

نهان‌نگاری دوگانه‌ی اطلاعات محرمانه‌ی بیمار در تصاویر پزشکی با استفاده از تبدیل کانتورلت

فرهاد رحیمی^۱، دکتر حسین ربانی^۲، دکتر سعید کرمانی^۳

چکیده

مقدمه: پیشرفت تکنولوژی ارتباطات، گسترش روزافزون اینترنت و رشد سریع کاربردهای آن از یک سو و تغییر تصاویر آنالوگ به دیجیتال در تجهیزات پزشکی و همچنین ورود سیستم‌های جدید در حوزه سلامت، باعث شده است که روش‌های تشخیص و درمان از راه دور مورد توجه قرار گیرد و مراکز درمانی را به سوی جهان دیجیتال و ارتباط از طریق داده‌های دیجیتالی سوق دهد. اما از آنجا که ذخیره و ارسال اطلاعات پزشکی به صورت دیجیتال، با فرمت استاندارد (DICOM) Digital imaging and communications in medicine می‌باشد و انتقال این اطلاعات از طریق اینترنت صورت می‌گیرد، خطرهای جدیدی همچون انتشار اطلاعات بیمار و یا تغییر مغزخانه‌ی آن، متوجه اطلاعات پزشکی می‌شود. یکی از تکنیک‌های جدیدی که از آن می‌توان به عنوان سدی در برابر این خطرات استفاده کرد، نهان‌نگاری است که در آن اطلاعات بیمار به گونه‌ای در تصاویر قرار داده می‌شود که با دید انسان غیر قابل تشخیص باشد، بدون آنکه فرمت و اندازه‌ی تصاویر تغییر کند.

روش‌ها: نهان‌نگاری دارای روش‌های مختلفی است که کارآمدترین آن‌ها روش‌های کور و در حوزه‌ی تبدیل است که در این مقاله نیز از روش کور و حوزه‌ی تبدیل کانتورلت استفاده شده است. در این مقاله با تقسیم تصاویر پزشکی به دو ناحیه‌ی سودمند و غیر سودمند، از الگوریتمی دوگانه برای پنهان سازی داده استفاده شده است. پس از بردن تصویر به حوزه‌ی کانتورلت در سطح تجزیه‌ی مورد نظر و انتخاب باند پایین‌گذر و بلوک‌بندی آن، برای ذخیره‌ی یک بیت داده، میانگین ضرایب موجود در هر بلوک با ضریب جاسازی انتخابی به صورت زوج و فرد مطابق داده کوانتیزه می‌شود.

یافته‌ها: نتایج معیارهای سنجشی همچون (PSNR) Peak signal to noise ratio، (SSIM) Structural similarity measure و (BER) Bit error rate نشان دهنده‌ی کارآمدی روش ارائه شده است.

واژگان کلیدی: نهان‌نگاری، حوزه‌ی تبدیل، تبدیل کانتورلت

مقدمه

بیماری توسط پزشک کمک می‌کند (۱). با تبدیل تصاویر پزشکی از حالت آنالوگ به تصاویر دیجیتال، ابزارآلات بخش سلامت همانند سیستم‌های نمایش و ذخیره‌سازی مجبور به تغییر از حالت فیلم به دیجیتال هستند که این امر باعث ظهور سیستم‌های ذخیره و نمایش جدید همچون PACS (Picture archiving and communication system) شده است (۲). از سویی دیگر، با پیشرفت تکنولوژی

سالانه ده‌ها هزار تصویر پزشکی در مراکز تصویربرداری به منظوره‌ای گوناگونی همچون تشخیص، تحقیق، تدریس و بانک‌های اطلاعاتی گرفته می‌شود. در این تصاویر اطلاعات شخصی از بیمار (سن، جنسیت، سابقه‌ی بیماری) و اطلاعاتی از وضعیت بیمار در صورت یادداشت توسط کارکنان مراکز تصویربرداری، وجود دارد که به تشخیص بهتر

^۱ گروه مهندسی پزشکی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

^۲ استادیار، گروه مهندسی پزشکی، دانشکده‌ی پزشکی و مرکز تحقیقات پردازش تصویر و سیگنال پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

^۳ استادیار، گروه مهندسی پزشکی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

یک تصویر به منظور انتقال این اطلاعات به صورت پنهان و یا اثبات مالکیت آن تصویر است؛ به طوری که اطلاعات موجب تغییری در تصویر که برای انسان قابل تشخیص باشد، نشود (۵). در نهان‌نگاری سه قابلیت مهم باید وجود داشته باشد (۱). شفافیت (Imperceptibility)، مقاومت (Robustness) و ظرفیت (Capacity) سه ویژگی مهمی است که هر الگوریتم نهان‌نگاری باید داشته باشد. در مبحث نهان‌نگاری تصاویر، روش‌های نهان‌نگاری را از جنبه‌ها و دیدگاه‌های مختلف می‌توان دسته‌بندی کرد. مهم‌ترین این دسته‌بندی‌ها بر اساس حوزه‌ی افزودن داده به تصویر و یا بر مبنای نیاز یا عدم نیاز به تصویر در گیرنده انجام می‌گیرد. روش‌های نهان‌نگاری از لحاظ حوزه‌ی افزودن داده به دو دسته روش‌های حوزه‌ی تبدیل مکان (Spatial domain) و روش‌های حوزه‌ی تبدیل (Transform domain) تقسیم می‌شوند (۶).

روش‌های حوزه‌ی مکان، داده را به صورت مستقیم در شدت نور پیکسل‌های تصویر جاسازی می‌کنند. اغلب روش‌های این حوزه الگوریتمی ساده و در عوض سرعت و گنجایش زیادی دارند. در روش‌های حوزه‌ی تبدیل ابتدا توسط یک تابع تبدیل مناسب، تصویر میزبان به یک حوزه‌ی دیگر برده می‌شود و در آنجا اطلاعات به تصویر افزوده می‌شود و سپس تصویر به حوزه‌ی زمان بازگردانده می‌شود (۷). به طور معمول در برابر پردازش‌های تصویری، روش‌های حوزه‌ی تبدیل از مقاومت بیشتری برخوردار هستند. حفظ شفافیت در روش‌های حوزه‌ی تبدیل، به طور معمول آسان‌تر است. روش‌های نهان‌نگاری بر مبنای نیاز یا عدم نیاز به تصویر در گیرنده برای استخراج داده به دو گروه تقسیم می‌شوند. به روش‌هایی که به

ارتباطات و استفاده از اینترنت در تشخیص و درمان از راه دور و نیز اشتراک‌گذاری تصاویر پزشکی در مراکز به وسیله‌ی PACS، ذخیره‌سازی و ارسال اطلاعات پزشکی به صورت دیجیتال کاربرد روز افزون یافته است. اما قرار گرفتن اطلاعات بیمار با فرمت استاندارد Digital imaging and communications (DICOM) (in medicine) در تصاویر پزشکی و همچنین انتقال این تصاویر از طریق شبکه یا اینترنت، امکان سوء استفاده و تغییر مغرضانه‌ی اطلاعات را ایجاد می‌کند (۳). به همین دلیل، استفاده از روش‌های پنهان‌سازی اطلاعات در تصاویر، به طوری که اطلاعات به آسانی قابل آشکارسازی و تغییر نباشد، بسیار ضروری به نظر می‌رسد. به طور کلی، دو شیوه‌ی پنهان‌سازی اطلاعات (Data hiding) وجود دارد (۴).

در روش اول که رمزنگاری می‌باشد، اطلاعات به طریقی رمز می‌شود که برای شخص ثالث قابل فهم نیست، اما فرستنده و گیرنده با استفاده از کلید مشترک می‌توانند اطلاعات مورد نظر را رمزگشایی کنند. این روش به دلیل آنکه به شخص ثالث وجود مخفی‌سازی اطلاعات را نشان می‌دهد و نیز تا قبل از رمزگشایی هیچ شباهتی به تصویر اصلی ندارد و همچنین به خاطر آنکه پس از یک بار رمزگشایی می‌تواند مورد تکثیر و توزیع غیر قانونی قرار گیرد، در عمل در بعضی از مواقع کافی و مؤثر نیست و به همین دلیل روش‌های دیگری به جای رمز کردن ارایه شده است. به طور کلی، رمزنگاری برای محافظت داده‌ها حین عمل ارسال از فرستنده به گیرنده استفاده می‌شود (۴) و به همین دلیل به جای رمز کردن، روش‌های دیگری همچون نهان‌نگاری (Watermarking) ارایه شده است. منظور از نهان‌نگاری، قرار دادن اطلاعات در

با ناحیه‌بندی تصویر به دو ناحیه‌ی ROI و RONI و قرار دادن داده در ناحیه‌ی RONI با ضریب جاسازی بالا و پنهان‌سازی داده با ضریب جاسازی کوچک در ناحیه‌ی ROI، کوچک‌ترین تأثیر سوئی در تصویر نمی‌گذارند.

به دنبال این بخش، معرفی تبدیل کانتورلت در بخش ۳، شرح الگوریتم و معیارهای سنجش در بخش ۴، نتایج الگوریتم در بخش ۵ و در بخش ۶ نتیجه‌گیری آورده شده است.

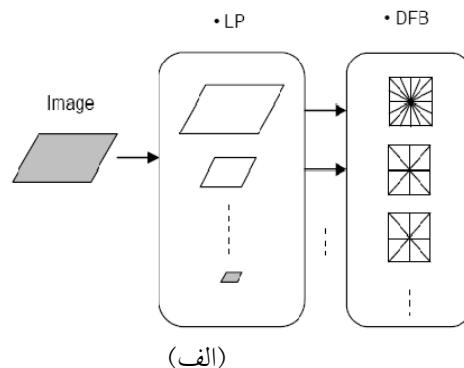
تبدیل کانتورلت

تبدیل کانتورلت (۱۲) یک تبدیل چند مقیاسی، ناهمسان‌گرد (Anisotropy) و جهت‌دار است که به طور ذاتی دو بعدی می‌باشد. تبدیل کانتورلت با در اختیار گذاشتن یک مجموعه‌ی غنی‌تر از جزییات یک تصویر نسبت به تبدیل ویولت، به طور مؤثرتری ناهمواری‌ها را -که به طور معمول قسمت‌های غالب یک تصویر هستند- نمایش می‌دهد. در بحث چند مقیاسی بودن استفاده از فیلتر بانک هرمی لاپلاسن و در بحث جهت‌دار بودن از فیلتر بانک جهت‌دار استفاده می‌شود. به چنین ترکیبی فیلتر بانک جهت‌دار هرمی (Pyramid directional filter bank) و به بسط حاصل از آن تبدیل کانتورلت می‌گویند. این تبدیل بر خلاف تبدیل ویولت محدود به تجزیه در سه جهت افقی، عمودی و قطری نیست، بلکه می‌توان در هر مقیاس آن را به تعداد جهت‌های دلخواه تجزیه کرد و ضرایب بیشتری به دست آورد که این خود باعث جداسازی دقیق‌تر می‌شود. این تبدیل به طور ذاتی دو بعدی و جدایی‌ناپذیر است و برخلاف تبدیل ویولت که به طور ذاتی یک بعدی است، قادر به تشخیص بهتر ناهمواری‌ها و انحناها در تصویر است (۱۳).

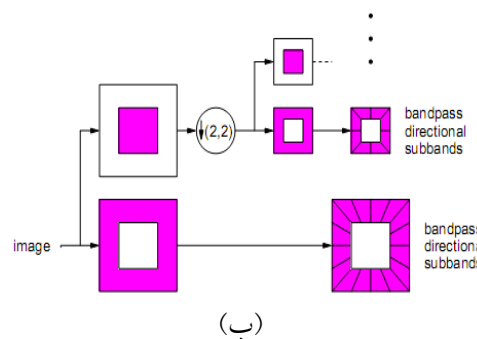
تصویر اصلی نیاز دارد، روش‌های غیر کور (Non blind) و به روش‌هایی که به تصویر اصلی نیاز ندارند و فرآیند استخراج آن‌ها مستقل از داده‌ی اصلی صورت می‌گیرد، روش‌های نهان‌نگاری کور (Blind) گویند. این گونه روش‌ها محبوبیت بیشتری دارند (۸) و به دلیل عدم نیاز به داده‌ی اصلی جهت استخراج، دارای کاربردهای وسیعی هستند؛ اما در عوض مکانیزم استخراج پیچیده‌تری دارند.

از آنجایی که نهان‌نگاری داده در تصاویر پزشکی به منظور و روش‌های متفاوتی انجام می‌گیرد، تعدادی از الگوریتم‌های نهان‌نگاری تصاویر پزشکی، تصویر را به دو ناحیه‌ی سودمند (Region of interest یا ROI) و غیر سودمند (Region of non-interest یا RONI) تقسیم می‌شود و اطلاعات بیمار در فرآیند پنهان‌سازی داده، در RONI که تشخیص را به مخاطره نمی‌اندازد، قرار داده می‌شود. از این گروه می‌توان به مقالات (۹)، (۱۰) و (۱۱) اشاره کرد. در این مقاله از الگوریتم نهان‌نگاری در حوزه‌ی تبدیل کانتورلت (Contourlet)، روش کور و الگوریتم دوگانه برای پنهان‌سازی داده استفاده شده است. در این الگوریتم، داده با ضریب جاسازی‌های متفاوت در دو ناحیه‌ی ROI و RONI پنهان می‌شود. در این روش از نهان‌نگاری مقاوم (Robust) برای قرار دادن امضای دیجیتال پزشک یا کد شناسایی بیمار در ناحیه‌ی RONI تصویر به منظور اثبات مالکیت، و از نهان‌نگاری نیمه شکننده (Semi fragile) برای قرار دادن اطلاعات شخصی بیمار در ناحیه‌ی ROI استفاده شده است. از آنجا که نهان‌نگاری مقاوم با ضریب جاسازی بالا، داده را در تصویر پنهان می‌کند و جاسازی داده نباید کوچک‌ترین اثری در تشخیص بگذارد. از این‌رو در این الگوریتم

نمودار یک فیلتر بانک جهت‌دار هرمی در شکل ۱ آورده شده است.



(الف)



(ب)

شکل ۱. (الف) شمای کلی تبدیل کانتورلت (۱۴)، (ب) ساختار تبدیل کانتورلت (۱۵)

باعث می‌شود به ازای هر کاراکتر، یک بیت از مجموع بیت‌های دنباله‌ی ایجاد شده از اطلاعات کاهش یابد. پس از بردن تصویر به حوزه‌ی کانتورلت در سطح تجزیه‌ی دوم، ضرایب موجود در زیر باندهای انتخابی بلوک‌بندی می‌شود. اگر B_k بلوک k ام در زیر باندهای پایین‌گذر باشد و $k = 1, 2, \dots, K$ دنباله‌ی داده‌ی باینری باشد، با استفاده از معیار میانگین فرآیند نهان‌نگاری در مراحل زیر انجام می‌شود.

❖ میانگین هر بلوک M_k توسط ضریب کوانتیزاسیون انتخابی Q که معرف ضریب قدرت جاسازی داده است، مطابق رابطه‌ی زیر کوانتیزه می‌شود تا نمایان‌گر ذخیره‌ی یک بیت در بلوک k باشد. حاصل آن متغیر جدیدی به نام q است $(q = \text{round}(\frac{M_k}{Q}))$.

❖ متغیر جدیدی به نام diff به کمک رابطه‌ی ۱ تعریف می‌شود.

$$\text{diff} = \text{abs}(q - \text{floor}(\frac{M_k}{Q})) \quad (1)$$

❖ اگر در دنباله‌ی داده W_k صفر باشد و q فرد باشد و یا W_k یک باشد و q زوج باشد، با توجه به مقدار diff مقدار q مشخص می‌شود. اگر $\text{diff} = 0$ باشد، $q' = q + 1$ و اگر $\text{diff} = 1$ باشد، $q' = q - 1$ برای W_k و q شرایطی به غیر از شرایط ذکر شده داریم $q' = q$.

❖ از حاصل ضرب q' و ضریب کوانتیزاسیون انتخابی میانگین بلوک ضرایب تغییر یافته به دست می‌آید $(M'_k = q' \times Q)$.

❖ با تفریق میانگین بلوک ضرایب تغییر یافته و میانگین بلوک ضرایب اصلی، اختلاف میانگین بلوک k پس از وارد کردن داده به بلوک به دست می‌آید $(\Delta M_k = M'_k - M_k)$.

روش‌ها

روند گنجاندن

به منظور اعمال اطلاعات بیمار در تصاویر انتخابی ابتدا اطلاعات مورد نیاز را از سربرگ تصاویر انتخاب و سپس متنی (*.txt) شامل این اطلاعات ایجاد می‌شود. پس از آن کد اسکی هر کاراکتر موجود در متن در پایه‌ی دودویی به دست می‌آید و با قرار دادن آن‌ها در کنار هم دنباله‌ای از صفر و یک (W_k) ایجاد می‌گردد. به منظور کاهش داده‌ای که قصد مخفی کردن آن وجود دارد، به جای استفاده از هشت بیت برای هر کاراکتر از هفت بیت استفاده شده است که این خود

وجود در تصویر نهان‌نگاری شده نسبت به تصویر اصلی و یا شباهت دو تصویر ارایه شده است. این معیارها به دو گروه تقسیم می‌شوند. گروه اول که با معیارهای سیستم بینایی انسان کمتر مطابقت دارد، بر مبنای سنجش شباهت دو تصویر به صورت سراسری (Global) عمل می‌کند و میزان شباهت و یا اختلاف موجود بین تصویر اصلی و تصویر نهان‌نگاری شده را اندازه‌گیری می‌کند. مهم‌ترین معیار متعلق به این گروه PSNR (Peak signal to noise ratio) است که بسیار مورد استفاده قرار می‌گیرد. میزان PSNR به طور معمول بر حسب dB بیان می‌شود (۱۶). مقادیر بزرگ‌تر PSNR نشان دهنده‌ی شباهت بیشتر بین تصویر اصلی و نهان‌نگاری شده می‌باشد. به منظور سنجش میزان شباهت بین تصویر اصلی و نهان‌نگاری شده با ابعاد (M, N) از معیار PSNR مطابق رابطه‌ی ۲ استفاده شده است.

$$PSNR = 10 \log_{10} \frac{M \times N \times \max(I^2)}{\sum_{i=0}^{M-1} \sum_{j=0}^{N-1} (I_0 - I_{ij})^2} \quad (2)$$

گروه دوم معیارهایی هستند که بیشتر با سیستم بینایی انسان تطابق دارند و با ناحیه‌بندی تصاویر، به اندازه‌گیری شباهت بین دو تصویر می‌پردازند. رایج‌ترین معیار متعلق به این گروه SSIM (Structural Similarity measure) است (۱۷). هر چه مقدار SSIM به عدد یک نزدیک‌تر شود، نشان دهنده‌ی شباهت بیشتر بین تصویر اصلی و نهان‌نگاری شده می‌باشد. در معیار SSIM با ناحیه‌بندی تصویر اصلی (I) و نهان‌نگاری شده (I') و اندازه‌گیری سه پارامتر روشنایی (Luminance) LC، کنتراست (Contrast) و بافت (Structure) SC در هر ناحیه (RI)، به مقایسه‌ی دو تصویر مطابق رابطه‌ی ۳ پرداخته می‌شود که در آن مقادیر α ، β و λ نشان دهنده‌ی اهمیت

❖ با اضافه کردن اختلاف میانگین بلوک ΔM_k به هر یک از عناصر موجود در بلوک k ام ضرایب تغییر یافته به‌دست می‌آید.

❖ پس از تغییرات لازم به ضرایب موجود در تمامی بلوک‌ها مطابق داده‌ی باینری، با گرفتن تبدیل معکوس کانتورلت از ضرایب تغییر یافته، تصویر نهان‌نگاری شده با اطلاعات بیمار به دست می‌آید. که این تصاویر با معیارهای سنجش الگوریتم‌های نهان‌نگاری مورد ارزیابی قرار می‌گیرد.

به طور خلاصه می‌توان گفت تک بیت W_k در بلوک B_k به این نحو ذخیره می‌شود که گرد شده‌ی تقسیم $(\frac{M_k}{Q})$ برای W_k صفر، زوج و برای W_k یک، فرد باشد.

روند استخراج داده

برای بازخوانی اطلاعات بیمار از تصویر نهان‌نگاری شده، تصویر نهان‌نگاری شده به حوزه‌ی کانتورلت برده و مطابق فرایند وارد کردن اطلاعات بیمار به تصویر همان سطح تجزیه و زیر باندها انتخاب می‌شود.

❖ مشابه آنچه که در وارد کردن داده انجام شد، بلوک‌ها تشکیل و میانگین‌گیری می‌شود و از روی آن مقدار S برای هر بلوک طبق رابطه‌ی زیر تعیین می‌شود $(S = \text{round}(\frac{M_k}{Q}))$.

❖ اگر S زوج بود، $W_k = 0$ است و اگر فرد بود، $W_k = 1$ است. با تکه کردن داده‌ی استخراجی به قسمت‌های هفت بیتی و تبدیل آن به داده‌ی ده‌دهی، کد اسکی مربوط به هر کاراکتر به دست می‌آید که با تبدیل آن به کاراکتر، اطلاعات بیمار که در تصویر نهان شده بود، حاصل می‌گردد.

معیارهای سنجش

معیارهای مشخصی برای اندازه‌گیری میزان اعوجاج

هر کدام از پارامترها برای مقایسه هستند.

$$SSIM(RI, RI') = LC(RI, RI')^\alpha \times CC(RI, RI')^\beta \times SC(RI, RI')^\gamma \quad (3)$$

پارامترهای روشنایی، کنتراست و بافت به ترتیب توابعی از میانگین، انحراف معیار و همبستگی ناحیه‌های دو تصویر هستند.

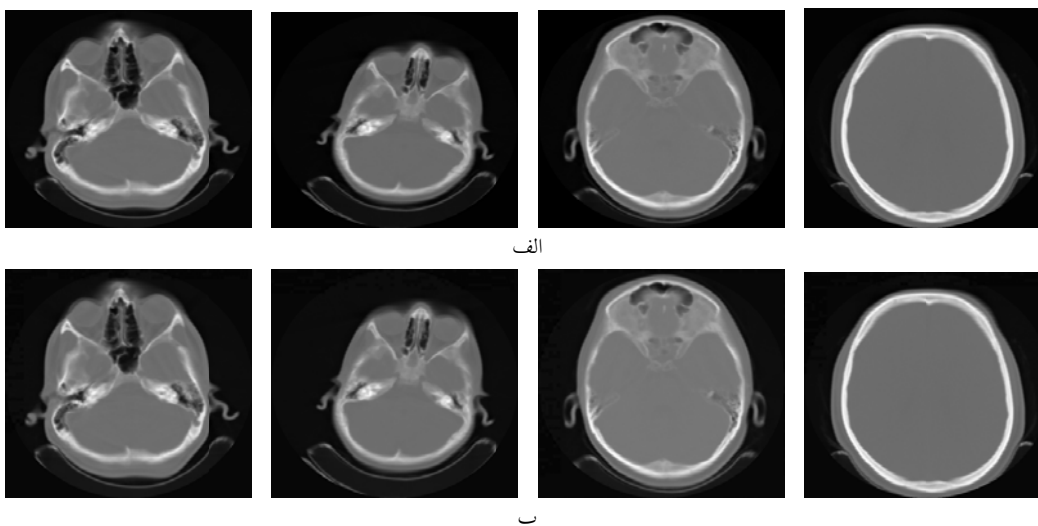
جهت سنجش میزان برگشت پذیری داده‌ی وارد شده به تصویر اصلی و داده‌ی بازخوانی شده از تصویر نهان‌نگاری شده در برابر حملات مختلف از معیار BER (Bit error rate) (۱۸) مطابق رابطه‌ی ۴ استفاده شده است که در آن بیت‌های دنباله‌ی داده‌ی اصلی W_k ، بیت‌های دنباله‌ی داده‌ی استخراجی W'_k و K طول دنباله است.

$$BER = \frac{\sum_{k=1}^K |W(k) - W'(k)|}{K} \times 100 \quad (4)$$

یافته‌ها

برای انجام آزمایش‌ها از بیست تصویر دیجیتال CT مغز، که با همکاری بخش CT اسکن بیمارستان آیت‌اله کاشانی اصفهان انتخاب و اخذ گردید، استفاده

شده است. پنج تصویر از این مجموعه تصاویر به عنوان نمونه در شکل ۲ آورده شده است. برای مقایسه‌ی بهتر، این تصاویر در کنار تصاویر نهان‌نگاری شده‌ی آن‌ها ارائه شده است. پس از وارد کردن تصاویر به رایانه و اعمال اطلاعات بیمار بر روی آن‌ها در حوزه‌ی کانتورلت با استفاده از نرم‌افزار MATLAB، تصاویر نهان‌نگاری شده به دست می‌آید. ناحیه‌بندی تصویر به دو ناحیه‌ی ROI و RONI در این مقاله به صورت خودکار انجام می‌شود. برای یک تصویر با ابعاد $M \times N$ ، لبه‌های چپ و راست تصویر در دو بردار L و R با طول M ، و لبه‌های بالا و پایین در دو بردار T و B با طول N ، قرار داده می‌شود. برای هر بردار با انتخاب ۴ متغیر جدید ($l = \min(L)$ ، $r = \max(R)$ ، $t = \min(T)$ و $b = \max(B)$) گوشه‌ی بالا و چپ با مختصات (t, l) و گوشه‌ی پایین راست با مختصات (b, r) یک مربع به دست می‌آید که این مربع ناحیه‌ی ROI و خارج از این مربع ناحیه‌ی RONI را تشکیل می‌دهد. نمونه‌ی ناحیه‌بندی الگوریتم برای یک تصویر در شکل ۳ آورده شده است.



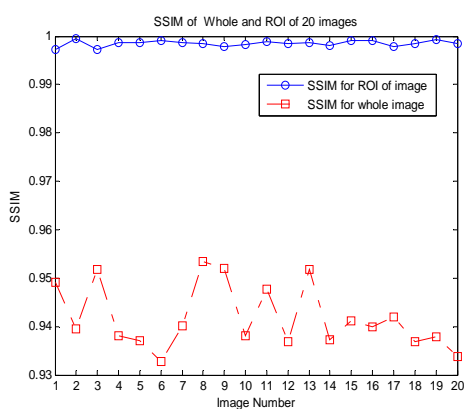
شکل ۲. الف) پنج تصویر اصلی از مجموعه تصاویر CT، ب) همان تصاویر پس از فرایند نهان‌نگاری.

ضریب جاسازی ۲۰۰ برای پنهان‌سازی داده به طول ۳۵۱ بیت در ناحیه‌ی RONI مجموعه تصاویر CT و مخفی‌سازی اطلاعات بیمار به طول ۱۰۰۱ بیت با ضریب جاسازی ۴ در ناحیه‌ی ROI مجموعه تصاویر، تصاویر CT نهان‌نگاری شده به دست می‌آید. شکل ۴ میزان شباهت بین ۲۰ تصویر CT اصلی و ۲۰ تصویر CT نهان‌نگاری شده، با استفاده از دو معیار PSNR و SSIM برای ناحیه‌ی ROI و کل تصویر را نشان می‌دهد. همانطور که از این دو شکل مشخص است، به علت انتخاب ضریب جاسازی کوچک، میزان شفافیت در ناحیه‌ی ROI بسیار بالا است.

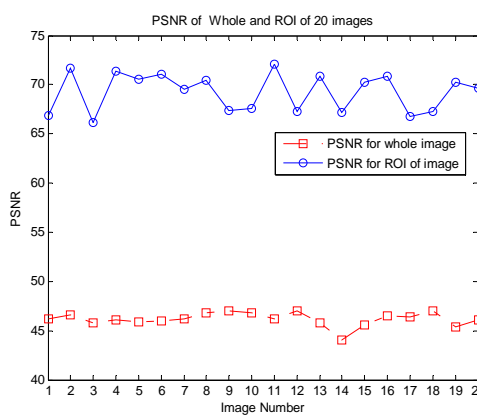
به منظور سنجش مقاومت الگوریتم دوگانه در مجموعه تصاویر CT، از اعمال یک سری حملات بر تصاویر نهان‌نگاری شده و استخراج اطلاعات پنهان شده و مقایسه‌ی آن با اطلاعات اصلی استفاده شده است. شکل ۵ میزان خطای استخراج داده را در هنگامی که هیچ نویز و حمله‌ای به مجموعه تصاویر CT نهان‌نگاری شده اعمال نشده است، نشان می‌دهد. همانطور که در شکل ۵ مشاهده می‌شود، خطای استخراجی در

شکل ۳. ناحیه‌بندی تصویر به دو ناحیه‌ی **Region of interest (ROI)** و **Region of non-interest (RONI)**

همانطور که در شکل مشخص است، در ناحیه‌ی RONI هیچ پارامتر تشخیصی وجود ندارد و فقط شامل زمینه‌ی مشکی تیره است. در این الگوریتم دوگانه تصاویر در دو سطح، تجزیه و تعداد جهت‌ها در هر سطح، دو انتخاب شده است. برای تجزیه‌ی تصاویر به زیر باندهای متنوع، از فیلتر "pkva" برای فیلتر جهتی و هرمی استفاده شده است. با بلوک‌بندی 2×2 تصویر پایین‌گذر که زیر باندهای با اندازه‌ی 128×128 می‌باشد و اعمال الگوریتم با ضریب جاسازی‌های متفاوت در ناحیه‌ی ROI و RONI، تصاویر نهان‌نگاری شده به دست می‌آید. با انتخاب



ب

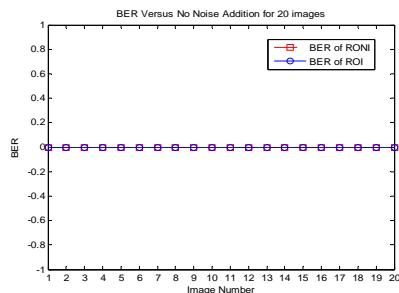


الف

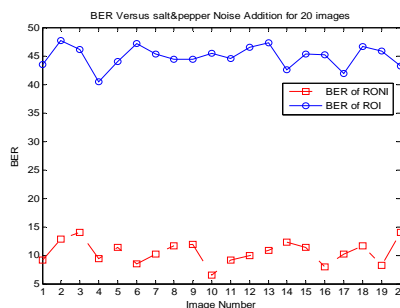
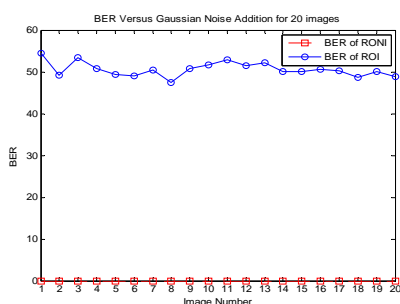
شکل ۴. سنجش میزان شباهت بین ۲۰ تصویر CT اصلی و ۲۰ تصویر CT نهان‌نگاری شده با استفاده از دو معیار برای ناحیه‌ی

Region of interest (ROI) و **Peak signal-to-noise ratio (PSNR)**، **Structural similarity index measure (SSIM)**

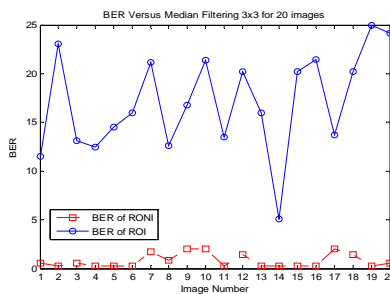
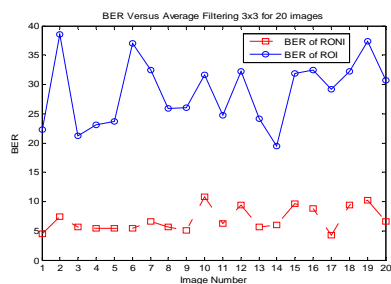
Structural similarity index measure



شکل ۵. میزان خطای استخراجی برای ناحیه‌ی (ROI) Region of non-interest و ناحیه‌ی (RONI) Region of non-interest در حالت بدون نویز برای ۲۰ تصویر CT نهان‌نگاری شده

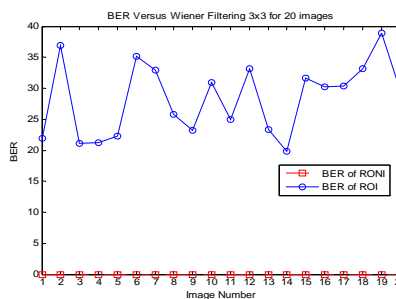
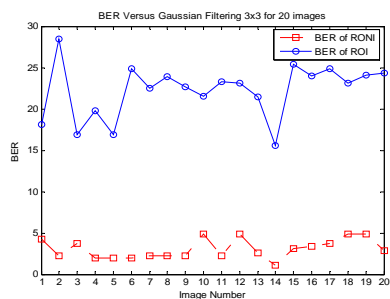


شکل ۶. میزان خطای استخراجی ۲۰ تصویر CT نهان‌نگاری شده به روش دوگانه برای ناحیه‌ی (ROI) Region of interest و ناحیه‌ی (RONI) Region of non-interest در حمله (الف) افزودن نویز فلنل نمکی ۰/۰۰۵، (ب) افزودن نویز گوسی با واریانس ۵۰۰



(ب)

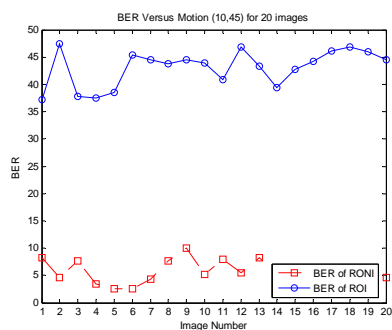
(الف)



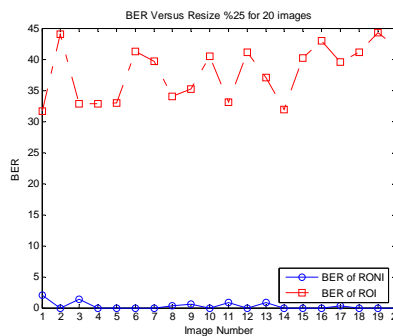
(ت)

(پ)

شکل ۷. میزان خطای استخراجی ۲۰ تصویر CT نهان‌نگاری شده به روش دوگانه برای ناحیه‌ی (ROI) Region of interest و ناحیه‌ی (RONI) Region of non-interest در حمله (الف) فیلترینگ میانه ۳ × ۳، (ب) فیلترینگ میانگین ۳ × ۳، (پ) فیلترینگ وینر ۳ × ۳، (ت) فیلترینگ گوسین ۳ × ۳



(ب)



(الف)

شکل ۸. میزان خطای استخراجی ۲۰ تصویر CT نهان‌نگاری شده به روش دوگانه برای ناحیه‌ی (ROI) Region of interest و ناحیه‌ی (RONI) Region of non-interest در حمله (الف) تغییر اندازه‌ی ۲۵٪ و برگرداندن به اندازه‌ی اصلی، (ب) حرکت در زاویه‌ی ۴۵ درجه به اندازه‌ی ۱۰ پیکسل

این مقاله با بردن تصویر به حوزه‌ی کانتورلت و به دست آوردن ضرایب پایین‌گذر آن، برای اضافه کردن اطلاعات بیمار که پیش از این به داده‌ی باینری تبدیل شده‌اند، با ضریب جاسازی متفاوت در دو ناحیه‌ی ROI و RONI، تغییرات لازم به این ضرایب مطابق داده‌ی باینری به نحوی انجام گرفته شد که میانگین هر بلوک زوج یا فرد شود. سپس با گرفتن تبدیل معکوس کانتورلت از ضرایب تغییر یافته، تصویر نهان‌نگاری شده با اطلاعات بیمار به دست آمد که این تصاویر با معیارهای سنجش الگوریتم‌های نهان‌نگاری مورد ارزیابی قرار گرفت. برای بازخوانی اطلاعات بیمار از تصویر نهان‌نگاری شده نیز تصویر نهان‌نگاری شده به حوزه‌ی کانتورلت برده شد و مطابق فرایند وارد کردن اطلاعات بیمار به تصویر، همان ضرایب کانتورلت انتخاب گردید. سپس با توجه به این ضرایب و الگوریتم بازخوانی، داده‌ی باینری استخراج شد و با تبدیل داده‌ی باینری به کاراکتر، اطلاعات بیمار که در تصویر نهان شده بود، به دست آمد. نتایج نشان دهنده‌ی کارآمدی الگوریتم پیشنهادی است.

حالت بدون نویز برای این الگوریتم دوگانه در مجموعه تصاویر، صفر است که نشان دهنده‌ی برگشت پذیری کامل الگوریتم دوگانه‌ی اعمال شده و استخراج کامل داده و اطلاعات بیمار برای مجموعه تصاویر است. به منظور سنجش مقاومت الگوریتم دوگانه در مجموعه تصاویر، یک سری حملات بر تصاویر نهان‌نگاری شده اعمال شده است. شکل‌های ۶، ۷ و ۸ میزان خطای استخراجی برای مجموعه تصاویر CT در برابر انواع حمله‌ها را نشان می‌دهد. با بررسی این اشکال مشاهده می‌شود، میزان خطا در استخراج داده از ناحیه‌ی RONI بسیار کمتر از میزان خطا در استخراج داده از ناحیه‌ی ROI است که این خود به خاطر تفاوت ضریب جاسازی داده در این دو ناحیه است.

بحث

با نهان‌نگاری در تصاویر دیجیتال پزشکی می‌توان اهدافی همچون بهبود سطح امنیت، محرمانگی اطلاعات خصوصی بیمار و ذخیره‌ی یک‌پارچه‌ی فایل تصویری با فایل اطلاعات بیمار را به دست آورد. در

References

1. Raul RC, Claudia FU, Trinidad-Bias GJ. Data hiding scheme for medical image. Proceedings of the 17th International Conference on Electronics, Communications and Computers; 2007 Feb 26-28; Cholula, Puebla. p. 32-5.
2. Coatrieux G, Maitre H, Sankur B, Rolland Y, Collorec R. Relevance of watermarking in medical imaging. Proceedings of the International Conference on Information Technology Applications in Biomedicine; 2000 Nov 9-10; Arlington, USA. p. 250-55.
3. Coatrieux G, Quantin C, Montagner J, Fassa M, Allaert FA, Roux C. Watermarking medical images with anonymous patient identification to verify authenticity. Stud Health Technol Inform 2008; 136: 667-72.
4. Pastorfid E, Iores G. An image steganography algorithm for 24-bit color images using edge detection filter. Institute Of Computer Science 2006; 1-5.
5. Li H, Song W, Wang SH. A novel blind watermarking algorithm in contourlet domain. Proceedings of the 18th International Conference in Pattern Recognition; 2006 Aug 20-24; Hong Kong, China. p. 639-42.
6. Thangavel P, Kumaran T. Fragile watermark for tamper detection using structural distortion measure. IEEE International Symposium industrial Electronics; 2007 June 4-7; Vigo, Spain. p. 1755 - 60.
7. Sheng-he S, Zhe-ming L, Xia-mu N. Digital watermarking technique and application. Beijing, China: Science Press; 2004.
8. Zhu G, Sang N. Watermarking algorithm research and implementation based on DCT block. Proceedings of the conference World Academy of Science, Engineering and Technology; 2008; p. 38-42.
9. Zain JM, Fauzi ARM, Aziz AA. Clinical Evaluation of Watermarked Medical Images. Proceedings of the 28th IEEE EMBS Annual International Conference on Engineering in Medicine and Biology Society; 2006 Aug 30-Sep 3; New York, NY, USA. p. 5459 - 62.
10. Zain JM, Fauzi ARM. Evaluation of Medical Image Watermarking with Tamper Detection and Recovery (AW-TDR). Proceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS on Engineering in Medicine and Biology Society; 2007 Aug 22-26; Lyon, France. p. 5661-64.
11. Zain JM, Clarke M. Reversible Region of Non-Interest (RONI) Watermarking for Authentication of DICOM Images. International Journal of Computer Science and Network Security 2007; 7(9): 19-28.
12. Do MN, Vetterli M. Contourlets: a directional multiresolution image representation. Proceeding of the International Conference on Image Processing; 2002; Urbana, IL, USA. p. 357-60.
13. Li H, Song W, Wang SH. A novel blind watermarking algorithm in contourlet domain. Proceedings of the 18th International Conference on Pattern Recognition; 2006; Hong Kong, China. p. 639 - 42.
14. Eslami R, Radha H. The contourlet transform for image denoising using cycle spinning. Proceedings of the 37th Asilomar Conference on Signals, Systems and Computers; 2003 Nov 9-12; Pacific Grove, CA, USA. p. 1982-86.
15. Shu ZH, Wang SH, Deng CH, Liu G, Zhang L. Watermarking Algorithm based on Contourlet Transform and Human Visual Model. Proceedings of the International Conference on Embedded Software and Systems; 2008 July 29-31; Sichuan, China. p. 348 - 52.
16. Zhang ZH, Huang W, Zhang J, Yu H, Lu Y. Digital Image Watermark Algorithm in the Curvelet Domain. Proceedings of the International Conference on Intelligent Information Hiding and Multimedia Signal Processing; 2006 Dec; Pasadena, CA, USA. p. 105-108.
17. Petitcolas FAP. Watermarking schemes evaluation. Signal Processing Magazine 2000; 17(5): 58-64.
18. Xiao SH, Ling H, Zou F, Lu ZH. Adaptive image watermarking algorithm in contourlet domain. Proceedings of the workshop on Frontier of Computer Science and Technology; 2007 Nov 1-3; Wuhan, China; p. 125-30.

Dual Watermarking of Medical Images with Private Patient Information Based on Contourlet Transform

Farhad Rahimi¹, Hossein Rabbani PhD², Saeed Kermani PhD³

Abstract

Background: Advances in information and communication technologies and quick growth in using the Internet on one hand, and changing of medical equipment from analog to digital as well as modified appearance of modern healthcare system, on the other, cause more attention to telemedicine in health care centers. The transmission and storage of medical images in health care centers has a standard file format (DICOM). Since data is exchanged between these centers via ordinary commercial information transmitting channels like the Internet, new problems like issuance of patient information or malicious modification can occur. Watermarking is one of the new techniques used to solve this problem. Digital watermarking can imperceptibly embed patient information without changing image size or format. Watermarking has various techniques, but blind method and transform-based techniques are more popular.

Methods: In this research, we introduced a new blind contourlet-based watermarking technique. Images were divided into a region of interest (ROI) and a region of non-interest (RONI) and dual watermarking was used. After applying contourlet transform, the blocks were formed using coefficients of low level subband. For storing one bit in a selected block, the average of coefficients of each block was quantized to odd or even and appropriate procedures were used.

Findings: Different techniques such as peak signal-to-noise ratio (PSNR), bit error rate (BER), and structural similarity index measure (SSIM) demonstrated the efficiency of the proposed method.

Keywords: Watermarking, Transform domain, Contourlet transform

¹ Department of Biomedical Engineering, School of Medicine, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran

² Assistant Professor, Department of Biomedical Engineering, School of Medicine AND Medical Image and Signal Processing Research Center, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran

³ Assistant Professor, Department of Biomedical Engineering, School of Medicine, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran

Corresponding Author: Hossein Rabbani PhD, Email: h_rabbani@med.mui.ac.ir