



فشرده تری را فراهم می آورد. تبدیل رتینکس به طور عمده از دو مرحله تشکیل شده است: تخمین و نرمال سازی روشنایی. هدف اصلی نظریه رتینکس، جبران محلی میزان روشنایی در تصاویر است. رتینکس تلاش می کند تا شکاف بین مناطق روشن و تیره محلی را کم کند و ادراک بهتری از تصاویر فراهم آورد.

تکنیک شناخته شده رتینکس به طور گسترده ای به عنوان یک روش بهبود در تمامی زمینه ها به کار گرفته می شود. یکی از کاربرد های الگوریتم رتینکس ارتقاء تصویر دیجیتال پزشکی است. رادیوگرافی قفسه سینه رایج ترین آزمون تشخیصی رادیولوژیکی می باشد. در اغلب موارد، اولین و تنهاترین آزمایش تصویربرداری تشخیصی انجام شده برای بیماران است تا داشتن اختلال قفسه سینه تایید یا رد کنند. اطلاعات زیادی در مورد وضعیت بیمار می تواند از رادیوگرافی قفسه سینه استخراج شود. در حالیکه، تفسیرش فوق العاده چالش برانگیز است. حتی رادیولوژیست مجرب در تشخیص ندول های ظریف که سرطان ریه را نشان می دهد دچار مشکل می شوند. تشخیص تفاوت های کوچک در ویژگی های ظریف و با کنتراست کم، در زمینه ی ریه ها در تصویر پردازش نشده، میسر نیست. طیف گسترده ای از روش ها برای بهبود تصاویر رادیوگرافی دیجیتال پیشنهاد شده اند که از تکنیک های ارتقاء کنتراست کلاسیک ساده مانند تعدیل هیستوگرام تا تکنیک های مدرن ریاضی پردازش سیگنال متفاوت هستند [۷، ۸].

در [۷] استفاده از روش تعدیل هیستوگرام در بعضی از ناحیه های تصویر رادیوگرافی قفسه سینه پیشنهاد شده است به این صورت که مشبک های آناتومیکی در نواحی مدیاسن و زیر دیافراگم انتخاب شده است و هیستوگرام آن ها با کمک تعدیل هیستوگرام مطابق با جدول مراجعه<sup>۲</sup> اصلاح شده ای برای جلوگیری از تقویت نویز، یکنواخت می شود. در حالی که ناحیه ریه بدون پردازش باقی می ماند. در مقاله [۹] تصاویر رادیوگرافی قفسه سینه ابتدا با تعدیل هیستوگرام نرمال می شوند و سپس براساس خواص سطوح خاکستری نواحی مختلف به ۳ زیر ناحیه تقسیم می شوند در نهایت یک تبدیل تکه ای خطی برای ارتقاء کنتراست اعمال می شود. در [۱۰] تابع تبدیل غیرخطی برای اصلاح ضرائب جزئیات

## بهبود زمینه ی ریه ها با استفاده از تئوری

### رتینکس در تصاویر رادیوگرافی قفسه سینه

فاطمه شهسواری علویجه<sup>۱</sup>، همایون مهدوی نسب<sup>۲</sup>، حسین پورقاسم<sup>۳</sup>

۱- دانشجوی کارشناسی ارشد دانشگاه آزاد اسلامی واحد نجف آباد،

shahsavarif@hotmail.com

۲- استادیار، دانشگاه آزاد اسلامی واحد نجف آباد،

mahdavinab@iaun.ac.ir

۳- استادیار، دانشگاه آزاد اسلامی واحد نجف آباد،

h\_pourghasem@iaun.ac.ir

کلمات کلیدی: تئوری رتینکس، ارتقاء تصاویر، رادیوگرافی قفسه سینه، پردازش

تصاویر پزشکی

#### چکیده:

تئوری رتینکس در پردازش تصویر بسیار مورد استفاده است. پردازش تصاویر پزشکی یکی از پر کاربردترین زمینه ها در پردازش تصویر دیجیتال است و نقش مهمی در تشخیص و درمان بیماری ها دارد. با وجود پیشرفت های اخیر در تصویربرداری مقطعی از قفسه سینه، رادیوگرافی قفسه سینه متعارف به عنوان آزمون اصلی در تشخیص اولیه بسیاری از بیماری ها از جمله سرطان ریه باقی مانده است. در حالیکه، تفسیرش فوق العاده چالش برانگیز است. در این مقاله، ارتقاء زمینه ی ریه ها با استفاده از روش های تئوری رتینکس بررسی شده است. روش های تک مقیاسی و چند مقیاسی رتینکس بر روی تصاویر رادیوگرافی قفسه سینه اعمال شده و از نظر کمی و کیفی مقایسه شده اند. روش سه مقیاسی رتینکس برای ارتقاء رادیوگرافی قفسه سینه پیشنهاد شده است.

#### ۱- مقدمه

چشم انسان در حالی که مناطق مختلف صحنه را اسکن می کند به صورت محلی انطباق می یابد. رتینکس یک الگوریتم پردازش تصویر مبتنی بر ادراک انسان است. ایده رتینکس بر اساس مدل روشنایی و ادراک رنگی انسان در یک صحنه طبیعی، طراحی شده است [۱، ۲]. این روش بر شکاف میان تصاویر و مشاهده انسان از صحنه، پل می زند. در این جهت، از یک تابع فضایی مرکز / احاطه<sup>۱</sup> استفاده می کند که اجزای فرکانس پایین تصویر را استخراج می کند [۳، ۴، ۵]. پردازش رتینکس محدوده دینامیکی

(MSR<sup>†</sup>) [۴،۵] رتینکس پیشنهاد دادند. در SSR تنها از یک هسته ی گاوسی برای تخمین روشنایی محلی استفاده می شود. MSR از چندین هسته ی گاوسی استفاده می کند. اطلاعات روشنایی و انعکاس تصویر در ابتدا با گرفتن لگاریتم از تصویر از هم جدا می شوند، که در عبارت زیر بیان می شود.

$$\log I(x, y) = \log R(x, y) + \log L(x, y) \quad (۲)$$

تابع لگاریتم، نویز را از تصویر حذف می کند و امکان ارتقاء سیگنال مفید را بیشتر فراهم می کند. اگر لگاریتم مولفه انعکاس با R نشان دهیم و روشنایی L(x, y) به عنوان یک نسخه نرم تصویر ورودی تخمین بزنیم، شکل نهایی روش تک مقیاسی رتینکس به شرح زیر بیان می شود.

(۳)

$$R(x, y) = \log I(x, y) - \log [F(x, y) * I(x, y)]$$

$$R(x, y) = \log \frac{I(x, y)}{F(x, y) * I(x, y)} = \log \frac{I(x, y)}{I(x, y)}$$

که در آن "\*" نشان دهنده عملگر کانولوشن است. F(x, y) نشان دهنده هسته ی هموارسازی یا تابع احاطه است. I(x, y) تصویر ورودی و R(x, y) خروجی الگوریتم تک مقیاسی رتینکس هستند. تصویر خروجی ارتقاء یافته، تقریباً شامل مولفه های انعکاس فرکانس بالا است. هسته هموارسازی به شکل یک تابع گاوسی در نظر گرفته می شود:

$$F(x, y) = k \exp(-(x^2 + y^2) / \sigma^2) \quad (۴)$$

که در آن  $\sigma$  انحراف معیار در تابع گاوسی است، که نشان دهنده ی عرض فضای احاطه شده است. K باید به گونه ای انتخاب شود که شرط زیر را برآورده کند.

$$\iint F(x, y) dx dy = 1 \quad (۵)$$

از آنجا که عرض فضای احاطه شده، تصویر پردازش شده را تا حد زیادی تحت تاثیر قرار می دهد. انتخاب مقدار مناسبی برای  $\sigma$  مهم است. در نتیجه عرض باریک، فشرده سازی شدید محدوده دینامیکی در تصاویر بوجود می آید و نیز تمام جزئیات ریز در

ویولت به کار گرفته شده است. پس از وزن دار کردن ضرائب اصلاح شده در سطوح مختلف، تصویر ارتقاء یافته قفسه سینه بازسازی می شود. در [۸] ضرائب جزئیات ویولت به صورت محلی براساس چگالی ضرائب تقریب اصلاح می شوند و براساس مقیاسشان تقویت می شوند. در [۱۱] با اعمال فیلترهای ویولت به تصویر اصلی، دو تصویر حاوی مولفه های فرکانس بالا و فرکانس پایین بدست می آیند. سپس بهره هایی با استفاده از توابع مختلف سیگموئیدی برای نواحی مختلف مبتنی بر تابعی از شدت تصویر پایین گذر تولید می شود در نهایت تصویر بالاگذر با کمک این بهره ها اصلاح می شوند و به تصویر اصلی اضافه می گردد.

در این مقاله، ارتقاء زمینه ی ریه ها با استفاده از روش های تئوری رتینکس بررسی شده است. روش های تک مقیاسی و چند مقیاسی رتینکس بر روی تصاویر رادیوگرافی قفسه سینه اعمال شده و از نظر کمی و کیفی مقایسه شده اند. روش سه مقیاسی رتینکس پیشنهاد شده است.

## ۲- تکنیک رتینکس

تئوری رتینکس توسط لند و مک کین [۱، ۲] بر اساس مدل فیزیکی تصویربرداری، پیشنهاد شده است. در این مدل، تصویر I(x, y) به عنوان حاصل ضرب مولفه های روشنایی L(x, y) و انعکاسی R(x, y) در نظر گرفته می شود. ماهیت L(x, y) توسط منبع روشنایی و R(x, y) توسط ویژگی های جسم تصویربرداری شده، در موقعیت های فضایی (x, y) تعیین می گردد.

$$I(x, y) = R(x, y)L(x, y) \quad (۱)$$

مولفه انعکاسی به عنوان یک پدیده فرکانس بالا و تابع روشنایی تصویر به عنوان یک پدیده با فرکانس پایین در نظر گرفته می شود. اطلاعات روشنایی تصویر به آرامی با موقعیت های فضایی تغییر می کند. بنابراین، مولفه روشنایی می تواند به عنوان یک نسخه هموار از تصویر اصلی برآورد شود.

فیلتر های هموارسازی و تکنیک های هموارسازی مختلفی پیشنهاد شده اند. جیسن و همکاران، آخرین نسخه از نظریه لند را به صورت روش های تک مقیاسی (SSR<sup>‡</sup>) [۳] و چند مقیاسی

فرکانس کم را از تصاویر حذف می کنند، در حالی که مولفه های انعکاس فرکانس بالا را حفظ می کنند.

طبق نظر متخصص رادیولوژی تصاویر حاصل از فیلترینگ DOG و همومورفیک اعمال شده بر تصویر رادیوگرافی قفسه سینه به عنوان یک رادیوگرافی قفسه سینه قابل قبول نبودند.

### ۳- ارتقاء تصاویر رادیوگرافی قفسه سینه

ما مقادیر مختلفی از  $\hat{T}$  در تابع گاوسی را برای بهبود تصاویر رادیوگرافی قفسه سینه مورد استفاده قرار دادیم. مقادیر پیشنهادی جیسن و همکاران  $N = 3$ ،  $W_n = 1/3$ ،  $W_n = 15, 80, 250$ ،  $\hat{T}$  برای هر مقیاس  $F_n$  هستند.

می دانیم که چشم انسان توانایی درک محدوده وسیعی رنج دینامیکی از یک صحنه را به خوبی دارد. حس دلپذیر دیدن در طیف دینامیکی گسترده رخ می دهد. با این حال، الگوریتم رتینکس محدوده ی دینامیکی تصاویر را فشرده می کند. از آنجایی که نمودار هیستوگرام تصویر خروجی الگوریتم رتینکس به سمت مشخصه گاوسی شکل، تمایل دارند، جیسن و همکاران بریدن قسمت های بالا و پایین از هیستوگرام و مقیاس بندی مجدد بخش های باقی مانده از هیستوگرام را برای بهبود کیفیت بصری تصاویر پیشنهاد دادند.

ما روش SSR با انحراف استاندارد های ۸۰ و ۲۵۰ و روش MSR در موارد زیر آزمایش کردیم:

$$N=3, W_n=1/3, \hat{T} = 15, 80, 250;$$

$$N=3, W_n=1/3, \hat{T} = 10, 150, 270;$$

و مقادیر پیشنهادی ما برای ارتقاء تصاویر رادیوگرافی قفسه سینه  $N = 3$ ،  $W_n = 1/3$ ،  $W_n = 10, 150, 350$  هستند.

پس از بریدن برخی از بالاترین و پایین ترین شدت ها در هیستوگرام و مقیاس بندی مجدد مقادیر شدت، تصاویر نرمالیزه می شود و تصاویر نهایی بدست می آید.

شکل (۱) تصویر رادیوگرافی اصلی و هیستوگرام آن را نشان می دهد. تصاویر رادیوگرافی خروجی روش های SSR و MSR ذکر شده در بالا و هیستوگرام آنها در شکل (۲) - (۶) نمایش داده شده است.

تصویر نتیجه وجود خواهد داشت، در حالی که اطلاعات تونال از دست می روند. با استفاده از پنجره عریض فقط تغییرات حداقل در انعکاس نسبت به تصویر اصلی به وجود می آید بنابراین، تمام جزئیات اطلاعات تونال به تصویر نتیجه انتقال پیدا می کند. با کمک پنجره ای با عرض متوسط هر دو اطلاعات تونال و فشرده سازی محدوده دینامیکی حاصل می شود [۶]. بنابراین، مقیاس های چندگانه برای رسیدن به یک توازن بصری قابل قبول بین فشرده سازی محدوده دینامیکی و اطلاعات تونال لازم می باشد. روش های تک مقیاسی از یک هسته گاوسی استفاده می کنند. روش های چند مقیاسی رتینکس (MSR) گسترش یافته ی SSR هستند و از هسته های متعدد گاوسی استفاده می کنند. تکنیک چند مقیاسی رتینکس به صورت زیر محاسبه می شود.

(۶)

$$R_{MSR} = \sum_{n=1}^N n \{ \log I(x, y) - \log [F_n(x, y) * I(x, y)] \}$$

که در آن  $N$  نشان دهنده تعداد مقیاس ها است، و  $W_n$  وزن مربوط به مقیاس  $n$  ام است. وزن های  $W_n$  به گونه ای انتخاب می شوند که شرط زیر را برآورده سازند.

$$\sum_{n=1}^N n = 1 \quad (7)$$

$F_n(x, y)$  نشان دهنده هسته ی گاوسی در مقیاس  $n$  ام است، که با عبارات (۴) و (۵) تعریف می شوند. خروجی MSR مجموع وزن دار از چند خروجی SSR متفاوت است. مقیاس های مورد استفاده در MSR بسته به کاربرد، ممکن است متفاوت انتخاب شود. جیسن و همکاران، ترکیبی از سه مقیاس با پنجره های باریک، متوسط و وسیع را به منظور دستیابی به فشرده سازی محدوده دینامیکی و اطلاعات تونال کافی، پیشنهاد داده اند.

### ۲-۱- مقایسه

شکل کلی تابع رتینکس مرکز / احاطه شبیه به فیلتر DOG<sup>۵</sup> است که تابعی از اختلاف گاوسی ها می باشد.

روش های رتینکس و فیلترینگ همومورفیک<sup>۶</sup> از جمله فیلترهایی هستند که به این صورت عمل می کند که مولفه های روشنایی با

#### ۴- نتایج

تصاویر ارتقاء یافته رادیوگرافی قفسه سینه با معیارهای کمی و کیفی مورد بررسی و مقایسه قرار می گیرند. کیفیت تصاویر رادیوگرافی قفسه سینه می تواند در تصاویر مشاهده شوند. معیارهای آماری نیز شامل انحراف استاندارد ( $Std^V$ )، میانگین، انحراف استاندارد محلی، آنتروپی محلی،  $PSNR^A$  و  $MSE^9$  می شوند.

برای بررسی دقیق تر، معیارهای محلی در نظر گرفته شدند که مطابق با پیش فرض های MATLAB محاسبه شدند. انحراف استاندارد به عنوان کنتراست تصویر در نظر گرفته می شود. میانگین نشان دهنده مقدار متوسط روشنایی تصویر می باشد. انحراف استاندارد و آنتروپی محلی اطلاعاتی در مورد تغییرات محلی مقادیر شدت پیکسل ها برای آنالیز بافت ارائه می کنند. پیک نسبت سیگنال به نویز ( $PSNR$ ) معیاری از کیفیت تصویر می باشد که بر حسب دسی بل بیان می شود و به صورت زیر تعریف می شود:

$$PSNR = 10 \log_{10} \frac{255^2}{MSE} \quad (8)$$

که در آن MSE نشان دهنده متوسط مربع خطا بین تصاویر اصلی و نهایی می باشد و برابر است با:

$$MSE(X_f) = \frac{1}{I \times J} \sum_{i=1}^I \sum_{j=1}^J [X_f(i, j) - X_o(i, j)]^2 \quad (9)$$

نتایج کمی بدست آمده در جهت مقایسه روشهای رتینکس در جدول (۱) نشان داده شده است. ما روش MSR با مقادیر  $N = 3$ ،  $W_n = 1/3$ ،  $\tau = 10, 150$  و  $350$  را پیشنهاد می کنیم. ارزیابی های تصویری نشان می دهد که نمای تصاویر قفسه سینه بهبود یافته است و کیفیت آنها به نحوی که ظاهر طبیعی آنها حفظ شود، تقویت شده است. ستون فقرات، دنده ها، قلب، رگ های ریه، ندول ها، بافت نرم زیر پوست، بافت ریه، عضلات زیر

دیافراگم و مدیاسن بهتر دیده می شوند. یک دوم عضلات و یک دوم چربی در تصاویر بهبود یافته ظاهر شده است.

#### ۵- نتیجه گیری

این روزها برای بهبود تصاویر پزشکی حجم زیادی از تحقیقات صورت می گیرد. محققان الگوریتم های مختلفی برای ارتقاء کل یا بخشی از رادیوگرافی قفسه سینه پیشنهاد کرده اند. در این مقاله، بهبود ناحیه ریه ها با استفاده از تئوری رتینکس بررسی می شود. روشهای تک و چند مقیاسی رتینکس بر روی تصاویر رادیوگرافی قفسه سینه اعمال می شود و از نظر کمی و کیفی مورد مقایسه قرار می گیرند. روش سه مقیاسی رتینکس پیشنهاد شده است که قادر است کل تصویر را به طور مناسبی ارتقاء دهد به نحوی که ظاهر طبیعی آن حفظ شود. فرض ما بر این است که مقادیر پیشنهادی برای تشخیص تمام بیماری های قفسه سینه مناسب باشد.

#### ۵- مراجع

- [1] Land E. H., McCann J. J., *Lightness and retinex theory*, Journal of the Optical Society of America, vol. 61, no. 1, pp. 1-11, 1971.
- [2] Land E. H., *An alternative technique for the computation of the designator in the retinex theory of color vision*, in Proc. Nat.Acad. Sci., vol. 83, pp. 3078-3080, 1986.
- [3] Jobson D. J., Rahman Z., and Woodell G. A., *Properties and performance of a center/surround retinex*, IEEE Trans. Image Processing, vol. 6, no. 3, pp. 451-462, Mar. 1997.
- [4] Rahman Z., Jobson D. J., and Woodell G. A., *Multi-scale retinex for color image enhancement*, in Proc. IEEE ICIP, pp.1003-1006, 1996.
- [5] Jobson D. J., Rahman Z., and Woodell G. A., *A multiscale retinex for bridging the gap between color images and the human observation of scenes*, IEEE Trans. Image Processing, vol. 6, no. 7, pp. 965-976, Jul. 1997.
- [6] Rahman Z., Jobson D. J., and Woodell G. A., *Retinex processing for automatic image enhancement*, Human Vision and Electronic Imaging VII, SPIE Symposium on Electronic Imaging, Porc. SPIE 4662, 2002.
- [7] Sherrier R.H., Johnson G.A., *Regionally adaptive histogram equalization of the chest*. IEEE Trans Med Imaging., vol. MI-6, NO.1, pp. 1-7, 1987.
- [8] Matozaki T., Tanishita A., Ikeguchi T., *Image enhancement of chest radiography using wavelet Analysis.*, 18th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, vol.3. Page(s): 1109 - 1110,1996.
- [9] Shuyue C., Honghua H., Yanjun Z., et al. *Study of Automatic Enhancement for Chest Radiograph*, Journal of Digital Imaging, 19(4), pp. 371-375, 2006.
- [10] Tsai D.Y., Lee Y., Sekiya M., Sakaguchi S. and Yamada I., *A Method of Medical Image Enhancement Using Wavelet Analysis*, Proc. ICSP'02 Sixth International Conference on Signal Processing, Vol.1,12, pp.723-726, 2002.

Standard deviation

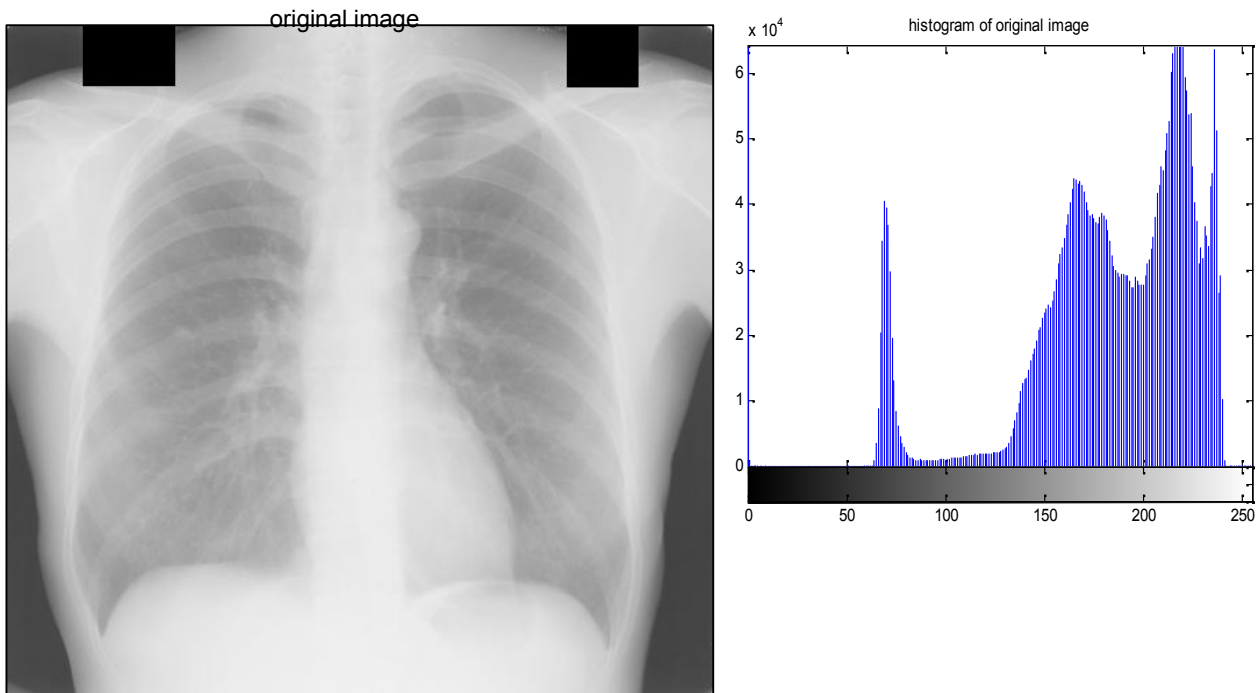
Peak Signal to Noise Ratio

Mean Square Error

- [11] Lin J.S., Lo S.C.B., Li H., Freedman M.T. , Mun SK. *Region-based enhancement of digital chest radiographs*. Proceedings of the International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing, 1996, 7-10, pp: 2211-2214.

جدول (۱) نتایج کمی در جهت مقایسه روش های رتینکس

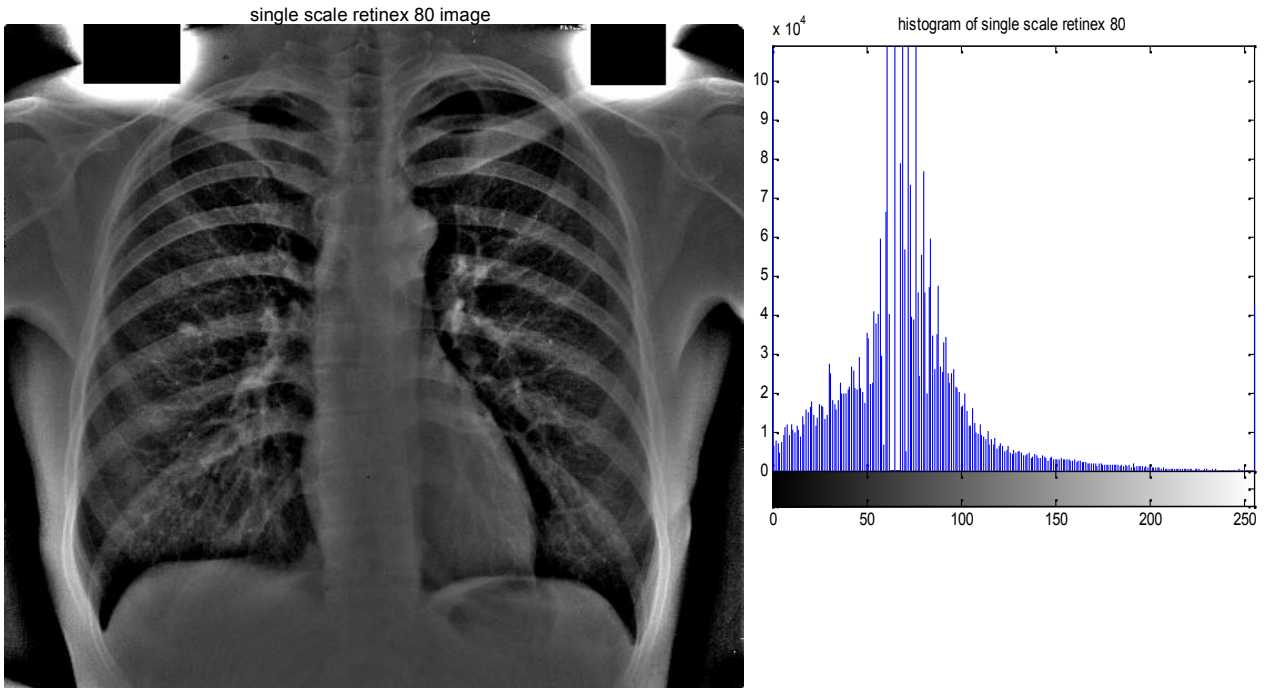
| Measures              | Std     | Mean     | Local Std | Local Entropy | PSNR   | MSE         |
|-----------------------|---------|----------|-----------|---------------|--------|-------------|
| <b>Methods</b>        |         |          |           |               |        |             |
| <b>Original</b>       | 49.7670 | 180.6004 | 0.8272    | 2.1665        | -      | -           |
| <b>SSR 80</b>         | 42.4392 | 65.6508  | 3.3353    | 2.0767        | 6.2122 | 1.5555e+004 |
| <b>SSR 250</b>        | 62.3376 | 107.0976 | 2.0298    | 2.1239        | 9.5136 | 7.2732e+003 |
| <b>MSR15,80,250</b>   | 55.1904 | 90.7665  | 9.4625    | 3.1294        | 7.9513 | 1.0422e+004 |
| <b>MSR 10,150,270</b> | 58.9213 | 95.5045  | 11.0376   | 3.1373        | 8.3387 | 9.5325e+003 |
| <b>MSR10,150,350</b>  | 65.8384 | 109.1216 | 12.1237   | 3.1264        | 9.3346 | 7.5791e+003 |



(الف)

(ب)

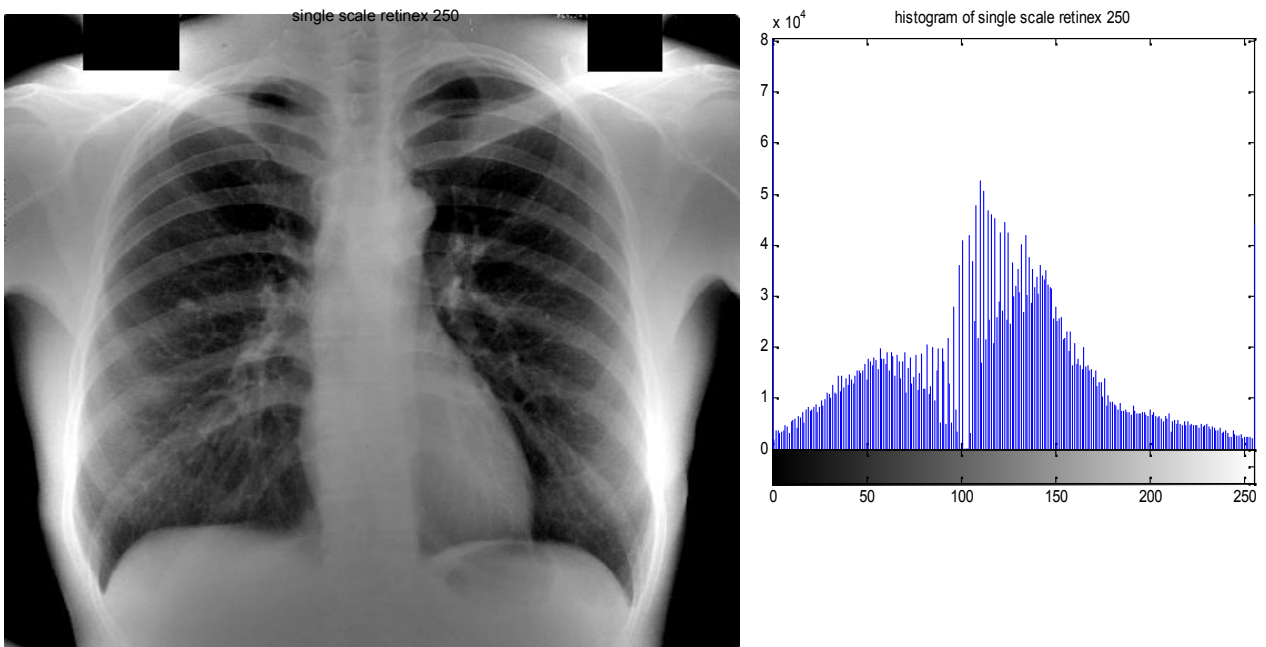
شکل (۱) (الف) تصویر رادیوگرافی قفسه سینه اصلی (ب) هیستوگرام آن



(الف)

(ب)

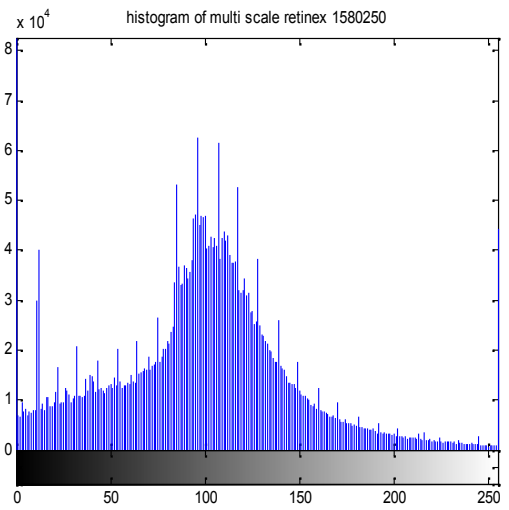
شکل(۲) الف) تصویر رادیوگرافی قفسه سینه خروجی SSR با  $\tau = 80$  (ب) هیستوگرام آن



(الف)

(ب)

شکل(۳) الف) تصویر رادیوگرافی قفسه سینه خروجی SSR با  $\tau = 250$  (ب) هیستوگرام آن

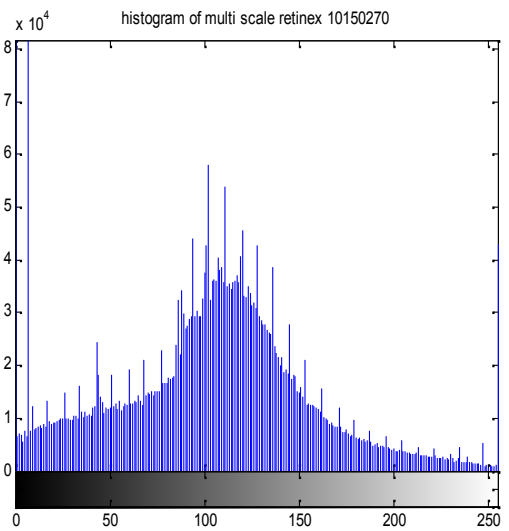


(الف)

(ب)

= † (ب) هیستوگرام آن

شکل (۴) الف) تصویر رادیوگرافی قفسه سینه خروجی MSR با

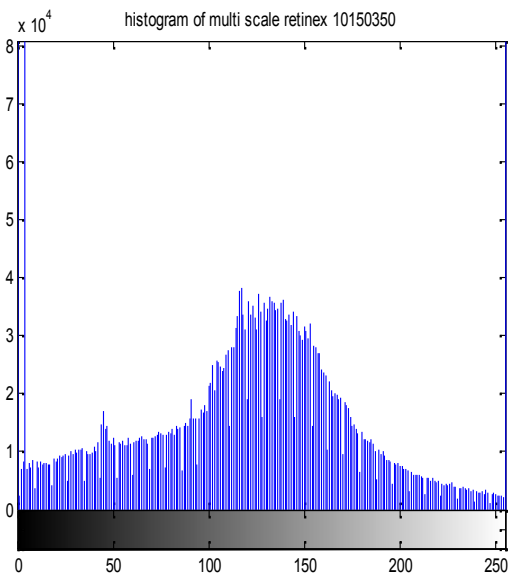
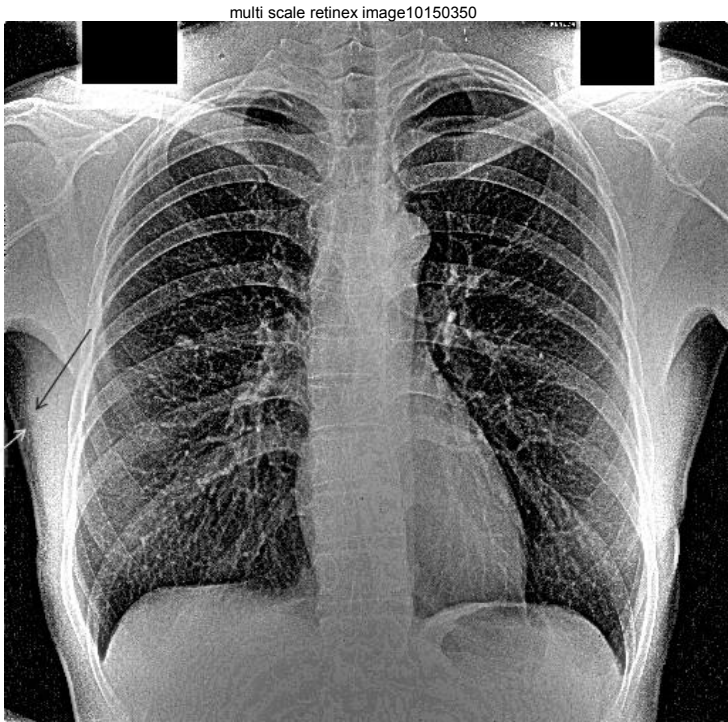


(الف)

(ب)

= † (ب) هیستوگرام آن

شکل (۵) الف) تصویر رادیوگرافی قفسه سینه خروجی MSR با



(الف)

(ب)

= † (ب) هیستوگرام آن

شکل (۶) (الف) تصویر رادیوگرافی قفسه سینه خروجی MSR با