

واترمارکینگ سیگنال الکتروکاردیوگرافی بر روی تصاویر پزشکی با استفاده

از الگوریتم EZW

محمد صالح نام بخش^۱، علیرضا احمدیان^{۲*}، محمد قوامی^۳، رضا شمس دیلمقانی^۴

۱- کارشناس ارشد مهندسی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران

۲- استادیار گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران و مرکز تحقیقات علوم و تکنولوژی در پزشکی تهران

۳- دانشیار گروه مخابرات UWB، دانشگاه کینگز لندن

۴- استادیار گروه مخابرات UWB، دانشگاه کینگز لندن

تاریخ پذیرش مقاله: ۸۵/۶/۴

تاریخ دریافت نسخه اصلاح شده: ۸۵/۵/۱۸

چکیده

مقدمه: در این مقاله، یک روش جدید واترمارکینگ کور با استفاده از کلید رمزی یا سری جهت جایگذاری سیگنال الکتروکاردیوگرافی در تصاویر پزشکی ارائه می‌شود. فرآیند جایگذاری اطلاعات هنگام فشردن سازی تصویر توسط الگوریتم EZW^۱ صورت می‌پذیرد و فرآیند استخراج اطلاعات علامت گذاری شده در روند معکوس EZW انجام می‌شود.

مواد و روش ها: واترمارکینگ چندرزولوشنی ارائه شده در این مقاله کور می‌باشد چون در فرآیند استخراج علامتها در تبدیل EZW فقط به کلید سری نیاز داریم. دو مرحله جهت جایگذاری سیگنال به الگوریتم EZW اضافه می‌شود که شامل:

- مخفی کردن یا جایگذاری سیگنال علامت گذاری شده در تصویر میزبان که در بخش کدکننده EZW در هنگام کد کردن تصویر در گذارهای متوالی انجام می‌شود.

- استخراج علامتها و در مرحله EZW معکوس و به همان بخش کدکننده EZW اضافه می‌شود.

نتایج: چندین تصویر در اندازه‌های ۲۵۶×۲۵۶ و ۵۱۲×۵۱۲ به وسیله ۵ سایز مختلف ۵۱۲، ۱۰۲۴، ۲۰۴۸، ۴۰۹۶، ۸۱۹۲ بایت سیگنال الکتروکاردیوگرام^۲ واترمارک شدند. تصاویر استفاده شده در سه نوع تصویربرداری تشدید مغناطیسی، سی تی و ماموگرافی می‌باشند و سیگنال الکتروکاردیوگرافی استفاده شده از یک نوع نرمال می‌باشد. نسبت سیگنال به نویز^۳ محاسبه شده بین تصویر اصلی و تصویر فشرده شده واترمارک شده و همچنین بین سیگنال اصلی و سیگنال استخراج شده بیش از ۳۵ دسی بل برای اکثر آزمایشات می‌باشد برای تصاویر واترمارک شده پارامتر β محاسبه شده است که برای همه تصاویر واترمارک شده بالاتر از ۰.۷ و در اکثر موارد بالاتر از ۰.۹ است.

بحث و نتیجه گیری: مقادیر نسبت سیگنال به نویز بدست آمده غیرقابل رویت بودن مارک در تصویر و قدرت بدون تغییر ماندن مارک پس از استخراج در الگوریتم ارائه شده را نشان می‌دهد. همچنین مقادیر β که میزان حفظ لبه های تصویر را نشان می‌دهد نتیجه‌ای بسیار مطلوب از لحاظ حفظ لبه‌های تصویر ارائه می‌کند. روش ارائه شده قادر است تا ۱۵٪ از حجم تصویر را به مارک اختصاص دهد در حالیکه بر روی تصویر خرابی زیادی از لحاظ بینایی وارد نکند. روش ارائه شده با توجه به نوع جایگزینی، قابلیت‌های مهم واترمارکینگ شامل غیر قابل رویت بودن، استحکام، کور بودن و درصد بالای آنرا برآورده می‌کند.

(مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۳، شماره ۱۰، بهار ۸۵: ۸۹-۷۵)

واژگان کلیدی: واترمارکینگ، جایگذاری، الکتروکاردیوگرام، EZW، موجک، تصاویر پزشکی

* نویسنده مسؤول: علیرضا احمدیان

آدرس: گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشکده پزشکی،

دانشگاه علوم پزشکی تهران ahmadian@sina.tums.ac.ir

تلفن: ۸۸۹۷۳۶۵۳- (۲۱) ۹۸+

1 - Embedded Zero Tree Wavelet

2 - ECG

3 - PSNR

۱- مقدمه

پیشرفت روز افزون اینترنت و کاربردهای موفقیت آمیز آن در حوزه پزشکی و همچنین تبادلات اطلاعات پایگاه داده‌ها بین بیمارستانها به روش‌های انتقال و ذخیره سازی کارآمدی نیاز دارد تا هزینه درمان و تبادل اطلاعات درمان را پائین و کم خطر سازد. این تبادل اطلاعات شامل حجم زیادی از اطلاعات حیاتی بیمار نظیر بیوسیگنالها و تصاویر و تاریخچه درمانی بیمار می‌باشد. قرار دادن یک فرم داده به عنوان مثال داده‌های یک بعدی نظیر سیگنال الکتروکاردیوگرام در داده دیگر نظیر تصاویر پزشکی می‌تواند مزایای داشتن امنیت در کنار بهره گیری موثر از حافظه را داشته باشد. ایده واترمارکینگ دیجیتال اطلاعات الکترونیک بویژه اطلاعات الکترونیکی بیمار یک زمینه تحقیقاتی بسیار مهم در طی سالیان اخیر بوده است که مقالات بسیاری در رابطه با روشهای مختلف واترمارکینگ و کاربردهای آن را به خود اختصاص داده است.

یک واترمارک دیجیتال عبارت است از قرارگرفتن غیرمحمسوس اطلاعات درون اطلاعاتی دیگر که بطورکلی تمایل به محافظت از آن داده یا احراز هویت و حفظ حقوق کپی رایت مالکین آن داده را دارد به نحوی که تنها مالکین یا افراد صاحب صلاحیت توانایی استخراج و آشکارسازی اطلاعات درون اطلاعات میزبان را داشته باشند. و عموماً بوسیله کلید سری این قابلیت به آنها داده می‌شود. واترمارکینگ در این مقاله شامل قرار گرفتن سیگنال الکتروکاردیوگرام در تصاویر پزشکی می‌باشد.

واترمارکینگ به علت امنیت بالایی که ایجاد می‌کند در حوزه پزشکی از راه دور جهت حفاظت از اطلاعات پزشکی در مقابل دستبرد بدخواهانه و دید افراد غیر قابل اعتماد کاربرد دارد [۱].

بسیاری از روشهای واترمارکینگ که ارائه شده اند به دو حوزه مکان و انتقال دسته‌بندی می‌شوند. روش‌های مربوط به حوزه

مکان استقامت کمتری در مقابل حملات حتی ساده ترین آنها دارند (انتقال، چرخش و غیره) بنا براین اکثر پژوهشهای اخیر بر روی حوزه تبدیل شامل تبدیل فوریه مستقیم، تبدیل موجک مستقیم، تبدیل موجک گابور و غیره بوده‌اند.

همچنین واترمارکها را می‌توان بر اساس نحوه استخراج علامت دسته بندی کرد که شامل واترمارکهای کور و نیمه کور و غیرکور بنابر بی نیاز بودن به داده‌های اولیه میزبان و علامت، نیاز به تنها علامت و نیاز به داده میزبان به ترتیب دسته بندی می‌شوند.

در این مقاله ضمن مروری بر تبدیل موجک و الگوریتم EZW استفاده از آن را برای جایگذاری و استخراج علائم در واترمارکینگ توضیح داده‌ایم و میزان کارایی آن را با محاسبه پارامترهای ارزیابی بررسی نموده‌ایم.

۲- مواد و روشها

۲-۱- مروری بر تبدیل موجک

تبدیل موجک عبارتست از تجزیه یک سیگنال $f(t)$ به مجموعه ای از توابع $\psi_{mn}(t)$ که از انتقال و تغییر مقیاس تابع $\psi(t)$ (که تابع موجک مادر نامیده می‌شود) بدست آمده‌اند [۲-۵]:

$$\psi_{mn}(t) = 2^{-m/2} \psi(2^{-m}t - n) \quad (1)$$

که در آن m و n به ترتیب شاخصهای مربوط به تغییر مقیاس و انتقال می‌باشند.

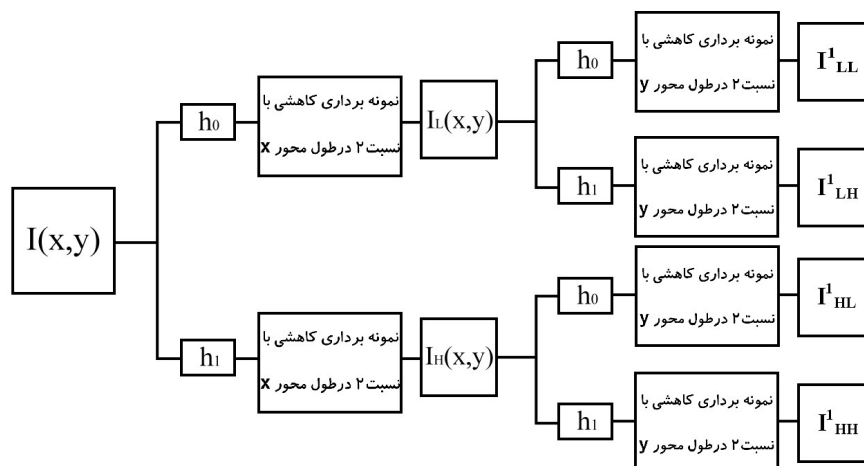
تابع موجک مادر از توابع مقیاس $\phi(t)$ طبق روابط زیر بدست می‌آید:

$$\phi(t) = \sqrt{2} \sum_{k=-\infty}^{\infty} h_0(k) \phi(2t - k) \quad (2)$$

$$\psi(t) = \sqrt{2} \sum_{k=-\infty}^{\infty} h_1(k) \phi(2t - k) \quad (3)$$

که در آن $\phi(t)$ تابع مقیاس، ψ تابع موجک و h_0 و h_1 به ترتیب فیلترهای پایین گذر و بالاگذر می‌باشند.

مولفه های این دو تبدیل، تبدیل دوبعدی بدست آید. این فرایند در شکل (۱) نشان داده شده است:

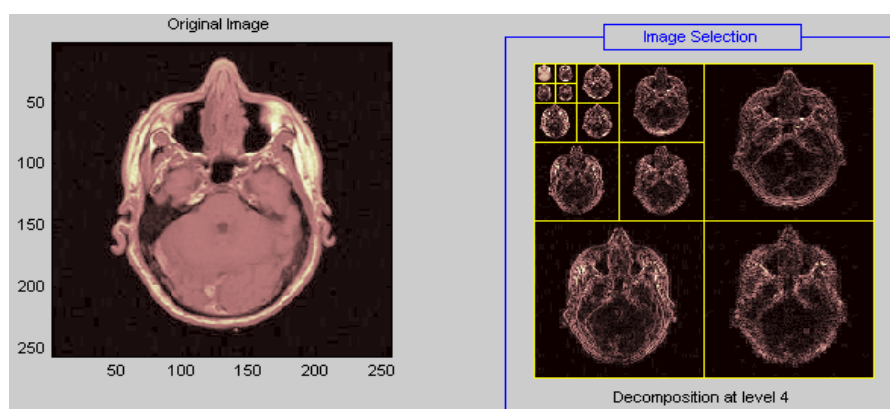


شکل ۱- نمودار تبدیل موجک یک تصویر در دو مقیاس

گذر و یک فیلتر بالاگذر عبور نموده و نمونه برداری کاهشی می شود. در نتیجه چهار زیر تصویر حاصل می شود که عبارتند از: مولفه I_{LL}^1 متناظر است با مولفه فرکانس پایین تصویر در هر دو جهت. مولفه I_{LH}^1 شامل جزئیات افقی تصویر است. مولفه I_{HL}^1 شامل جزئیات عمودی تصویر است. مولفه I_{HH}^1 نیز جزئیات قطری را شامل می شود.

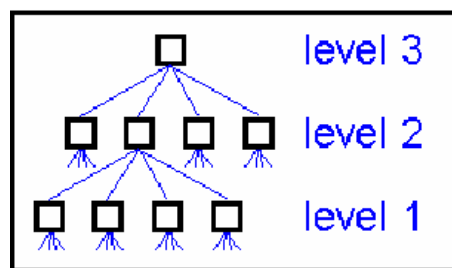
برای اعمال تبدیل موجک بر تصاویر، باید از تبدیل موجک دو بعدی استفاده نماییم [۳]. بدین منظور تبدیل یک بعدی را بر سطرها و ستونهای آرایه تصویر اعمال می کنیم تا از ترکیب

در این شکل تصویر اولیه در راستای x (سطرها) از یک فیلتر پایین گذر و یک فیلتر بالاگذر عبور نموده و نمونه برداری کاهشی می شود. این مرحله ۲ تصویر حاصل می کند که یکی شامل فرکانسهای پایین تصویر $I_L(x,y)$ و دیگری شامل فرکانسهای بالای تصویر $I_H(x,y)$ می باشد. در مرحله بعدی، هر یک از این دو تصویر در راستای y (ستون ها) از یک فیلتر پایین



شکل ۲- تبدیل موجک تصویر تشدید مغناطیسی سر در چهار مقیاس

معرفی شد. اما میتوان بر روی تصاویر و سیگنالهای سه بعدی و یک بعدی هم به کار رود. وقتی فشرده سازی تصویر یا سیگنال مورد نظر است باید علاوه بر ذخیره کردن مقادیر ضرایب، موقعیت آنها نیز ذخیره شود. بعد از اعمال تبدیل ویولت بر روی یک تصویر یا سیگنال می توان آنرا به خاطر زیر نمونه های^۲ اعمال شده به صورت درختهایی نمایش داد و یک ضریب در زیر باند های بالا با چهار یا دو ضریب در زیر باندهای پایتتر از خود همبستگی دارد. این همبستگی یک نمودار درختی چهار یا دو تایی را بین ضرایب تشکیل می دهد که شکل ۳ آنرا نشان می دهد. در این الگوریتم با استفاده همبستگی گفته شده و کاهش داده های اضافی^۳ موجود در تصاویر به ضرایب فشرده سازی بسیار بالا می رسیم [۵].



شکل ۳- نمایش رابطه Parent-child

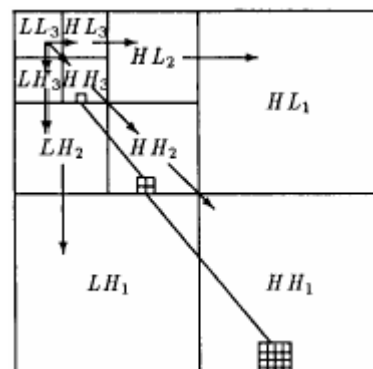
ب) ضرایب موجک بزرگتر، از اهمیت بیشتری نسبت به ضرایب کوچکتر برخوردار هستند. کد کننده EZW با کد کردن ضرایب بصورت نزولی در گذارهای مختلف هر دو مورد بالا را مورد استفاده قرار می دهد. برای هر گذار یک آستانه نسبت به همه ضرایب اندازه گیری می شود. در این روش از یکسری آستانه های از قبل تعریف شده بر اساس فرمول ۴ استفاده می شود بنابراین نیازی به انتقال و

همانطور که در شکل ۲ می بینید تصویر تشدید مغناطیسی سر بعد از هر بار تجزیه موجک به چهار آرایه به ابعاد نصف قبل بنام زیرباندهای جزئیات و تقریب تبدیل می شود و برای تجزیه بیشتر دوباره زیر باند تقریب به چهار زیر باند تبدیل می شود این مرحله در شکل ۲ برای چهار بار ادامه پیدا کرده است و در نهایت آرایه ای با ابعاد تصویر اولیه متشکل از زیر باندهای جزئیات در همه سطوح و آخرین زیر باند تقریب را تشکیل داده است که در سمت راست آن می بینید.

۲-۲- مروری بر الگوریتم EZW

• EZW در تصویر

الگوریتم EZW یک روش فشرده سازی اطلاعات می باشد که از تبدیل موجک برای کد کردن استفاده می کند. این روش توسط جی. ام. شاپیرو^۱ [۵] برای تصاویر و سیگنالهای دوبعدی



کد کننده EZW بر مبنای دو اصل استوار است:

الف) عموماً تصاویر معمولی یک طیف پایین گذر دارند و زمانیکه تبدیل موجک بر روی اینگونه تصاویر اعمال می شود انرژی موجود در زیرباندها با کاهش مقیاس، کاهش می یابد بنابراین دامنه ضرایب موجک به طور میانگین در زیرباندهای مقیاس پایین نسبت به زیرباندهای مقیاس بالا از اهمیت کمتری برخوردار است.

1- J.M.Shapiro
2- Sampling Sub
3- Redundancy

به طوری که T_0 بیشینه و $\gamma(x, y)$ ضرایب موجک و T_i آستانه هر گذار می باشد. در هر آستانه دو نوع گذار وجود دارد که اولین گذار، گذار اصلی نامیده می شود. در این گذار تصویر پویش میشود و برای هر ضریب یک علامت بخصوص تولید می شود (با توجه به جدول ۱).

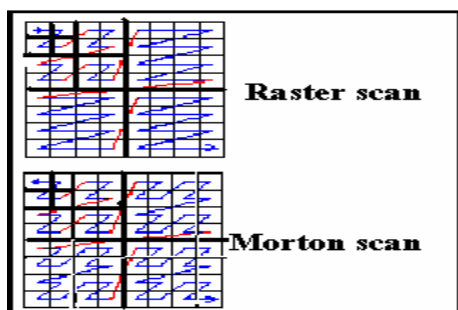
ذخیره سازی آستانه ها هنگام کد کردن نمی باشد که این امر موجب صرفه جویی در اطلاعات هدر می شود.

$$T_i = \frac{T_{i-1}}{2}, \quad T_0 = 2^{\log_2(\max |\gamma(x, y)|)} \quad (4)$$

جدول ۱- چگونی تبدیل ضرایب به چهار سمبل P, N, Z, IZ

نشانه	مقدار قدرمطلق	علامت
P ضرایب مثبت با اهمیت	بزرگتر از آستانه	+
N ضرایب منفی با اهمیت	بزرگتر از آستانه	-
Z (درخت صفر)	کوچکتر از آستانه ولی دارای درخت بامعنی با ضریبی بزرگتر از آستانه می باشد	مهم نیست
IZ (درخت صفر جدا)	کوچکتر از آستانه و دارای درخت بی معنی باتمام ضرایب کوچکتر از آستانه می باشد	مهم نیست

مرحله ضرایب موجود در Subordinant_list با آستانه موجود در این گذار مقایسه می شوند و در صورت بزرگتر بودن این ضرایب از آستانه عدد ۱ و در صورت کوچکتر بودن از آستانه عدد صفر را تولید می کنند (استفاده از فاصله ها برای کد کردن). یک پارامتر مهم در این روش خود ضرایب می باشند و بدون دانستن مکان ضرایب، بازکننده رمز EZW قادر به بازسازی تصویر نخواهد بود. بنابراین از روش های پویش از پیش تعریف شده استفاده می شود که در شکل ۴ نمونه ای از آنها را می بینید.



شکل ۴- نمایش روشهای مختلف پویش آرایه ضرایب موجک تصویر

نشانه های P, N ضرایبی هستند که از اهمیت بیشتری هنگام کد کردن برخوردارند. همچنین برای تشخیص اینکه یک ضریب ریشه درخت چهارتایی است یا خیر، کل درخت باید پویش شود که این عمل زمان بر است. در پایان هر مرحله همه ضرایبی که قدرمطلقشان بزرگتر از آستانه میباشد، قدر مطلقشان در Subordinant_list قرار داده می شوند و محل این ضرایب در تصویر با صفر پر می شود که این امر به خاطر جلوگیری کردن از کد شدن دوباره این ضرایب در پویش بعدی می باشد. زمانیکه همه ضرایب موجک مورد بررسی قرار گرفتند آنگاه آستانه کوچکتر می شود و تصویر دوباره پویش می شود تا جزئیات بیشتری وارد کدکننده شود. این اعمال تکرار می شوند تا همه ضرایب موجک بطور کامل کد شوند یا شرط دلخواهی بدست آید. ایده جالبی که در اینجا برای کد کردن تصویر استفاده می شود به کارگرفتن همبستگی بین ضرایب موجک در مقیاسهای مختلف می باشد. دومین گذار Subordinant_pass نامیده می شود که در این

• EZW در سیگنال

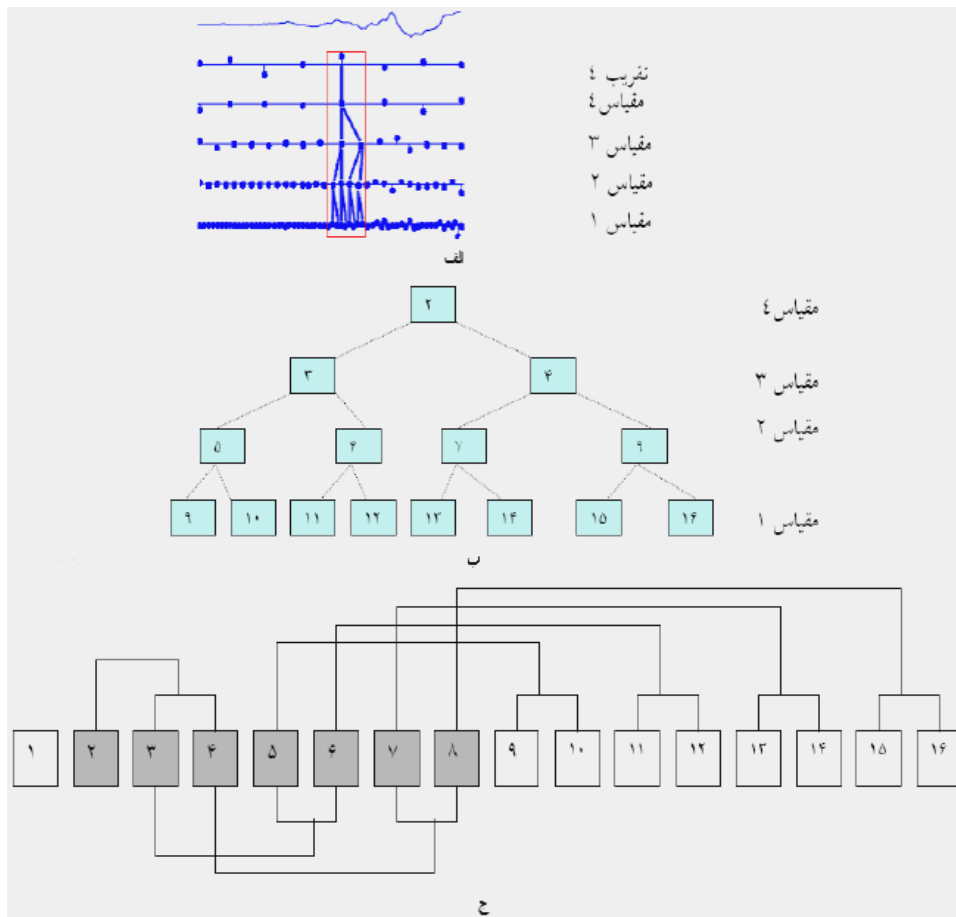
در این پروژه سیگنال الکتروکاردیوگرام را به عنوان علامت داریم که این سیگنال را به حوزه موجک می‌بریم و آرایه‌ای

از ضرایب جزئیات آن را در مقیاسهای مختلف به ترتیب از بالاترین مقیاس تا اولین مقیاس می‌سازیم [۱،۴،۶].
به عنوان مثال اگر ۴ بار سیگنال را با موجک تجزیه کنیم آرایه مذکور عبارت است از:

D4	D3	D2	D1
----	----	----	----

رابطه بین ضرایب سیگنال به صورت درخت دوتایی در مقیاسهای مختلف است که در شکل زیر به طور واضح دیده می‌شود. هر ضریب دو ضریب در مقیاس‌های پایینتر را دارد که با هم همبستگی دارند. و این ۲ ضریب هر کدام

۲ ضریب دیگر در مقیاس پایینتر را دارا می‌باشند که همه با هم یک نمودار درختی دوتایی تشکیل می‌دهند. این مورد در شکل ۷ نمایش داده شده است [۷].



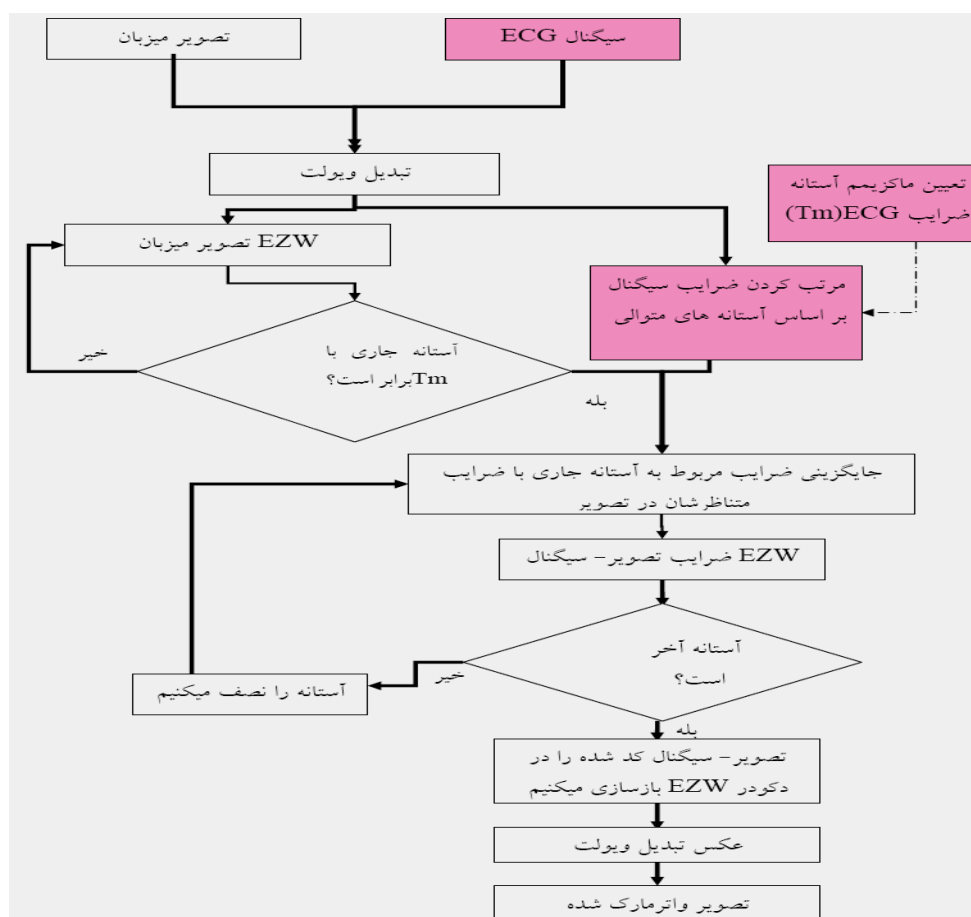
شکل ۵- نمایش ارتباط ضرایب موجک سیگنال در ساختار درخت دوتایی

است که نمودار آنرا در شکل ۶ می‌بینید. فرآیند جایگذاری در هنگام کدکردن تصویر در EZW یعنی مرحله تبدیل تصویر به نشانه‌های P، Z، N، IZ در گذارهای متوالی، به الگوریتم اضافه می‌شود بدین معنی که پس از تعیین بزرگترین آستانه ضرایب موجک تصویر و سیگنال، کد نمودن تصویر شروع می‌شود و در همه گذارها منتظر رسیدن به بیشینه آستانه سیگنال می‌شود به محض رسیدن به این آستانه جایگذاری سیگنال شروع می‌شود که در قسمتهای بعدی به تفصیل این مرحله توضیح داده خواهد شد و سپس تصویر کد شده وارد مرحله بازگشایی رمز EZW می‌شود و تصویر فشرده شده واترمارک شده بازسازی می‌شود.

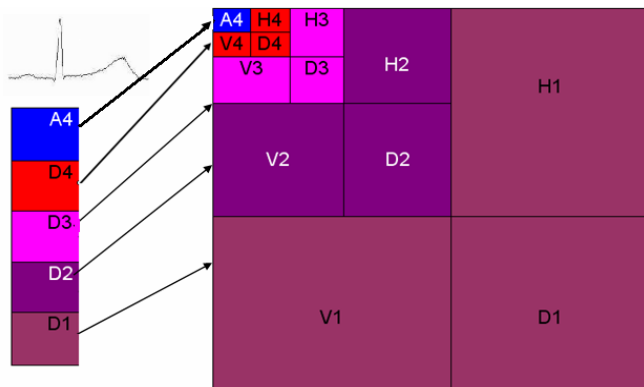
در این مقاله جهت رسیدن به امنیت بالا در واترمارکینگ از ساختار شاخه‌ای، همبستگی موجود بین ضرایب موجک، نوع پویش ضرایب موجک و قابلیت انعطاف پذیری آن در الگوریتم EZW استفاده شده است. از وجود این قابلیت مشابه بین تصویر و سیگنال یعنی اعمال الگوریتم EZW بر روی ضرایب موجک آنها که بین ضرایبشان همبستگی شاخه ای وجود دارد استفاده می‌شود تا سیگنال درون تصویر قرار گیرد.

۲-۳- الگوریتم واترمارکینگ ارائه شده

الگوریتم واترمارکینگ ارائه شده در این مقاله از نوع کور و در حوزه تبدیل موجک می‌باشد. در این روش ما تنها دو فرآیند به الگوریتم EZW اضافه می‌کنیم که شامل مرحله جایگذاری



شکل ۶-نمودار مرحله جایگذاری الگوریتم واترمارکینگ



شکل ۷- نمایش کلی نحوه جایگزینی ضرایب زیر باندها

همانطور که میدانیم درخت سیگنال ۲ تایی است درحالیکه درخت تصویر چهارتایی است بنابراین ۶ حالت مختلف جهت جایگزینی وجود دارد که بر اساس انتخاب کاربر معین خواهد شد (شکل ۸) و به عنوان یکی از کلیدهای امنیتی در کلید سری جهت استفاده در مرحله استخراج قرار می گیرد.



شکل ۸- شش حالت مختلف جایگزینی زیر شاخه ها

کلید سری این روش شامل:

- ۱- T_m بیشینه آستانه ضرایب سیگنال
- ۲- تعداد مرحله تجزیه موجک روی سیگنال و تصویر
- ۳- نقطه شروع جایگزینی مقادیر علامتگذاری شده در آستانه بعد از T_m در تصویر میزبان
- ۴- روش جایگزینی مقادیر علامتگذاری شده بر روی تصویر میزبان
- ۵- نحوه انتخاب ضرایب علامتگذاری شده جهت جایگزینی
- ۶- تعداد ضرایب علامتگذاری شده یا اندازه علامتگذاری شده
- ۷- نحوه انتخاب زیر باندها و ترتیب آنها (H, V, D) یا (V, H, D و ...)
- ۸- انتخاب یک حالت از ۶ حالت شکل ۸
- ۹- هدر تعریف شده در مقاله شاپرو برای الگوریتم EZW [۱]

پس از آن مرحله استخراج علامت است. الگوریتم پس از تجزیه تصویر واترمارک شده با همان تعداد سطح تجزیه ای که در بخش جایگذاری انجام داده است در مرحله بازگشایی رمز EZW بر اساس اطلاعات موجود در کلید سری ضرایب سیگنال علامت گذاری استخراج می کند.

۲-۳-۱- جایگذاری سیگنال

تبدیل موجک تا ۴ سطح با استفاده از تابع موجک db2 بر روی تصویر و سیگنال اعمال می شود تا به آرایه ضرایب ویولت سیگنال و تصویر برسیم. سپس مرحله کد کردن EZW از بیشینه آستانه تصویر شروع می شود و در ۲ مرحله گذار اصلی و Subordinant Pass ضرایب با معنی و مهم موجود در این گذار شروع به کد شدن می شوند (P, N). پس از اتمام این گذار آستانه نصف می شود و گذار بعدی به همین شکل شروع می شود. شروع واترمارکینگ در گذاری که آستانه آن با بیشینه آستانه سیگنال برابر شود خواهد بود. ضرابی از سیگنال متعلق به این آستانه که در بالاترین زیرباند جزئیات و تقریب سیگنال قرار دارند در بالاترین زیرباندهای جزئیات و تقریب تصویر به ترتیب جایگزین می شوند. توجه شود که تنها ضرایب متعلق به این آستانه در گذار جاری در تصویر جایگزین می شوند.

به عنوان مثال اگر سطح تجزیه موجک ۴ باشد $A4$ و $D4$ متعلق به سیگنال در بخش ($H4, V4, D4$) و $A4$ تصویر قرار می گیرند (شکل ۷). این جایگذاری با توجه به نوع پویش از پیش تعریف شده ماتریس ضرایب تصویر انجام می شود. پس از جایگزینی کامل ضرایب در بالاترین مقیاس، حال بر اساس درخت تعریف شده برای ضرایب سیگنال و تصویر، زیر شاخه های این ضرایب در مقیاس های پایین تر بایست جایگزین شوند. بدین معنی که زیر شاخه های سیگنال درون زیرشاخه های تصویر قرار می گیرند.

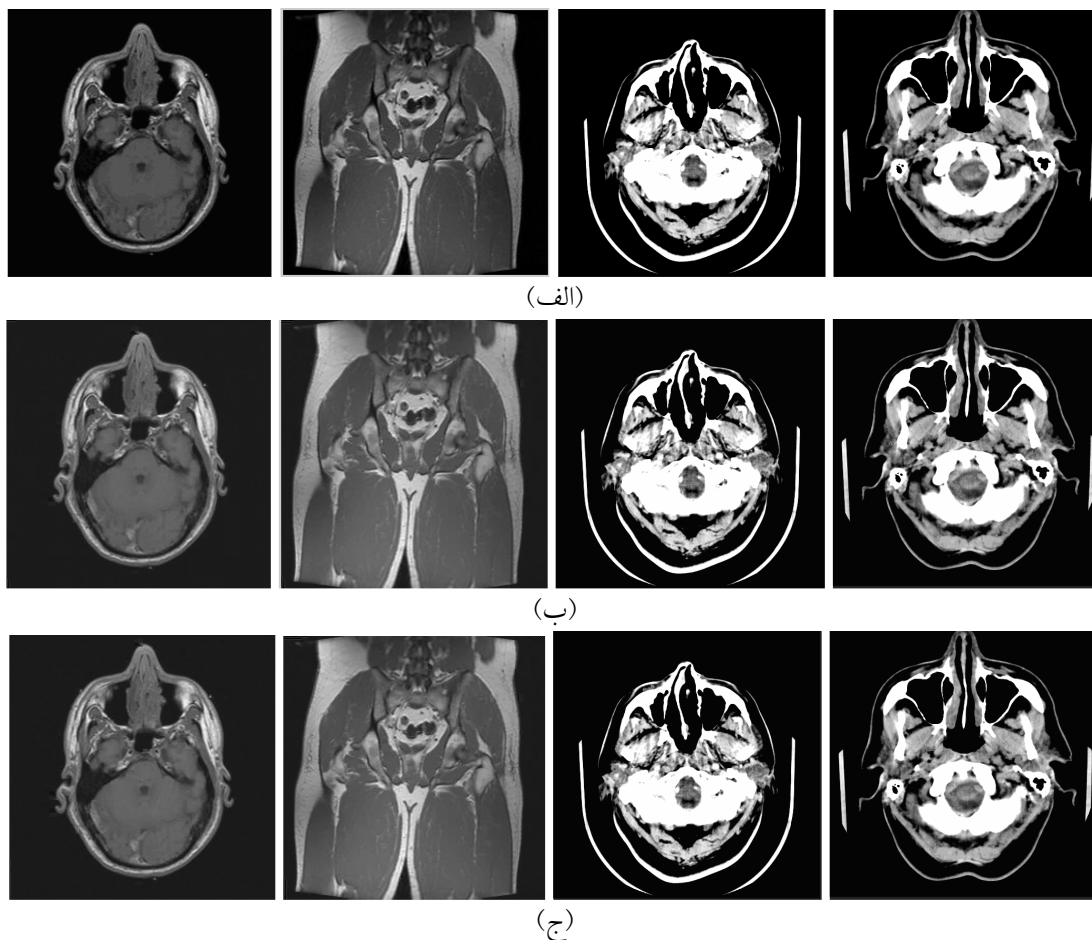
۲-۳-۲- استخراج سیگنال علامت

در مرحله استخراج تقریباً همه مراحل مرحله جایگذاری را به صورت معکوس تکرار خواهیم کرد بدین صورت که تصویر واترمارک شده فشرده شده را دوباره تجزیه و یولت میکنیم (با همان تعداد سطح). سپس با استفاده از ماکزیمم آستانه سیگنال و نحوه اسکن و پارامترهای دیگر استخراج که در کلید سری قرار دارد شروع به استخراج ضرایب بالاترین جزئیات و تقریب سیگنال در بالاترین مقیاس تصویر میکنیم پس از پیدا کردن محل آنها با توجه به محل ضرایب و انتخاب اولیه کاربر از بین ۶ حالت جایگذاری که در شکل ۸ نشان داده

شده اند و در کلید سری قرار دارد شروع به پیدا کردن ضرایب در مقیاس های پائین تر می کنیم (زیرشاخه ها) و بعد از پیدا کردن کل ضرایب در تمام مقیاسها با استفاده از معکوس تجزیه و یولت (IDWT) سیگنال را باسازی می کنیم.

۳- نتایج

۸ تصویر تشدید مغناطیسی و سی تی در سایزهای ۵۱۲×۲۵۶ و ۵۱۲×۵۱۲ با سیگنالهای الکتروکاردیوگرام به سایزهای ۵۱۲، ۱۰۲۴، ۲۰۴۸، ۴۰۹۶، ۸۱۹۲ بایت واترمارک شده اند که تصاویر اولیه و واترمارک شده بعضی از آنها را در اندازه های علامت به اندازه ۲۰۴۸ و ۴۰۹۶ در شکل ۹ می بینید.



شکل ۹_ الف. تصاویر اصلی سی تی اسکن و تشدید مغناطیسی I تحت آزمایش ب. تصاویر واترمارک شده آنها با سیگنال الکتروکاردیوگرام به سایز ۲۰۴۸ ج. تصاویر واترمارک شده آنها با سیگنال الکتروکاردیوگرام به سایز ۴۰۹۶

بین تصاویر اولیه و تصاویر واترمارک شده آنها و همچنین سیگنال اولیه و سیگنال استخراج شده محاسبه کرده ایم که فرمول آنها را در زیر می بینید.

همانطور که می بینید همه این تصاویر از لحاظ تغییرات ایجاد شده روی آنها از نظر قدرت بینایی انسان قابل قبول هستند. جهت ارزیابی عملکرد الگوریتم ارائه شده فاکتورهای ضریب سیگنال به نویز^۱، میانگین مربعات خطای نرمال شده و CC^۲ را

$$NMSE = \frac{\sum_i \sum_j (x_{[0]i,j} - x_{[r]i,j})^2}{\sum_i \sum_j (x_{[0]i,j})^2}, \quad CC = \frac{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N [(x_0(i) - \mu_0) \cdot (x_r(i) - \mu_r)]}{\sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_0(i) - \mu_0)^2} \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_r(i) - \mu_r)^2}} \times 100 \quad (۶)$$

$$PSNR = 10 \log \frac{x_{peak}^2}{MSE} \quad MSE = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N [x_0(i) - x_r(i)]^2 \quad (۷)$$

$$\beta = \frac{\sum \sum [(\Gamma I - \bar{\Gamma} I) \cdot (\Gamma wI - \bar{\Gamma} wI)]}{\sqrt{\sum \sum (\Gamma I - \bar{\Gamma} I)^2 \cdot (\Gamma wI - \bar{\Gamma} wI)^2}} \quad (۸)$$

I تصویر اصلی و wI تصویر واترمارک شده و ΓI تصویر عبور کرده از فیلتر بالاگذر لاپلاسین می باشد و $\bar{\Gamma} I$ متوسط ΓI می باشد. مقادیر محاسبه شده را برای چند تصویر در جدول شماره ۲ می بینید.

در روابط بالا $x_{[0]i,j}$ تصویر یا سیگنال اصلی و $x_{[r]i,j}$ تصویر یا سیگنال واترمارک شده یا استخراج شده است. و μ_0 میانگین سیگنال یا تصویر اولیه، μ_r میانگین سیگنال یا تصویر باسازی

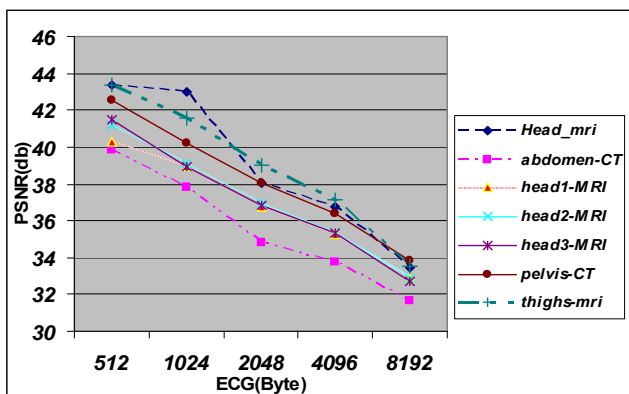
شده، x_{peak}^2 ماکزیمم مقدار نمونه های اولیه است.

و همچنین فاکتور بتا را جهت ارزیابی تغییرات ایجاد شده بر روی لبه ها و جزئیات تصویر در مقابل درصد واترمارک (S/I) محاسبه کرده ایم این فاکتور که میزان حفظ لبه ها^۳ نامیده میشود هر میزان به یک نزدیکتر باشد مطلوبتر است. فرمول آنرا در زیر می بینید:

جدول ۲- نتایج پارامترهای مختلف محاسبه شده بر روی تصویر و سیگنال

تصویر	اندازه تصویر	اندازه سیگنال (بایت)	میانگین مربعات خطای نرمال شده تصویر	سیگنال NMSE	ضریب سیگنال به نویز تصویر (db)	Signal PSNR (db)	درصد کراس کورلیشن سیگنال	درصد کراس کورلیشن سیگنال	تصویر/سیگنال (%)
سرا	۵۱۲×۵۱۲	۵۱۲	۰,۰۰۰۸	۰,۰۰۰۸	۳۸,۴۶	۵۸,۵۹	۸۴,۹۶	۹۹,۸۸	۰,۹۷
	۵۱۲×۵۱۲	۱۰۲۴	۰,۰۰۰۸	۰,۰۰۰۵	۳۸,۱۷	۵۹,۷۵	۸۴,۹۶	۹۹,۹۰	۰,۹۶
	۵۱۲×۵۱۲	۲۰۴۸	۰,۰۰۱۰	۰,۰۰۰۵	۳۷,۵۰	۵۹,۸۵	۸۴,۹۵	۹۹,۹۰	۰,۹۶
	۵۱۲×۵۱۲	۴۰۹۶	۰,۰۰۱۱	۰,۰۰۰۷	۳۶,۸۶	۵۸,۹۱	۸۴,۹۴	۹۹,۸۶	۰,۹۴
سر bn	۵۱۲×۵۱۲	۸۱۹۲	۰,۰۰۱۶	۰,۰۰۱۲	۳۵,۴۴	۵۶,۵۷	۸۴,۹۲	۹۹,۷۵	۰,۹۲
	۵۱۲×۵۱۲	۵۱۲	۰,۰۰۰۸	۰,۰۰۰۸	۴۸,۳۶	۵۸,۵۹	۸۲,۹۹	۹۹,۸۸	۰,۸۹
	۵۱۲×۵۱۲	۱۰۲۴	۰,۰۰۰۷	۰,۰۰۰۵	۴۵,۵۸	۵۹,۷۵	۸۲,۵۰	۹۹,۹۰	۰,۸۵
	۵۱۲×۵۱۲	۲۰۴۸	۰,۰۰۰۶	۰,۰۰۰۵	۴۳,۵۷	۵۹,۸۵	۸۲,۱۱	۹۹,۹۰	۰,۷۸
سر C1	۵۱۲×۵۱۲	۴۰۹۶	۰,۰۰۰۹	۰,۰۰۰۶	۴۱,۸۵	۵۹,۲۴	۸۲,۰۹	۹۹,۸۷	۰,۶۸
	۵۱۲×۵۱۲	۸۱۹۲	۰,۰۰۱۶	۰,۰۰۱۰	۳۹,۲۹	۵۷,۱۶	۸۲,۰۳	۹۹,۷۹	۰,۵۶
	۵۱۲×۵۱۲	۵۱۲	۰,۰۰۰۵	۰,۰۰۰۸	۳۹,۹۷	۵۸,۵۳	۸۶,۵۶	۹۹,۸۸	۰,۹۸
	۵۱۲×۵۱۲	۱۰۲۴	۰,۰۰۰۷	۰,۰۰۰۵	۳۸,۴۷	۵۹,۷۱	۸۶,۵۵	۹۹,۹۰	۰,۹۸
سی تی اسکن ۱	۵۱۲×۵۱۲	۲۰۴۸	۰,۰۰۰۹	۰,۰۰۰۵	۳۷,۴۶	۵۹,۷۸	۸۶,۵۴	۹۹,۹۰	۰,۹۷
	۵۱۲×۵۱۲	۴۰۹۶	۰,۰۰۱۱	۰,۰۰۰۸	۳۶,۵۱	۵۸,۴۲	۸۶,۵۲	۹۹,۸۴	۰,۹۶
	۵۱۲×۵۱۲	۸۱۹۲	۰,۰۰۱۸	۰,۰۰۱۲	۳۴,۳۲	۵۶,۴۲	۸۶,۴۸	۹۹,۷۴	۰,۹۴
	۵۱۲×۵۱۲	۵۱۲	۰,۰۰۰۲	۰,۰۰۰۸	۴۶,۰۹	۵۸,۵۹	۸۲,۱۸	۹۹,۸۸	۰,۹۴
سی تی اسکن ۲	۵۱۲×۵۱۲	۱۰۲۴	۰,۰۰۰۳	۰,۰۰۰۵	۴۴,۲۲	۵۹,۷۵	۸۲,۱۲	۹۹,۹۰	۰,۹۲
	۵۱۲×۵۱۲	۲۰۴۸	۰,۰۰۰۴	۰,۰۰۰۵	۴۲,۹۸	۵۹,۸۵	۸۲,۱۱	۹۹,۹۰	۰,۸۹
	۵۱۲×۵۱۲	۴۰۹۶	۰,۰۰۰۷	۰,۰۰۰۶	۴۰,۸۰	۵۹,۲۴	۸۲,۰۹	۹۹,۸۷	۰,۸۳
	۵۱۲×۵۱۲	۸۱۹۲	۰,۰۰۱۱	۰,۰۰۱۰	۳۸,۹۵	۵۷,۱۴	۸۲,۰۶	۹۹,۷۹	۰,۷۵
تصویر برداری مغناطیسی سر	۵۱۲×۵۱۲	۵۱۲	۰,۰۰۰۱	۰,۰۰۰۸	۴۵,۸۶	۵۸,۵۹	۸۰,۲۴	۹۹,۸۸	۰,۹۵
	۵۱۲×۵۱۲	۱۰۲۴	۰,۰۰۰۲	۰,۰۰۰۵	۴۴,۵۱	۵۹,۷۵	۸۰,۲۳	۹۹,۹۰	۰,۹۳
	۵۱۲×۵۱۲	۲۰۴۸	۰,۰۰۰۳	۰,۰۰۰۵	۴۲,۹۷	۵۹,۸۵	۸۰,۲۲	۹۹,۹۰	۰,۹۰
	۵۱۲×۵۱۲	۴۰۹۶	۰,۰۰۰۵	۰,۰۰۳۶	۴۱,۱۴	۴۹,۷۹	۸۰,۲۲	۹۷,۳۵	۰,۸۵
شکم	۵۱۲×۵۱۲	۸۱۹۲	۰,۰۰۰۹	۰,۰۱۰۰	۳۸,۸۸	۴۷,۴۱	۸۰,۱۸	۹۷,۸۱	۰,۷۶
	۲۵۶×۲۵۶	۵۱۲	۰,۰۰۱۰	۰,۰۰۰۸	۴۳,۳۷	۵۹,۸۵	۸۵,۰۳	۹۹,۸۸	۰,۹۴
	۲۵۶×۲۵۶	۱۰۲۴	۰,۰۰۱۱	۰,۰۰۰۹	۴۲,۹۶	۵۳,۶۶	۸۵,۰۳	۹۹,۵۶	۰,۹۱
	۲۵۶×۲۵۶	۲۰۴۸	۰,۰۰۳۶	۰,۰۰۳۱۷	۳۸,۰۱	۴۲,۳۹	۸۴,۸۵	۹۳,۷۹	۰,۸۵
سی تی اسکن V _m	۲۵۶×۲۵۶	۴۰۹۶	۰,۰۰۴۹	۰,۰۰۳۷۵	۳۶,۷۵	۴۱,۷۸	۸۴,۷۵	۹۲,۳۸	۰,۷۶
	۲۵۶×۲۵۶	۸۱۹۲	۰,۰۱۰۴	۰,۰۰۶۹۵	۳۳,۴۵	۳۹,۰۵	۸۴,۳۵	۸۷,۵۷	۰,۶۶
	۲۵۶×۲۵۶	۵۱۲	۰,۰۰۱۲	۰,۰۰۰۸	۳۹,۸۷	۵۸,۵۹	۷۹,۹۲	۹۹,۸۸	۰,۹۶
	۲۵۶×۲۵۶	۱۰۲۴	۰,۰۰۱۴	۰,۰۰۳۶	۳۷,۴۴	۵۱,۷۶	۷۹,۸۹	۹۹,۳۴	۰,۹۴
سی تی اسکن V _m	۲۵۶×۲۵۶	۲۰۴۸	۰,۰۰۲۸	۰,۰۰۰۵	۳۴,۸۲	۵۹,۷۴	۷۹,۷۰	۹۹,۹۰	۰,۹۰
	۲۵۶×۲۵۶	۴۰۹۶	۰,۰۰۳۶	۰,۰۱۶۷	۳۳,۷۲	۴۵,۲۲	۷۹,۵۷	۹۶,۲۹	۰,۸۶
	۲۵۶×۲۵۶	۸۱۹۲	۰,۰۰۵۹	۰,۰۰۲۷۵	۳۱,۶۳	۳۴,۰۴	۷۹,۲۵	۹۴,۳۵	۰,۷۹
	۲۵۶×۲۵۶	۵۱۲	۰,۰۰۱۰	۰,۰۰۰۸	۴۲,۵۳	۵۸,۵۹	۸۹,۳۹	۹۹,۸۸	۰,۹۶
سی تی اسکن V _m	۲۵۶×۲۵۶	۱۰۲۴	۰,۰۰۱۶	۰,۰۰۰۵	۴۰,۷۴	۵۹,۷۵	۸۹,۳۵	۹۹,۹۰	۰,۹۳
	۲۵۶×۲۵۶	۲۰۴۸	۰,۰۰۳۹	۰,۰۰۰۹	۳۶,۹۲	۵۷,۳۵	۸۹,۲۰	۹۹,۸۲	۰,۸۸
	۲۵۶×۲۵۶	۴۰۹۶	۰,۰۰۵۷	۰,۰۰۰۸	۳۵,۳۲	۵۸,۱۲	۸۹,۱۰	۹۹,۸۲	۰,۸۱
	۲۵۶×۲۵۶	۸۱۹۲	۰,۰۱۰۷	۰,۰۰۱۵	۳۲,۵۹	۵۵,۵۷	۸۸,۷۹	۹۹,۶۹	۰,۷۱

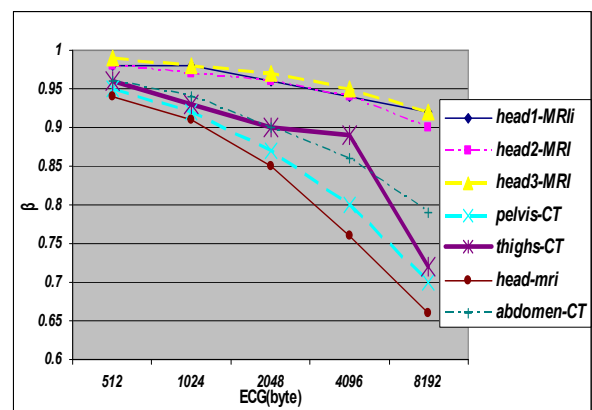
همانطور که میبینید با افزایش سایز سیگنال علامت مقدار بتا از حدود ۰/۹۷ تا ۰/۶۶ برای تصاویر سی تی و تا ۰/۹ برای تصاویر تشدید مغناطیسی کاهش میابد که با توجه نتایج بدست آمده این تفاوت به علت بالا بودن داده اضافه و پایین بودن انرژی ضرایب ویولت در تمام زیرباندهای تصاویر تشدید مغناطیسی در مقایسه با تصاویر سی تی می باشد.



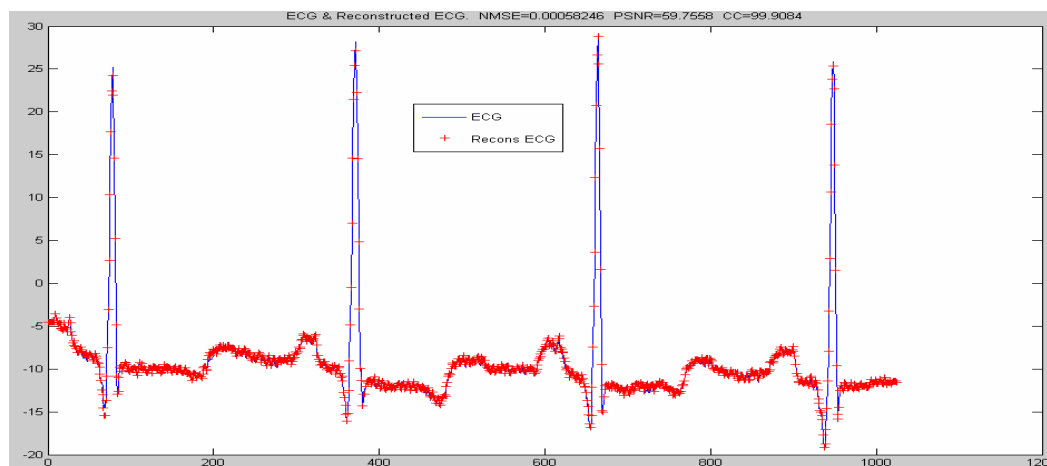
شکل ۱۱- تغییرات ضریب سیگنال به نویز در مقابل سایز سیگنال علامت

همچنین فاکتور NMSE جهت ارزیابی میزان تشابه سیگنال استخراج شده و سیگنال اصلی محاسبه شده است که برای اکثر موارد مقادیر کمتر از ۰/۰۰۱ را نتیجه داده است. و از طرفی نمونه ای از سیگنال اولیه و سیگنال استخراج شده را در سایز ۱ کیلو بایت در شکل ۱۲ می بینید.

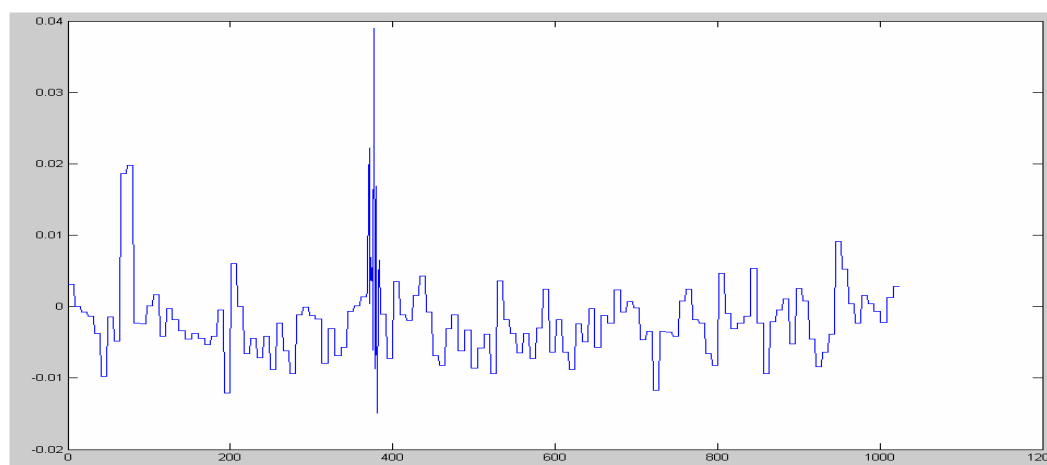
همانطور که میبینید نسبت سیگنال به نویز محاسبه شده بین تصویر اصلی و واترمارک شده بیش از ۳۵ دسی بل می باشد که مقدار بسیار مطلوبی در مقایسه با دیگر روشهای تاکنون ارائه شده است زیرا در اکثر روشهای ارائه شده نسبت سیگنال به نویزهای بالای ۲۵ تا ۳۵ دسی بل را مطلوب در نظر گرفته اند. با توجه به فاکتور β که برای بیشتر موارد حتی سیگنالهای با سایز ۸ کیلو بایت نزدیک به ۱ میباشد قدرت بالای الگوریتم در حفظ پارامتر عدم دگرگونی محسوس در تصویر، قابل درک میباشد. همچنین فاکتور CC که تشابه کلی تصویر اولیه و تصویر واترمارک شده را نشان می دهد بالای ۸۰ می باشد و هر چه این مقدار به ۱۰۰ نزدیکتر شود الگوریتم بهبود می یابد. از منظر درصد واترمارکینگ یا سایز علامت نسبت به سایز میزبان که در ستون آخر جدول قرار داده شده است تا ماکزیمم مقدار ۱۵٪ تست شده است [۴] و از لحاظ عدم دگرگونی ایجاد شده در تصویر با توجه به مقادیر بتا و نسبت سیگنال به نویز و ماکزیمم درصد واترمارکینگ، کاملاً کارایی الگوریتم در حفظ کیفیت اولیه تصویر ضمن مخفی ماندن علامت دیده می شود به عنوان مثال در سایز واترمارکینگ ۱/۴٪، نسبت سیگنال به نویز با مقدار ۳۱/۶۳ و β با مقدار ۰/۷۹ بیان کننده کارایی الگوریتم در عدم تخریب قابل مشاهده و محسوس میزبان می باشد. برای درک بهتر عملکرد الگوریتم نمودار بتا و نسبت سیگنال به نویز یکسری از تصاویر را در شکل ۱۰ می بینید.



شکل ۱۰- تغییرات β در مقابل سایز سیگنال علامت



(الف)



(ب)

شکل ۱۲- الف. سیگنال اولیه الکتروکاردیوگرام و سیگنال استخراج شده ب. خطای موجود بین سیگنال اولیه الکتروکاردیوگرام و سیگنال استخراج شده (NMSE)

۴- بحث و نتیجه گیری

روش ارائه شده پارامترهای مهم واترمارکینگ را پوشش می دهد که به طور مختصر توضیح می دهیم:

غیرقابل رؤیت بودن: زیرا ضرایب با اهمیت جزئیات^۱ و تقریب^۲ در بالاترین مقیاس سیگنال جای ضرایب با اهمیت جزئیات و تقریب متناظرشان در بالاترین مقیاس تصویر قرار

خواهند گرفت. و همچنین از لحاظ پارامتر ساز و کار بنایی انسان^۳ نواحی غیرحساس در اولویت جایگزینی قرار دارند.

استحکام: زیرا ضرایب جایگزین شونده ضرایب با اهمیتی هستند و بوسیله کوانتیزاسیون از دست نخواهند رفت و تنها در صورتی علامت از بین خواهد رفت که تصویر میزبان هم از بین برود.

3 -Human Visual system

1 - detail

2 - approximate

قدرت استخراج علامت: زیرا اگر الگوریتم، ضرایب اصلی را در زیر باندهای بالاترین مقیاس در محل اصلی خود نتواند پیدا کند با توجه به مشخصه های موجود در کلید سری به دنبال معادلی برای آن خواهد گشت.

کور بودن واترمارک: در این روش از قابلیت بسیار مطلوب EZW یعنی کد کردن ضرایب بر اساس آستانه ها و روش اسکن از پیش تعریف شده ضرایب جهت داشتن واترمارکینگ کور استفاده شده است و از آنجا که جهت استخراج تنها به پیدا کردن ضرایب جزئیات و تقریب سیگنال با استفاده از کلید سری نیاز داریم و پس از پیدا کردن محل قرار گرفتن آنها بقیه ضرایب به صورت هوشمند پیدا خواهند شد واترمارکینگ ارائه شده از نوع کور میباشد.

درصد بالای واترمارک: به علت بهترین شکل استفاده از دیتای اضافه موجود در تصاویر از طریق الگوریتم EZW می باشد. بطوریکه ضریب سیگنال به نویز و بتا حاصل، با توجه به سائز بالای سیگنال علامت نسبت به روش های دیگر حوزه تبدیل بسیار مطلوبتر می باشند.

قابلیت های الگوریتم EZW که در واترمارکینگ مدنظر است عبارتند از:

- ۱- توانایی متوقف کردن مرحله اعمال سیگنال مارک در داخل تصویر بصورت تطبیقی^۱ و با توجه به معیارهای از پیش تعیین شده بدون ایجاد اعوجاج در سیگنال.
- ۲- توانایی ارسال تصویر اصلی در دقت های متفاوت و در نتیجه افزایش سائز سیگنال مارک شده.
- ۳- استفاده از پارامترهای بافت^۲ و دیگر پارامترهای بررسی تغییرات تصویر در ارزیابی واترمارکینگ و توانایی متوقف کردن الگوریتم توسط این پارامترها.
- که در حال فعالیت برای انجام آنها هستیم.

۵- تشکر و قدردانی

این مقاله با پشتیبانی معنوی و مادی مرکز تحقیقات مخابرات ایران (ITRC) و گروه مدیکال انفورماتیک مرکز تحقیقات علوم و تکنولوژی در پزشکی (RCSTIM) تهیه شده است.

منابع

1. Kundur D. Hatzinakos D. Digital Watermarking Using Multiresolution Wavelet Decomposition. Proceedings of IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing 1998;11(5) : 2969-2972
2. Mallat SG. A Theory for Multiresolution Signal Decomposition: The Wavelet Representation. IEEE Trans Pattern Anal Mach Intell;11(7):674-693
3. Aldroubi A., Unser eds M. Wavelets in Medicine and Biology , CRC Press, Boca Raton, 1996.
4. Sidney BC. Gopinath RA. Introduction to Wavelets & Wavelet Transforms. Prentice Hall. New Jersey. 1998
5. Shapiro JM. Embedded Image Coding Using Zerotrees of Wavelet Coefficients, IEEE Transactions of Signal Processing December 1993; 41(12):3445-3462.
6. Akansu AN, Haddad RA. Multiresolution Signal Decomposition. Academic Press Inc. London. UK 1992.
7. Norris JA. Englehart KB. Lovely DF. Steady-State and Dynamic Myoelectric Signal Compression Using Embedded Zero-Tree Wavelets. Proceedings 23rd Annual Conference. IEEE/EMBS Oct.25-28 2001. Istanbul. Turkey.

1- Adaptive
2- Texture