



دانشکده فنی و مهندسی

پایان نامه کارشناسی ارشد

رشته مهندسی پزشکی گرایش بیوالکتریک

عنوان پایان نامه :

بهبود الگوریتم SPIHT و تلفیق آن با روشهای کدینگ اطلاعات در
سیگنال ECG دو بعدی شده

استاد راهنما : دکتر علی مطیع نصرآبادی

استاد مشاور: مهندس ایمان محمدرضا زاده

نگارش : نگار فرمانی

زمستان ۱۳۸۷

کلیه حقوق این پایان نامه متعلق به دانشگاه شاهد می باشد.

تقدیم به پدر و مادرم به پاس

عاطفه سرشار و گرمای امید بخش وجودشان

و محبت های بی دریغشان که هرگز فراموش نمی کنم.

سپاسگزاری

بر خود لازم می دانم از استاد بزرگوارم جناب آقای دکتر نصرآبادی که تعریف و انجام این پروژه با نظارت و همراهی ایشان صورت گرفت، کمال تشکر را داشته باشم. بدون شک این مهم بدون راهنمایی های ارزشمند ایشان امکان پذیر نبود. با امید به اینکه در آینده نیز مرا از راهنمایی های ارزشمندشان بهره مند سازند.

چکیده :

در این پایان نامه روشی برای فشرده سازی ECG که مبتنی بر الگوریتم SPIHT و دوبعدی سازی سیگنال ECG است، معرفی می گردد. در سیگنال ECG دو نوع وابستگی بین نمونه ها وجود دارد که با کاهش این وابستگی ها می توان به نرخ فشرده سازی خوبی رسید. در روشهای قبلی فشرده سازی تک بعدی صورت می گرفته است. اخیرا روشهای دو بعدی مورد توجه قرار گرفته است. با بررسی پایه ویولت ها و الگوریتم های مناسب ویولت، بهترین پایه ویولت و الگوریتم ویولت انتخاب و با سایر روشهای موجود مقایسه شده است. همچنین دیگر روشهای جداسازی نواحی فرکانسی مانند DCT و EMD بررسی شده و با روش فشرده سازی فرکتالی ترکیب کرده و نتیجه با الگوریتم SPIHT استاندارد مقایسه شده است. در آخر روشی جدید برای فشرده سازی سیگنال دوبعدی ECG با استفاده از الگوریتم SPIHT سه بعدی ارائه شده است. این الگوریتم از ویولت سه بعدی و درخت جهت یابی مکانی- زمانی استفاده می کند. علاوه بر حذف تکرارهای بین ضربانی و میان ضربانی، استفاده از همبستگی بین فریمها در فضای ویولت سه بعدی، سبب بهبود نتایج نسبت به سایر روشهای موجود فشرده سازی شده است و خطای PRD برای سیگنال ۱۱۷ (از پایگاه داده MIT/BIH در پروژه استفاده شده است)، به 0.6 کاهش یافته است.

کلمات کلیدی: 3D-SPIHT, 3D wavelet, ECG, data compression

فهرست مطالب

۱	فصل اول: مقدمه
۲	۱-۱. مقدمه
۳	۲-۱. روشهای فشرده سازی
۴	۳-۱. معیارهای ارزیابی روشهای فشرده سازی
۶	۴-۱. الگوریتمهای فشرده سازی
۷	۵-۱. ساختار پایان نامه:
۸	فصل دوم: بررسی چند روش جدید فشرده سازی
۹	۱-۲. مقدمه
۱۰	۲-۲. ویولت
۱۱	۱-۲-۲. ویولت در مقابل فوریه
۱۳	۲-۲-۲. انواع تبدیل ویولت
۲۲	۳-۲. الگوریتم EZW
۲۷	۴-۲. فشرده سازی به روش فرکتال
۲۸	۱-۴-۲. فرکتال کدینگ
۳۰	۲-۴-۲. فرکتال دیکدینگ
۳۰	۳-۴-۲. فشرده سازی فرکتال بر پایه ویولت
۳۲	۵-۲. فشرده سازی با استفاده از DCT
۳۴	۱-۵-۲. JPEG
۳۵	۶-۲. EMD
۳۵	۱-۶-۲. EMD برای سری زمانی
۳۸	۲-۶-۲. جداسازی IMFهای دوبعدی
۴۱	۷-۲. نتیجه گیری

۴۳ ۸-۲ مروری برخی مقالات
۴۵ فصل سوم: الگوریتم <i>SPIHT</i> و <i>ECG</i> دوبعدی
۴۶ ۱-۳ مقدمه
۴۷ ۲-۳ الگوریتم <i>SPIHT</i>
۴۹ ۱-۲-۳ دسته بندی داده ها با توجه به مقدار
۵۰ ۲-۲-۳ مجموعه با ساختار درختی
۵۱ ۳-۲-۳ الگوریتم کدینگ <i>SPIHT</i>
۵۵ ۳-۳ الگوریتم <i>SPIHT</i> سه بعدی
۵۹ ۴-۳ <i>ECG</i> دوبعدی
۶۰ ۱-۴-۳ تشخیص کمپلکس <i>QRS</i>
۶۵ ۲-۴-۳ آرایه دو بعدی <i>ECG</i>
۶۶ ۵-۳ نتیجه گیری
۶۸ ۶-۳ مرور برخی مقالات
۶۹ فصل چهارم: نتایج بررسی فشرده سازی <i>ECG</i> با چند الگوریتم
۷۰ ۱-۴ مقدمه:
۷۰ ۲-۴ انتخاب پایه ویولت مناسب
۷۲ ۳-۴ بررسی اثر ویولت، ویولت بسته‌ای و <i>lifting</i> ویولت
۷۳ ۴-۴ <i>DCT</i> به جای ویولت
۷۶ ۵-۴ اندازه تصویر و مقدار خطا
۷۶ ۶-۴ ترکیب <i>SPIHT</i> و فرکتال
۷۸ ۷-۴ اعمال نرخ فشرده سازی متفاوت در زیرباندهای ویولت (<i>VCRS</i>)
۷۹ ۸-۴ فرکتال و <i>EMD</i>
۸۰ ۹-۴ <i>EMD</i> و <i>SPIHT</i> دوبعدی
۸۰ ۱۰-۴ <i>EMD</i> و <i>SPIHT</i> سه بعدی
۸۱ ۱۱-۴ <i>SPIHT</i> سه بعدی

۸۲ ۱۲-۴. تلفیق با کدینگ‌های دیگر
۸۲ ۱-۱۲-۴. کد RL
۸۳ ۱۳-۴. نتیجه گیری
۸۴ فصل پنجم: نتیجه گیری و پیشنهادات
۸۵ ۵-۱. نتیجه گیری:
۸۷ ۵-۲. پیشنهادات
۸۸ مراجع

فهرست شکلها

۳	شکل ۱-۱. افزونگی در سیگنال
۹	شکل ۱-۲. بلوک دیاگرام سیستم فشرده ساز
۱۱	شکل ۲-۲. نمایش مقیاس و انتقال در آنالیز ویولت
۱۲	شکل ۲-۳. توابع پایه فوریه، پوشش صفحه زمان-فرکانس
۱۲	شکل ۲-۴. نمودار زمان-فرکانس تابع ویولت Daubechies و پوشش صفحه زمان-فرکانس
۱۳	شکل ۲-۵. یک سیگنال سینوسی با گسستگی کوچک
۱۳	شکل ۲-۶. تبدیل ویولت و فوریه سیگنال سینوسی با گسستگی کوچک
۱۵	شکل ۲-۷. مثالی از آنالیز ویولت پیوسته
۱۶	شکل ۲-۸. تجربه درخت ویولت تا سه سطح
۱۶	شکل ۲-۹. ساختار تجزیه ویولت
۱۸	شکل ۲-۱۰. نمایش لایه های ضرایب ویولت
۱۸	شکل ۲-۱۱. درخت بازسازی ویولت تا سه سطح
۱۹	شکل ۲-۱۲. سیگنال ECG
۱۹	شکل ۲-۱۳. نتایج بعد از سه مرحله ویولت روی ECG
۲۰	شکل ۲-۱۴. ساختار ویولت پکت
۲۰	شکل ۲-۱۵. دوسطح تجزیه ویولت پکت
۲۰	شکل ۲-۱۶. حذف برخی ضرایب در ویولت پکت
۲۱	شکل ۲-۱۷. دیاگرام lifting ویولت
۲۲	شکل ۲-۱۸. تبدیل معکوس lifting ویولت
۲۴	شکل ۲-۱۹. دیاگرام EZW
۲۵	شکل ۲-۲۰. ضرایب بکار رفته در مثال
۲۵	شکل ۲-۲۱. رابطه والد-فرزند در درخت جهت یابی
۲۵	شکل ۲-۲۲. اسکن ضرایب به صورت raster
۲۸	شکل ۲-۲۳. مکانهای مشابه در تصویر
۲۹	شکل ۲-۲۴. تقسیم بندی تصویر مبنا و حوزه
۳۱	شکل ۲-۲۵. بازیابی تصویر در تکرارهای متوالی به روش فرکتال
۳۲	شکل ۲-۲۶. فشرده سازی فرکتال بر پایه ویولت
۳۳	شکل ۲-۲۷. تقسیم ناحیه فرکانسی تبدیل DCT
۳۳	شکل ۲-۲۸. اسکن ضرایب DCT به صورت زیگزاگ در کدینگ JPEG

۳۴	شکل ۲-۲۹. یک مجموعه ۶۴ تایی تابع DCT بکار رفته در JPEG
۳۶	شکل ۲-۳۰. روند بدست آوردن IMF
۳۶	شکل ۲-۳۱. مراحل تجزیه EMD
۳۷	شکل ۲-۳۲. IMFها و باقیمانده سیگنال
۳۹	شکل ۲-۳۳. مولفه های استخراج شده از EMD
۴۰	شکل ۲-۳۴. بلوک دیگرام EMD و کدینگ آنروپی
۴۱	شکل ۲-۳۵. دیگرام کدینگ نقاط اکسترمم
۴۲	شکل ۲-۳۶. دیگرام کدینگ متغییر ضرایب DCT
۴۳	شکل ۲-۳۷. جزئیات بلوک کدینگ متغییر ضرایب DCT
۴۳	شکل ۲-۳۸. جزئیات بلوک بازسازی کدینگ متغییر ضرایب DCT
۴۷	شکل ۳-۱. زیرباندها در تجزیه ویولت
۴۹	شکل ۳-۲. ناحیه حدآستانه در مجموعه داده ها
۵۰	شکل ۳-۳. توزیع دامنه ضرایب ویولت
۵۱	شکل ۳-۴. درخت جهت یابی مکانی (SOT) برای ضرایب ویولت
۵۷	شکل ۳-۵. ساخت تصویر سه بعدی با استفاده از تصاویر دو بعدی
۵۸	شکل ۳-۶. ویولت سه بعدی
۵۹	شکل ۳-۷. ساختار درخت صفر سه بعدی
۶۰	شکل ۳-۸. یک سیکل سیگنال ECG
۶۱	شکل ۳-۹. فیلترهای تشخیص کمپلکس QRS
۶۱	شکل ۳-۱۰. سیگنال ECG نمونه برداری شده
۶۲	شکل ۳-۱۱. ECG فیلتر شده با فیلتر پایین گذر
۶۲	شکل ۳-۱۲. ECG فیلتر شده با میان گذر
۶۳	شکل ۳-۱۳. ECG بعد از فیلتر میان گذر و مشتق گیر
۶۴	شکل ۳-۱۴. ECG بعد از مربع سازی
۶۴	شکل ۳-۱۵. ECG بعد از عبور از پنجره جمع کننده متحرک
۶۵	شکل ۳-۱۶. دیگرام نرمالیزه کردن پریود
۶۶	شکل ۳-۱۷. سیگنال ECG
۶۶	شکل ۳-۱۸. آرایه دوبعدی سیگنال ECG
۶۷	شکل ۳-۱۹. سیگنال ECG نرمالیزه شده
۷۱	شکل ۴-۱. یک سیکل از چندسیگنال مختلف ECG
۷۴	شکل ۴-۲. مقایسه سطحهای مختلف ویولت در سیگنال ۱۱۷

۷۵	شکل ۴-۳. تصویر 2D-ECG با دو پیک در هر سطر
۷۶	شکل ۴-۴. مقایسه اندازه تصویر در الگوریتم فشرده سازی
۷۷	شکل ۴-۵. مقایسه دو روش SPIHT و SPIHT+Fractal در سیگنال ۱۱۷
۷۸	شکل ۴-۶. تصویر بازسازی شده به روش SPIHT+Fractal در چند مرحله تکرار
۷۹	شکل ۴-۷. IMF تا ۳ و باقیمانده در روش EMD+Fractal
۸۰	شکل ۴-۸. EMD+2D-SPIHT
۸۰	شکل ۴-۹. EMD+3DSPIHT
۸۱	شکل ۴-۱۰. مقایسه PRD در دو روش 2D-SPIHT و 3D-SPIHT

فهرست جدولها

۲۶	جدول ۱-۲. مثالی از کدینگ تصویر با روش EZW شاپیرو
۴۹	جدول ۱-۳. ضرایب که بر حسب دامنه مرتب شده اند
۵۶	جدول ۲-۳. مثال از کدینگ SPIHT روی ضرایب شکل ۲-۲۰
۷۲	جدول ۱-۴. PRD حاصل از پایه ویولتهای مختلف برای $CR=8$ در چند سیگنال
۷۲	جدول ۲-۴. PRD حاصل از الگوریتمهای مختلف ویولت با bior4.4 در سیگنال ۱۱۷
۷۳	جدول ۳-۴. PRD حاصل از الگوریتمهای مختلف ویولت با bior6.8 در سیگنال ۱۱۷
۷۳	جدول ۴-۴. PRD حاصل از ویولت و ویولت بسته‌ای با پایه bior6.8 روی چند سیگنال با $CR=8$
۷۵	جدول ۵-۴. مقایسه PRD حاصل از پیاده سازی SPIHT با ویولت و DCT در $CR=5$
۷۵	جدول ۶-۴. مقایسه PRD حاصل از پیاده سازی SPIHT با ویولت و DCT با دو پیک در هر سطر تصویر در
۷۶	جدول ۷-۴. تاثیر اندازه تصویر در PRD با $CR=5$ در سیگنال ۱۱۷
۷۷	جدول ۸-۴. مقایسه PRD دو روش SPIHT و SPIHT+Fractal
۷۹	جدول ۹-۴. PRD حاصل از پیاده سازی دو روش SPIHT و VCERS+SPIHT
۸۲	جدول ۱۰-۴. مقایسه SPIHT دو بعدی و سه بعدی با $CR=8$
۸۲	جدول ۱۱-۴. PRD سیگنالهای متفاوت در فریمهای متوالی 3-D
۸۶	جدول ۱-۵. نتایج مقایسه الگوریتم 3D-SPIHT با الگوریتمهای دیگر در سیگنال ۱۱۷

فصل اول

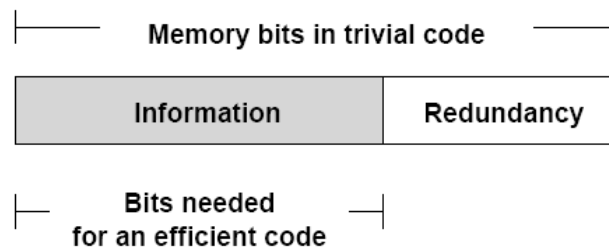
مقدمه

۱-۱. مقدمه

هر لحظه به سیگنالهای کاربردی محیط پیرامون که نیاز به آنالیز دارند، افزوده می شود. این سیگنالها شامل اصوات انسان، تصاویر پزشکی، سیگنالهای بیولوژیکی و بسیاری از انواع دیگر می باشد که نیاز به ذخیره سازی و کدشدن، فشرده سازی، حذف نویز، بازسازی کامل، مدل سازی و... دارند.

با توجه به روند پیشرفت سیستمهای دیجیتال و انجام عملیات آنالیز سیگنالها به صورت کامپیوتری، این اطلاعات حتی اگر ماهیتا پیوسته باشند، در تطبیق با سیستمهای دیجیتال، ابتدا گسسته شده و سپس به صورت دیجیتال ذخیره می شوند. نکته مهم در امر ذخیره سازی اطلاعات، استفاده بهینه از ادوات ذخیره ساز اطلاعات با توجه به گران قیمت بودن آنها است. همچنین افزایش حجم داده ها و نیاز به حافظه بیشتر سبب افزایش پیچیدگی و قیمت سخت افزار مورد نظر نیز می شود. این مسائل نیاز به فشرده سازی اطلاعات و استفاده از حافظه کمتر برای ضبط اطلاعات بیشتر را مشهود می سازد. علاوه بر صرفه جویی در هزینه اطلاعات، در امر ارسال اطلاعات نیز با افزایش حجم داده ها زمان انتقال افزایش می یابد. همچنین محدودیت کانالهای مخابراتی و ظرفیت سیستمهای ارسال اطلاعات، فشرده سازی اطلاعات را بخصوص در کاربردهای بلادرنگ امری الزامی می نماید. به عبارتی در یک کنترل راه دور که همراه با ارسال سیگنالهای بیولوژیکی بر روی خطوط عمومی است، برای تطبیق با ظرفیت و پهنای باند کانال فشرده سازی اجتناب ناپذیر است.

روشهای شناخته شده زیادی برای فشرده سازی داده ها وجود دارد. آنها بر پایه ایده های مختلف، برای داده های متفاوت هستند و نتایج آنها نیز با هم فرق دارد. اما همه آنها بر یک اساس هستند، یعنی داده ها را با حذف افزونگی از داده اصلی فشرده می کنند. هر داده غیر تصادفی دارای ساختاری است، که با استخراج این ساختار می توان به نمایش کوچکتری از آن رسید. بنابراین محتوای هر داده دارای دو قسمت اطلاعات و افزونگی است (شکل ۱-۱). نمونه برداری از سیگنالهای بیولوژیکی ممکن است به دلیل پردازشهای بعدی، نمایش روی سیستمهای گرافیک دیجیتال، ذخیره سازی، ... باشد. نمونه برداری با حداقل دو برابر فرکانس نایکویست حجم زیادی از داده ها را در طول زمان ایجاد می کند. افزایش حجم اطلاعات و نیاز به حافظه بیشتر جهت ذخیره سازی داده ها بر لزوم فشرده سازی تاکید می کند. در روشهای فشرده سازی، کاهش حجم داده ها تا حد ممکن بدون از دست دادن اطلاعات کلینیکی مهم است. روشهای مختلفی برای فشرده سازی سیگنالها مطرح است. بنابراین باید معیارهایی برای ارزیابی و مقایسه این روشها وجود داشته باشد.



شکل ۱-۱. افزونگی در سیگنال

زمان اجرای الگوریتم فشرده سازی بسته به شیوه کلی مورد استفاده و جزئیات پیاده سازی عملی آن متفاوت خواهد بود. چنانچه سرعت اجرا به اندازه کافی بالا باشد که پردازنده در حین انجام عمل فشرده سازی، زمان کافی برای دریافت داده های جدید و همچنین سایر عملیات و پردازشهای ضروری در سیستم را داشته باشد، الگوریتم می تواند به صورت بلادرنگ اجرا شود. بنابراین الگوریتم با پیچیدگی محاسباتی کمتر و سرعت بالاتر اجرا در اولویت قرار می گیرد.

یکی از مهمترین سیگنالهای بالینی که جنبه تشخیصی مهمی به خصوص در بیماریهای قلبی دارد، سیگنال ECG است. اگر نرخ نمونه برداری، تفکیک پذیری^۱ نمونه ها، زمان مشاهده و تعداد اشتقاقها برای بالا بردن دقت تشخیص افزایش پیدا کند، میزان داده های به دست آمده نیز افزایش می یابد. این امر موجب افزایش فضای ذخیره سازی داده مورد نیاز می گردد و اگر انتقال داده مورد نظر باشد زمان انتقال نیز افزایش می یابد. بنابراین فشرده سازی آن به منظور ذخیره و انتقال ضروری است.

۲-۱. روشهای فشرده سازی

فشرده سازی داده ها، تغییر نمایش آنها از شکل طولانی به صورت کوتاه است. هدف از فشرده سازی داده ها کاهش حجم داده و حفظ کیفیت سیگنال جهت ارزیابی های بعدی است.

بازیافت اطلاعات اصلی از اطلاعات فشرده شده بازسازی یا بازیابی گفته می شود. از لحاظ نحوه بازیابی اطلاعات فشرده شده، عملیات فشرده سازی به دو گروه با اتلاف^۲ و بی اتلاف^۳ طبقه بندی می شود:

با اتلاف: در کد گذاری با اتلاف داده های بازسازی شده دچار اعوجاج از داده های اصلی می شوند، بدین معنا که داده های بازسازی شده با داده های اولیه برابر نمی باشند ولی می توان به نرخ فشرده سازی بالاتری نسبت به روش بی اتلاف دست یافت. در واقع به بهای از دست دادن اطلاعات می توان به فشرده سازی بالاتری رسید. برای مثال کوانتیزه کردن داده ها را می توان دسته بندی کردن آنها به خوشه های مختلف و مشخص کردن هر خوشه با یک شاخص بیان نمود. شاخصی که هر خوشه را بازسازی می کند، مقدار بازسازی داده نامیده می شود. هر داده که درون یک خوشه قرار می گیرد، دارای مقدار بازسازی یکسانی با سایر مقادیر موجود در آن خوشه می باشد و همین امر منجر به از دست

¹ resolution

² lossy

³ lossless

دادن اطلاعات و اتلاف داده‌ها می‌شود. فشردن سازی با اتلاف تصویر، یک زمینه تحقیقاتی گسترده در فشردن سازی تصویر است، زیرا فشردن سازی با نرخ بالا بدون نشان دادن اعوجاج زیاد در سیگنال فشردن شده انجام می‌شود.

بی اتلاف: در فشردن سازی بی اتلاف هدف نهایی از بین برداشتن تکرارها در داده‌های اصلی است و نکته مهم، بازسازی داده‌ها دقیقاً برابر با داده‌های اولیه است.

فشردن سازی در سه دسته قرار می‌گیرد [۱]، [۲]:

روشهای مستقیم^۴: عملیات فشردن سازی مستقیماً بر روی نمونه‌های اصلی سیگنال انجام می‌گیرد. اکثر این روشها یا بر کاستن محدوده دینامیکی یا حفظ و نگهداری نقاط کلیدی مبتنی می‌باشند. مانند: FAN, SAPA, CORTES, TP, CM, AZTEC

روشهای تبدیلی^۵: نمونه‌های اولیه از یک تبدیل عبور داده می‌شود و سپس فشردن سازی در محیط جدید بر روی مقادیر تبدیلی صورت می‌گیرد. عکس عملیات ذکر شده برای بازیافت انجام می‌شود. مانند Fourier, KLT, DCT Wavelet

روشهای پارامتری^۶: ویژگی سیگنال با یک پیش پردازنده استخراج می‌شود، سپس از این ویژگی برای بازسازی استفاده می‌گردد. نسبت فشردن سازی این روشها بسیار بالا است و کیفیت سیگنال بازسازی شده به دقت مدل بستگی دارد. مانند: ARMA, MA, AR و روشهای فرکتال آنچه در فشردن سازی مورد توجه است کاهش افزونگی و حفظ اطلاعات ضروری است.

۳-۱. معیارهای ارزیابی روشهای فشردن سازی

تاکنون روشهای مختلفی برای فشردن سازی انواع سیگنالها مطرح شده است، بنابراین باید معیارهایی برای ارزیابی و مقایسه این روشها وجود داشته باشد. در یک سیستم فشردن ساز وجود دو ویژگی مطلوب می‌باشد:

- ارائه اطلاعات با تعداد بیت‌های هرچه کمتر نسبت به اطلاعات اصلی
 - کیفیت هر چه بیشتر اطلاعات ارزیابی
- چندین کمیت برای ارزیابی فشردن سازی وجود دارد:

۱-۳-۱. نرخ فشردن سازی:

نرخ فشردن سازی (CR^V) که به دو روش محاسبه می‌گردد. در یک روش که به فاکتور فشردن سازی موسوم است، از نسبت حجم داده‌های اولیه به حجم داده‌های فشردن سازی استفاده می‌شود و در روش دیگر که به نسبت فشردن سازی معروف است از نسبت حجم داده‌های فشردن شده به حجم داده‌های اولیه محاسبه می‌گردد. به عنوان مثال اگر حجم

⁴ Direct method

⁵ Transform method

⁶ Parametric method

⁷ Compression Ratio

سیگنال اولیه ۱۰۰ مگا بایت و حجم داده های فشرده شده ۱ مگا بایت باشد فاکتور فشرده سازی برابر ۱:۱۰۰ و نسبت فشرده سازی ۰/۰۱ می باشد.

$$\text{compression ratio} = \frac{\text{size of output stream}}{\text{size of inout stream}} \quad (1-1)$$

ضریب ۰/۶ به معنای این است که حجم داده ها ۶۰٪ حجم داده های اولیه است.

۱-۳-۲. معیار خطا

با توجه به اینکه هدف سیستم فشرده سازی حذف زوائد و اطلاعات اضافی است، معیار خطا باید قادر به اندازه گیری توانایی سیگنال بازسازی شده برای حفظ اطلاعات ضروری باشد. این اطلاعات کاملاً وابسته به موضوع است. معیارهای مختلفی برای ارزیابی بکار می رود.

۱-۳-۲-۱. نسبت سیگنال به نویز (\hat{SNR}): که به صورت زیر تعریف می شود.

$$SNR = 10 \log \left(\frac{\sum_{i=0}^{N-1} (X_{org}(i) - X(\text{mean})_{org})^2}{\sum_{i=0}^{N-1} (X_{org}(i) - X(i)_{rec})^2} \right) \quad (2-1)$$

$X_{org}(i)$ نمونه های سیگنال اصلی، $X(i)_{rec}$ نمونه های سیگنال بازسازی شده و $X(\text{mean})_{org}$ میانگین نمونه های سیگنال اصلی است.

۱-۳-۲-۲. خطای قله موج^۹ (PE)

$$MAX = \max\{|X_{org}(i) - X_{rec}(i)|\} \quad (3-1)$$

۱-۳-۲-۳. متوسط مربعات خطا (MSE): یک معیار برای مقایسه سیگنال اولیه و بازسازی شده متوسط مربعات خطا است.

$$MSE = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N-1} (X_{org}(i) - X(i)_{rec})^2 \quad (4-1)$$

۱-۳-۲-۴. درصد اختلاف میانگین مربعی خطا (PRD): متداولترین معیار سنجش عملکرد یک سیستم فشرده سازی نسبت ریشه انرژی خطای بازسازی به انرژی کل اطلاعات می باشد. X_{rec} و X_{org} به ترتیب نمونه های سیگنال اصلی و بازسازی شده است. با فرض داشتن N نمونه اطلاعاتی داریم:

$$RMSE = \sqrt{MSE} \quad (5-1)$$

⁸ Signal to noise ratio

⁹ Peak error

$$V_{RMS} = \sqrt{\frac{\sum_{i=0}^{N-1} (X_{org}(i))^2}{N}} \quad (6-1)$$

$$PRD\% = \frac{RMSE}{V_{RMS}} \times 100 \quad (7-1)$$

رابطه بین PRD و SNR به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$SNR = -20 \log(0.01 \times PRD) \quad (8-1)$$

۱-۳-۲-۵. همبستگی متقابل

معیار مهم دیگر برای ارزیابی میزان شباهت بین سیگنال اصلی و سیگنال بازسازی شده، معیار CC^{10} می‌باشد که به صورت زیر قابل محاسبه است:

$$CC = \frac{\frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N-1} (X_{org}(i) - X(\text{mean})_{org})(X(i)_{rec} - X(\text{mean})_{org})}{\sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N-1} (X_{org}(i) - X(\text{mean})_{org})^2 \frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N-1} (X(i)_{rec} - X(\text{mean})_{rec})^2}} \quad (9-1)$$

۱-۳-۲-۶. پیچیدگی های الگوریتم فشرده سازی:

پیچیدگی یک الگوریتم فشرده سازی از روی تعداد مراحل لازم در طی فرایند کدینگ و دیکدینگ معین می‌گردد. از طرفی اجرای هر الگوریتمی به ازای هر تعداد نمونه از سیگنال نیاز به زمان خاصی دارد که در مورد برخی از الگوریتم‌ها، به دلیل نیاز به پیش پردازش اولیه روی سیگنال به منظور شناسایی الگوها و تفکیک مولفه‌ها، سرعت اجرای الگوریتم پایین می‌باشد که معمولاً ترجیح داده می‌شود که از این روش‌های زمان بر، کمتر استفاده گردد.

۱-۴-۱. الگوریتمهای فشرده سازی

با پیشرفت عصر اطلاعات نیاز به ذخیره اطلاعات و ارتباطات سریع رو به افزایش است. ذخیره داده‌ها در حافظه کمتر منجر به کاهش هزینه‌ها و انتقال سریع تر داده‌ها می‌شود. این واقعیت سبب انجام تلاش‌های ویژه‌ای در زمینه فشرده‌سازی داده‌ها شده است.

داده‌ها در کامپیوتر به صورت مجموعه‌ای از بیتها ذخیره می‌شود. بیشتر داده‌ها دارای افزونگی هستند که می‌تواند ذخیره نشوند، اما این حذف افزونگی سبب فشرده‌سازی بالا نمی‌گردد. روشهای استاندارد برای فشرده‌سازی وجود دارد. بیشتر این روشها اجزا فرکانس بالا را حذف کرده و فرکانسهای پایین را مرتب می‌کنند. این روش در MPEG, JPEG, H261 و ... بکار می‌رود [۳].

¹⁰ Cross Correlation

فشرده سازی فرایندی وابسته به موضوع است، یعنی هیچ الگوریتم فشرده سازی موجود نیست که برای انواع سیگنالها و یا در تمام شرایط نتیجه بهینه ارائه دهد. همچنین عملکرد این الگوریتم برای این نوع سیگنال نیز وابسته به شرایط و تغییرات سیگنال ممکن است متفاوت باشد. بنابراین برای فشرده سازی داده‌ها باید الگوریتم فشرده سازی آزمایش گردد، افزونگی را در داده پیدا کرده و آن را حذف نماید. از آنجا که این افزونگی وابسته به نوع داده است (متن، تصویر، صدا...)، هر الگوریتمی برای نوع خاصی از داده مناسب می‌باشد. مثلا اگر الگوریتمی برای فشرده سازی ECG مناسب باشد، لزوماً برای سیگنالهای صحبت مناسب نخواهد بود [۲۹]. فشرده سازی ECG برای ذخیره سازی و انتقال آن لازم می‌باشد. یک مانیتور سیگنال ECG حجم زیادی از داده را در یک ثبت طولانی (۲۴-۴۸ ساعته) تولید می‌کند. برای یک تشخیص مناسب تا ۱۲ لید ممکن است نیاز شود. نرخ نمونه برداری سیگنال ECG از ۱۲۵ هرتز تا ۵۰۰ هرتز است و هر نمونه به ۸ تا ۱۲ بیت کوانتیزه می‌گردد. حتی با کمترین نرخ نمونه برداری و کد کردن حجم زیادی از داده در یک ثبت بدست می‌آید. سیگنال ECG رفتاری شبه پرودییک دارد و وجود موجهای شناخته شده P و T و ترکیب QRS قابلیت فشرده سازی بالایی به این سیگنال می‌دهد. در فشرده سازی این سیگنال توجه به فشرده سازیهای تبدیلی خصوصاً استفاده از تبدیلات زمان-فرکانس به علت وجود مولفه های محلی کاملاً توجه پذیر می باشد.

از میان روشهای تبدیلی، روشهای مبتنی بر ویولت از جایگاه خوبی برخوردارند. تبدیل ویولت به علت ویژگی خود در محلی سازی حوزه زمان و فرکانس در امر فشرده سازی داده ها بسیار مفید واقع شده است [۳۵]. روشهای مختلفی مبتنی بر ویولت وجود دارد. از میان آنها می‌توان به EZW و SPIHT اشاره کرد که الگوریتم SPIHT موفقیت خوبی در کدینگ تصاویر بدست آورده است. از مشخصه های مهم این روش کدینگ گسترده^{۱۱} است. در الگوریتم های کدینگ گسترده امکان توقف فرایند ارسال و یا ذخیره سازی و توانایی بازبازی سیگنال در هر نقطه از رشته بیت وجود دارد.

۵-۱. ساختار پایان نامه:

در این پایان نامه به ارائه روشی مناسب برای فشرده سازی سیگنال ECG مبتنی بر الگوریتم SPIHT می‌پردازیم. در فصل دوم به معرفی برخی روشهای فشرده سازی مانند ویولت و EZW، فرکتال و EMD پرداخته و در فصل سوم مبانی الگوریتم SPIHT را بیان کرده و در ادامه آن را به الگوریتم SPIHT سه بعدی تعمیم می‌دهیم. برای این منظور ویولت دو بعدی را به فضای سه بعدی بسط داده، سپس روشی برای دوبعدی سازی سیگنال ECG معرفی می‌نماییم. در فصل چهارم ابتدا روش انتخاب پایه ویولت مناسب و سپس مقایسه بین الگوریتمهای ویولت موجود و در نهایت پیاده سازی الگوریتم بکار رفته در این پایان نامه و مقایسه نتایج بدست آمده با روشهای دیگر را مورد بررسی قرار می‌دهیم. بهترین سطح ویولت و اندازه تصویر مناسب را انتخاب کرده و الگوریتم SPIHT را با روشهای فرکتال و EMD تلفیق کرده و نتایج را با روش 3D-SPIHT مقایسه می‌نماییم.

¹¹ Embedded coding