Research on Medicine *Original Article*

The Quarterly journal of School of Medicine, Shahid Beheshti University of Medical Sciences Vol.43; No.4; 2020

Wavelet-based Enhancement of Electronic Portal Images

Hanieh Ghaempanah[1], Mohammad Reza Deevband [*1], Amin Asgharzadeh Alvar[1], Mohsen Najafi[2]

1. *Department of Biomedical Engineering and Medical Physics, school of Medicine, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran*
2. *Department of Radiotherapy and Oncology, Shohadaye Haft-e Tir University Hospital, Iran University of Medical Sciences, Tehran, Iran*

(Received: 2018/10/28 Accept: 2019/06/3)

Abstract

Backgrond*: In order to accurately deliver a prescribed dose to the treatment target volume, electronic portal images are widely used. However, the use of megavoltage beam leads to low tissue contrast. The inherently poor quality of portal images makes it difficult to interpret them. In this regard, a wavelet-based processing is performed to improve their visual quality.*

Materials and methods: *In the present experimental study, 150 pelvis portal images of 30 patients were obtained. To prepare the images for implementation of the enhancement algorithm, the pre-processing was performed in terms of noise reduction and intensity adjustment. Then, the local details enhancement and sharpening the bone edges were done on the approximation and detail subbands of the wavelet decomposition. Afterwards, in the case of non-periodic pattern and non-uniform background in the noisy images, two quality measures of images, including Edge Content (EC) and Measure of Enhancement (EME), were evaluated. Finally, the given results were analyzed using the statistical paired t-test.*

Findings: *The higher values of these two measures proved the superior quality of processed images relative to the original one (ECoriginal=0.0046±0.008, ECenhanced=0.0790±0.001, and EMEoriginal=0.3950±0.180, EMEenhanced=13.875±1.227).*

Conclusion: *A wavelet-based enhancement algorithm for portal image enhancement can be an effective approach to reveal more anatomical information, which results in more precise setup verification. In future studies, the evaluation of this algorithm is recommended for the enhancement of the other organs portal images.*

Keywords: *Radiation therapy; Electronic portal image; Digital Image Processing; Wavelet; Image quality*

** Corosponding author: Mohammad Reza Deevband*
Email:mdeevband@sbmu.ac.ir

[Downloaded from pejouhesh.sbmu.ac.ir on 2026-11-17]

پژوهش در پزشکی
فصلنامه علمی پژوهشی دانشکده پزشکی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی شهید بهشتی
مقاله پژوهشی
دور ۴۳، شماره ۴، ۱۳۹۸، صفحات ۱۹۲ تا ۱۹۷

بهسازی تصاویر پورتال الکترونیکی بر اساس تبدیل موجک

هانیه قائم پناه[۱]، محمدرضا دیوبند *[۱]، امین اصغرزاده الوار[۱]، محسن نجفی[۲]

۱- گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران، ایران
۲- گروه رادیوتراپی و آنکولوژی، بیمارستان شهدای هفتم تیر، دانشگاه علوم پزشکی ایران، تهران، ایران

تاریخ دریافت مقاله: ۱۳۹۷/۰۸/۰۶ تاریخ پذیرش مقاله: ۱۳/ ۰۳ /۱۳۹۸

چکیده:

سابقه و هدف: برای تحویل دقیق دوز تجویز شده به حجم هدف درمانی، به طور گسترده از تصاویر پورتال الکترونیکی استفاده می‌شود اما استفاده از پرتوی مگاولتاژ به کاهش کنتراست بافت‌ها منجر می‌شود، بنابراین کیفیت ضعیف ذاتی تصاویر پورتال، تفسیر آن‌ها را دشوار می کند. به این منظور یک پردازش بر اساس موجک برای ارتقای کیفیت بصری این تصاویر به کار گرفته شده است.

مواد و روش بررسی: در این مطالعه تجربی، ۱۵۰ تصویر پورتال لگن ۳۰ بیمار تهیه شد. برای آماده‌سازی تصاویر برای اجرای الگوریتم بهسازی، پیش‌پردازشی از منظر کاهش نویز و تعدیل شدت روشنایی انجام شد. سپس مراحل بهبود جزئیات محلی و تیزسازی لبه‌های استخوانی، پس از تجزیه موجک، روی زیرباندهای تقریب و جزئیات اجرا شد. سپس با در نظر گرفتن ویژگی‌های تصویر پورتال به صورت الگوی غیردوره‌ای، زمینه غیریکنواخت و سطح بالای نویز، دو معیار کیفیت تصویر، محتوای لبه(*EC*) و مقیاس بهسازی(*EME*)، ارزیابی شدند. در نهایت آنالیز نتایج با استفاده از آزمون آماری تی زوجی(*paired t-test*) انجام شد.

یافته‌ها: مقادیر بالاتر شاخص‌های کیفیت تصویر(*p-value<0.001*)، نشان از کیفیت بهتر تصاویر پردازش‌یافته نسبت به تصویر اصلی دارد ($EC_{original}$=0.0046±0.008, $EC_{enhanced}$=0.0790±0.001,and $EME_{original}$=0.3950±0.180, $EME_{enhanced}$=13.875±1.227).

نتیجه‌گیری: الگوریتم بهسازی تصاویر پورتال بر اساس موجک، می‌تواند رویکرد موثری برای آشکارسازی اطلاعات آناتومیکی این تصاویر باشد که تاثیر بسزایی در تایید درمان صحیح خواهد داشت.

واژگان کلیدی: پرتودرمانی، تصاویر پورتال الکترونیکی، پردازش تصاویر دیجیتالی، موجک، ارزیابی کمی تصویر.

مقدمه:

هدف اصلی پرتودرمانی از بین بردن سلول‌های بدخیم موجود در حجم هدف بالینی(Clinical Target Volume) و در عین حال محافظت از بافت‌های سالم و در معرض خطر (Organ at risks) اطراف است(۱). برای تایید نحوه درمان و موقعیت بیمار در میدان درمانی، به طور گسترده‌ای از دستگاه‌های تصویربرداری پورتال الکترونیکی(Electronic Portal Imaging Device) در مراکز درمانی استفاده می‌شود. موقعیت دقیق بیمار تحت درمان از مقایسه تصویری که با میزان اشعه اندکی در ابتدای جلسه درمان تهیه می‌شود با یک تصویر مرجع که در هنگام طراحی درمان از بیمار به دست می‌آید (تصویر به‌دست آمده از سیتی سیمولاتور یا تصویر رادیوگراف بازسازی شده دیجیتالی)، تعیین می‌شود(۲). تعیین خطای ستاپ از طریق تطبیق نشانگرهای استخوانی یا سایر ویژگی‌های آناتومیکی قابل رویت در تصاویر تعیین می‌شود. به طور کلی، از آنجا که ساختار استخوانی کمتر از بافت نرم دچار پیچیدگی می‌شود، ساختارهای سخت، مانند استخوان برای ترازمندی ایزوسنتریک توسط تصاویر پورتال بسیار مناسب‌تر از بافت نرم هستند(۳).

محدودیت اساسی تصاویر پورتال ناشی از محدوده انرژی‌های پرتودرمانی است که در رادیوتراپی به کار می‌رود. چراکه در این محدوده انرژی، برهم‌کنش غالب فوتون‌ها پراکندگی کامپتون است(۳). سطح مقطع پراکندگی کامپتون تنها به چگالی الکترونی ماده بستگی دارد، که در مورد استخوان و آب (معادل بافت نرم) برابر است. این شباهت چگالی الکترونی اختلاف تضعیف فوتونی ناچیزی ایجاد

نویسنده مسئول: محمدرضا دیوبند
پست الکترونیک : *mdeevband@sbmu.ac.ir*

[Downloaded from pejouhesh.sbmu.ac.ir on 2026-11-17]

می‌کند و با کنتراست بافت ضعیف، مانع از تمایز آن‌ها در این تصاویر می‌شود(۴). بنابراین تشخیص ساختارهای آناتومیکی در تصویر خام اولیه دشوار است که این کیفیت پایین تصاویر تاثیر منفی بر دقت تعیین خطای ستاپ با استفاده از تصاویر پورتال خواهد گذاشت.

یکی از مهم‌ترین کاربردهای تصویربرداری پورتال در تصویربرداری از ناحیه لگن است. با توجه به ضخامت زیاد بافت نرم ناحیه لگن و همچنین بالا بودن انرژی تابشی برای تصویربرداری، کیفیت تصاویر تهیه شده پایین است، که این مساله می‌تواند به ایجاد خطا در انطباق تصاویر و دشواری در شناسایی مارکرهای آناتومیکی بدن بیمار منجر شود. بنابراین پردازش تصاویر دیجیتالی ابزار مهمی در بهبود کیفیت بصری این تصاویر به شمار می‌رود (۵).

در سالهای اخیر توجه کافی به بهبود کیفیت تصاویر پورتال نشده است. در مطالعه‌هایی که در این زمینه انجام شده است، بهسازی یا از طریق اجرای الگوریتم روی تصاویر اصلی انجام شده (۳, ۴, ۶-۹) یا از طریق دستکاری آشکارساز و ایجاد تغییراتی در نحوه تشکیل تصویر با کاهش انرژی پرتوی رسیده به آشکارساز انجام شده است(۱۰, ۱۱). الگوریتم‌های مبتنی بر شدت روشنایی که در برخی از این مطالعه ها به‌کار رفته‌اند، پردازش تصاویر را بدون در نظر گرفتن اطلاعات مکانی ساختارها انجام می‌دهند و علاوه بر ساختارهای هدف، ساختارهای غیر هدف مانند نویز و هرگونه پیچیدگی را نیز تقویت می‌کنند. الگوریتم‌های مبتنی بر فیلترهای مکانی نیز محدودیت‌های پردازشی گسترده‌ای دارند. هدف از انجام این مطالعه بررسی میزان بهبود کیفیت تصویر با اجرای الگوریتمی است که به صورت انتخابی جزئیات مطلوب و مفید تصویر را بهبود دهد، به طوری که تفسیر این تصاویر دقیق‌تر انجام می شود.

برای غلبه بر برخی از کاستی‌های پردازش در حوزه مکان و فرکانس، رویکرد این مطالعه پردازش تصاویر پورتال در حوزه موجک (wavelet) است، چرا که تاکنون مطالعه‌های بسیار اندکی در زمینه پردازش تصاویر پورتال در حوزه موجک انجام شده است. در روش ارائه شده، حذف نویز و تعدیل شدت روشنایی در مرحله پیش-پردازش تصاویر انجام میشود. ادامه مراحل پردازش برای حذف غیریکنواختی تصویر و تیزسازی نشانگرهای آناتومیکی، در حوزه موجک انجام می‌شود.

مواد و روش‌ها:

در این مطالعه تجربی برای اجرای تکنیک بهسازی در مجموع ۱۵۰ تصویر پورتال نمای قدامی‌خلفی از ۳۰ بیمار مبتلا به سرطان‌های ناحیه لگن، از مرکز رادیوتراپی روشنا تهیه شد. این تصاویر با انرژی پرتو شش مگاولتاژ و دو مانیتور یونیت با استفاده از شتاب دهنده خطی مدل Clinac ix system (سیستم‌های پزشکی Varian) و دستگاه تصویربرداری الکترونیک پورتال مدل Varian a-si-500 به دست آمده‌اند. تصاویر به‌دست آمده ۱۶ بیتی و با فرمت دایکام ذخیره شده‌اند و پردازش تصاویر با استفاده از نرم‌افزار متلب (MATLAB) انجام شده است.

۲-۱) پیش-پردازش تصاویر

الف) تعدیل شدت روشنایی: در پایگاه داده این مطالعه، شدت روشنایی تصاویر به طور میانگین در حدود۱۰درصد محدوده شدت روشنایی نمایشگر است. بنابراین با استفاده از یک نگاشت خطی روی شدت روشنایی از تمام محدوده شدت روشنایی نمایشگر برای نمایش تصاویر استفاده می کنیم. با این تبدیل خطی حدود ۹۹درصد از انرژی اولیه تصویر به کل محدوده شدت روشنایی نمایشگر نگاشت داده می‌شود.

ب) کاهش میزان نویز با میانگین‌گیری غیرمحلی(Non-local mean): همانطور که پیش از این شرح داده شد، برای تعیین میزان خطای ستاپ نشانگرهای استخوانی برای انطباق تصویر پورتال و تصویر مرجع به کار می‌روند. برای افزایش دقت این امر، تصویر میدان باز(Open field) نیز از ارگان تحت درمان تهیه میشود، که در آن ساختارهای آناتومیکی مجاور حجم هدف نیز قابل مشاهده هستند. بنابراین لازم است در هر تصویر دوز رسیده به بیمار به اندازه کافی پایین باشد که این امر سبب افزایش نویز کوانتومی در تصاویر به دست آمده می‌شود. بنابراین یک پیش پردازش موثر از منظر کاهش نویز نیز ضروری است.

در میان تمام روش‌های کاهش نویز، بسیاری از آن‌ها بر اساس میانگین‌گیری شدت روشنایی پیکسل‌ها هستند. یکی از انواع روش‌های میانگین‌گیری، میانگین‌گیری غیر محلی است، که بر اساس میانگین‌گیری وزن‌دار روی تمام پیکسل‌های تصویر، به جای یک همسایگی است. برای مطالعه بیشتر به مرجع (۱۲) رجوع شود.

۲-۲) بهسازی مبتنی بر موجک

تبدیل موجک حاصل شباهت‌سنجی (Correlation) بین محتوای فرکانسی(مقیاسی) سیگنال و تابع موجک در مقیاس‌های مختلف است. اصول تبدیل ویولت گسسته به تکنیکی تحت عنوان کدگذاری زیر باند برمیگردد، که در آن تصویر به مجموعه‌ای از مولفه‌ها به نام زیرباند تجزیه می‌شود. تجزیه تصویر به وسیله یک بانک فیلتر آنالیز انجام می‌شود. بانک فیلتر آنالیز موجک شامل دو فیلتر نیم‌باند و کاهنده‌های نرخ نمونه برداری است. با کانوالو (convolve) سطرهای تصویر ورودی و کاهش نرخ نمونه‌برداری ستون‌های آن با فاکتور دو، دو زیرتصویر به دست می‌آید که رزولوشن افقی آن‌ها با ضریب دو کاهش یافته و فقط نمونه‌های واقع در مکان‌های زوج باقی می‌ماند. سپس هر دو زیرتصویر به صورت ستونی فیلتر میشوند و دوباره سطرها با فاکتور دو زیر نمونه‌برداری می‌شوند و چهار زیر تصویر با سایز یک چهارم تصویر اصلی به نام‌های زیرباند تقریب، جزئیات عمودی، افقی و قطری تولید می‌کنند(۱۳). با تجزیه تصویر به این طریق، هر زیرباند را می‌توان به طور جداگانه برای اهداف پردازشی مختلف انتخاب کرد(۱۴).

الف) اصلاح غیریکنواختی تصویر با فیلترگذاری هوموفیک: ازآنجا که اطلاعات توزیع سطوح خاکستری و شدت روشنایی تصویر در زیرباند تقریب قرار دارد، اصلاح هرگونه غیریکنواختی در شدت روشنایی تصویر با پردازش زیرباند تقریب لایه آخر انجام می‌شود.

در اغلب تصاویر پورتال موجود در پایگاه داده ما یک غیریکنواختی ضرب شونده در تصاویر مشاهده شد که اغلب به دلیل غیریکنواختی در پاسخ آشکارساز است. فیلترگذاری هوموفیک یکی از تکنیک‌های اصلاح غیریکنواختی شدت روشنایی تصویر است. برای اجرای فیلترگذاری هوموفیک روی زیرباند تقریب، مدل تابش-بازتاب را در شکل‌گیری تصویر در نظر می‌گیریم. بنابراین شدت روشنایی تصویر در هر پیکسل را میتوان به‌صورت حاصل‌ضرب مولفه‌های تابش و بازتاب اجسام بیان کرد(۱۵). برای حذف غیریکنواختی شدت روشنایی، بهترین راه، حذف مولفه تابش و تنها نگه‌داشتن مولفه بازتاب است (البته در مورد تصاویر عبوری که تصویر پورتال نیز جزو تصاویر عبوری است، مولفه بازتاب معادل مولفه عبوری است). تغییرهای تابش به صورت تغییرهای آهسته در سرتاسر تصویر است. بنابراین با در نظر گرفتن مولفه تابش به صورت مولفه فرکانس‌پایین و مولفه بازتاب به عنوان مؤلفه فرکانس‌بالا، با استفاده از یک فیلتر بالاگذر در حوزه فرکانس مولفه تابش را که عامل غیر یکنواختی شدت روشنایی تصویر است، حذف می‌کنیم.

ب) تیزسازی لبه‌های استخوانی: مشابه مطالعه که توسط تانگ(۱۶) انجام شد، برای بهسازی لبه‌های استخوانی در تصاویر پورتال زیرباند های جزئیات در هر مقیاس را می‌توان با یک فاکتور بهسازی وزن‌دهی کرد.

ج)بازسازی موجک و تهیه تصویر بهسازی شده

در آخرین مرحله، تصویر بهسازی شده مطلوب ما از طریق تبدیل معکوس موجک بازسازی می-شود. به این منظور یک بانک فیلتر ترکیب (یا بازسازی) موجک به کار گرفته می‌شود(۱۶).

در نهایت تصویر بهسازی‌شده مطلوب با افزودن تصویر بازسازی شده وزندار به تصویر پیش-پردازش شده به‌دست می‌آید.

۲-۳) ارزیابی کمی تصاویر

مشکلی که تا به امروز همچنان وجود دارد این است که هیچ مقیاس عینی(objective) مشخصی برای اندازه‌گیری میزان بهسازی تصویر، در همه موارد وجود ندارد(۱۷). یکی از راه-کارهای انتخاب مناسب‌ترین مقیاس ارزیابی کیفیت تصویر، بر اساس ویژگی‌های مکانی تصویر است(۱۸). با در نظر گرفتن ویژگی‌های تصاویر پورتال لگن به صورت ماهیت تصادفی شکل‌گیری تصویر، وجود سطح

[Downloaded from pejouhesh.sbmu.ac.ir on 2026-11-17]

بالای نویز، الگوی غیردوره‌ای و همچنین پس‌زمینه غیریکنواخت، دو مورد از مقیاس‌های سنجش میزان کیفیت تصویر در اینجا ارزیابی شده‌اند.

در ادامه، تصویر ورودی ارزیابی شده، $I(x,y)$ را در نظر بگیرید که به c×d قطعه، $w_{(c,d)}(x,y)$ تقسیم می‌شود و I_{min} و I_{max} نیز نشان‌دهنده مینیمم و ماکزیمم شدت روشنایی در قطعه (x,y) w_(c,d) هستند(۱۸).

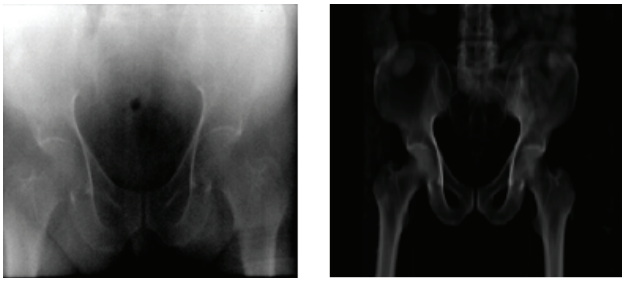
محتوای لبه (Edge Content) EC: مقیاس EC تمام تغییرهای کنتراست در سرتاسر تصویر را لحاظ می‌کند. در هر تصویر، اندازهی گرادیان مشخص می‌کند که چقدر لبه‌های یک تصویر وضوح بیشتری دارند. گرادیان تصویر در پیکسل (x,y) در راستای سطرها (G_x) و در راستای ستون‌ها (G_y) به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$G_x = \frac{\partial}{\partial x} I(x,y) = I(x,y) - I(x+1,y) \quad (۱)$$

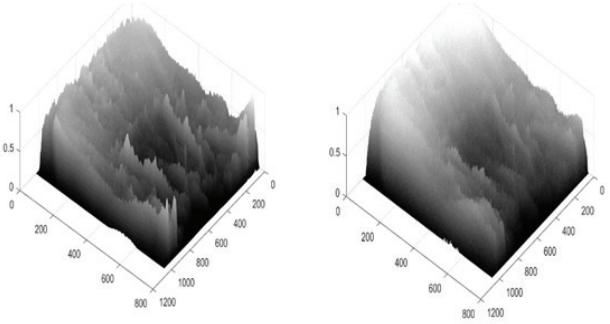
$$G_y = \frac{\partial}{\partial y} I(x,y) = I(x,y) - I(x,y+1) \quad (۲)$$

برای یک تصویر با سایز M×N EC ، طبق رابطه زیر محاسبه می‌شود:

$$EC = \frac{1}{M \times N} \sum_{x=1}^{M} \sum_{y=1}^{N} \sqrt{G_x^2 + G_y^2} \quad (۳)$$



شکل۱: تصویرقدامی- خلفی به‌دست آمده از درمان ناحیه لگن (الف) تصویر DRR (ب شکل۲: نمایش سه بعدی شدت روشنایی. نمودار مش مربوط به (الف) تصویر اصلی و (ب) تصویر پردازش یافته با الگوریتم پیشنهادی. شدت روشنایی در هر یک از تصاویر بین ۰ و ۱ نگاشت داده شده است.



شکل۲: نمایش سه بعدی شدت روشنایی. نمودار مش مربوط به (الف) تصویر اصلی و (ب) تصویر پردازش یافته با الگوریتم پیشنهادی. شدت روشنایی در هر یک از تصاویر بین ۰ و ۱ نگاشت داده شده است.

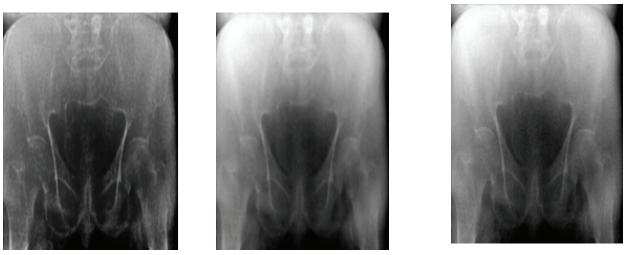
مقیاس بهسازی EME(Measure of Enhancement): مقیاس بهسازی یک مقیاس کیفیت تصویر بر اساس کنتراست تصویر است. هرچه مقدار EME بزرگتر باشد، مطابق با کیفیت تصویر بالاتر خواهد بود. تعریف EME بر حسب دسیبل عبارت است از:

$$EME_{c,d} = \frac{1}{c \times d} \sum_{c} \sum_{d} [20 \ln (\frac{I_{max;c,d}}{I_{min;c,d}})] \quad (۴)$$

۲-۴) پیاده‌سازی الگوریتم

در این مطالعه نوع و مقدار پارامترهای لازم برای اجرای تکنیک بهسازی ارائه شده، به طور تجربی برای رسیدن به بهترین ظاهر بصری انتخاب شدند.

برای فیلترگذاری میانگین‌گیری غیرمحلی، سایز پنجره شباهت برابر سه و مرتبه



شکل۲: نمایش سه بعدی شدت روشنایی. نمودار مش مربوط به (الف) تصویر اصلی و (ب) تصویر پردازش یافته با الگوریتم پیشنهادی. شدت روشنایی در هر یک از شکل۳: (الف) تصویرپورتال اصلی، (ب)تصویر پیش-پردازش شده، (ج) تصویر بهسازی شده نهایی.

فیلترینگ مطابق با h=3 انتخاب شد. تصاویر نیز با استفاده از یکی از موجک‌های متقارن به نام "sym4" (۱۹) در چهار سطح تجزیه شدند. برای افزایش وضوح نشانگرهای آناتومیکی، فاکتور وزن‌دهی زیر باندهای جزئیات برابر با سه در نظر گرفته شد. برای اجرای فیلتر هوموروفیک روی زیرباند تقریب لایهی آخر، از یک فیلتر بالاگذر گوسی در حوزه فرکانس استفاده شد. مقدار انحراف استاندارد گوسی (σ) تعیین کننده پهنای باند مولفه‌های فرکانسی است که قرار است از زیرباند تقریب حذف شود. در اینجا یک انحراف استاندارد مناسب به صورت تجربی برابر با σ=15 برگزیده شد که به ایجاد یکنواختی در شدت روشنایی تصویر منجر می‌شود و در عین حال ساختارهای آناتومیکی را نیز به خوبی حفظ می‌کند.

۲-۵) آزمون آماری

از آنجا که کیفیت تصاویر پردازشیافته به تصویر پورتال اصلی بستگی دارد، برای بررسی معناداری اختلاف میانگین کمیت های به دست آمده، آزمون آماری تی زوجی (paired t-test) را اجرا می‌کنیم. پس از استخراج پارامترهای کیفیت تصویر بخش ۲-۳ از مجموعه تصاویر قبل و بعد از اعمال الگوریتم بهسازی، آزمون آماری مورد نظر را با استفاده از جعبه ابزار آنالیز آماری نرمافزار MATLAB پیاده‌سازی میکنیم. سطح معناداری در این آزمون $p<0.05$ در نظر گرفته می‌شود.

یافته‌ها:

نمایش سه‌بعدی شدت روشنایی مربوط به تصویر پورتال لگن اولیه، تصویر حاصل از اجرای الگوریتم ارائه شده روی آن، همچنین تصاویر مربوطه به ترتیب در شکل ۲ و ۳ نشان داده شده است. پس از اعمال فیلتر هوموروفیک، اگرچه تصویر به دست آمده حاوی اطلاعات کلینیکی لازم است، ولی از نظر ظاهری، با تصاویر آشنای مورد استفاده متفاوت است. بنابراین برای رسیدن به تصویری که از لحاظ ظاهری مشابه تصاویر رایج کلینیکی باشد، تصویر حاصل را با وزن بالاتری با تصویر پیش پردازش شده اولیه به صورت خطی ترکیب می کنیم. این سبب میشود تصویر نهایی روشنایی مشابه با تصویر پورتال اصلی و در عین حال نشانگرهای آناتومیکی و لبه‌های استخوانی بسیار واضحتر داشته باشد. به علاوه، افزایش شدت لبه‌های استخوانی نسبت به مقادیر زمینه‌ای به صورت مستقیم به افزایش کنتراست منجر می‌شود.

مقیاس کمی	EME	EC
تصویر اصلی	0.3950±0.1806	0.0046± 0.0008
تصویر پردازش یافته پیشنهادی	13.8751±1.2273	0.0790±0.0011

برای ارزیابی کمی تصاویر حاصل، میانگین نتایج به‌دست آمده از محاسبه پارامترهای ارائه شده در بخش ۲-۳ در جدول یک آمده است. نتیجه آزمون آماری تی زوجی، تفاوت معناداری در مقدار این میانگین ها نشان می‌دهد(p-value<0.05)، که نشان از کیفیت بالاتر تصاویر پردازش یافته دارد.

[Downloaded from pejouhesh.sbmu.ac.ir on 2026-11-17]

بحث:

در روش‌های پردازشی مبتنی بر شدت روشنایی، پردازش تصاویر بدون درنظر گرفتن اطلاعات مکانی ساختارها و فقط به وسیله‌ی نگاشت سطوح روشنایی انجام میشود(۳, ۸, ۲۰, ۲۱). اگرچه این پردازش‌ها می‌توانند برخی از شاخص‌های کمی کنتراست تصویر را افزایش دهند(۴, ۱۱)، اما این امر به معنی بهبود کیفیت تصویر نیست. چرا که همراه با برجسته کردن ساختارهای هدف، سبب تقویت محتویات ناخواسته مثل نویز و پیچیدگی‌ها و غیریکنواختی زمینه نیز می‌شود. همچنین روش‌های مبتنی بر فیلترهای مکانی(۶, ۷, ۹)، امکان پردازش ساختارهای مشخص در تصویر را فراهم می‌کنند، ولی مشکلاتی مانند نرم شدن لبه‌ها، محدود بودن توابع پایه برای تجزیه و همچنین وجود فرض جمع شونده بودن مولفه‌های ناخواسته، عملکرد آنها را محدود می‌کند. رویکرد چند رزولوشنی می‌تواند برای توسعه الگوریتم‌هایی برای جبران برخی از این کاستی‌ها می‌تواند به‌کار رود(۱۶). ما نیز در این مطالعه سراغ پردازش در حوزه موجک رفتیم، چرا که پردازش در این حوزه امکان آنالیز و پردازش تصاویر در مقیاس‌های مختلف و همچنین پردازش جداگانه زیرباندها را فراهم می‌کند. در اینجا پس از پیش-پردازش تصاویر اولیه، آن ها را در چهار سطح تجزیه کردیم و پردازشهای مستقلی را روی زیرباند های جزئیات و همچنین زیرباند تقریب سطح آخر انجام دادیم.

برای تغییر زیرباندهای جزئیات از منظر بهبود لبه‌های استخوانی، یک ضریب بهسازی، وزن زیرباندهای جزئیات را در تصویر بازسازی شده افزایش می‌دهد اما همواره مصالحه‌ای بین بهبود جزئیات خوب تصویر و نویز وجود دارد، به همین دلیل مطالعه‌های بیشتری در این زمینه لازم است که در ابتدا جزئیات مربوط به ساختارهای آناتومیکی از سایر جزئیات مثل نویز و تغییرهای زمینه در هر مقیاس تشخیص داده شوند و سپس جزئیات مطلوب را به صورت انتخابی با قدرت بالاتری تقویت کرد و در عین حال مشارکت جزئیات غیر مرتبط با ساختارهای آناتومیکی را در تصویر بازسازی شده حذف کرد.

تا به امروز، در مطالعه‌های روی تصاویر پورتال در حوزه موجک، هیچ‌گونه پردازشی روی زیر باند تقریب انجام نشده است، اما برخی از آرتیفکت‌ها و پیچیدگی‌های تصویر در زیرباند تقریب لایه‌ی آخر قرار دارند که تاثیر شدیدی روی کیفیت بصری تصویر خروجی میگذارد. به همین دلیل ما در الگوریتم پردازشی خود روی زیر باند تقریب نیز متمرکز شده‌ایم.

یکی از اصلی‌ترین پیچیدگی‌های موجود در تصویر، غیریکنواختی شدت روشنایی، به صورت تغییرهای آهسته در سرتاسر تصویر است، که به عنوان اطلاعات فرکانس پایین تصویر در نظر گرفته میشود. همانطور که در شکل ۲-الف ملاحظه شد، دامنه به نسبت بزرگ مربوط به غیریکنواختی در شدت روشنایی در زیرباند تقریب سبب می‌شود تغییرها و اطلاعات با دامنه کمتر که اغلب اطلاعات ساختارهای آناتومیکی مفید هستند، پنهان شوند. در ملاحظه‌های اولیه دریافتیم که فیلترهای مکانی ساده قادر به اصلاح این چنین غیر یکنواختی فرکانس پایین نبودند. به نظر رسید این غیریکنواختی اثر ضرب‌شونده روی شدت روشنایی تصویر گذاشته است، بنابراین ایده استفاده از فیلتر هوموفریک به ذهن رسید که اجرای آن روی زیرباند تقریب عملکرد قابل قبولی در حذف غیریکنواختی نشان داد(شکل۲-ب).

با توجه به مفهوم مقیاس بهسازی و اندازه گرادیان تصویر، مقادیر کوچک EME نشان‌دهنده اطلاعات محلی ضعیف هستند، در حالی که مقادیر بزرگ آن، افزایش کنتراست در تصویر را ضمانت می‌کند. همچنین مقادیر بزرگ EC به معنای وجود لبه‌های واضحتر در تصویر هستند. افزایش قابل توجه در اندازه‌گیری کمی عملکرد الگوریتم ارائه شده، موکد بهسازی قابل توجی در کیفیت تصویر است(جدول ۱).

نتیجه‌گیری:

کیفیت ضعیف ذاتی تصاویر پورتال، به خصوص در تصاویر ناحیه لگن، همچنان نیازمند انجام مطالعه‌های در زمینه بهسازی کیفیت بصری و ارتقای اطلاعات آناتومیکی تصویر هستند. در این مطالعه، هدف ما ارتقای کیفیت بصری تصاویر پورتال تا جای ممکن، برای استخراج اطلاعات به اندازه تصاویر کیلوولتاژ است. الگوریتم بهسازی در حوزه موجک ارائه شده در این مطالعه، به طور موثر قادر به حذف پیچیدگی‌ها و غیریکنواختی موجود در شدت روشنایی تصویر است و به نمایش اطلاعات آناتومیکی بیشتری در تصاویر منجر می‌شود. نتایج آنالیز کمی تصاویر به دست آمده، افزایش چشمگیری در مقیاس‌های عینی سنجش کیفیت تصویر را نشان دادند.

تشکر و قدردانی:

این مقاله حاصل پایان‌نامه برای کسب درجه کارشناسی ارشد (شماره ثبت ۳۲۹م) توسط هانیه قائم پناه است. به این وسیله از همه همکاران گروه مهندسی و فیزیک پزشکی دانشکده پزشکی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی قدردانی می‌شود.

منابع:

1. Herman, M.G.; Balter, J.M.; Jaffray, D.A.;et al. Clinical use of electronic portal imaging: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 58. Med. Phys. 28:712–37; 2001.

2.Evans PM. Anatomical imaging for radiotherapy. Phys Med Biol 2008;53:R151–91.

3.Y. Chen, S. AnYeh, Y. Huang, L. Chang, C. Kuo, H.-J. Ding, A region-based retinex with data filling for the enhancement of electronic portal images, Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. A 709 (1) (2013) 143–153.

4. Diez, S, Sanchez, S. Algorithms for contrast enhancement of electronic portal images. Radiat Phys Chem. 2015; 116: 14– 20.

5.Cumberlin R, Rodgers J, Fahey F (1989) Digital image processing of radiation therapy portal films. Comput Med Imaging Graph 13: 227–233.

6.Yamada, M., Ohkubo, M., Kayugawa, A., Yamada, H., Matsuura, M., Miura, T., & Kusumoto, T. (2012). Electronic portal imaging device (EPID) portal image filtering for simplifying registration on radiation therapy. Nihon Hoshasen Gijutsu Gakkai zasshi, 68(5), 593-601.

7. Leszczynski KW, Boyko SG. Application of anisotropic diffusion to digital enhancement of portal images. Phys Med Biol 2001; 46(1): 261-265

8. Mao-Hsiung Hung, Shu-Chuan Chu, John F. Roddick, Jeng-Shyang Pan and Chin-Shiuh Shieh, (2010) "An effective Image Enhancement Method for Electronic Portal Images," ICCCI, Part III LNAI 6423, pp 174-183.

9.Darange S, Talele KT, Ghosh S. Edge preserving smoothing and enhancement for electronic portal images. In2016 International Conference on Computing Communication Control and automation (ICCUBEA) 2016 Aug 12 (pp. 1-4). IEEE.

10.Rottmann,J., D. Morf, et al. "A novel EPID design for enhanced contrast and detective quantum efficiency." Phys Med Biol. 2016 Sep 7;61(17):6297-306.

11.Kairn T, Khoei S, Markwell TS, Fielding AL, Trapp JV (2010) Contrast enhancement of EPID images via difference imaging: a feasibility study. Phys Med Biol 55(22):N533–N544

12.A. Buades, B. Coll, and J.-M. Morel. A non-local algorithm for image denoising. In CVPR, volume 2, pages 60–65. IEEE, 2005.

13.Mallat S. A Wavelet Tour of Signal Processing: The Sparse Way, Amsterdam, The Netherlands: Academic. Elsevier; 2009.

14.Mohideen SK, Perumal SA, Sathik MM. Image de-noising using

[Downloaded from pejouhesh.sbmu.ac.ir on 2026-11-17]

discrete wavelet transform. International Journal of Computer Science and Network Security. 2008;8(1):213-6.
15.Gonzalez RC, Woods RE. Digital image processing. Prentice hall New Jersey; 2002.
16.J. Tang, X. Liu, Q. Sun, “A direct image contrast enhancement algorithm in the wavelet domain for screening mammograms”, IEEE J. Sel. Topics Signal Process., vol. 3, no. 1, pp. 74-80, Feb. 2009.
17.Agaian SS, Silver B, Panetta KA. Transform coefficient histogram-based image enhancement algorithms using contrast entropy. IEEE transactions on image processing. 2007;16(3):741-58.
18.Gupta, S., Porwal, R.: Appropriate contrast enhancement measures for brain and breast cancer images. Int. J. Biomed. Imaging 2016, 8 p. (2016). Article ID 4710842.
19.Mallat SG. Multifrequency channel decompositions of images and wavelet models. IEEE Transactions on Acoustics, Speech, and Signal Processing. 1989;37(12):2091-110.
20.Crooks I, Fallone BG: Contrast enhancement of portal images by selective histogram equalization. Med Phys 20:199-204, 1993.
21.Qiu J, Li HH, Zhang T, Ma F, Yang D. Automatic x-ray image contrast enhancement based on parameter auto-optimization. Journal of applied clinical medical physics. 2017 Nov 1;18(6):218-23.

[Downloaded from pejouhesh.sbmu.ac.ir on 2026-11-17]