



پردیس دانشگاهی

**رنگ آمیزی و بخش بندی تصاویر پزشکی
و کاربرد های آنها**
**Colorization and Segmentation of Medical
images and their applications**

رشته مهندسی کامپیوتر

سحر صباغیان

استاد راهنما:

جناب آقای دکتر سریانی

شهریور ماه سال ۹۳

دانشکده مهندسی کامپیوتر

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ

چکیده

امروزه تصاویر پزشکی نقش مهمی را در درمان بیماری ها ایفا میکند از جمله کاربردهای آن میتوان به تشخیص تومور در بیماران توموری اشاره نمود که بخش بندی این تصاویر جهت مشخص نمودن موقعیت تومورها بسیار کارساز است . دانستن اندازه و نوع تومور و موقعیت تومور برای پزشکان امری مهم تلقی میشود و با توجه به این که تعداد اسلایس های تصاویر پزشکی (۱-۱۰۰) بسیار زیاد است لذا بخش بندی تمامی این اسلایس ها جهت تشخیص تومور بسیار مشکل است . همان طور که میدانیم تصاویر پزشکی تصاویر gray scale هستند که به دلیل نزدیک بودن intensity بین بافت های سالم و توموری تشخیص موقعیت تومور را دشوار میکند . در روش پیشنهادی سعی بر این است که ابتدا با یک روش رنگ آمیزی محدوده ای از تصویر را که نشاندهنده تومور است مشخص نماییم و سپس به بخش بندی همان محدوده پردازیم و بدین ترتیب مشکل وقت گیر بودن بخش بندی کل تصویر در تمام اسلایس ها مرتفع میگردد.

واژه های کلیدی: پردازش تصویر ، رنگ آمیزی ، بخش بندی

فهرست مطالب

۱	فصل ۱: مقدمه
۲	۱-۱ - مقدمه
۴	فصل ۲: مروری بر منابع و پیشینه‌ی تحقیق
۵	۱-۲ - آشنایی با تصاویر پزشکی
۷	۱-۱-۲ - معرفی متودهایی در زمینه رنگ آمیزی
۸	۲-۲ - تکنیک های رنگ آمیزی
۹	۱-۲-۲ - متود Levin
۹	۲-۲-۲ - متود Welsh
۱۲	۳-۲-۲ - متود رنگهای ساختگی
۱۲	۴-۲-۲ - متود scobar
۱۳	۳-۲ - تکنیک های بخش بندی تصاویر رنگی
۱۳	۱-۳-۲ - متود حد آستانه
۱۴	۲-۳-۲ - متود Region growing
۱۴	۳-۳-۲ - متود خوشه بندی
۱۵	۴-۲ - اعمال سه متود بخش بندی بر روی تصاویر پزشکی رنگی
۱۶	۱-۴-۲ - متود حد آستانه با region growing
۱۷	۲-۴-۲ - متود خوشه بندی با الگوریتم K-means
۲۰	فصل ۳: روش تحقیق
۲۱	۱-۳ - مقدمه
۲۱	۲-۳ - مدل پیشنهادی
۲۲	۳-۳ - الگوریتم رنگ بندی
۲۳	۴-۳ - محدودیت های متودهای رنگ بندی
۲۶	۵-۳ - تخصیص رنگ به پیکسل ها
۲۶	۶-۳ - الگوریتم بخش بندی
۲۹	فصل ۴: نتایج و تفسیر آنها
۳۰	۱-۴ - ارزیابی مدل پیشنهادی
۳۲	۲-۴ - مقایسه مدل های رنگی با سطح خاکستری

۳۴	فصل ۵: جمع بندی و پیشنهادها
۳۵	مراجع
۳۷	پیوست ها

فهرست اشکال

- شکل (۱-۲) نمونه ای از تصویر سه بعدی از دوبعدی دستگاه CT scan ۵
- شکل (۲-۲) برشی از یک تصویر CT scan ۶
- شکل (۳-۲) دو نوع تومور با ساختار همگن و ناهمگن ۶
- شکل (۴-۲) نمایشی از یک تصویر dicom خاکستری و رنگی ۷
- شکل (۵-۲) یک نمونه از تصویر رنگ شده با متد Levin ۹
- شکل (۶-۲) یک نمونه از تصویر رنگ شده با متد welsh ۱۰
- شکل (۷-۲) کاربرد دیگر متود welsh با دریافت تعدادی نمونه ۱۱
- شکل (۸-۲) تصویری از swatch در متود welsh ۱۱
- شکل (۹-۲) تصویری رنگ شده با متود pseudo color ۱۲
- شکل (۱۰-۲) مشخص نمودن محدوده ROI و تخصیص رنگ به آن محدوده ۱۳
- شکل (۱۱-۲) نمایش سه متود بخش بندی ۱۴
- شکل (۱۲-۲) بخش بندی تصویر با متود خوشه بندی ۱۵
- شکل (۱۳-۲) مشخص نمودن seed point در روش حد آستانه در روش بخش بندی ۱۵
- شکل (۱۴-۲) نمایش سه مرحله از متود scobar ۱۷
- شکل (۱۵-۲) نمایش روش خوشه بندی بر روی تصاویر MRI ۱۹
- شکل (۱-۳) مشخص نمودن ناحیه ROI توسط کاربر و تخصیص رنگ به آن محدوده ۲۱
- شکل (۲-۳) جدول مقادیر HU ۲۲
- شکل (۳-۳) نمودار مقادیر HU بر حسب intensity ۲۲
- شکل (۴-۳) مشخص نمودن محدوده تومور توسط الگوریتم رنگ آمیزی و بخش بندی ۲۴
- شکل (۵-۳) نمودار تخصیص رنگ یک تصویر dicom با توجه به مقادیر HU ۲۵
- شکل (۶-۳) اجرای الگوریتم رنگ بندی بر روی تصاویر DICOM ۲۶
- شکل (۷-۳) مشخص نمودن seed point در مرکز ROI توسط کاربر ۲۷
- شکل (۸-۳) اجرای هر دو الگوریتم رنگ بندی و بخش بندی در تصویر ۲۸
- شکل (۱-۴) اجرای متود region growing در بسط ناحیه تومور ۳۰
- شکل (۲-۴) اجرای متود بخش بندی بر روی دو تصویر gray scale و رنگی ۳۱
- شکل (۳-۴) مقایسه نتیجه متود بخش بندی در تصاویر gray scale و رنگی ۳۲

رنگ آمیزی و بخش بندی تصاویر پزشکی و کاربردهای آن

فصل ۱:

مقدمه

۱ + مقدمه

تصویر برداری از جمله تخصص هایی است که از پرتو ایکس و دیگر اقسام امواج و پرتوها برای تشخیص و درمان بیماری و حالات غیر طبیعی کمک میگیرد در تمام اینها، هدف تشخیص بیماری یا حالات غیر طبیعی بدن به کمک روشهای پیشرفته تصویری است.

اولین تکنیک تصویربرداری مدرن با کشف اشعه ایکس توسط آقای ویلیام رونتگن در سال ۱۸۹۵ ارائه گردید

با پیشرفت روز افزون تصاویر پزشکی تکنیک های جدیدی نیز برای ارائه هر چه بهتر تصاویر ارائه گردید از جمله : , MRI , CT آنژیوگرافی و....

این تکنولوژی جدید جهت برآورده نمودن هر چه بهتر نیازهای پزشکان در تشخیص بیماری از جمله تومورها نیاز به علم و تکنیک های جدید در این زمینه بود که میتوان به علم پردازش تصویر اشاره نمود . از جمله زیر شاخه های این علم میتوان به موارد زیر اشاره نمود :

Segmentation : قطعه بندی

بخش بندی تصاویر جهت شناسایی موقعیت تومورها و دانستن اندازه و نوع تومور برای پزشکان امری حیاتی به شمار میرود.

۲- Colorizing : رنگ آمیزی

جداسازی بافتهای توموری از بافت های سالم

۳- روشهای post processing

جهت بالا بردن کنتراست تصویر و شفاف سازی نواحی جدا شده

قطعه بندی تومورها در تصاویر پزشکی در واقع فرایندی است که محدوده ای از تصویر که نمایانگر بافت توموری است را با استفاده از یک الگوریتم از سایر نواحی جدا میکند .

بخش بندی تصاویر پزشکی امری مشکل است زیرا همان طور که میدانیم تصاویر پزشکی همگی

بصورت سطح خاکستری و یا (Gray scale) هستند که به دلیل نزدیک بودن مقادیر روشنایی و یا

(Intensity) بین بافت های توموری و بافت سالم بخش بندی نواحی بسیار زمانبر و با درصد خطای بالایی می باشد لذا می توان نشان داد که با رنگ آمیزی محدوده ای از تصویر که نشان دهنده بافت توموری است بخش بندی آن ناحیه بسیار آسان می باشد . و دیگر نیازی به بخش بندی کل تصویر نخواهیم داشت .

فصل ۲:

مروری بر منابع و پیشینه‌ی تحقیق

۲ + آشنایی با تصاویر پزشکی

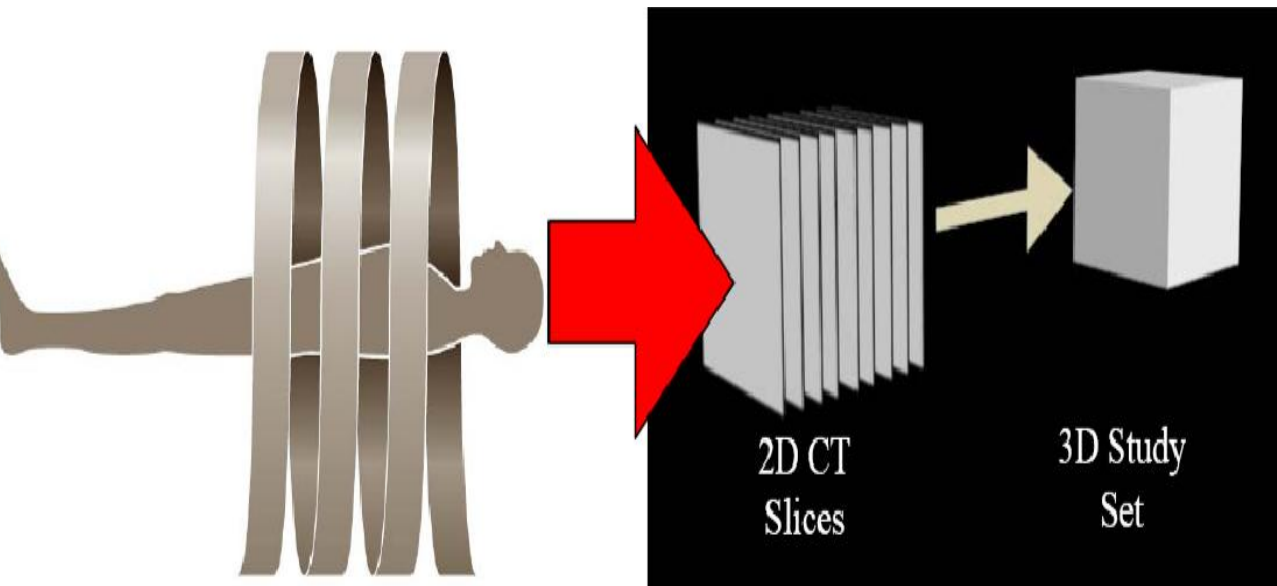
از جمله تصاویر پزشکی معروف میتوان به CT , MRI اشاره کرد:

در سال ۱۹۷۲ آقای گوفری هانسفیلد موفق به تولید اولین ماشین CT scan شد در این تکنولوژی از اشعه ایکس برای گرفتن تصاویر استفاده میشد.

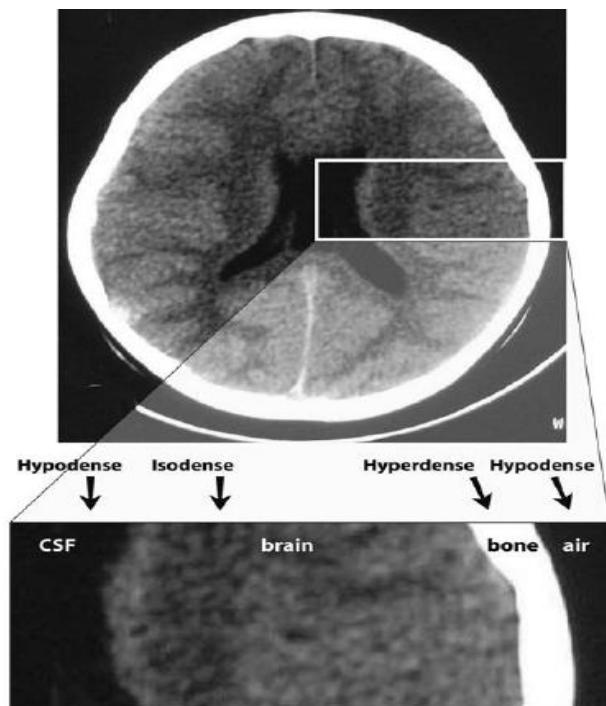
در سال ۱۹۷۷ اولین ماشین MRI توسط پاول لاتربر و پیتر مانسفیلد اختراع شد در این تکنولوژی از انرژی مغناطیسی در فرکانس رادیویی جهت گرفتن تصاویر استفاده میشد.

هر دو تکنولوژی مجموعه ای از اسلایس ها و یا تصاویر دو بعدی را ایجاد میکند که ترکیب این تصاویر دو بعدی منجر به تولید تصویری سه بعدی میشود .

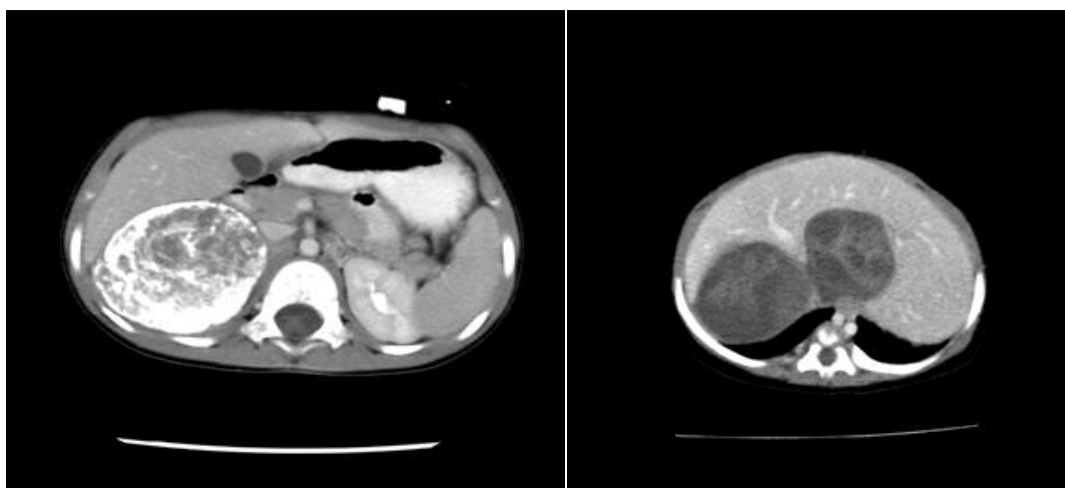
امروزه این تصاویر پزشکی [6] در سیستم های بیمارستانی در سیستم PACS و در فرمت DICOM قابل ذخیره سازی و پرینت میباشد .



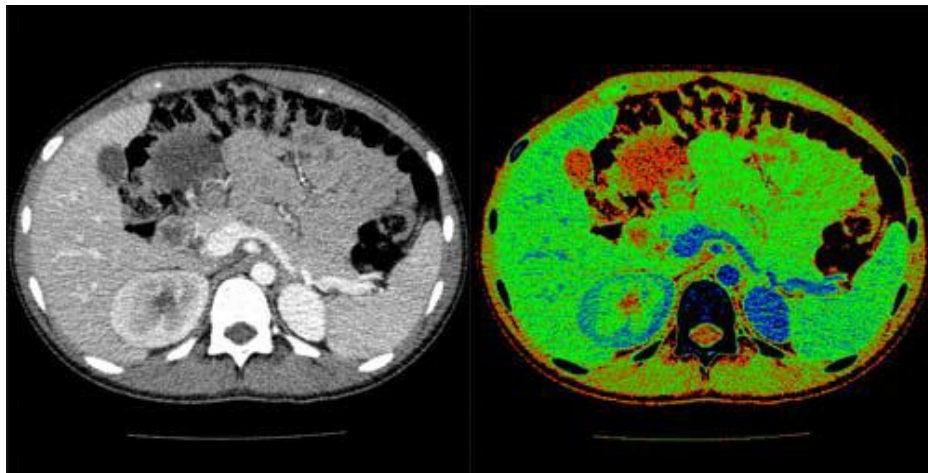
شکل (۱-۲) نمونه ای از تصویر سه بعدی از دو بعدی در دستگاه CT scan



شکل (۲-۲) برشی از یک تصویر CT scan



شکل (۳-۲) دو نوع تومور با ساختار مختلف : همگن و ناهمگن



شکل (۲-۴) نمایی از یک تصویر dicom سطح خاکستری و رنگی

۲ + + معرفی متودهایی در زمینه رنگ آمیزی و قطعه بندی

رنگ آمیزی یک تصویر فرایندی است جهت اختصاص رنگ ها به یک تصویر سطح خاکستری از طریق یک سری الگوریتم های کامپیوتری .

کلیه الگوریتم هایی که در این زمینه ارائه شده است نیازمند دریافت ورودی از کاربر میباشد و هیچ کدام بصورت اتوماتیک عمل نمیکنند .

فرایند رنگ آمیزی فرایندی مشکل و زمانبر است در واقع اختصاص اطلاعاتی سه بعدی به یک پیکسل از تصویر یک بعدی است . که باعث افزایش تعداد رنگها از ۲۵۶ به ۱۶ میلیون رنگ در سیستم رنگی RGB میشود .

در مبحث رنگ آمیزی دو مفهوم مورد بررسی قرار میگیرد :

۱- تابع انتقال ۲- جدول مراجعه

تابع انتقال : تابعی است که نحوه اختصاص رنگها به پیکسل ها را مشخص میکند اکثر توابع انتقال از متود آزمون و خطا بدست می آیند و فرمولی یونیک ندارند .

جدول مراجعه : نیز مستقیماً از تابع انتقال استفاده میکند در واقع جدول خروجی است خروجی رنگی هر پیکسل سطح خاکستری را نشان میدهد

۲-۲ - تکنیک های رنگ آمیزی

۲-۲-۱ - متود Levin

در این متود کاربر قسمتهایی از تصویر انتخاب میکند تعدادی از پیکسل ها که در این نواحی هستند را رنگ میکند سپس الگوریتم مربوطه از طریق مقایسه Intensity پیکسل های همسایه با پیکسل های رنگی این رنگها را انتشار میدهد . طبق برآورد برای هر تصویر ۱۵ ثانیه زمان کافی است . [1]

تصاویر پزشکی شامل مجموعه ای از صدها تصویر است که اجرای این متود جهت این تصاویر بسیار زمانبر است همچنین این متود روی تصاویری بدون نویز بهترین نتیجه را میدهد در حالی که تصاویر پزشکی تصاویری نویزی هستند.

الگوریتم متود لوین :

$$J(U) = \sum_{\mathbf{r}} \left(U(\mathbf{r}) - \sum_{\mathbf{s} \in N(\mathbf{r})} w_{\mathbf{rs}} U(\mathbf{s}) \right)^2$$

با توجه به فرمول \mathbf{r} پیکسل مورد نظر است $u(\mathbf{r})$ رنگ مربوط به این پیکسل را نشان میدهد

همچنین \mathbf{s} پیکسلی در همسایگی \mathbf{r} میباشد و $u(\mathbf{s})$ نیز رنگ آن .

این فرمول اختلاف رنگ دو پیکسل مورد نظر را پیدا میکند در صورت شبیه بودن intensity های

هر دو پیکسل تابع $w_{\mathbf{rs}}$ که تابع وزن میباشد بزرگ میشود و در غیر اینصورت کوچک میشود . (u

اختلاف رنگ و y اختلاف intensity را نشان میدهد)

تابع وزن طبق فرمول زیر بدست می آید .

$$w_{TS} \propto e^{-(Y(r)-Y(s))^2/2\sigma_r^2}$$



شکل (۲-۵) یک نمونه از تصویر رنگ شده با متود levin

Welsh: ۲-۲-۲-متود

در این متود رنگها از یک تصویر رنگی (منبع) به یک تصویر سطح خاکستری منتقل میشود و نیازی به دریافت ورودی از کاربر نخواهیم داشت . [2]

محدودیت این روش این است که همیشه نیاز به یک تصویر رنگی به عنوان تصویر سورس خواهیم داشت و این که تصویر رنگی می بایست تا حدودی نزدیک به تصویر مورد نظر باشد بنابراین با توجه به تنوع تصاویر پزشکی این متود چندان نخواهد توانست نتیجه ای ایده ال را به ما ارائه دهد زیرا پیدا کردن دو تصویر پزشکی نزدیک بهم و یا شبیه به هم امری غیر ممکن است .

در این متود تصویر سطح خاکستری بصورت یک تصویر یک بعدی در نظر گرفته میشود که تنها معیار مقایسه آن با تصویر اصلی intensity ان میباشد لذا شدت روشنایی تمامی پیکسل ها از تصویر gray scale با شدت روشنایی تصویر رنگی مقایسه میشود در صورت یکسان بودن دو پیکسل رنگ مربوطه به پیکسل gray scale منتقل میشود .



شکل (۶-۲) نمونه ای از تصویر رنگ شده با متود welsh

روش دیگر در این متود این است که تعدادی نمونه یا (swatches) از تصویر رنگی گرفته شده و

روی تصویر gray scale اعمال شود .

این نمونه ها بصورت تصادفی در هر ناحیه ای از تصویر انتخاب میشود

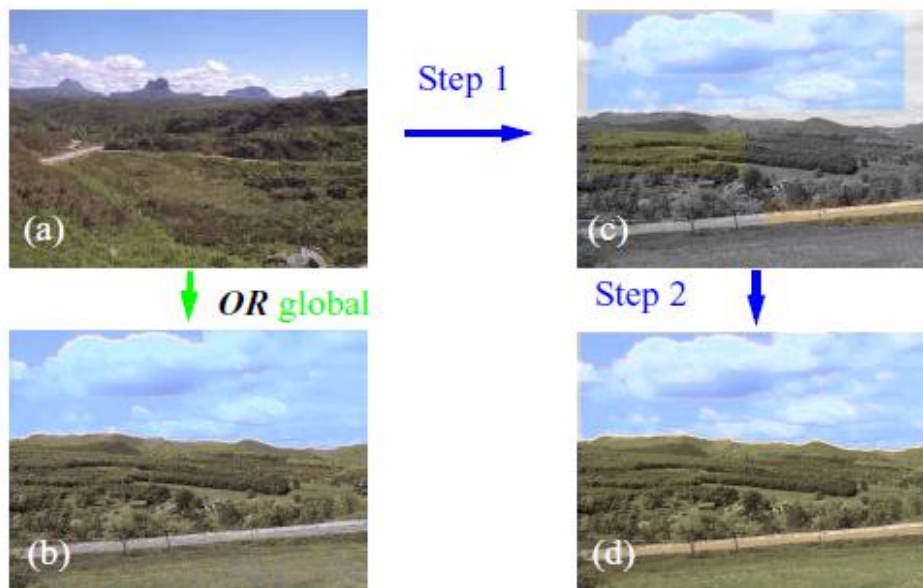
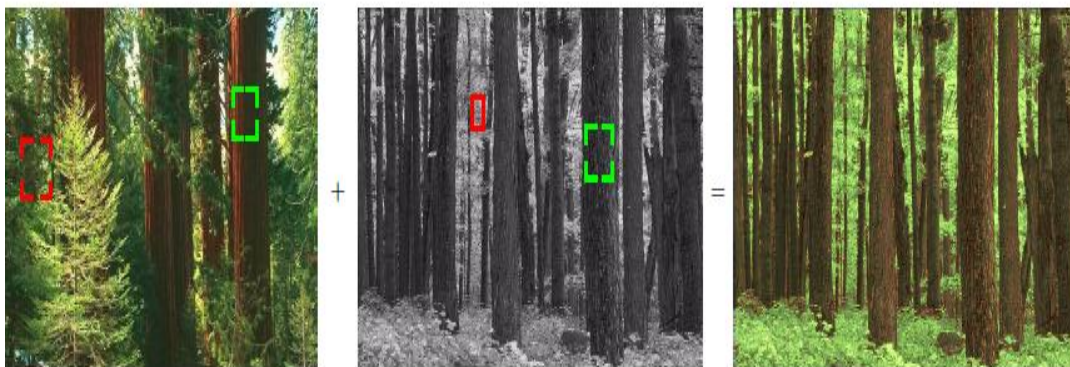


Figure 2: The two variations of the algorithm. (a) Source color image. (b) Result of basic, global algorithm applied (no swatches). (c) Greyscale image with swatch colors transferred from Figure 2a. (d) Result using swatches.

شکل (۷-۲) کاربرد دیگر متود welsh با دریافت تعدادی نمونه

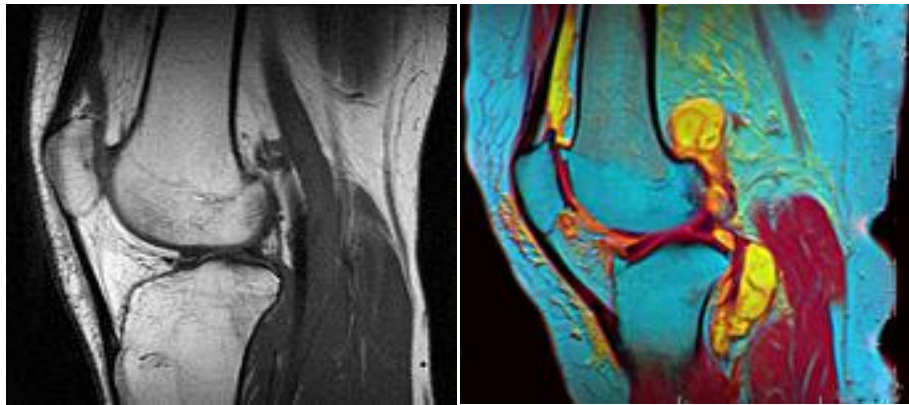


شکل (۸-۲) مثالی از swatch در متود welsh

۲-۳-۲- متود رنگهای ساختگی

متودی است که رنگهای دلخواهی را به یک تصویر gray scale اختصاص میدهد به عنوان مثال برای نمایش گرمای یک محیط با استفاده از یک تصویر : دمای بالا با رنگ قرمز و دمای پایین رنگ آبی و برای دمای متوسط یک رنگ دلخواه [4].

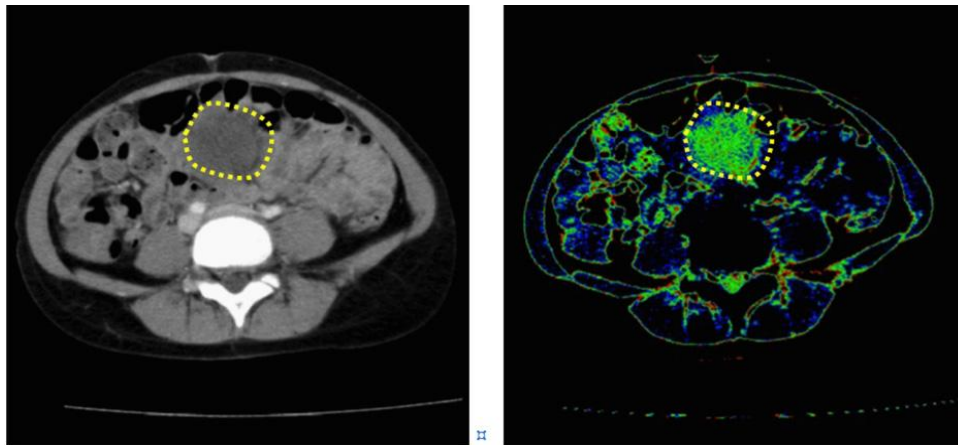
استفاده از این متود باعث میشود تا جزئیات بیشتری در تصویر نشان داده شود مثل تصاویر MRI



شکل (۲-۹) تصویری رنگ شده با متود psuedo color

۲-۴-۲- متود Scobar

متود است جهت رنگ بندی تصاویر پزشکی و به این صورت عمل میکند که ابتدا محدوده ای از تصویر (تومور) به عنوان ROI توسط کاربر انتخاب میشود سپس با استفاده از الگوریتم رنگ بندی آن محدوده که نشان دهنده تومور است رنگ میشود و و بافت های سالم به رنگ مشکی درآمده و بافت های توموری بصورت RGB و سپس پیکسل های همسایه آن محدوده که دارای Intensity مشابه هستند شناسایی و رنگ میشوند . و با این روش رنگ آمیزی دیگر نیازی به بخش بندی کل تصویر نیست همان محدوده ROI جهت عملیات segmentation (در مبحث بعدی توضیح داده خواهد شد) کفایت خواهد کرد . و باعث سرعت بخشیدن به عملیات بخش بندی خواهد شد . [3]



شکل (۲-۱۰) مشخص نمودن محدوده ROI و تخصیص رنگ به آن محدوده

۲-۳- تکنیک های بخش بندی تصاویر رنگی

بسیاری از متودهایی که برای بخش بندی تصاویر سطح خاکستری استفاده میشد را میتوان در رابطه با تصاویر رنگی نیز بکار برد [5].

از جمله این تکنیک ها :

۱- Thresholding یا روش حد آستانه

۲- Clustering یا روش خوشه بندی

۳- Region growing

۲-۳-۱- متود حد آستانه :

در این روش یک مقدار intensity به عنوان حد آستانه در نظر گرفته میشود که کلاس ها را از هم جدا میکند .

به عنوان مثال آن دسته از پیکسل هایی که جزء بافت توموری قرار میگیرد در یک کلاس و سایر پیکسل ها در کلاسی دیگر. در واقع آن دسته از intensity هایی که کوچکتر از حد آستانه هستند در یک کلاس و آن دسته که بزرگتر هستند در کلاسی دیگر .

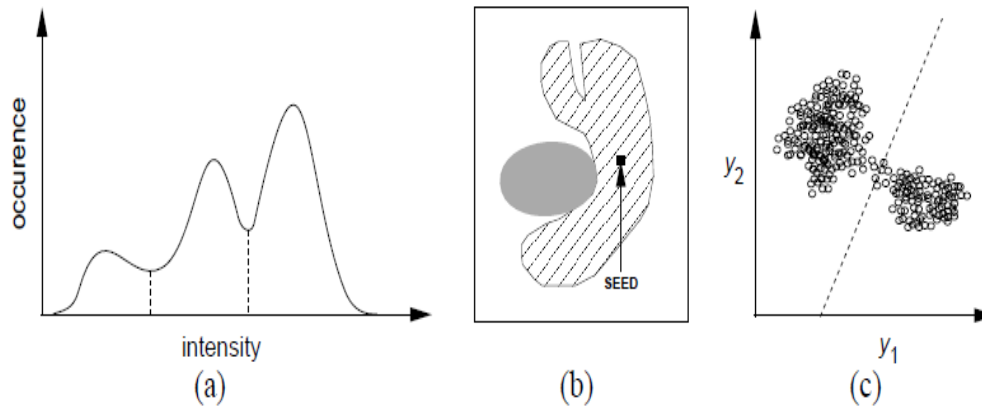


Figure 2: Feature space methods and region growing: (a) a histogram showing three apparent classes, (b) a 2-D feature space, (c) example of region growing.

شکل (۲-۱۱) نمایش سه متود بخش بندی (حد آستانه - seed point - region growing)

۲-۳-۲ - متود Region growing

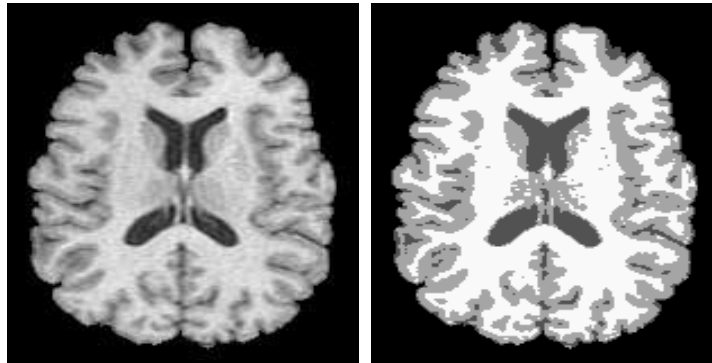
این الگوریتم نیاز به دریافت ورودی از سوی کاربر است به این صورت که کاربر میبایست یک seed point بصورت دستی بر روی تصویر ایجاد کند سپس الگوریتم با دریافت این نقطه شروع به یافتن پیکسل هایی میکند که از لحاظ intensity شبیه به این نقطه خواهند بود و بدین ترتیب این نقاط گسترش می یابند . تنها محدودیت این روش دریافت ورودی از کاربر است .

۲-۳-۳ - روش خوشه بندی Clustering

از جمله الگوریتم های معروف در این زمینه k-means است این الگوریتم برای هر کلاس میانگین intensity را محاسبه میکند و سپس تک تک پیکسل ها را با این میانگینها مقایسه میکند در صورت نزدیکی به هر میانگین آن پیکسل در کلاس مربوطه قرار میگیرد .

به عنوان مثال در یک تصویر MRI مغزی با روش خوشه بندی سه کلاس ایجاد میشود . ناحیه CSF -

ناحیه ، Gray matter - ناحیه white matter



شکل (۲-۱۲) بخش بندی تصویر با متود خوشه بندی

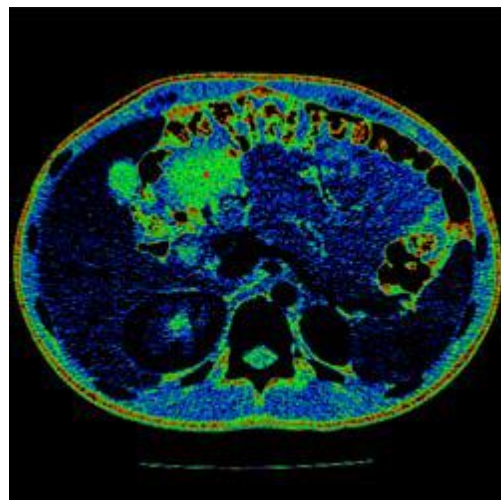
۲-۴- اعمال سه متود بخش بندی بر روی تصاویر پزشکی رنگی

۲-۴-۱- متود حد آستانه :

بعد از مرحله رنگ آمیزی بخش بندی ان ناحیه میباشد .

یک نمونه از این متود را می توان در مورد مقاله قبلی اجرا نمود .بخش بندی تصویر با انتخاب

یک seed point توسط کاربر در ناحیه ROI تصویر رنگی شروع میشود .



شک (۲-۱۳) مشخص نمودن seed point در روش حد آستانه جهت بخش بندی

فرمول حد آستانه :

$$Tp = C * D/R$$

Tp حد آستانه پیکسل

C رنگ پیکسل نسبت به میانگین رنگ در ROI

D فاصله پیکسل تا seed point

R منطقه جستجو در تمام اسلایس های تصاویر

تک تک پیکسل های تصویر با دو معیار C, D با seed point مقایسه میشود . مقدار بدست آمده در فرمول بالا گذاشته میشود چنانچه مقدار بدست آمده از 0.1 کمتر و یا مساوی باشد آن پیکسل جزء ناحیه توموری است .

$$C = \frac{\|P - A\|}{255} = \frac{[(P_r - A_r)^2 + (P_g - A_g)^2 + (P_b - A_b)^2]^{1/2}}{255}$$

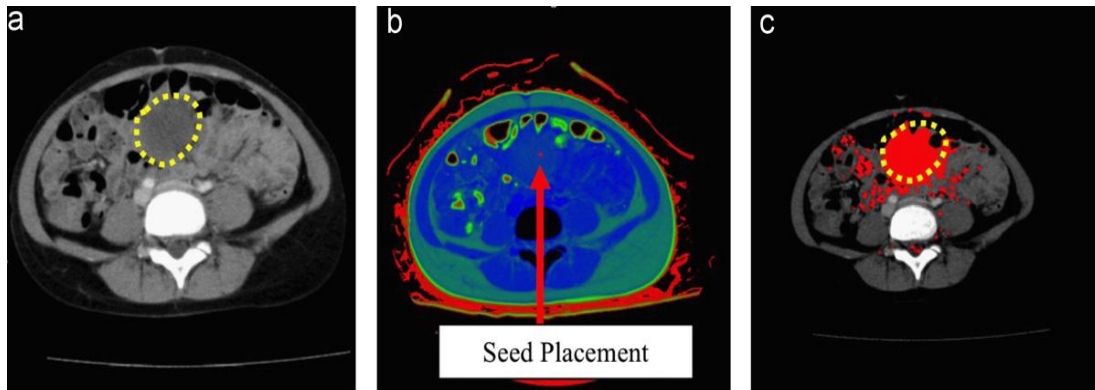
A_r, A_g, A_b میانگین رنگهای RGB در ROI است

P_r, P_g, P_b رنگهای مربوط به پیکسل انتخابی است .

پیکسل انتخابی از لحاظ رنگ با میانگین رنگهای ROI سنجیده میشود .

$$D = \|P - S\| = [(P_x - S_x)^2 + (P_y - S_y)^2]^{1/2}$$

بعد از تعیین حد آستانه رنگ برای پیکسل مورد نظر فاصله آن پیکسل را تا seed point محاسبه میکنیم . (فاصله اقلیدسی)



شکل (۲-۱۴) نمایش سه مرحله از متود scobar

۲-۴-۲ - متود خوشه بندی جهت بخش بندی با استفاده از الگوریتم k-mean

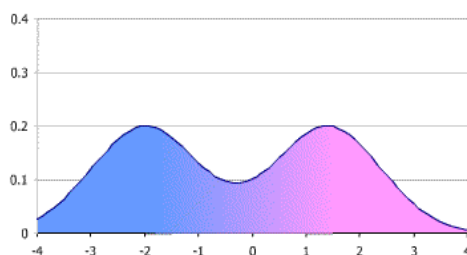
نمونه ای از این متود بر روی تصاویر MRI پیاده سازی شده است. [8]

به این صورت که در ابتدا تصویر مورد نظر توسط یکی از متودهای رنگ بندی رنگ آمیزی شده و سپس با متود خوشه بندی جهت بخش بندی میشود و نواحی تومور کاملاً از نواحی دیگر جدا میشود.

در این مقاله جهت رنگ آمیزی تصاویر MRI از متود pseudo color استفاده میکنند.

قدم اول در متودهای classification تعیین threshold است که از طریق هیستوگرام می توان میتوان یک یا چند حد آستانه مشخص نمود.

اگر هیستوگرام bimodal (دونمایی) باشد حد آستانه در عمیق ترین سطح تعیین می شود در غیر اینصورت در بالاترین سطح



پس از تعیین حد آستانه تصویر را به دو یا چند ناحیه تقسیم بندی میکنیم و سپس با مقایسه هر پیکسل با مقدار حد آستانه ، آن پیکسل در آن ناحیه قرار میگیرد ..

T حد آستانه از یک تصویر سطح خاکستری است .

پیکسل های تصویر در یکی از دو کلاس ۱ و ۰ قرار میگیرند .

$G(x,y)$ تصویر بخش بندی شده است

$$g(x,y) = \begin{cases} 1 & \text{if } f(x,y) > T \\ 0 & \text{if } f(x,y) \leq T \end{cases}$$

در هیستوگرام یک تصویر در صورتی که bimodal باشد دو تابع گوسی خواهیم داشت که نشاندهنده دو کلاس است بنابراین خواهیم داشت :

$$p(z) = P_1 p_1(z) + P_2 p_2(z),$$

$p_1(z)$, $p_2(z)$ هر دو توزیع گوسی میباشد .

P_1 , P_2 نیز احتمال وجود کلاس ۱ و ۰ است .

$$p(z) = \frac{P_1}{\sqrt{2\pi}\sigma_1} e^{-(z-\mu_1)^2/2\sigma_1^2} + \frac{P_2}{\sqrt{2\pi}\sigma_2} e^{-(z-\mu_1)^2/2\sigma_2^2}.$$

Z مقدار پیکسل مورد نظر

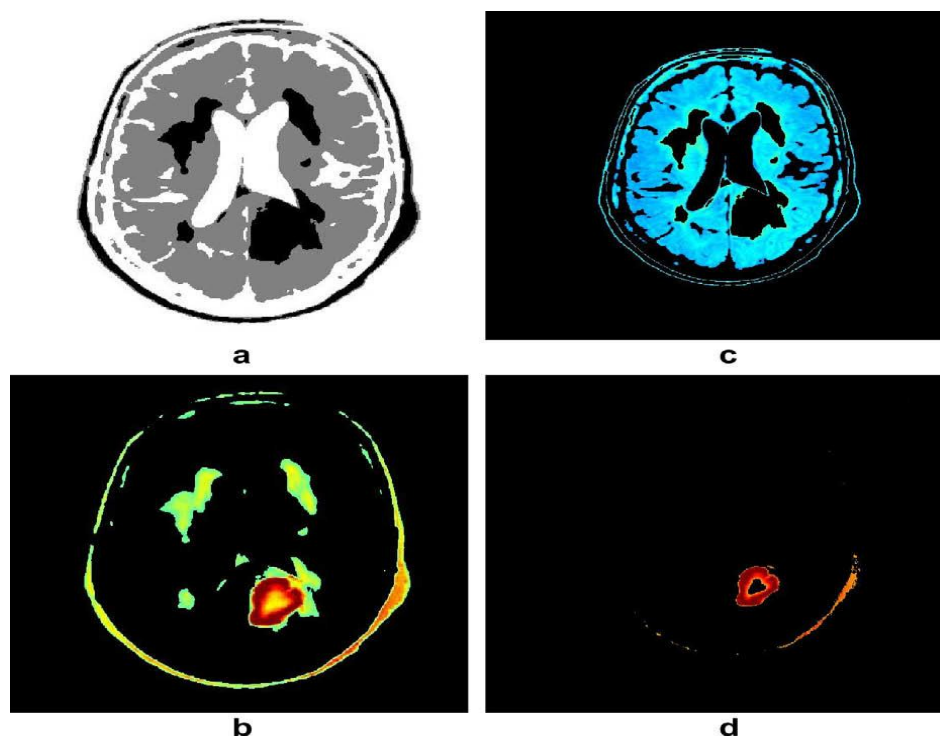
میانگین و انحراف معیار

فرایند خوشه بندی فرایندی است که هدفش قرار دادن و دسته بندی داده ها با یک سری بردارهای ویژگی یکسان است که در تصاویر این بردار ویژگی مقدار intensity پیکسل هاست که از طریق محاسبه معیار فاصله و یا اختلاف مقادیر پیکسلها با حد آستانه این امر قابل اندازه گیری است .
دو معیار در این متود ارزیابی میشود معیار شباهت مقادیر روشنایی و دیگری فاصله هر پیکسل با مرکز آن کلاس .

الگوریتم K-means بصورت دلخواه k کلاستر را جهت خوشه بندی مشخص میکند . فاصله

هر داده ورودی را نسبت به مرکز آن کلاستر محاسبه میکند در صورت نزدیک بودن به هر مرکز در آن کلاس قرار میگیرد .

که feature vector جهت این تصاویر شامل یک gray value که در واقع همان T است . تمام مراحل فوق بخش بندی تصویر بصورت gray scale بود چنانچه این تصاویر رنگی باشند کامپوننت های بیشتری به feature vector اضافه خواهد شد از جمله ترکیب هر سه رنگ حال علاوه بر محاسبه فاصله هر پیکسل تا مرکز کلاسترها میبایست رنگ هر پیکسل را با میانگین رنگ هر کلاستر مقایسه کنیم و اختلاف رنگ را بدست بیاوریم و سپس با مقدار T بسنجیم . و سپس هر پیکسل را در کلاس مربوط به خود قرار دهیم .



شکل (۲-۱۵) متود خوشه بندی بر روی تصاویر MRI

رنگ آمیزی و بخش بندی تصاویر پزشکی و کاربردهای آن

فصل ۳:

روش تحقیق

رنگ آمیزی و بخش بندی تصاویر پزشکی و کاربردهای آن

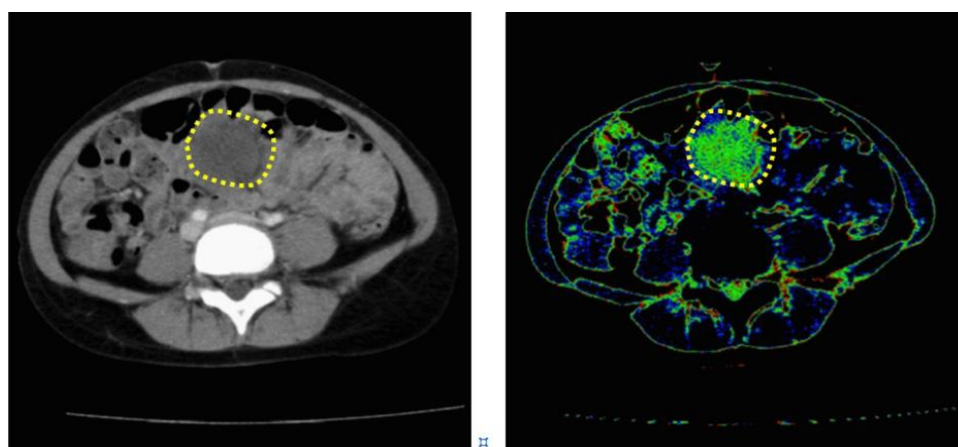
۳-۱- مقدمه :

یکی از بهترین متدهایی که در بخش بندی تصاویر پزشکی می توان بکار برد مدل اسکوبار است که در زیر به معرفی آن می پردازیم .

۳-۲- مدل پیشنهادی :

متود ۴: Scoobar

متود است جهت رنگ بندی تصاویر پزشکی و به این صورت عمل میکند که ابتدا محدوده ای از تصویر (تومور) به عنوان ROI توسط کاربر انتخاب میشود سپس با استفاده از الگوریتم رنگ بندی آن محدوده که نشان دهنده تومور است رنگ میشود و و بافت های سالم به رنگ مشکی درآمده و بافت های توموری بصورت RGB و سپس پیکسل های همسایه آن محدوده که دارای Intensity مشابه هستند شناسایی و رنگ میشوند . و با این روش رنگ آمیزی دیگر نیازی به بخش بندی کل تصویر نیست همان محدوده ROI جهت عملیات segmentation (در مبحث بعدی توضیح داده خواهد شد) کفایت خواهد کرد . و باعث سرعت بخشیدن به عملیات بخش بندی خواهد شد .



شکل (۳-۱) مشخص نمودن ناحیه ROI توسط کاربر و تخصیص رنگ به آن محدوده

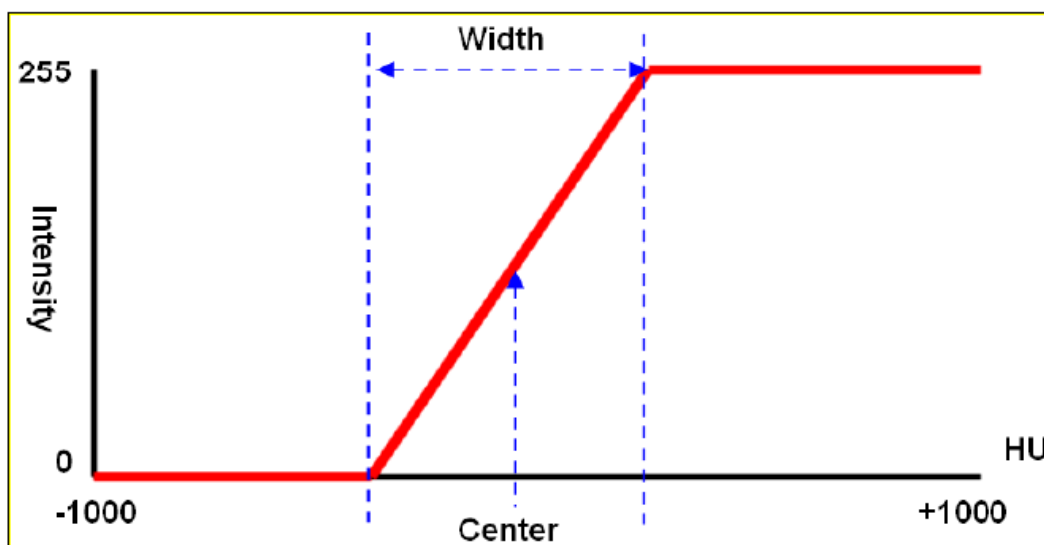
رنگ آمیزی و بخش بندی تصاویر پزشکی و کاربردهای آن

۳-۳- الگوریتم رنگ بندی

تمام تصاویر پزشکی در بیمارستان بصورت فرمت DICOM هستند و هر پیکسل از تصویر نشاندهنده یک واحد هانسفیلد [6] است. به هر پیکسل از تصویر به CT Number گفته میشود. این اعداد در رنج ۱۰۰۰- تا ۱۰۰۰+ هستند

Substance	HU
Air	-1000
Lung	-500
Fat	-100 to -50
Water	0
CSF	15
Kidney	30
Blood	+30 to +45
Muscle	+10 to +40
Grey matter	+37 to +45
White matter	+20 to +30
Liver	+40 to +60
J-O Blast	+20 to +30
Soft Tissue, Contrast	+100 to +300
Bone	+700 (cancellous bone) to +3000 (dense bone)

شکل (۳-۲) جدول مقادیر HUNSFIELD UNIT



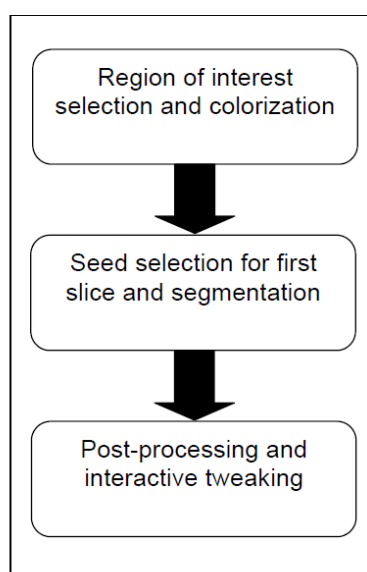
شکل (۳-۳) نمودار مقادیر HU بر حسب intensity

۳-۴- محدودیت های متوذهای رنگ آمیزی :

یکی از محدودیت های متوذهای رنگ آمیزی این است که نیاز به دریافت ورودی از کاربر خواهیم داشت . برخی به این صورت است که یک تصویر بصورت منبع می خواهند برای انتقال رنگ و برخی دیگر انتخاب محدوده و یا محدوده هایی برای رنگ آمیزی . ولی به هر جهت ابزاری مناسب برای تشخیص بکار میرود .

معرفی متود scoobar و پیاده سازی

این متود شامل سه مرحله است : ۱- انتخاب ROI و رنگ آمیزی ۲- انتخاب seed point و قطعه بندی ۳- post processing

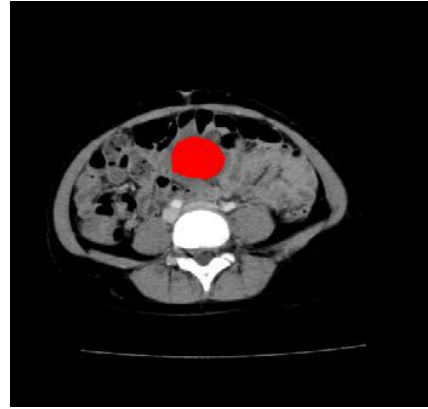


تولید نقشه رنگی :

اولین مرحله شروع کار انتخاب ناحیه ایی از تصویر توسط کاربر است داده های اصلی این ناحیه چون از یک تصویر dicom انتخاب میشوند دارای مقادیر HU هستند که این مقادیر در فاصله 1000- تا 1000+ هستند . و در صورتی که بتوان یک تصویر ۲۵۶ حالت رنگ را در یک کامپیوتر نشان داد باید پنجره بندی شوند . در این متود رنگهای قرمز و سبز و ابی را به این مقادیر HU نسبت میدهم .

رنگ آمیزی و بخش بندی تصاویر پزشکی و کاربردهای آن

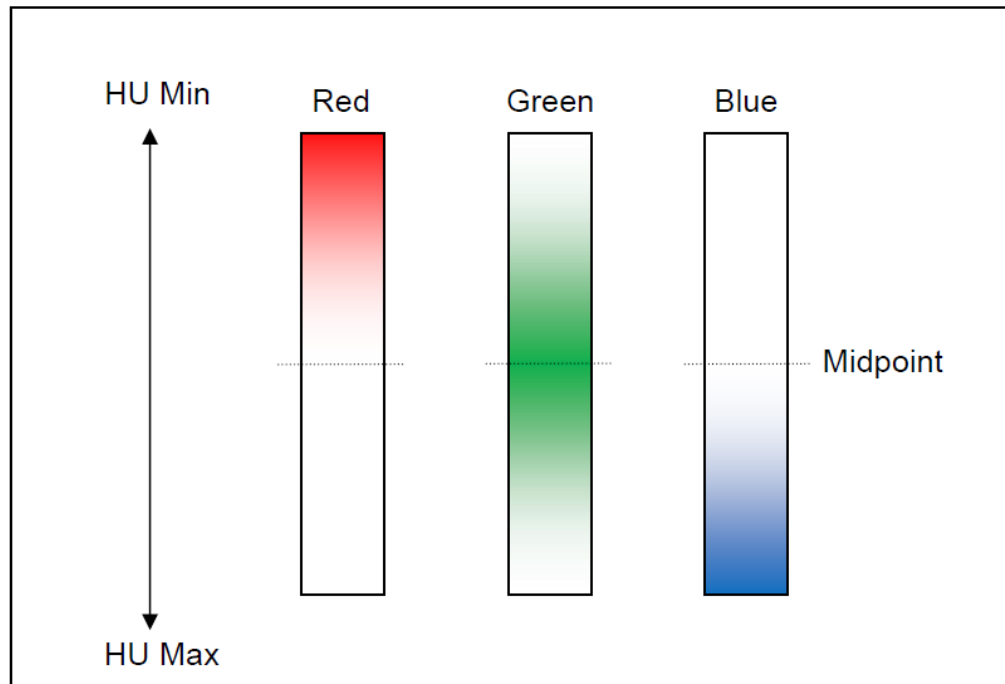
نحوه انتخاب ROI به این صورت است که اگر density بافت توموری کاملاً متفاوت با بافت سالم باشد تنها انتخاب قسمت کوچکی از تومور کفایت میکند اما در غیر اینصورت حتماً میبایست قسمت تومور کاملاً مجزا شود .



شکل (۳-۴) مشخص نمودن محدوده تومور توسط الگوریتم بخش بندی و رنگ آمیزی

HUmax , HUmin را در این ناحیه بدست می آوریم و به عنوان محدوده ای که قرار است رنگ شود قرار میدهم . هر مقداری خارج از این محدوده به رنگ مشکی در آمده و بقیه نقاط جز ناحیه توموری قرار می گیرد .

$$HURange = |HUmax - HUmin|$$



شکل (۳-۵) نمودار تخصیص رنگ به یک تصویر dicom با توجه به مقادیر HU

مقادیری که در این محدوده قرار میگیرند چنانچه کمترین مقدار را داشته باشد رنگ قرمز و بیشترین مقدار آبی و مقادیری مابین اینها سبز و خارج از محدوده مشکی می شوند . بنابراین ان پیکسل هایی که در این محدوده رنگ ها قرار نمی گیرند و به رنگ مشکی هستند در قسمت بخش بندی قرار نمی گیرند . و همین امر در صرفه جویی زمان کمک خواهد نمود .

پارامتری به نام v تعریف میکنیم که نسبت مقادیر HU تک تک پیکسل ها رو نسبت به محدوده می سنجیم .

$$P = \frac{HU_{pixelValue}}{HU_{range}}$$

رنگ آمیزی و بخش بندی تصاویر پزشکی و کاربردهای آن

۳-۵- تخصیص رنگ به پیکسلها

IF $v < 0.5$ then

$V_{blue} = 0$

$V_{red} = 255(1-2v)$

$V_{green} = 255(2v)$

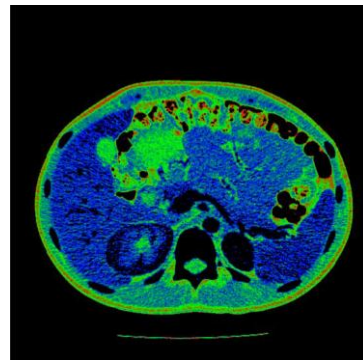
////////

IF $v \geq 0.5$ then

$V_{red} = 0$

$V_{green} = 255[(1-2(v-0.5))]$

$V_{blue} = 255[(2(v-0.5))]$



شکل (۳-۶) اجرای الگوریتم رنگ بندی بر روی تصویر DICOM

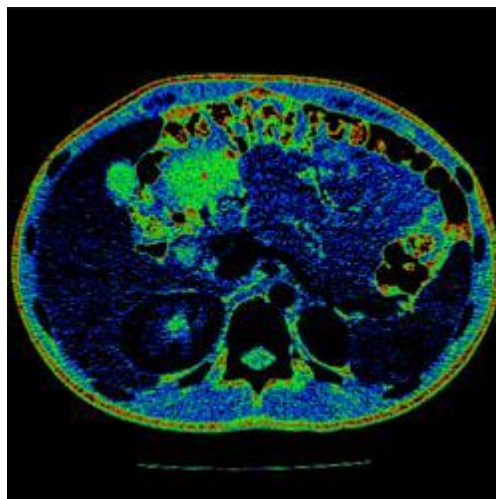
۳-۶- الگوریتم بخش بندی

متود حد آستانه :

بعد از مرحله رنگ آمیزی بخش بندی ان ناحیه میباشد .

یک نمونه از این متود را می توان در مورد مقاله قبلی اجرا نمود .بخش بندی تصویر با انتخاب

یک seed point توسط کاربر در ناحیه ROI تصویر رنگی شروع میشود .



شکل (۷-۳) مشخص نمودن seed point در مرکز ROI توسط کاربر

فرمول حد آستانه :

$$Tp = C * D/R$$

Tp حد آستانه پیکسل

C رنگ پیکسل نسبت به میانگین رنگ در ROI

D فاصله پیکسل تا seed point

R منطقه جستجو در تمام اسلایس های تصاویر

تک تک پیکسل های تصویر با دو معیار C, D با seed point مقایسه میشود . مقدار بدست آمده

در فرمول بالا گذاشته میشود چنانچه مقدار بدست آمده از 0.1 کمتر و یا مساوی باشد آن پیکسل

جزء ناحیه توموری است .

$$C = \|P - A\|$$

$$= \frac{[(P_r - A_r)^2 + (P_g - A_g)^2 + (P_b - A_b)^2]^{1/2}}{255}$$

A_r, A_g, A_b میانگین رنگهای RGB در ROI است

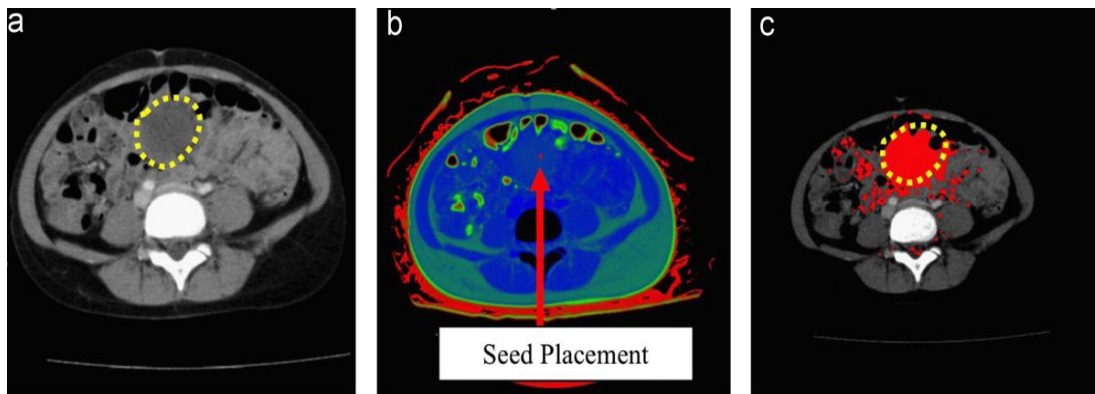
P_r, P_g, P_b رنگهای مربوط به پیکسل انتخابی است .

رنگ آمیزی و بخش بندی تصاویر پزشکی و کاربردهای آن

پیکسل انتخابی از لحاظ رنگ با میانگین رنگهای ROI سنجیده میشود .

$$D = \|P - S\|$$
$$= \left[(P_x - S_x)^2 + (P_y - S_y)^2 \right]^{1/2}$$

بعد از تعیین حد آستانه رنگ برای پیکسل مورد نظر فاصله آن پیکسل را تا seed point محاسبه میکنیم . (فاصله اقلیدسی) \



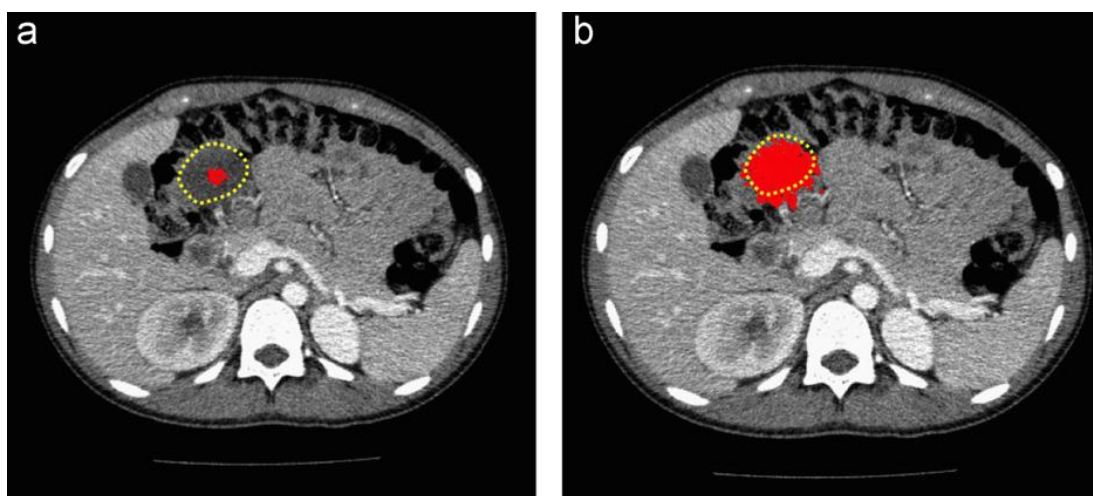
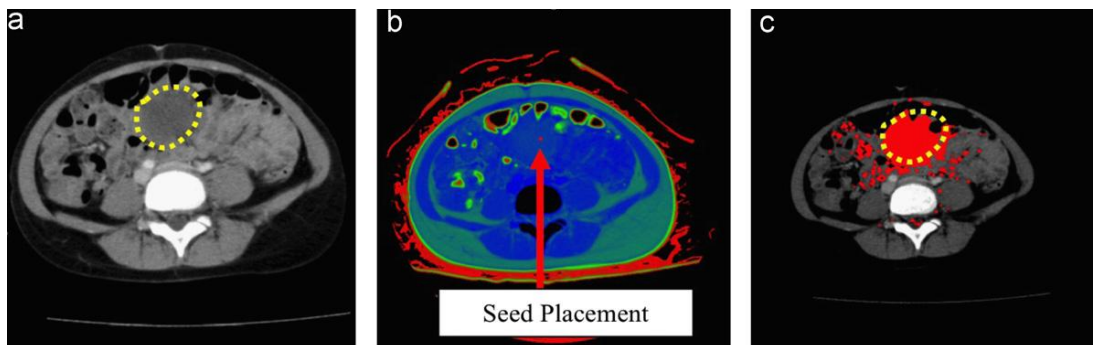
شکل (۳-۸) اجرای هر دو الگوریتم رنگ بندی و بخش بندی بر روی تصویر

فصل ۴:

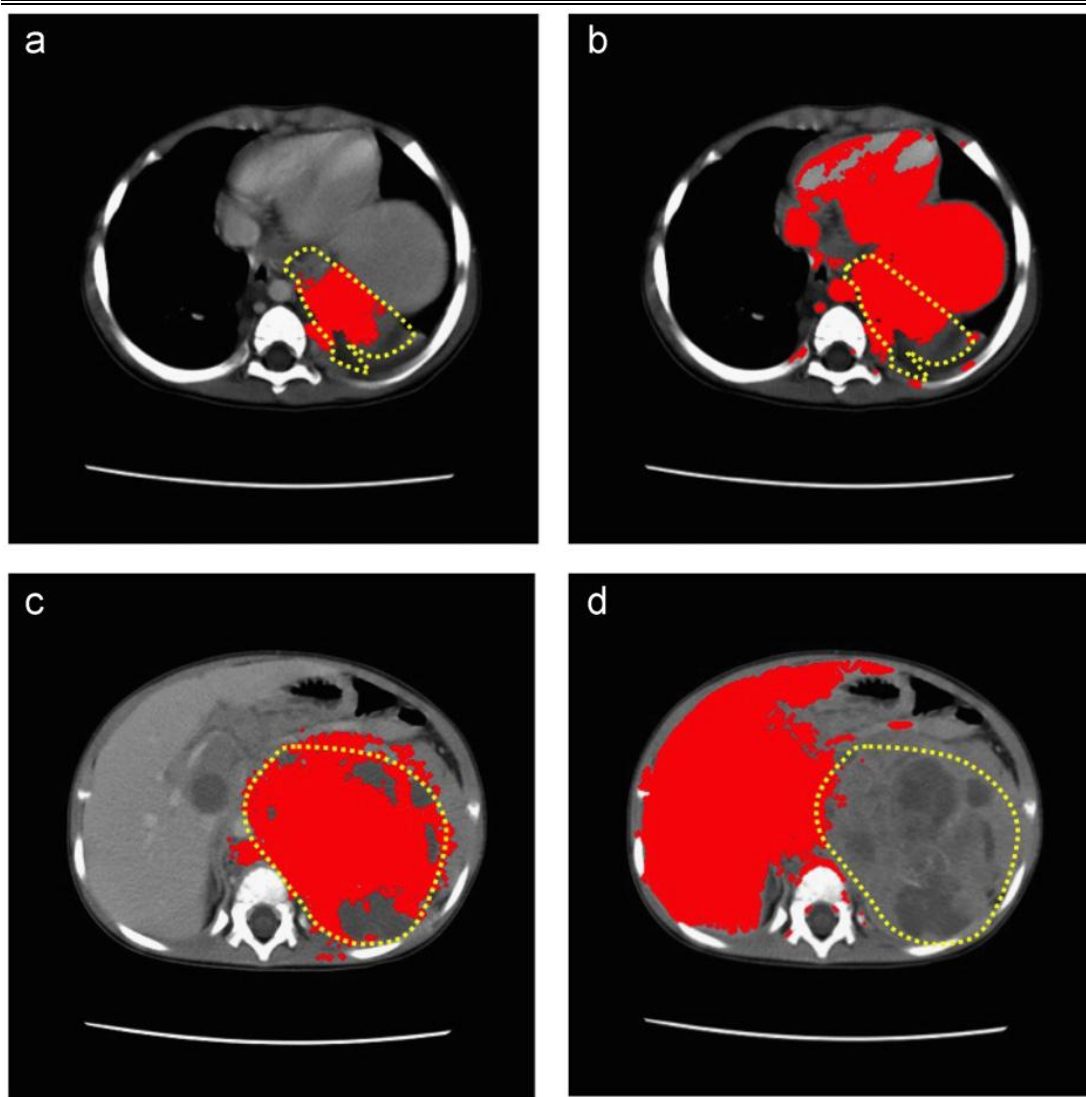
نتایج و تفسیر آنها

۴ + ارزیابی مدل پیشنهادی

مدل پیشنهادی scobar را پس از پیاده سازی در هر دو حالت gray scale و رنگی مقایسه می کنیم .

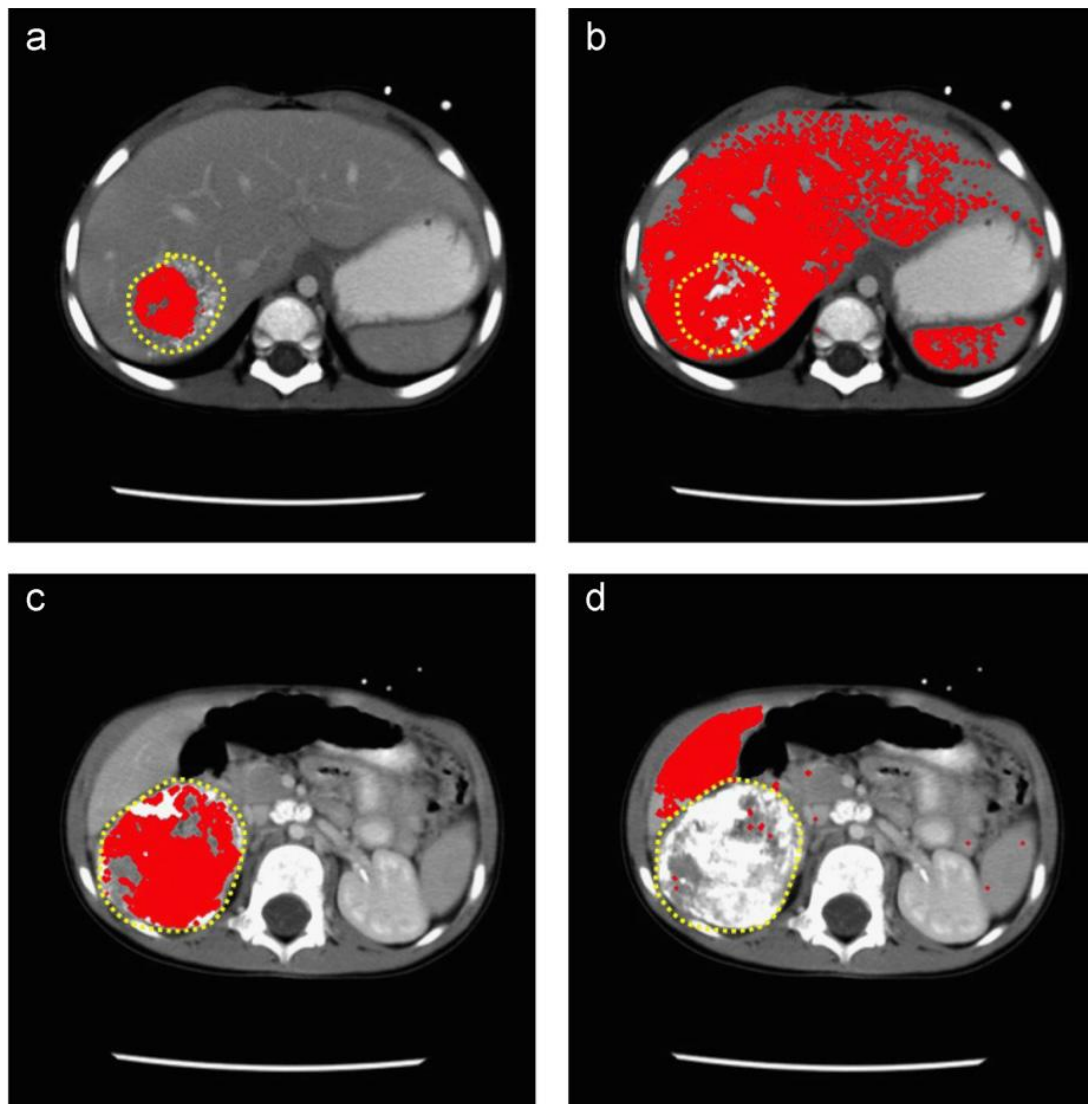


شکل (۴-۱) اجرای متود region growing در بسط ناحیه تومور



شکل (۴-۲) نقاط نقطه چین محدوده تومور را نشان می‌دهد. رنگ قرمز ناحیه segment شده توسط الگوریتم می‌باشد. (A) بخش بندی یک تصویر پس از رنگ آمیزی (b) بخش بندی یک تصویر gray scale بدون رنگ آمیزی (c) بخش بندی تصویر رنگی (d) بخش بندی تصویر بدون رنگ

۴-۲- مقایسه مدل های رنگی با سطح خاکستری



شکل (۴-۳) مقایسه نتیجه متود بخش بندی در تصاویر gray scale و رنگی

رنگ آمیزی و بخش بندی تصاویر پزشکی و کاربردهای آن

فصل ۵:

جمع بندی

فرایند بخش بندی تصاویر فرایندی زمانبر است ولی چنانچه با استفاده از متود های رنگ آمیزی بتوان تنها نواحی مورد نظر از تصویر را high light نموده و سپس بخش بندی کنیم باعث کاهش اتلاف زمان و تسریع در امر پزشکی خواهد شد.

مراجع

- [1] A. Levin , D. Lischinski , Y. Weiss , Colorization using optimization in Proceedings of the 2004 SIGGRAPH Conference, 2004, vol. 23(3), pages. 689–694.
- [2] T. Welsh , M. Ashikhmin , K. Mueller , Transferring color to grayscale images, in Proceedings of the 29th Annual Conference on Computer Graphics and Interactive Techniques, 2002, vol. 21(3), pages. 277–280.
- [3] M.M-Escobar , J.L.Foo , E.Winer , Colorization of CT images to improve tissue contrast for tumor segmentation , Compute Bio Med , 2012 , vol . 42(12) pages.1170 – 8.
- [4] R.C.Gonzalez,R.E.Woods,DigitalImageProcessing,Addison-Wesley,New York, 2008
- [5] A survey of current methods in medical images segmentayion Dzung L.pham_y ,chenyang Xu _ , Jerry L.Prince Department of Electrical and Computer Engineering , The Johns Hopkins University , Baltimore MD 212218 Laboratory of Personality and Cognition GRC /NIA/NIH/, 5600 Nathan Shock Dr. Baltimore ,MD 21224 Technical Report JHU/ECE 99-01
- [6] Lois Romans BA RT (R) (CT) , Computed Tomography for Technologists : A Comprehensive TextPaperback - January 21,2010
- [7] R.C.Gonzalez,R.E.Woods,DigitalImageProcessing using matlab,Addison-Wesley,New York, 2008
- [8] Li-Hong Juang , Ming-Ni Wub, MRI brain lesion image detection based on color-converted K-means clustering segmentation ,2010,Measurment 01/2010: DOI : 10 .1016/J.mesurent .2010 .03.013
- [9] T. Horiuchi , S. Hirano, Colorization algorithm for grayscale image by propagating seed pixels, in International Conference on Image Processing, 2003 , vol. 69(1) ,pages. 457–460.
- [10] D.L. Pham , C. Xu , J.L. Prince , Current methods in medical image segmentation , Annu . Rev. Biomed. Eng .2000, vol. 2 (2000) , pages. 315–337.
- [11] A.Tremeau ,N.Borel , A region growing and merging algorithm to color segmentation, Pattern Recognition , 1997 , vol . 30(7) , pages . 1191–1203.
- [12] F.Shih ,S.Cheng , Automatic seeded region growing for color image segmentation , Image Vision Comput , 2005 , vol . 23(10) , pages . 877–886.

پیوست‌ها

رنگ آمیزی و بخش بندی تصاویر پزشکی و کار بردهای آن

بخش‌هایی از کد پیاده‌سازی شده

نر این قسمت بخش‌هایی به صورت نمونه از کد پیاده‌سازی شده ذکر می‌گردد. این کدها در محیط matlab [7] پیاده‌سازی شده‌اند.

تبدیل HU به پیکسل

```
huMat = int16(zeros (512));
```

```
for i=1 :m
```

```
    for j=1 : n
```

```
        pixle_value = int16(grayImage(i,j));
```

```
        huPixel = pixle_value - 1024 ; % hu = pixel_value * slope + intercept
```

```
        huMat(i,j)=huPixel;
```

```
    end
```

```
end
```

پیدا کردن نقاطی که در محدوده ROI هستند و مشکی کردن سایر نقاط

```
for i=1 :m
```

```
    for j= 1 :n
```

```
        pixle=huMat(i,j);
```

```
        if ((pixle<=maxroi) & ( pixle>=minroi))
```

```
            new_pixel=pixle;
```

```
        else
```

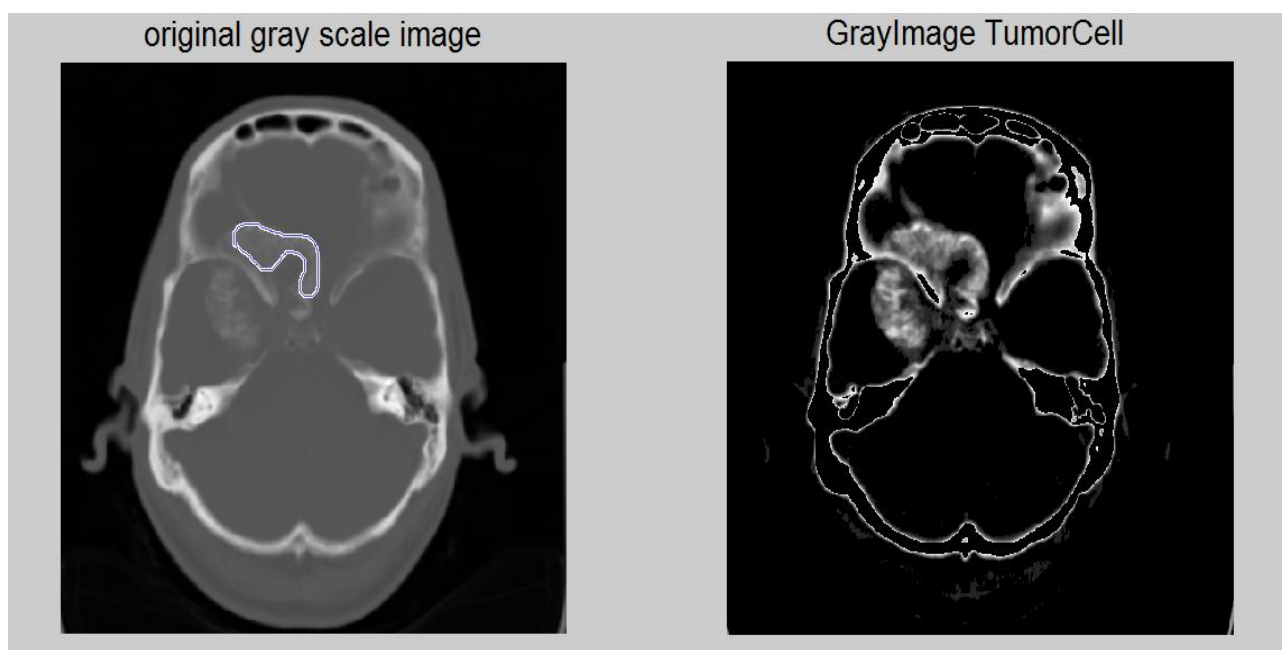
```
            new_pixel = 0;
```

```
        end
```

```
        tumorCell(i,j)=new_pixel;
```

```
end  
end
```

```
binaryImage1 = binaryImage | tumorCell ;
```



ایجاد تصویر رنگی

```
IMG = zeros(m,n,3);

for ii=1 :m

    for jj= 1 :n

        if tumorCell(ii,jj)~=0

            a= tumorCell(ii,jj);
            a= double(a);
            d= double(d);

            v = a./d ;

            if( v < 0.5)

                p1=2.*v;
                p2=1-p1;
                p3=255.*p2;% red
                p4=255.*p1;% green

                if (p3>p4)

                    IMG(ii,jj,1) = p3;

                    IMG(ii,jj,2) = 0;

                    IMG(ii,jj,3) = 0;

                elseif (p3<p4)

                    IMG(ii,jj,1) = 0;

                    IMG(ii,jj,2) = p4;

                    IMG(ii,jj,3) = 0;
```

```
end

elseif(v>=0.5)

    p1=v-0.5;
    p2= p1.*2;
    p3= 1- p2;
    p4 = 255.*p3;
    p5 = v-0.5;
    p6=p5.*2;
    p7=255.*p6;

    if (p4>p7)

        IMG(ii,jj,1)=0;

        IMG(ii,jj,2)=p4;

        IMG(ii,jj,3)=0;

    elseif(p4<p7)

        IMG(ii,jj,1)=0;

        IMG(ii,jj,2)=0;

        IMG(ii,jj,3)=p7;

    end

end

end
end
end
end
```

ایجاد seed point

```
[c , r , p ] = impixel(rgbImage);

seedImage = rgbImage ;
```

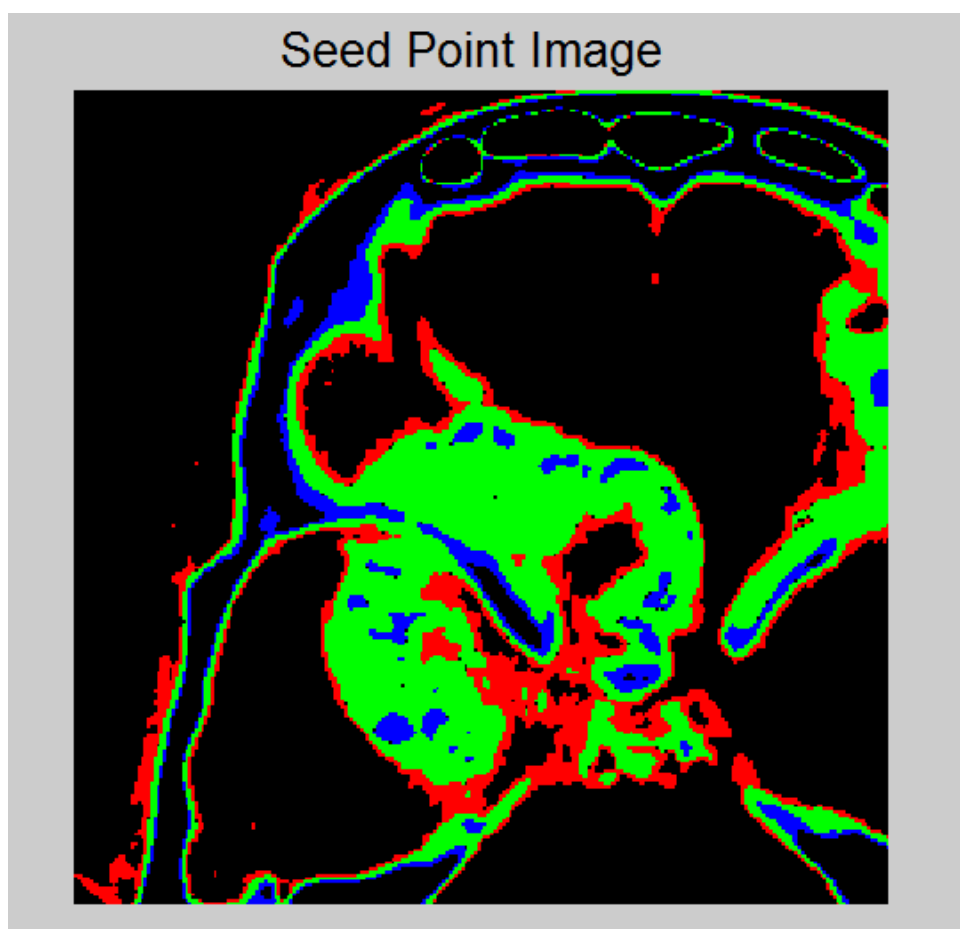
```
for i=1 : m
    for j=1 :n

        if( i== r && j==c )

            seedImage(i,j,:) = 0;

        end

    end
end
end
```



فاصله seed تا هر پیکسل

```
D= zeros(m,n);
for i= 1 : m
    for j=1 : n

        Px=i ;Py=j ;
        xSeed = r; ySeed = c;
        D(i,j) = sqrt((Px-xSeed)^2 + (Py-ySeed)^2); % pythagoras theorem

    end
end
```

محاسبه فاکتور رنگ

```
redChannel = rgbImage(:, :, 1);
greenChannel = rgbImage(:, :, 2);
blueChannel = rgbImage(:, :, 3);

% Create a new color channel images for the output.
outputImageR = tumorCell;
outputImageG = tumorCell;
outputImageB = tumorCell;

% Transfer the colored parts.
outputImageR(binaryImage) = redChannel(binaryImage);
roiRed = outputImageR(binaryImage);
sumR = sum (roiRed);
Ar = sumR ./ numel (roiRed);

outputImageG(binaryImage) = greenChannel(binaryImage);
roiGreen = outputImageG(binaryImage);
sumG = sum (roiGreen);
Ag = sumG ./ numel (roiGreen);

outputImageB(binaryImage) = blueChannel(binaryImage);
roiBlue = outputImageB(binaryImage);

sumB = sum (roiBlue);
Ab = sumB ./ numel (roiBlue);

% Convert into an RGB image
```

```
outputRGBImage = cat(3, outputImageR, outputImageG, outputImageB);
%subplot(1,2,2), imshow(outputRGBImage,[]);
%title('RGB ROI ', 'FontSize', fontSize);

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

% caculate color factor

colorMatris = zeros (m,n);

Pr = zeros(m,n);
Pg = zeros(m,n);
Pb = zeros(m,n);

for i=1 : m
    for j = 1 : n

        Pr(i,j) = rgbImage(i, j, 1);

        Pg(i,j) = rgbImage(i, j, 2);

        Pb(i,j) = rgbImage(i, j, 3);

        colorPixel= ((Pr(i,j)-Ar).^2 + (Pg(i,j)-Ag).^2 +(Pb(i,j) - Ab).^2 ).^0.5;

        colorMatris(i,j) = colorPixel./255;

    end
end
```

بخش بندی تصویر و مقایسه پیکسل ها با threshold

```
tumorPixels = zeros(m,n);
Tp =zeros(m,n);

for i=1 : m
    for j=1 : n

        reg_mean = (r+c)./2;
        Tp(i,j) = (colorMatris(i,j).* D(i,j))./reg_mean ;

        if ( Tp(i,j)<= 0.1)
```

```
tumorPixel = Tp(i,j);

else
    tumorPixel = 0;
end
tumorPixels(i,j)=tumorPixel;
end

end

segmentImage = tumorCell & tumorPixels ;
% figure , subplot(1,2,1), imshow(segmentImage,[]);
%title('Segmented Tumor ', 'FontSize', fontSize);

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

% colorize segmented roi

seg_RGB = zeros(m,n,3);

for i=1: m
    for j= 1: n

        if (segmentImage(i,j) ~= 0)

            seg_RGB(i,j,1)=255;

            seg_RGB(i,j,2)=0;

            seg_RGB(i,j,3)=0;

        end
    end
end

seg_RGB = cat(3, seg_RGB(:,:,1),seg_RGB(:,:,2), seg_RGB(:,:,3));

%subplot(1,2,2) , imshow(seg_RGB,[]);
%title('segmentRGB ', 'FontSize', fontSize);

redChannel = seg_RGB(:, :, 1);
greenChannel = seg_RGB(:, :, 2);
```

```
blueChannel = seg_RGB(:, :, 3);

% Create a new color channel images for the output.

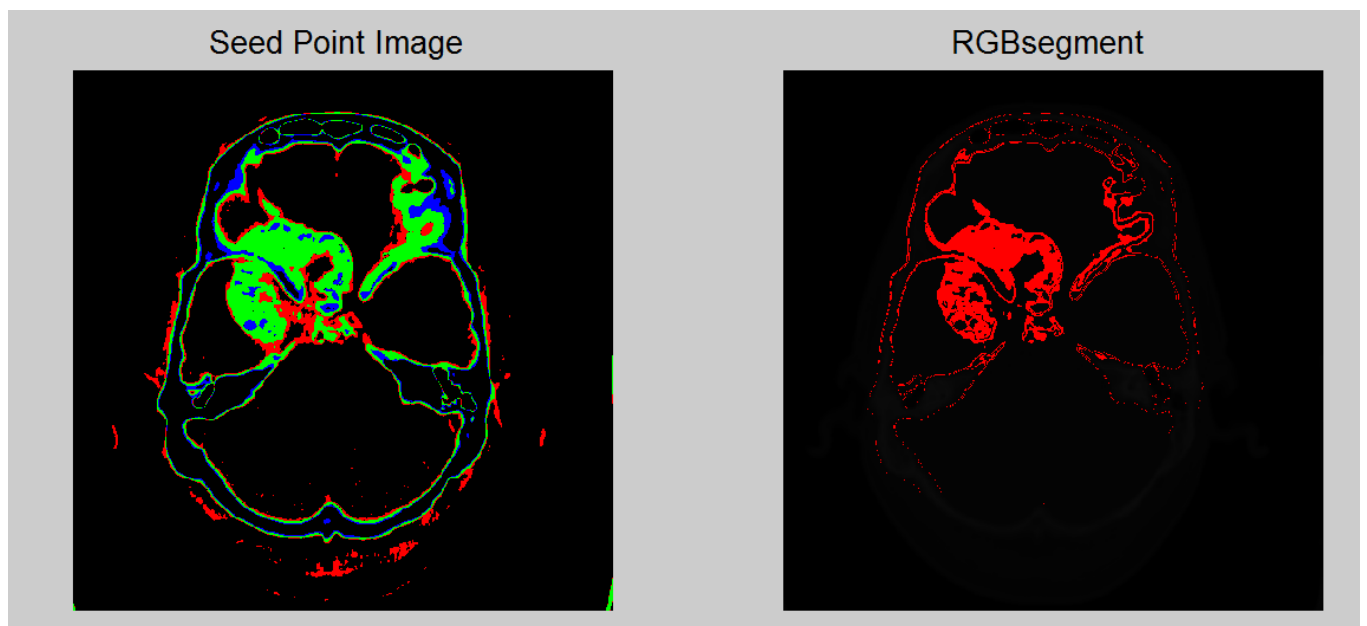
grayImage1 = im2double(grayImage);
outputImageR = grayImage1;
outputImageG = grayImage1;
outputImageB = grayImage1;

% Transfer the colored parts.
outputImageR(segmentImage) = redChannel(segmentImage);

outputImageG(segmentImage) = greenChannel(segmentImage);

outputImageB(segmentImage) = blueChannel(segmentImage);

outputRGBseg = cat(3, outputImageR, outputImageG, outputImageB);
subplot(1,2,2), imshow(outputRGBseg,[]);
title('RGBsegment ', 'FontSize', fontSize);
```



Abstract:

Segmenting tumors from grayscale medical image data can be difficult due to the close intensity values between tumor and healthy tissue. This paper presents a study that demonstrates how colorizing CT images prior to segmentation can address this problem. Colorizing the data a priori accentuates the tissue density differences between tumor and healthy tissue, thereby allowing for easier identification of the tumor tissue(s). The method presented allows pixels representing tumor and healthy tissues to be colorized distinctly in an accurate and efficient manner. The associated segmentation process is then tailored to utilize this color data. It is shown that colorization significantly decreases segmentation time and allows the method to be performed on commodity hardware. To show the effectiveness of the method, a basic segmentation method, thresholding, was implemented with and without colorization. To evaluate the method,

Keywords: Image Processing ,Colorization Tumor , segmentation.



Iran University of Science and Technology
Computer Engineering Department

Colorization and segmentation of Medical images and their applications

**A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements
for the Degree of Master of Science in Computer Engineering**

By:
Sahar Sabaghian

Supervisor:
Dr. Mohsen Soryani

Sep 2014