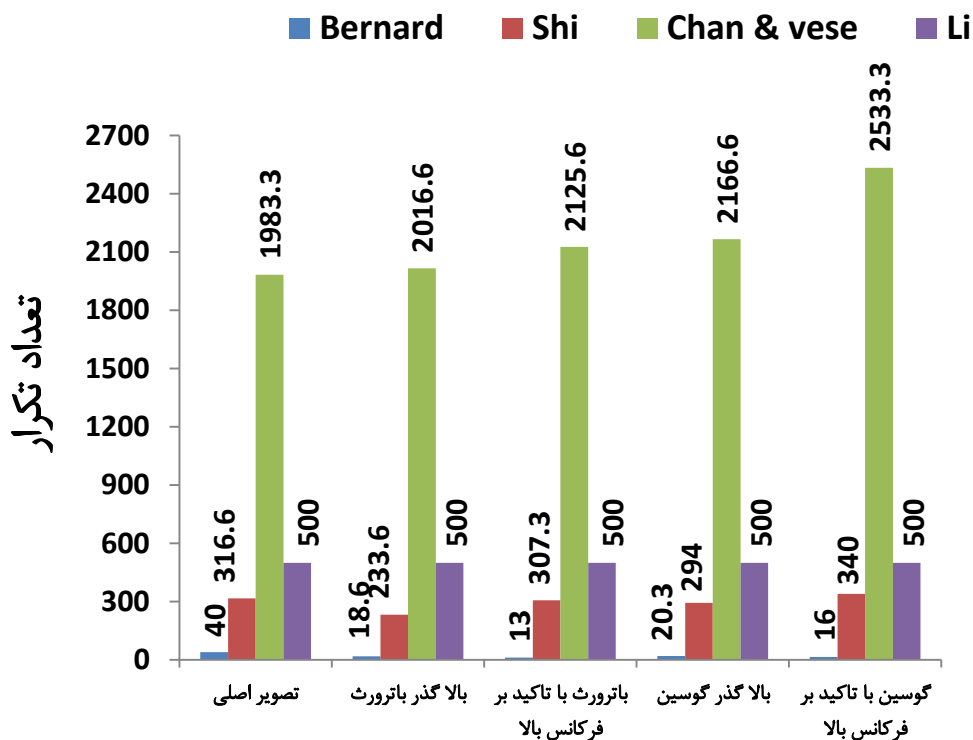
پیش‌پردازش تصاویر دست با فیلترهای بالاگذر باترورث، باترورث با تاکید بر فرکانس بالا، بالاگذر گوسین و گوسین با تاکید بر فرکانس بالا زمان محاسباتی CPU را در سه الگوریتم قطعه‌بندی Shi، Chan & Vese و Li نسبت به تصویر اصلی افزایش داد (شکل ۵-۸). تمامی فیلترهای مورد استفاده سبب کاهش میانگین زمان محاسباتی CPU تصاویر دست در الگوریتم Bernard شدند. به طوری که زمان محاسباتی CPU در تصاویر پیش‌پردازش شده با فیلترهای بالاگذر گوسین، بالاگذر باترورث، گوسین با تاکید بر فرکانس بالا و باترورث با تاکید بر فرکانس بالا به ترتیب ۲۳، ۲۵، ۲۶ و ۲۹ ثانیه نسبت به تصویر اصلی کمتر بود (شکل ۵-۸).



شکل ۵-۸- نمودار مقایسه تاثیر فیلترهای پیش‌پردازش بر روی زمان محاسباتی الگوریتم‌های قطعه‌بندی استفاده شده بر حسب

ثانیه، به صورت میانگین بر روی سه تصویر دست

تحت تاثیر پیش‌پردازش تصاویر دست با فیلترهای مورد استفاده، تعداد تکرار الگوریتم قطعه‌بندی Chan & Vese نسبت به تصویر اصلی افزایش یافت که این افزایش برای فیلترهای بالاگذر باترورث، با تاکید بر فرکانس بالا باترورث، بالاگذر گوسین و گوسین با تاکید بر فرکانس بالا به ترتیب  $1/7$ ،  $7/2$ ،  $9/3$  و  $27/7$  درصد نسبت به تصویر اصلی بود. تنها در الگوریتم قطعه‌بندی Li، بین تصاویر پیش‌پردازش شده و تصاویر اصلی تفاوتی از نظر تعداد تکرار الگوریتم مشاهده نشد. در تصاویر پیش‌پردازش شده با فیلترهای مورد استفاده، تعداد تکرار الگوریتم قطعه‌بندی Bernard نسبت به تصویر اصلی کمتر بود. فیلتر باترورث با تاکید بر فرکانس بالا سبب بیشترین کاهش در تعداد تکرارهای الگوریتم قطعه‌بندی Bernard نسبت به تصاویر اصلی شد و در مقام بعدی فیلتر گوسین با تاکید بر فرکانس بالا قرار داشت (شکل ۵-۹) به‌طورکلی می‌توان بیان داشت که تاثیر فیلترینگ تصاویر در مقایسه با شرایط عدم فیلترینگ بر قطعه‌بندی Bernard از نظر تعداد تکرار بصورت میانگین ۶۰ درصد بود. تحت تاثیر پیش‌پردازش تصاویر دست با فیلتر بالاگذر باترورث، بیشترین کاهش در تعداد تکرار الگوریتم قطعه‌بندی Shi مشاهده شد (شکل ۵-۹). سایر پیش‌پردازش‌های مورد استفاده تاثیر کمی بر تعداد تکرار الگوریتم Shi داشتند و حتی فیلتر گوسین با تاکید بر فرکانس بالا تعداد تکرار الگوریتم را افزایش داد.

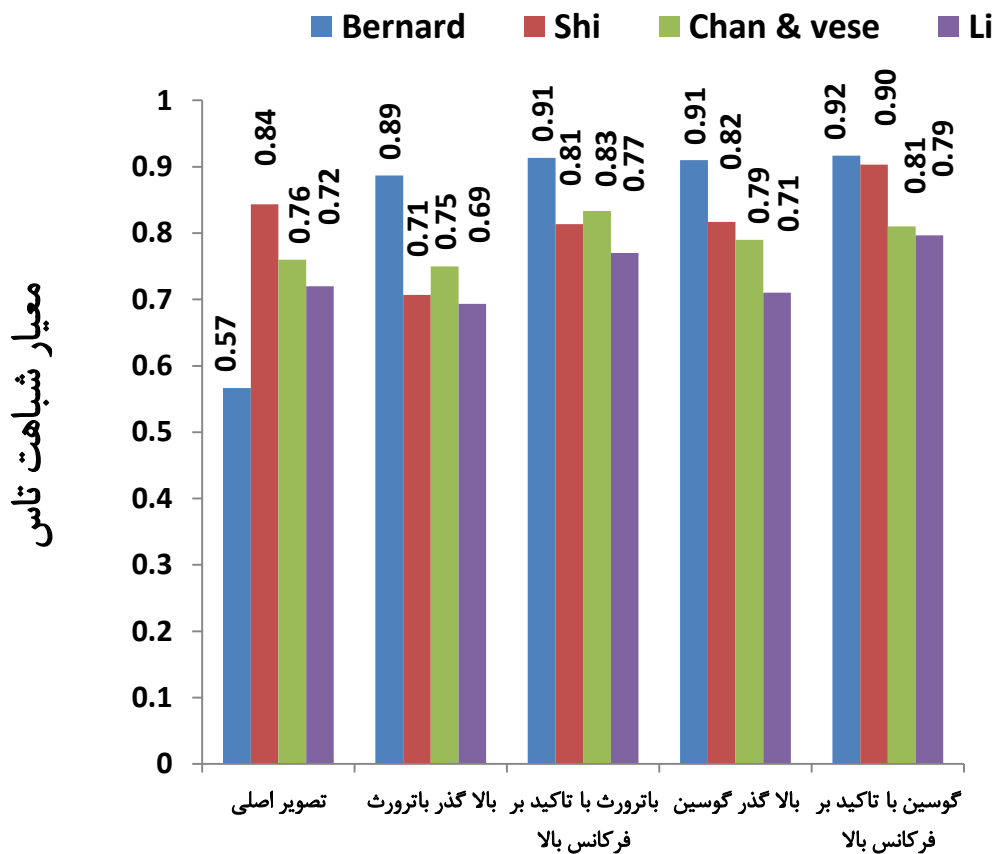


شکل ۵-۹- نمودار مقایسه تاثیر فیلترهای پیش پردازش بر روی تعداد تکرار الگوریتم های قطعه بندی استفاده شده، به صورت میانگین بر روی سه تصویر دست

پیش پردازش تصاویر دست با فیلترهای مورد استفاده، سبب افزایش معیار شباهت تاس نسبت به تصویر اصلی در الگوریتم قطعه بندی Bernard شد. به طوری که در فیلترهای بالاگذر باترورث، باترورث با تاکید بر فرکانس بالا، بالاگذر گوسین و گوسین با تاکید بر فرکانس بالا به ترتیب  $0.05$ ،  $0.07$ ،  $0.07$  و  $0.08$  میانگین معیار شباهت تاس قطعه بندی Bernard نسبت به تصویر اصلی بالاتر بود. تنها در تصاویر پیش پردازش شده با فیلتر گوسین با تاکید بر فرکانس بالا معیار شباهت تاس قطعه بندی Shi بالاتر از تصویر اصلی بود (شکل ۵-۱۰). (پیش پردازش تصاویر دست با فیلترهای باترورث با تاکید بر فرکانس بالا، بالاگذر گوسین و گوسین با تاکید بر فرکانس بالا، معیار شباهت را در الگوریتم Chan & Vese افزایش داد (شکل ۵-۱۰)). بالاترین معیار شباهت تاس در الگوریتم Li در تصاویر فیلتر شده با گوسین با تاکید بر فرکانس بالا بدست آمد (شکل ۵-۱۰). در



مجموع معیار شباهت تاس در تصاویر پیش‌پردازش شده با فیلتر گوسین با تاکید بر فرکانس بالا در تمامی الگوریتم‌های قطعه‌بندی بالاتر از سایر تصاویر بود.



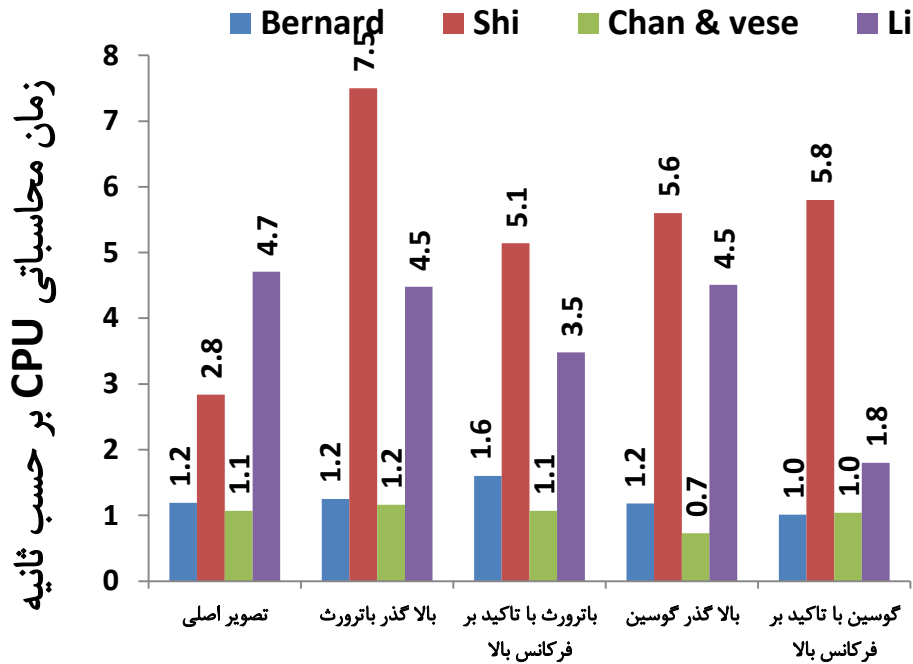
شکل ۵-۱۰- نمودار مقایسه تاثیر فیلترهای پیش‌پردازش بر روی معیار شباهت تاس الگوریتم‌های قطعه‌بندی استفاده شده، به صورت میانگین بر روی سه تصویر دست

### ارزیابی معیارهای کمی برای تصویر ام‌آرآی مغز

پیش‌پردازش تصویر مغز با تمامی فیلترهای مورد استفاده، سبب افزایش زمان محاسباتی CPU نسبت به تصویر اصلی در الگوریتم قطعه‌بندی Shi شد (شکل ۵-۱۱). پیش‌پردازش تصویر مغز با فیلتر گوسین با تاکید بر فرکانس بالا، سبب بیشترین کاهش نسبت به تصویر اصلی در زمان محاسباتی CPU الگوریتم‌های قطعه‌بندی

Bernard و Li شد (شکل ۵-۱۱). زمان محاسباتی CPU الگوریتم قطعه‌بندی Chan & Vese در تصویر

پیش‌پردازش شده با فیلتر بالا گذر گوسین کمتر از سایر تصاویر بود (شکل ۵-۱۱).



شکل ۵-۱۱- نمودار مقایسه تاثیر فیلترهای پیش‌پردازش بر روی زمان محاسباتی الگوریتم‌های قطعه‌بندی استفاده شده بر حسب

ثانیه، بر روی تصویر ام آر مغزی

تحت تاثیر پیش‌پردازش با فیلترهای مورد استفاده، تعداد تکرار الگوریتم قطعه‌بندی Shi در مقایسه با

تصویر اصلی افزایش یافت (شکل ۵-۱۲). در تصاویر فیلتر شده با فیلترهای باترورث با تاکید بر فرکانس بالا

و گوسین با تاکید بر فرکانس بالا، تعداد تکرار الگوریتم قطعه‌بندی Bernard کمتر از سایر تصاویر بود.

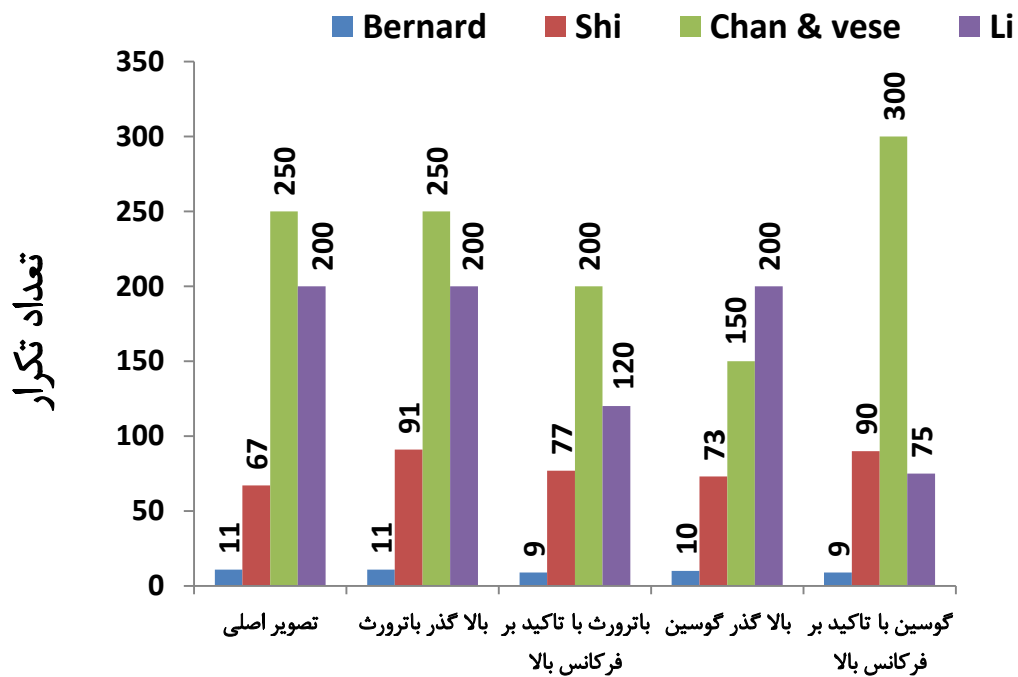
پیش‌پردازش با فیلترهای باترورث با تاکید بر فرکانس بالا و بالاگذر گوسین تعداد تکرار الگوریتم

قطعه‌بندی Chan & Vese را در مقایسه با تصویر اصلی به ترتیب ۲۰ و ۴۰ درصد کاهش داد. اما دیگر فیلترها

چنین تاثیری نداشتند (شکل ۵-۱۲). کمترین تعداد تکرارهای حاصل از اجرای الگوریتم قطعه‌بندی Li، به

ترتیب در تصاویر پیش‌پردازش شده با فیلترهای باترورث با تاکید بر فرکانس بالا و گوسین با تاکید بر فرکانس

بالا بدست آمد (شکل ۵-۱۲).



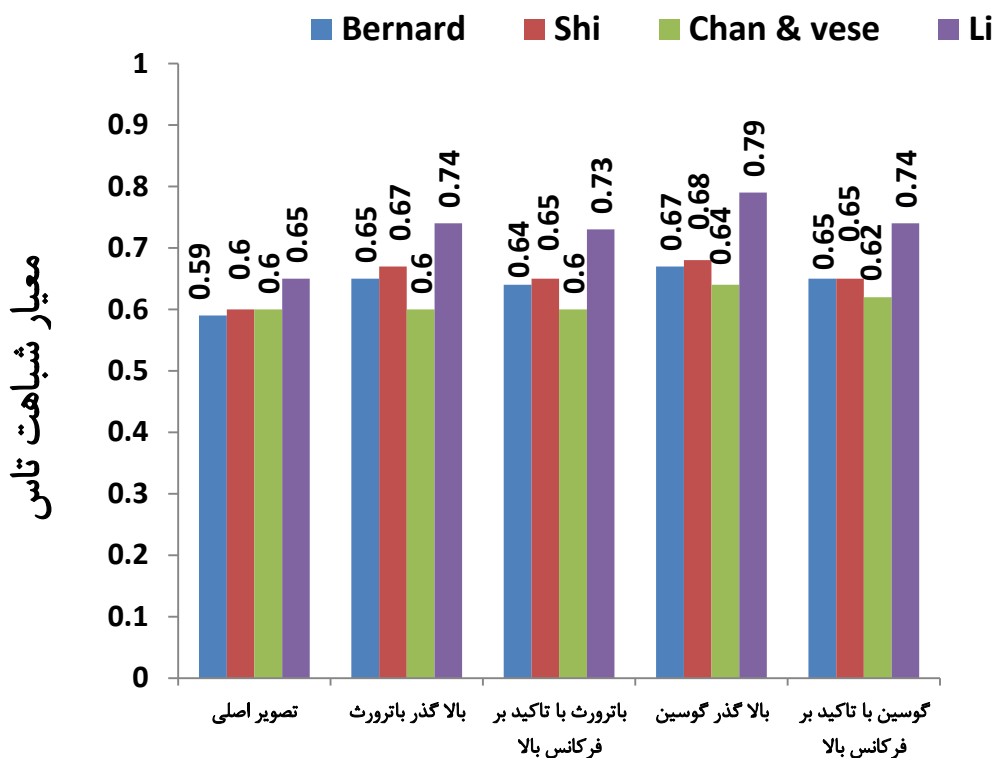
شکل ۵-۱۲- نمودار مقایسه تاثیر فیلترهای پیش پردازش بر روی تعداد تکرار الگوریتم‌های قطعه‌بندی استفاده شده روی تصویر

ام آرای مغزی

پیش پردازش تصویر مغز با هر چهار فیلتر مورد استفاده، سبب افزایش معیار شباهت تاس در الگوریتم‌های

قطعه‌بندی نسبت به تصویر اصلی شد (شکل ۵-۱۳). بالاترین معیارهای شباهت تاس در تمامی الگوریتم‌های

قطعه‌بندی در تصاویر فیلتر شده با فیلتر بالاگذر گوسین بدست آمد (شکل ۵-۱۳)

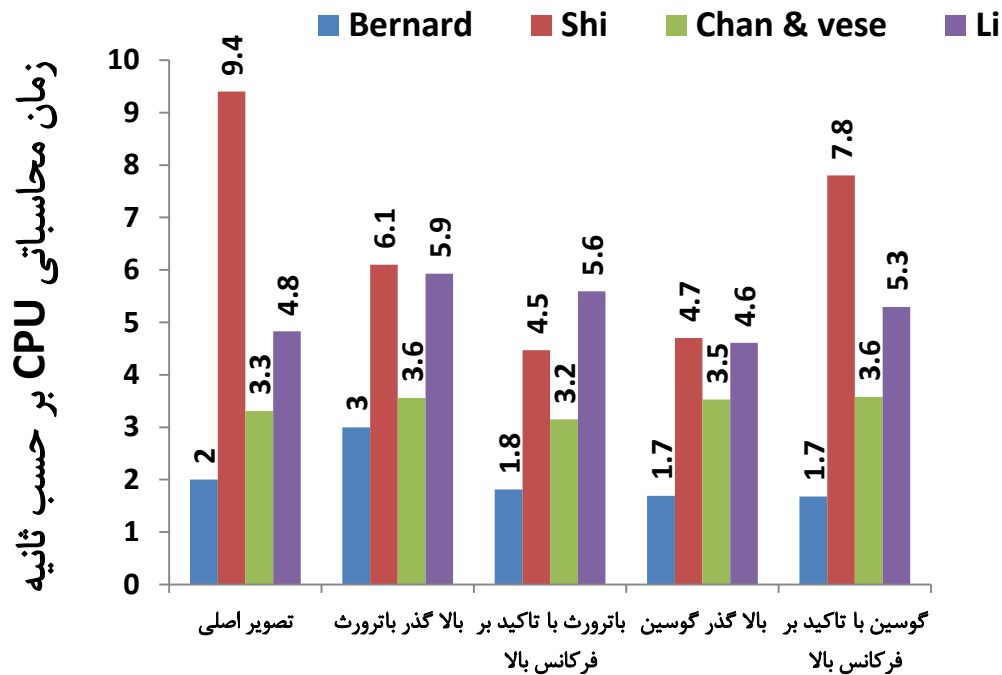


شکل ۵-۱۳- نمودار مقایسه تاثیر فیلترهای پیش پردازش بر روی معیار شباهت تاس الگوریتم‌های قطعه‌بندی استفاده شده بر روی تصویر ام‌آرآی مغزی

### ارزیابی کمی تصویر مخمر

به طور کلی پیش پردازش تصویر مخمر سبب کاهش زمان محاسباتی CPU نسبت به تصویر اصلی در الگوریتم Shi شد. پیش پردازش تصویر مخمر با فیلتر باترورث با تاکید بر فرکانس بالا، زمان محاسباتی CPU را در الگوریتم قطعه‌بندی Shi به کمترین حد (۴/۷ ثانیه) رساند و در رتبه بعدی فیلتر بالاگذر گوسین قرار داشت (شکل ۵-۱۴). در الگوریتم Li تنها فیلتر بالاگذر گوسین نسبت به تصویر اصلی مخمر دارای زمان محاسباتی CPU پایین تری آن هم به میزان ۰/۲ ثانیه بود (شکل ۵-۱۴) به غیر از تصویر پیش پردازش شده با فیلتر باترورث با تاکید بر فرکانس بالا، سایر تصاویر فیلتر شده دارای زمان محاسباتی بالاتری در مقایسه با تصویر اصلی در الگوریتم قطعه‌بندی Chan & Vese بودند (شکل ۵-۱۴). زمان محاسباتی تصاویر حاصل از پیش پردازش با فیلترهای بالاگذر گوسین و گوسین با تاکید بر فرکانس بالا نسبت به تصویر اصلی ۰/۳ ثانیه زمان

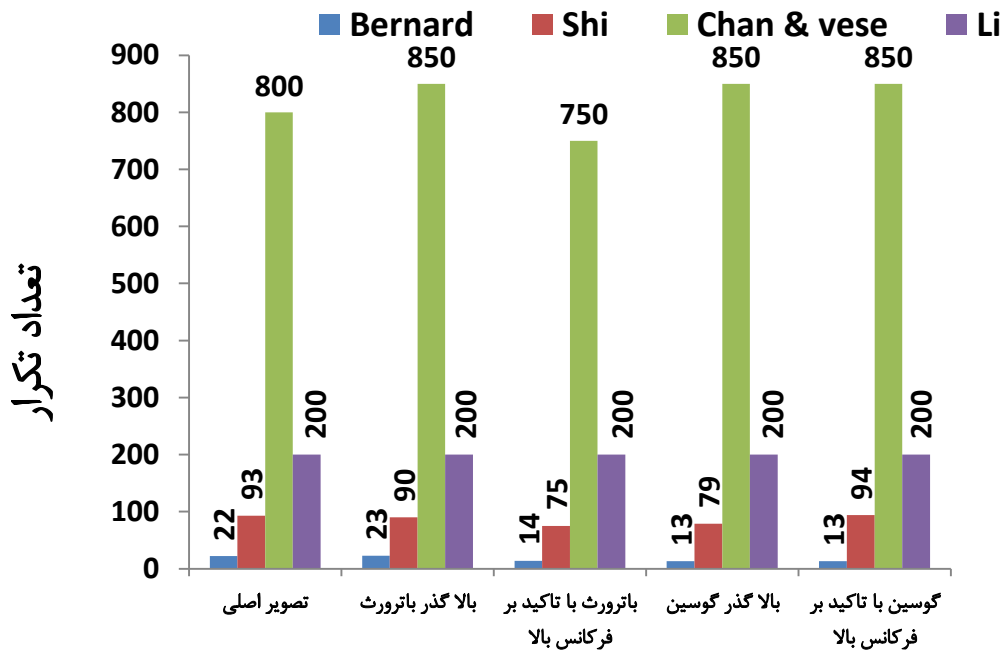
محاسباتی CPU را کاهش دادند و از این نظر کمترین مقادیر را دارا بودند و در رتبه بعدی فیلتر باترورث با تاکید بر فرکانس بالا قرار داشت (شکل ۵-۱۴).



شکل ۵-۱۴- نمودار مقایسه تاثیر فیلترهای پیش پردازش بر روی زمان محاسباتی الگوریتم‌های قطعه‌بندی استفاده شده بر حسب ثانیه، بر روی تصویر مخمر

پیش پردازش تصویر مخمر با فیلتر با تاکید بر فرکانس بالای باترورث سبب کاهش تعداد تکرار الگوریتم قطعه‌بندی Chan & Vese نسبت به تصویر اصلی شد. اما سایر فیلترها تعداد تکرار الگوریتم یاد شده را افزایش دادند (شکل ۵-۱۵). تصاویر فیلتر شده و اصلی از نظر تعداد تکرار در الگوریتم قطعه‌بندی Li تفاوتی نداشتند (شکل ۵-۱۵). تصویر پیش پردازش شده مخمر با فیلتر باترورث با تاکید بر فرکانس بالا، کمترین تعداد تکرار را در الگوریتم Shi داشت و در رتبه‌های بعدی به ترتیب تصاویر پیش پردازش شده با فیلتر بالاگذر گوسین و بالاگذر باترورث قرار داشتند (شکل ۵-۱۵). پیش پردازش تصویر مخمر با فیلترهای گوسین با تاکید بر فرکانس

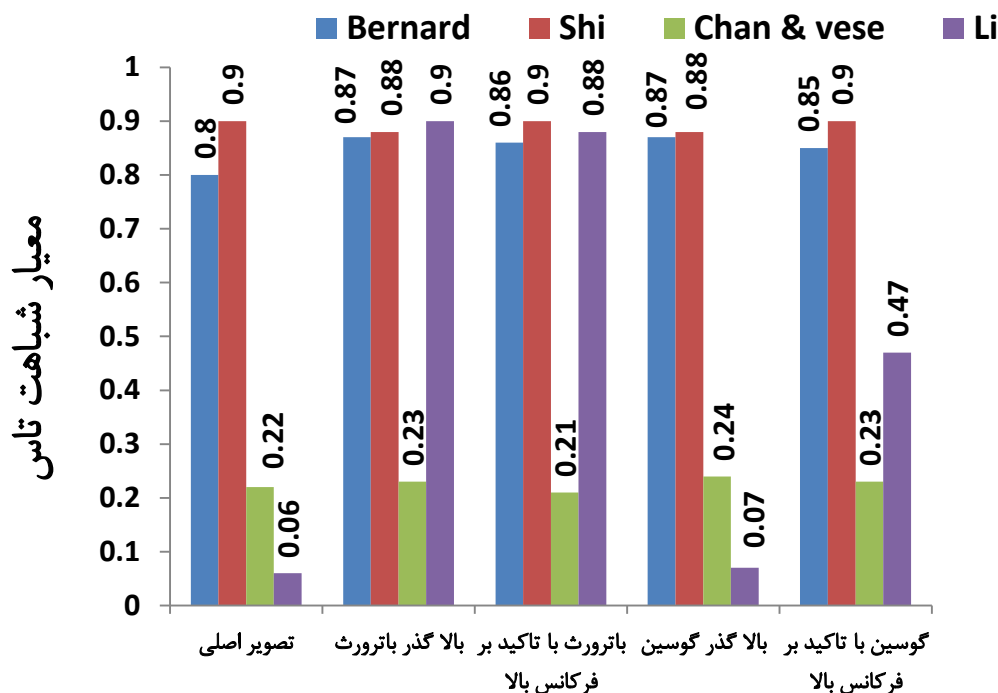
بالا و بالاگذر گوسین سبب بیشترین کاهش تعداد تکرار الگوریتم قطعه‌بندی Bernard نسبت به تصویر اصلی شد (شکل ۵-۱۵).



شکل ۵-۱۵- نمودار مقایسه تاثیر فیلترهای پیش پردازش بر روی تعداد تکرار الگوریتم‌های قطعه‌بندی استفاده شده روی تصویر مخمر

پیش پردازش تصویر مخمر با فیلترهای بالاگذر باترورث و باترورث با تاکید بر فرکانس بالا معیار شباهت تاس را در الگوریتم Li نسبت به سایر فیلترها افزایش چشمگیری دادند. پیش پردازش تصاویر، افزایش قابل ذکری در معیار شباهت تاس الگوریتم‌های قطعه‌بندی Shi و Chan & Vese نداشت (شکل ۵-۱۶).

پیش پردازش تصویر مخمر با فیلترهای بالاگذر باترورث، باترورث با تاکید بر فرکانس بالا، بالاگذر گوسین و گوسین با تاکید بر فرکانس بالا معیار شباهت تاس الگوریتم قطعه‌بندی Bernard را نسبت به تصویر اصلی به ترتیب ۰/۰۷، ۰/۰۶، ۰/۰۷ و ۰/۰۵ افزایش داد (شکل ۵-۱۶).



شکل ۵-۱۶- نمودار مقایسه تاثیر فیلترهای پیش پردازش بر روی معیار شباهت تاس الگوریتم‌های قطعه‌بندی استفاده شده بر روی تصویر مخمر

## ۵-۶- نتیجه گیری

### تصاویر دست

به طور کلی پیش پردازش تصاویر دست با فیلترهای بالاگذر باترورث، باترورث با تاکید بر فرکانس بالا، بالاگذر گوسین و گوسین با تاکید بر فرکانس بالا سبب تغییر میانگین معیارهای کمی تعداد تکرار، زمان محاسباتی CPU و معیار تاس الگوریتم‌های قطعه‌بندی نسبت به تصاویر اصلی (بدون اعمال فیلتر) شد (شکل‌های ۵-۸، ۵-۹، ۵-۱۰). در تصاویر رادیولوژی دست تاثیر فیلترهای بالاگذر گوسین و بالاگذر باترورث تقریباً بر کل الگوریتم‌ها بسیار کم بود. این دو فیلتر خطای قطعه‌بندی را افزایش داده اند و باعث افزایش زمان محاسباتی و تعداد تکرار الگوریتم شدند و در نهایت خروجی بصری آنها نیز مطلوب نبود اما فیلترهای تاکید بر فرکانس بالا گوسین و تاکید بر فرکانس بالا باترورث تاثیر مثبتی بر خروجی قطعه‌بندی در تصاویر دست داشتند. مطالب فوق الذکر به طور کلی با نتایج حاصل از تعداد تکرار، زمان محاسباتی CPU و معیار شباهت

تاس قطعه‌بندی منطبق بود. به عنوان نتیجه‌گیری کلی برای مجموعه تصاویر دست، فیلترهای تاکید بر فرکانس بالا گوسین و تاکید بر فرکانس بالا باترورث با قرارگیری قبل از الگوریتم قطعه‌بندی برنارد باعث بهبود چشمگیری در قطعه‌بندی شدند.

#### تصویر مغز

به‌طورکلی پیش‌پردازش تصویر مغز با فیلترهای بالاگذر باترورث، باترورث با تاکید بر فرکانس بالا، بالاگذر گوسین و گوسین با تاکید بر فرکانس بالا معیارهای کمی تعداد تکرار، زمان محاسباتی CPU و معیار تاس الگوریتم‌های قطعه‌بندی را نسبت به تصاویر اصلی (بدون اعمال فیلتر) تغییر داد (شکل‌های ۵-۱۱، ۵-۱۲، ۵-۱۳). به عنوان نتیجه‌گیری کلی برای تصویر مغز، فیلتر بالاگذر گوسین با قرار گرفتن قبل از الگوریتم شی و لی در تصاویر نرم باعث بهبود قطعه‌بندی شد.

#### تصویر مخمر

به‌طورکلی معیارهای کمی تعداد تکرار، زمان محاسباتی CPU و معیار تاس الگوریتم‌های قطعه‌بندی تحت تاثیر پیش‌پردازش تصویر مخمر با فیلترهای بالاگذر باترورث، باترورث با تاکید بر فرکانس بالا، بالاگذر گوسین و گوسین با تاکید بر فرکانس بالا قرار گرفت (شکل‌های ۵-۱۴، ۵-۱۵، ۵-۱۶). به عنوان نتیجه‌گیری برای تصویر مخمر، فیلتر تاکید بر فرکانس بالای باترورث بهترین نتیجه را از لحاظ معیارهای کمی و کیفی در قطعه‌بندی ایفا کرد.



## مراجع:

- [۱] عقابیان، محمد علی (۱۳۹۱)، "سیستم‌های تصویربرداری پزشکی: مبانی نظری در تشکیل تصویر"، انتشارات رویان پژوه
- [۲] Simeon Petkov, Xavier Carrillo, Petia Radeva, Carlo Gatta, "Diaphragm border detection in coronary X-ray angiographies: New method and applications", *Computerized Medical Imaging and Graphics*, Volume ۳۸, Issue ۴, June ۲۰۱۴, Pages ۲۹۶-۳۰۵
- [۳] F. Büther, O. Schober, "۱,۰۹ -Positron Emission Tomography (PET)/Computer Tomography (CT)", *Reference Module in Biomedical Sciences, Comprehensive Biomedical Physics*, ۲۰۱۴, Pages ۱۵۷-۱۸۰
- [۴] M. Demi, "۲,۱۲ - The Basics of Ultrasound", *Reference Module in Biomedical Sciences, Comprehensive Biomedical Physics*, ۲۰۱۴, Pages ۲۹۷-۳۲۲
- [۵] R.W. Prost, "۳,۲۱ - Magnetic Resonance Spectroscopic Imaging", *Reference Module in Biomedical Sciences, Comprehensive Biomedical Physics*, ۲۰۱۴, Pages ۳۳۱-۳۴۵
- [۶] P. Russo, "۲,۰۱ - Physical Basis of x-Ray Imaging", *Reference Module in Biomedical Sciences, Comprehensive Biomedical Physics*, ۲۰۱۴, Pages ۱-۴۸
- [۷] Rafael.C.Gonzalez, Digital Image Processing (second edition), *Publishing House of Electronics Industry, Beijing*, ۲۰۰۴.
- [۸] Xirong LIN, Bo Zhuang, Xiaosheng Su, "Measurement and matching of human vein pattern characteristics", *JTsinghua University(Sci&Tech)*, ۲۰۰۳, ۴۳(۲):۱۶۴-۱۶۷.
- [۹] Jingyang Zhang, Maohang Sun, "Study on algorithm for skeleton features extraction of hand vein image", *Computer Applications*, ۲۰۰۷, ۲۷(۱):۱۵۲-۱۵۴.
- [۱۰] Kejun Wang, Yuhang Ding, Dazhen Wang, "A Study of hand vein based identity authentication method", *science&technology review*, ۲۰۰۵, ۲۳(۱):۳۵-۳۷.

- [۱۱] Peizhuo Lü, Shengli Lai, “Image enhancement and feature matching of palm-dorsa vein”, *Computer Engineering and Design*, ۲۰۰۷, ۲۸(۱۵):۳۶۲۳-۳۶۲۵.
- [۱۲] Mohammad Farhan Khan ,Ekram Khan ,Z.A.Abbasi , “ Segment dependent dynamic multi-histogram equalization for image contrast enhancement” , *Digital Signal Processing* ۲۵ (۲۰۱۴) ۱۹۸-۲۲۳
- [۱۳] S. Anand, R. Shantha Selva Kumari ,” Sharpening enhancement of Computed Tomography (CT) images using Hyperbolic Secant Square filter “, *Optik* ۱۲۴ (۲۰۱۳) ۲۱۲۱-۲۱۲۴
- [۱۴] DAVID C. C. WANG, ANTHONY H. VAGNUCCI, AND C. C. LI, “digital image enhancement: A Survey”, *Computer Vision, Graphics and image processing* ۲۴, ۳۶۳-۳۸۱ (۱۹۸۳)
- [۱۵] Y. J. Zhang, "Image engineering and related publications," *International Journal of Image and Graphics*, ۲۰۰۲.
- [۱۶] Y. J. Zhang, "Influence of segmentation over feature measurement," *Pattern Recognition Letters*, ۱۹۹۵.
- [۱۷] Ik Hyun Choi, Yeon-Oh Nam, Byung Cheol Song, “A content-adaptive sharpness enhancement algorithm using ۲D FIR filters trained by pre-emphasis”,*J. Vis. Commun. Image R.* ۲۴ (۲۰۱۳) ۵۷۹-۵۹۱
- [۱۸] L. Clarke, et al., "MRI segmentation: methods and applications," *Magnetic resonance imaging*, vol. ۱۳, pp. ۳۴۳-۳۶۸, ۱۹۹۵
- [۱۹] Y. J. Zhang, *Advances in image and video segmentation: Irm Pr*, ۲۰۰۶.
- [۲۰] M. Rastgarpour and J. Shanbehzadeh, "Application of AI Techniques in Medical Image Segmentation and Novel Categorization of Available Methods and Tools," *Lecture Notes in Engineering and Computer Science : Proceedings of The International MultiConference of Engineers and Computer Scientists(IMECS)*, vol. ۲۱۸۸, pp. ۵۱۹-۵۲۳, ۱۴-۱۶ March ۲۰۱۱.
- [۲۱] D. Pham, et al., "A survey of current methods in medical image segmentation," *Annual review of biomedical engineering*, vol. ۲, ۱۹۹۸.

- [22] D. Withey and Z. Koles, "Three generations of medical image segmentation: Methods and available software," *Internationa J. Bioelectromag*, vol. 9, pp. 77-8, 2007.
- [23] I. N. Bankman, Handbook of medical image processing and analysis: *Academic Press*, 2008.
- [24] H. Zaidi, "Editorial: Medical image segmentation: Quo Vadis," *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, vol. 84, pp. 73-76, 2006.
- [25] Hong Zhanga, Yuecheng Lia,\*, Hao Chena, Ding Yuana, Mingui Sun, "Perceptual contrast enhancement with dynamic range adjustment", *Optik* 124 (2013) 5907- 5913
- [26] Z. Gui, Y. Liu, An image sharpening algorithm based on fuzzy logic, *Optik* 122, (2011) 797-702
- [27] S. Anand, R. Shantha Selva Kumari, Sharpening enhancement of computed tomography (CT) images using hyperbolic secant square filter, *Optik* (2012),
- [28] K. Konstantinides, V. Bhaskaran, G. Beretta, "Image sharpening in the JPEG Domain", *IEEE Trans. Image Process.* 8 (1999) 874-878
- [29] R.R. Rishi, P. Chaudhuri, C.A. Murthy, "Thresholding in edge detection: a statistical approach", *IEEE Trans. Image Process.* 13 (2004) 927-936.
- [30] J. Melonakos, Geodesic "tractography segmentation for directional medical image analysis" *ProQuest*, 2009.
- [31] M. Rastgarpour and J. Shanbehzadeh, "The Problems, Applications and Growing Interest in Automatic Segmentation of Medical Images from the year 2000 till 2011," *International Journal of Computer Theory and Engineering (IJCTE)*, vol. 5, no. 1, pp. 1-4, 2013.
- [32] Ivana Išgum, et al., "Multi-Atlas-Based Segmentation With Local Decision Fusion Application to Cardiac and Aortic Segmentation in CT Scans," *IEEE transactions on medical imaging*, vol. 28, pp. 1000-1010, 2009.

- [۳۳] M. Rastgarpour and J. Shanbehzadeh, "The Status Quo of Artificial Intelligence Methods in Automatic Medical Image Segmentation," *International Journal of Computer Theory and Engineering (IJCTE)*, vol. ۵ , no. ۱, pp. ۵-۸, ۲۰۱۳.
- [۳۴] I. N. Bankman, Handbook of medical image processing and analysis: *Academic Press*, ۲۰۰۸.
- [۳۵] B. Van Ginneken, et al., "Active shape model segmentation with optimal features," *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, vol. ۲۱, pp. ۹۲۴-۹۳۳, ۲۰۰۲.
- [۳۶] R. Cahn, et al., "Segmentation of cervical cell images," *Journal of Histochemistry & Cytochemistry*, vol. ۲۵, p. ۶۸۱, ۱۹۷۷.
- [۳۷] S. Beucher, "The watershed transformation applied to image segmentation," *SCANNING MICROSCOPY-SUPPLEMENT-*, pp. ۲۹۹-۲۹۹, ۱۹۹۲.
- [۳۸] C. Lantuéjoul and S. Beucher, "Use of watershed in contour detection," ۱۹۷۹.
- [۳۹] V. Grau, et al., "Improved watershed transform for medical image segmentation using prior information," *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, vol. ۲۳, pp. ۴۴۷-۴۵۸, ۲۰۰۴.
- [۴۰] L. Vincent and P. Soille, "Watersheds in digital spaces: an efficient algorithm based on immersion simulations," *IEEE transactions on pattern analysis and machine intelligence*, vol. ۱۳, pp. ۵۸۳-۵۹۸, ۱۹۹۱.
- [۴۱] Z. Wu and R. Leahy, "An optimal graph theoretic approach to data clustering: Theory and its application to image segmentation," *Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on*, vol. ۱۵, pp. ۱۱۹۹-۱۲۱۳, ۱۹۹۳.
- [۴۲] J. Shi and J. Malik, "Normalized cuts and image segmentation," *Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on*, vol. ۲۲, pp. ۸۸۸-۹۰۵, ۲۰۰۰.
- [۴۳] R. Kohler, "A segmentation system based on thresholding," *Computer Graphics and Image Processing*, vol. ۱۵, pp. ۳۱۹-۳۳۸, ۱۹۸۱.
- [۴۴] S. U. Lee, et al., "A comparative performance study of several global thresholding techniques for segmentation," *Computer Vision, Graphics, and Image Processing*, vol. ۵۲, pp. ۱۷۱-۱۹۰, ۱۹۹۰.

- [٤٥] P. K. Sahoo, et al., "A survey of thresholding techniques," *Computer Vision, Graphics, and Image Processing*, vol. ٤١, pp. ٢٣٣-٢٦٠, ١٩٨٨.
- [٤٦] S. Hojjatoleslami and J. Kittler, "Region growing: A new approach," *Image Processing, IEEE Transactions on*, vol. ٧, pp. ١٠٧٩-١٠٨٤, ١٩٩٨,
- [٤٧] S. W. Zucker, "Region growing: Childhood and adolescence," *Computer Graphics and Image Processing*, vol. ٥, pp. ٣٨٢-٣٩٩, ١٩٧٦.
- [٤٨] R. Pohle and K. D. Toennies, "Segmentation of medical images using adaptive region growing," ٢٠٠١, pp. ١٣٣٧-١٣٤٦.
- [٤٩] R. Adams and L. Bischof, "Seeded region growing," *Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on*, vol. ١٦, pp. ٦٤١-٦٤٧, ١٩٩٤.
- [٥٠] S. Y. Chen, et al., "Split-and-merge image segmentation based on localized feature analysis and statistical tests," *CVGIP: Graphical Models and Image Processing*, vol. ٥٣, pp. ٤٥٧-٤٧٥, ١٩٩١.
- [٥١] I. Manousakas, et al., "Split-and-merge segmentation of magnetic resonance medical images: performance evaluation and extension to three dimensions," *Computers and Biomedical Research*, vol. ٣١, pp. ٣٩٣-٤١٢, ١٩٩٨.
- [٥٢] S. L. Horowitz and T. Pavlidis, "Picture segmentation by a tree traversal algorithm," *Journal of the ACM (JACM)*, vol. ٢٣, pp. ٣٦٨-٣٨٨, ١٩٧٦.
- [٥٣] E. A. Ashton and K. J. Parker, "Multiple resolution Bayesian segmentation of ultrasound images," *Ultrasonic imaging*, vol. ١٧, pp. ٢٩١-٣٠٤, ١٩٩٥.
- [٥٤] S. Wang, et al., "Shape deformation: SVM regression and application to medical image segmentation," ٢٠٠١, pp. ٢٠٩ ٢١٦-vol. ٢.
- [٥٥] M. Ozkan, et al., "Neural-network-based segmentation of multi-modal medical images: A comparative and prospective study," *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, vol. ١٢, pp. ٥٣٤-٥٤٤, ١٩٩٣.

- [56] K. S. Cheng, et al., "The application of competitive Hopfield neural network to medical image segmentation," *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, vol. 15, pp. 560-567, 1996.
- [57] J. Alirezaie, et al., "Neural network-based segmentation of magnetic resonance images of the brain," *Nuclear Science, IEEE Transactions on*, vol. 44, pp. 194-198, 1997.
- [58] D. Marín, et al., "A new supervised method for blood vessel segmentation in retinal images by using gray-level and moment invariants-based features," *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 30, pp. 147-158, 2011.
- [59] H. Ng, et al., "Medical image segmentation using K-means clustering and improved watershed algorithm," 2006, pp. 71-75.
- [60] D. L. Pham and J. L. Prince, "An adaptive fuzzy C-means algorithm for image segmentation in the presence of intensity inhomogeneities," *Pattern Recognition Letters*, vol. 20, pp. 57-68, 1999.
- [61] M. N. Ahmed, et al., "A modified fuzzy c-means algorithm for bias field estimation and segmentation of MRI data," *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, vol. 21, pp. 193-199, 2002.
- [62] L. Szilagyi, et al., "MR brain image segmentation using an enhanced fuzzy c-means algorithm," in *Proceedings of the 10th Annual International Conference of the IEEE on Engineering in Medicine and Biology Society*, 2003, pp. 724-726 Vol. 1.
- [63] M. C. Clark, et al., "MRI segmentation using fuzzy clustering techniques," *Engineering in Medicine and Biology Magazine, IEEE*, vol. 13, pp. 730-742, 1994.
- [64] N. A. Mohamed, et al., "Modified fuzzy c-mean in medical image segmentation," in *IEEE International Conference on Acoustics, Speech, and Signal Processing* 1999, pp. 3429-3432 vol. 6.
- [65] J. Bezdek, et al., "Review of MR image segmentation techniques using pattern recognition," *Medical Physics-Lancaster Pa-*, vol. 20, pp. 1033-1033, 1993.
- [66] D. L. Pham, et al., "Current Methods in Medical Image Segmentation 1," *Annual review of biomedical engineering*, vol. 2, pp. 315-337, 2000.

- [75] D. Terzopoulos, et al., "Constraints on deformable models: Recovering 3D shape and nonrigid motion," *Artificial Intelligence*, vol. 36, pp. 91-123, 1988.
- [76] M. Kass, et al., "Snakes: Active contour models," *International Journal Of Computer Vision*, vol. 1, pp. 321-331, 1988.
- [79] V. Caselles, et al., "A geometric model for active contours in image processing," *Numerische Mathematik*, vol. 76, pp. 1-31, 1993.
- [80] R. Malladi, et al., "Shape modeling with front propagation: A level set approach," *Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on*, vol. 17, pp. 1,175-58.1995
- [81] P. Makowski, et al., "Two-phase active contour method for semiautomatic segmentation of the heart and blood vessels from MRI images for 3D visualization," *Computerized Medical Imaging and Graphics*, vol. 26, pp. 9-17, 2002.
- [82] C. Pluempitiwiriwaj, et al., "STACS: New active contour scheme for cardiac MR image segmentation," *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, vol. 24, pp. 593-603, 2005.
- [83] J. S. Suri, et al., "Shape recovery algorithms using level sets in 2-D/3-D medical imagery: A state-of-the-art review," *Information Technology in Biomedicine, IEEE Transactions on*, vol. 6, pp. 8-28, 2002.
- [84] Hu, Grossberg, and Mageras, " *Survey of Recent Volumetric Medical Image Segmentation Techniques, Biomedical Engineering, Carlos Alexandre Barros de Mello (Ed.)*, ISBN: 978-953-307-013-1," 2009.
- [85] S. Osher and J. A. Sethian, "Fronts propagating with curvature-dependent speed: algorithms based on Hamilton-Jacobi formulations," *Journal of computational physics*, vol. 79, pp. 12-49, 1988.
- [86] Jianjun Zhao, Hongliang Tian, Weixing Xu and Xin Li, "A New Approach to Hand Vein Image Enhancement", *Second International Conference on Intelligent Computation Technology and Automation*, 2009, Page(s): 499 – 501
- [87] Yinjie Sun," Enhancement of Radiograph Images Based on Chaos Optimization", *Intelligent Systems and Applications*, 2009, Page(s): 1 – 4

- [14] Choong-Ho Shin, Chai-Yeoung Jung, "An Enhancement of Medical Image Using Optimized High-Frequency emphasis Filter", 2013
- [15] T. F. Chan and L. A. Vese, "Active contours without edges," *Image Processing, IEEE Transactions on*, vol. 10, pp. 266-277, 2001.
- [16] C. Li, et al., "Level set evolution without re-initialization: A new variational formulation," 2005, pp. 430-436 vol. 1.
- [17] Y. Shi and W. C. Karl, "A real-time algorithm for the approximation of level-set-based curve evolution," *Image Processing, IEEE Transactions on*, vol. 17, pp. 745-756, 2008.
- [18] O. Bernard, et al., "Variational B-spline level-set: a linear filtering approach for fast deformable model evolution," *Image Processing, IEEE Transactions on*, vol. 18, pp. 1179-1191, 2009.
- [19] T. Dietenbeck, M. Alessandrini, D. Friboulet, and O. Bernard, "Creaseg: a free software for the evaluation of image segmentation algorithms based on level-set," in *IEEE International Conference On Image Processing. Hong Kong, China*, 2010.
- [20] Adam Hoover, et al., "An Experimental Comparison of Range Image Segmentation Algorithm", *IEEE Transactions On Pattern Analysis And Machine Intelligence*, VOL. 18, NO. 7, JULY 1996
- [21] L. R. Dice, "Measures of the amount of ecologic association between species," *Ecology*, vol. 26, pp. 297-302, 1945.

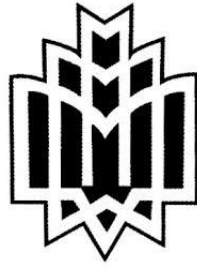


**Abstract:**

Radiology and MRI (Magnetic Resonance Imaging) images are the most widely used medical images for diagnosis of disease. MRI imaging as one of the strongest known diagnostic imaging methods. Radiology is faster than MRI and has special importance in diagnosis of trauma patients. Trauma is a damage that is caused by an impact to body. Lack of dissociation hard and soft tissues in medical images is a great challenge for correct diagnosis. This thesis done with the aim of improvement of images in medicine and preprocessing is used as a basic strategy for segmentation in order to improve images. For better checking and comparing result images of three texture are used: hard tissue of bone (hand), soft tissue (brain) and yeast. In preprocessing step, four filters are used: Butterworth high pass filter, Gaussian high pass filter, Butterworth high frequency emphasis filter and Gaussian high frequency emphasis filter. Afterwards Bernard, Shi, Li, Chan Vese algorithms are used for images segmentation. Finally, images are compared and analyzed of the qualitative criteria (visual) and quantitative criteria (number of algorithm iteration, computational time CPU, Dice similarity measure).

In the proposed method, it tries discard extra information in preprocessing stage in order to provide better images for segmentation step. General results of evaluation criteria show that preprocessing of images with Gaussian and Butterworth high frequency emphasis filters have the best function and Bernard algorithm has the best segmentation result on preprocessing images.

**Keywords:** medical images, segmentation, preprocessing, radiology images, hard tissues, high pass filter, Butterworth, Gaussian, high frequency emphasis filtering, Bernard segmentation algorithm



**Kharazmi University**

Faculty of engineering- electronic and computer Engineering Group

M.Sc Thesis

**Thesis Title:**

**Preprocessing to medical image segmentation**

**Supervisor:**

Dr. Jamshid Shanbehzadeh

**By:**

Maryam YekkehZare

**February 2015**