

ECG Coding for Compression Enhancement in Telemedicine

M. Mohammadvali'ee¹, A. Mahloojifar^{2*}

¹ M.Sc., Biomedical Department, Faculty of Electrical & Computer Engineering, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran,
momova@gmail.com

^{2*} Assistant Professor, Biomedical Department, Faculty of Electrical & Computer Engineering, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran.

Abstract

One of the most important goals for increasing the recognition and treatment revenue is transmitting the vital data to medical care team, more quickly. Nowadays, use of new technologies for transmission of data is extending every day. In this research, for transmitting electrocardiogram, first we code the signal into a matrix of codes, then we will use bluetooth technology to transmit data from offset device to target device. Signal coding will affect in sending and storing data. This suite of codes that form for the first time in this method, include number and type of extermumes, time of occurring them, samples of signal and etc. We complete the coding, using arithmetic coding. The input of arithmetic coding is the extracted suite of coefficients and the output is arithmetic codes. We use SD-200 serial bluetooth modules produced by SENA™ in transmission of coding coefficients. The transmitter sends extracted coefficients and receptor receives them and reconstructs the primary signal. For testing and evaluating the method, we use MIT-BIH arrhythmia database. In our method, when average Percentage of Root Mean Square Differential (PRD) is equal to 5.93%, Compression Ratio (CR) and Cross Correlation (CC) is equal to 8.69 and 99.8%, respectively. Beside, when PRD is about 10.21%, CR and CC is 13.03 and 99.47%, respectively. The maximum standard deviation of compression ratio in two states is 4.17.

Key words: Coding, Compression, Electrocardiogram, Wireless data transmission, Bluetooth and Telemedicine.

*Corresponding author

Address: Tarbiat Modares University, Jalal-e-Al-e-Ahmad Highway, Tehran, Iran. Postal Code: 14115-143.

Tel: +98 21 82883304

Fax: +98 21 82884325

E-mail: mahlooji@modares.ac.ir

کدینگ سیگنال ECG برای بهبود فشرده‌سازی به منظور استفاده در پزشکی از راه دور

محسن محمدولی^۱، علی محلوچی فر^{۲*}

^۱ دانش‌آموخته کارشناسی ارشد، مهندسی پزشکی، دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران

momova@gmail.com

^۲ دانشیار، گروه مهندسی پزشکی، دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران.

چکیده

همواره سرعت بخشیدن روند رساندن اطلاعات به کارگروه مراقبت پزشکی از مهمترین اهدافی است که به منظور افزایش بازده تشخیص و درمان دنبال می‌شود. امروزه با دست‌یابی به فناوری‌های جدید انتقال اطلاعات و با توجه به وجود محدودیت‌هایی در روش‌های قدیم، بکارگیری این فرایندها روز به روز در حال گسترش است. در این تحقیق پیشنهاد شده است برای انتقال سیگنال الکتروکاردیوگرام ابتدا سیگنال را به صورت دنباله‌ای از ضرایب کد کرده، سپس از بلوتوث برای انتقال این ضرایب از دستگاه مبدأ به دستگاه مقصد استفاده شود. کد کردن سیگنال در ذخیره‌سازی و ارسال تأثیر بسزایی دارد. این دنباله ضرایب شامل تعداد نمونه‌های سیگنال، تعداد اختلاف‌های تأثیرگذار، محل وقوع و مقدار آن‌ها، تعداد و نوع اکسترم‌ها و نیز محل وقوع آنها است؛ که در این پژوهش برای اولین بار ارائه شده است. برای تکمیل عملیات از کدینگ حسابی به عنوان کدینگ مکمل استفاده شده، به طوری که ورودی آن دنباله ضرایب استخراج شده و خروجی آن کدهای حسابی دنباله است. برخلاف اکثر روش‌های موجود، در روش پیشنهادی هر نمونه در خروجی تولید شده در یک بایت ذخیره و ارسال می‌شود که این موضوع در همگام‌سازی بسته‌های ارسالی با سخت‌افزار مورد استفاده، تأثیر زیادی دارد. برای انتقال ضرایب کدینگ از ماژول‌های بلوتوث SD-200 محصول شرکت سِنَا، (از معتبرترین تولیدکنندگان ماژول‌های بی‌سیم) استفاده شد. ضرایب استخراج شده از فرستنده ارسال، و با گیرنده دریافت شد؛ سپس سیگنال اولیه بازسازی شد. به منظور آزمون و ارزیابی روش، از بانک اطلاعات MIT-BIH استفاده شد. با استفاده از روش پیشنهادی، برای میانگین خطای مجذور مربعات تفاضلی ۰/۵/۹۳٪، میانگین نرخ فشرده‌سازی برابر ۸/۶۹ و میانگین همبستگی عرضی برابر ۰/۹۹/۸٪ و برای میانگین خطای ۰/۱۰/۲۱٪، میانگین نرخ فشرده‌سازی برابر ۱۳/۰۳ و میانگین همبستگی عرضی برابر ۰/۹۹/۴۷٪ بود.

کلیدواژگان: کدینگ، فشرده‌سازی، سیگنال الکتروکاردیوگرام، ارسال بی‌سیم، پزشکی از راه دور.

*عهده‌دار مکاتبات

نشانی: تهران، بزرگراه جلال آل احمد، پل نصر، دانشگاه تربیت مدرس، دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر، گروه مهندسی پزشکی، آزمایشگاه فراصوت، کدپستی: ۱۴۳-۱۴۱۱۵

تلفن: ۰۲۱-۸۲۸۸۳۳۰۴، دورنگار: ۰۲۱-۸۲۸۸۴۳۲۵، پیام‌نگار: mahlooji@modares.ac.ir

۱- مقدمه

با توجه به اهمیت ویژه سلامت انسان‌ها، رساندن به موقع اطلاعات حیاتی بیماران به کارگروه مراقبت پزشکی از حیاتی‌ترین بخش‌های عملیات تشخیص و درمان است. یکی از مهمترین اطلاعات حیاتی بیماران، سیگنال الکترو کاردیوگرام (ECG) است که در تشخیص انواع نارسایی‌های قلبی-عروقی مورد استفاده پزشکان قرار گرفته است.

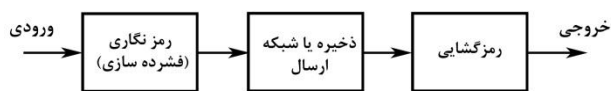
به منظور ارسال و ذخیره‌سازی سیگنال بهتر است به جای این که از کل سیگنال استفاده شود، از روش‌هایی مانند کد کردن یا تجزیه سیگنال الکتروکاردیوگرام به ضرایب سازنده فرکانسی سیگنال استفاده کرد.

از سال ۱۹۹۱ میلادی تاکنون، روش‌های متنوعی در حوزه‌های مختلف به منظور فشرده‌سازی اطلاعات ارائه شده است. معمولاً روش‌های مختلف به منظور استفاده در کاربردهای خاصی ارائه می‌شود؛ اما به صورت عمده، محققان هدف اصلی ارائه این روش‌ها را بهبود ذخیره‌سازی یا ارسال اطلاعات عنوان می‌کنند. در سال ۱۹۹۱ میلادی کدینگ زیرباندها را آیدین^۱ و دست‌یاران [۱] ارائه کرده‌اند. در این روش از تبدیل کسینوسی گسسته برای استخراج ضرایب و از عکس تبدیل کسینوسی گسسته برای بازسازی سیگنال اولیه استفاده شده است. در همان سال دگانی^۲ و همکاران [۲] فشرده‌سازی با استفاده از روش کدینگ Karhunen-Loeve را ارائه کردند. از معایب این دو روش می‌توان به نرخ فشرده‌سازی پایین و عدم استفاده از بانک اطلاعات معتبر به منظور آزمودن و ارزیابی روش‌ها اشاره کرد. در سال ۱۹۹۴ میلادی با استفاده از ساختار درختی تبدیل موجک، ستین^۳ و همکاران [۳] روشی جدید برای فشرده‌سازی بر مبنای تبدیل موجک ارائه کردند. با توجه به این که یکی از اهداف استفاده از تبدیل موجک، فشرده‌سازی اطلاعات است، از آن به بعد تا کنون روش‌های مختلفی با استفاده از انواع ساختارهای تبدیل موجک و یا ترکیب آن با دیگر روش‌ها [۴-۲۲] ارائه شده است. از روش‌های مکمل استفاده شده با انواع

تبدیل موجک می‌توان به تبدیل‌های دیگر فرکانسی مانند تبدیل کسینوسی با همکاری ساستری^۴ و دست‌یاران [۴]، انتخاب نرون موجک توسط شبکه عصبی به تلاش یان^۵ و همکاران [۱۶]، استفاده از ترکیبی از کدینگ بر مبنای طول دنباله و کدینگ تطبیقی توسط کویراخ^۶ [۱۷] و استفاده از ترکیب کنترل کیفیت خطی توسط چنگ^۷ و همکاران [۲۰] اشاره کرد. می‌توان اضافه کرد که برخی روش‌ها با به کارگیری تبدیل موجک و یا ترکیب آن با سایر روش‌ها به نتایج بسیار خوبی در میزان فشرده‌سازی و کاهش خطای بازسازی دست‌یافته‌اند؛ اما معمولاً در این نوع روش‌ها زمان پردازش با توجه به حجم زیاد عملیات پردازشی، نسبتاً زیاد است یا از طرفی ضرایب فشرده‌سازی دارای طیف گسترده‌ای هستند که این موضوع باعث می‌شود در ارسال بی‌سیم امکان همگام‌سازی بسته‌های ارسالی با نمونه‌ها به سختی و با انتقال بیت‌ها فراهم آید. به این ترتیب اگر طیف ضرایب فشرده‌سازی با نرخ ارسال بسته‌ها از طریق سخت‌افزارهای انتقال همگام و متناسب شود، نمایش و ذخیره‌سازی بی‌درنگ نیز به راحتی میسر می‌شود. از دیگر روش‌های مورد استفاده در فشرده‌سازی، می‌توان به روش گرادبان شیب - که صیادی [۲۳] در سال ۱۳۸۵ شمسی آنرا مطرح کرد - اشاره کرد. علی‌رغم این که در این روش میزان فشرده‌سازی تا حد خیلی خوبی افزایش یافته است، خطای بازسازی در آن بسیار زیاد است و حتی در برخی موارد منجر به از دست رفتن اطلاعاتی از سیگنال شده است. یکی دیگر از روش‌های ارائه شده صیادی، فیلتر کالمن توسعه یافته^۸ [۲۴] است که در سال ۲۰۰۸ میلادی ارائه شده است. این روش علاوه بر کاهش نویز از سیگنال، آن را فشرده نیز می‌کند که از این حیث بسیار جالب توجه است؛ اما حجم عملیات پردازشی در آن زیاد است و در این روش به میزان خطای بازسازی اشاره نشده است. از دیگر روش‌های ارائه شده کدینگ هافمن^۹ است که معمولاً به عنوان عملیات مکمل در نظر گرفته می‌شود. در سال ۲۰۰۸ پاتوموان^{۱۰} و همکاران [۲۵] روش هافمن را با استفاده از

^۱Aydin^۵Yan^۹Huffman Coding^۲Degani^۶Koyrakh^{۱۰}Pathoumvanh^۳Cetin^۷Cheng-TungKu^۴Sastry^۸Extended Kalman Filter

رمزنگاری، ذخیره یا شبکه ارسال و رمزگشایی است نشان می‌دهد.



شکل (۱) - مراحل کلی فشرده‌سازی

به منظور ارزیابی و مقایسه روش‌های کدینگ معمولاً از دو پارامتر نرخ فشرده‌سازی^{۱۷} (CR) و خطای مجذور مربعات میانگین تفاضلی^{۱۸} (PRD) استفاده می‌شود.

برای اندازه‌گیری میزان نرخ فشرده‌سازی - که از این به بعد به اختصار CR نامیده می‌شود - از رابطه (۱) استفاده می‌شود:

$$CR = \frac{n_{\hat{x}}}{n_x} \quad (1)$$

که در آن $n_{\hat{x}}$ تعداد عناصر بردار سیگنال کد شده یا به عبارتی تعداد بیت‌های سیگنال بعد از فشرده‌سازی و n_x تعداد عناصر سیگنال اصلی یا همان تعداد بیت‌های سیگنال قبل از فشرده‌سازی است.

برای به دست آوردن میزان خطای مجذور مربعات میانگین تفاضلی - که از این به بعد به اختصار PRD نامیده می‌شود و در اصل هزینه‌ای است که باید برای به دست آوردن نرخ فشرده‌سازی زیاد پرداخت نماییم - از رابطه (۲) استفاده می‌شود:

$$PRD = \sqrt{\frac{\sum_{n=1}^N (x(n) - \hat{x}(n))^2}{\sum_{n=1}^N (x(n))^2}} \times 100 \quad (2)$$

N تعداد نمونه‌های موجود در سیگنال، $x(n)$ و $\hat{x}(n)$ به ترتیب سیگنال اصلی و بازسازی شده الکتروکاردیوگرام است. رابطه بین CR و PRD مستقیم است؛ یعنی هرچه میزان CR بیشتر شود، PRD نیز افزایش می‌یابد و به عکس.

همچنین می‌توان از پارامتر دیگری با عنوان همبستگی متقابل^{۱۹} استفاده کرد که نشان‌دهنده میزان شباهت بین سیگنال واقعی و بازسازی شده است. این پارامتر نیز به اختصار CC نامیده می‌شود و از رابطه (۳) به دست می‌آید:

کاهش تطبیقی ضربان‌ها ارائه کردند و در سال ۲۰۱۰ نیز کیم^{۱۱} و دست‌یاران [۲۶] با استفاده از بردار سطح چهار مرحله‌ای، طبقه‌بندی و با استفاده از ساختار سیگنال و کدینگ هافمن فشرده‌سازی سیگنال را انجام دادند. همچنین ترکیبی از کدینگ هافمن و تبدیل موجک را منیکندن^{۱۲} و همکارش [۱۴] ارائه کرده‌اند. کدینگ هافمن روشی مناسب برای فشرده‌سازی اطلاعات است؛ اما از طرفی نلسون^{۱۳} و گایلی^{۱۴} در مرجع فشرده‌سازی اطلاعات [۲۷] - که حاوی روش‌های مختلفی برای فشرده‌سازی اطلاعات است - اشاره می‌کنند که کدینگ حسابی می‌تواند در بیشتر کاربردها جایگزین مناسبی برای هافمن باشد. البته در روش پیشنهادی این پژوهش نیز استفاده از کدینگ حسابی نتایج بهتری در مقایسه با کدینگ هافمن برای میزان فشرده‌سازی حاصل کرد. روش حس‌گرهای فشرده‌ساز پولانیسا^{۱۵} و همکاران [۲۸] و روش $JPEG2000$ به همراه طبقه‌بندی کیانو^{۱۶} و دست‌یاران [۲۹] نیز در سال ۲۰۱۱ مطرح شدند که علی‌رغم میزان فشرده‌سازی مناسب، دارای معایبی مانند استفاده از تبدیل موجک هستند. به طور کلی می‌توان اشاره کرد هدف اصلی فشرده‌سازی، ارسال و ذخیره‌سازی اطلاعات با حجم کمتر و در نتیجه سریعتر است.

در این پژوهش، از دو مرحله رمزنگاری استفاده شده است. در مرحله اول، کدینگ با اتلاف مبتنی بر ویژگی‌های سیگنال و استخراج دنباله مربوط به ضرایب - کدینگ که برای اولین بار در این مقاله استفاده شده است و از نوآوری‌های پژوهش است - و در مرحله دوم، کدینگ بدون اتلاف حسابی که به منظور بهبود نتایج فشرده‌سازی استفاده شده است.

۲- کدینگ

فرآیند رمز کردن که منجر به کاهش مؤثر تعداد کل بیت‌های لازم برای ارائه اطلاعات مشخصی می‌شود، "کدینگ" نامیده می‌شود. عملیات کدینگ معمولاً منجر به فشرده‌سازی اطلاعات می‌شود. شکل (۱) نمایی کلی را از مراحل فشرده‌سازی که شامل

¹¹Kim

¹⁵Polania

¹⁹Cross Correlation

¹²Manikandan

¹⁶Qiao

¹³Nelson

¹⁷Compression Ratio

¹⁴Gailly

¹⁸Percentage Root Mean Squared Differential

از اعمال فیلتر تقسیم بر مقدار بیشینه سیگنال بعد از اعمال فیلتر است. تأثیر مقادیر کمتر از آستانه در سیگنال، هرگز با چشم قابل تشخیص نیست و در تشخیص‌های پزشکی نیز هیچ تأثیری ندارد؛ اما در حجم محاسبات بسیار تأثیرگذار است. با تغییر مقدار این آستانه، خطای مجذور مربعات میانگین تفاضلی و نرخ فشرده‌سازی نیز تغییر می‌کند. بنابراین مقدار این آستانه پارامتری کنترلی به حساب می‌آید که با استفاده از آن می‌توان پارامترهای ارزیابی را تا حد زیادی کنترل کرد. برای رسیدن به پارامتر کنترلی مطلوب، مقدار خطای مجذور مربعات میانگین تفاضلی را یک بار تا حدود ۵٪ (میزان خطای قابل قبول در شبیه‌سازی است که با چشم به سختی قابل تشخیص است و در تشخیص‌های پزشکی تأثیری ندارد) و یک بار تا حدود ۱۰٪ در نظر گرفته؛ بر اساس آن میزان نرخ فشرده‌سازی و همبستگی عرضی مطلوب نیز محاسبه می‌شود. در قسمت (۴) تأثیر این پارامتر کنترلی به خوبی بر نتیجه نهایی نشان داده شده است.

دلیل استفاده از این امر آن است که اولاً تعداد نمونه‌ها برای ارسال و ذخیره سازی بهینه، کاهش یابد؛ ثانیاً از یک کانال تعداد سیگنال بیشتری قابل ارسال باشد و ثالثاً در حجمی یکسان تعداد سیگنال بیشتری قابل ذخیره‌سازی باشد.

از آنجایی که این قسمت از کدینگ، از نوع با تلف است بهتر است برای اعمال کدینگ مکمل از روشی بدون اتلاف استفاده شود. تمام خطایی که در بازسازی سیگنال اتفاق می‌افتد مربوط به این قسمت از کدینگ است؛ اما از طرف دیگر در نرخ فشرده‌سازی کلی تأثیر بسزایی دارد. در این بین می‌باید به قابل قبول بودن خطای بازسازی سیگنال در استفاده از این روش توجه کرد.

سپس اکستریم‌های موجود سیگنال را استخراج می‌کنیم. این امر با مشتق‌گیری از سیگنال میسر می‌شود و چون در فضای نرم‌افزاری عملاً همه سیگنال‌ها در فضای گسسته وجود دارند، مشتق با تفاضل حاصل می‌شود. همزمان با استخراج بیشینه‌ها و

$$CC = \frac{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N \{(x(n) - \mu)(\hat{x}(n) - \hat{\mu})\}}{\sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N (x(n) - \mu)^2} \times \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N (\hat{x}(n) - \hat{\mu})^2}} \times 100 \quad (3)$$

که در آن μ و $\hat{\mu}$ به ترتیب میانگین سیگنال اصلی و میانگین سیگنال بازسازی شده است.

۲-۱- کدینگ مبتنی بر ویژگی‌های سیگنال

بعد از کاهش نویز از سیگنال‌های الکتروکاردیوگرام با فیلتر وفقی بدون بایاس و بهنجار به نام $UNANR$ [۳۰] عملیات کدینگ آغاز می‌شود. در این قسمت - که از نوآوری‌های پژوهش محسوب می‌شود - از ویژگی‌های خاص سیگنال الکتروکاردیوگرام استفاده می‌شود. قسمت‌هایی از سیگنال هموار و بدون اطلاعات و قسمت‌هایی دارای اطلاعات است. روش پیشنهادی در این پژوهش به گونه‌ای است که قسمت‌های بدون اطلاعات یا دارای اطلاعات تکراری را بیشتر و قسمت‌های دارای اطلاعات را کمتر فشرده می‌کند. به عبارتی این روش به صورت غیر یکنواخت فشرده‌سازی را انجام می‌دهد.

برای این منظور ابتدا اختلاف بین هر دو نمونه متوالی از رابطه (۴) محاسبه می‌شود:

$$Diff(i) = Raw(i+1) - Raw(i) \quad (4)$$

$Diff(i)$ اختلاف بین نمونه $i+1$ و نمونه i در سیگنال خام (عبوری از فیلتر وفقی $UNANR$) است. سپس اختلاف هر دو نمونه متوالی از این اختلاف ($Diff(i)$) - که به منزله مشتق دوم است - از رابطه (۵) محاسبه و از آستانه‌ای عبور داده می‌شود:

$$Dif(i) = Diff(i+1) - Diff(i) \quad (5)$$

یعنی اگر اختلاف دو نمونه متوالی از تابع $Diff$ کمتر از یک آستانه متغیر بود از در نظر گرفتن نمونه بعدی صرف نظر می‌شود، در غیر این صورت اختلاف آن دو نمونه اختلافی تأثیرگذار تلقی شده و در دنباله کدینگ در نظر گرفته می‌شود. مقدار این آستانه متغیر برابر ضریبی در مقدار بیشینه سیگنال قبل

آن، الگوریتم بازسازی طراحی می‌شود. در این الگوریتم با در نظر گرفتن محل وقوع اختلافات تأثیرگذار آن‌ها، مقدار سیگنال در محل وقوع و ... به شرحی که گفته شد و با در نظر گرفتن دیگر پارامترها بازسازی می‌شود. به عبارتی دیگر از سیگنال تفاضل - که بخش مهمی از دنباله را به خود اختصاص می‌دهد - و دیگر پارامترهای موجود در دنباله، سیگنال اولیه بازسازی می‌شود.

۲-۲- کدینگ حسابی

ضرایبی که در مرحله نخست کدینگ استخراج شدند دارای قسمت‌های غیر صحیح و نیز دارای محدوده وسیعی از تغییرات بودند، لذا به منظور کوچک کردن بازه تغییرات ضرایب می‌توان از کدینگ حسابی استفاده کرد. ورودی آن دنباله استخراج شده در قسمت کدینگ مبتنی بر ویژگی‌های سیگنال است. به منظور پیاده‌سازی از مرجع فشرده سازهای اطلاعاتی [۲۷] استفاده شده است.

خروجی کدینگ حسابی یک شماره واحد، کوچکتر از یک و بزرگتر مساوی صفر است. از این شماره واحد به صورت یک به یک برای بازسازی دقیق دنباله قبل از اعمال کدینگ استفاده می‌شود برای ساخت دنباله خروجی، نمونه‌ها به وسیله مجموعه‌ای از احتمالات جایگزین می‌شوند؛ بنابراین هر نمونه ورودی با نسبتی معین به عددی در بازه صفر تا یک تبدیل می‌شود. مهمترین نسبت در دنباله‌ای کد شده با کدینگ حسابی مربوط به اولین نمونه است. در طول فرایند کدینگ، با توجه به تعداد کل نمونه‌ها، هر نمونه جدید با محدوده‌ای مشخص در خروجی تعیین می‌شود.

بنابراین هر کاراکتر با استفاده از استاندارد که در ابتدا کد کننده آنرا تعریف می‌کند، کد می‌شود و با توجه به یک به یک بودن کدینگ حسابی، کد تولید شده پس از رمزنگاری بدون هیچ خطا و اتلافی به کاراکترهای اولیه تبدیل می‌شود. بنابراین الگوریتمی که از آن برای کدینگ حسابی استفاده می‌شود، به صورت زیر است:

کمینه‌ها، با یک شمارنده تعداد آن‌ها و محل وقوع آن‌ها در ماتریسی ذخیره می‌شود تا از این مقادیر در پارامترهای کدینگ استفاده شود؛ اما این پارامترها برای بازسازی سیگنال الکتروکاردیوگرام با خطای قابل قبول کافی نیستند. از پارامترهای مهم دیگری که مورد نیاز است مکان‌هایی است که مقادیر مشتق آن‌ها (مقدار اختلاف بین هر دو نمونه متوالی) بزرگ باشد. حال با استفاده از این پارامترها ضرایب خام را به عنوان دنباله‌ای (C_{snd}) - که در رابطه (۶) مشخص شده است - در نظر می‌گیریم:

$$C_{snd} = \{k | \bar{k} | Cnt_{ImDiff} | X_{Cnt_{ImDiff}} | Y_{Cnt_{ImDiff}} | Cnt_{MAX} | Cnt_{MIN}\} \quad (6)$$

در این دنباله k تعداد نمونه‌های سیگنال در بازه انتخاب شده، \bar{k} مقدار پارامتر کنترلی آستانه برای رسیدن به شرایط مطلوب، Cnt_{ImDiff} تعداد مشتق‌ها (اختلافات) تأثیرگذار، $X_{Cnt_{ImDiff}}$ محل وقوع این مشتق‌ها (اختلافات)، $Y_{Cnt_{ImDiff}}$ مقدار سیگنال در این مشتق‌ها (اختلافات)، Cnt_{MAX} تعداد بیشینه‌ها و Cnt_{MIN} تعداد کمینه‌های موجود در Raw است. باید دقت شود که ترتیب در این دنباله مهم است؛ چون با استفاده از همین ترتیب، هویت هر مقدار از آن مشخص می‌شود.

همان‌طور که دیده می‌شود سیگنال اختلاف‌های تأثیرگذار بین هر دو نمونه متوالی، بخش مهمی از این دنباله را تشکیل می‌دهد.

این دنباله به عنوان ورودی کدینگ مکمل در نظر گرفته می‌شود. همان‌طور که اشاره شد استفاده از این نوع کدینگ به عنوان اولین عملیات، تأثیر بسزایی در نرخ فشرده‌سازی کلی دارد و امکان دارد از دو تا پنج برابر آن را افزایش دهد. بعد از اعمال کدینگ مکمل، ضرایب برای مقصد ارسال شده یا در فضایی ذخیره می‌شوند تا بتوان برای بازسازی سیگنال اولیه از آن‌ها استفاده کرد.

به منظور بازسازی و دست یافتن به سیگنال واقعی، بعد از دریافت ضرایب در مقصد و رمزگشایی با کدگشای مکمل، با توجه به اطلاع کامل از نحوه قرار گرفتن اطلاعات در محتویات

۲-۳- رمزگشایی حسابی

با توجه به عملیات کدینگ، ایجاد الگوریتمی برای رمزگشایی کار سختی نیست. الگوریتمی که برای تبدیل کدها به سیگنال اولیه استفاده می‌شود، به صورت زیر است:

۱- همان‌طور که اشاره شد در کد نهایی ارسالی ($Code$)،

نتایج مرحله دوم الگوریتم کدینگ - که به نوعی استاندارد کدینگ محسوب می‌شود - نیز قرار گرفته است. بنابراین محدوده‌ای که کد نهایی در آن قرار گرفته؛ مشخص می‌شود و با توجه به مقادیر حد بالا و حد پایین آن و مقایسه با استاندارد کدینگ، کاراکتر مربوط به آن محدوده، معین می‌شود.

۲- از طرفی محدوده تغییرات نمونه (R_d) که با استفاده از احتمال وقوع آن نمونه در عملیات کدینگ به دست آمده، نیز از رابطه (۹) به دست می‌آید:

$$R_d = HR_d - LR_d \quad (9)$$

HR_d و LR_d به ترتیب حد بالا و حد پایین مربوط به نمونه مورد نظر است که در مرحله قبل مشخص شد.

۳- قسمت مربوط به رمزگشایی این نمونه با تفاضل و تقسیم بر محدوده تغییرات نمونه از کد حذف می‌شود:

$$Code \leftarrow Code - LR_d \quad (10)$$

$$Code \leftarrow Code / R_d \quad (11)$$

در نهایت این الگوریتم تا رمزگشایی آخرین نمونه ادامه می‌یابد.

۳- انتقال بی سیم ضرایب کدینگ

مزیت اصلی این نوع انتقال، بهبود امنیت ارسال و دریافت داده‌ها است. در این فناوری، اطلاعات از طریق امواج الکترومغناطیس منتقل می‌شوند.

با وجود برخی مشکلات مانند عدم امکان کابل‌کشی برای برقراری اتصالات مورد نیاز، وجود هزینه گزاف و سختی عملیات کابل‌کشی (خصوصاً در مناطق صعب‌العبور) و نیز

۱- احتمال وقوع هر نمونه از سیگنال در کل سیگنال مطابق رابطه (۷) محاسبه می‌شود:

$$P_i = \frac{n_i}{S} \quad (7)$$

که در آن P_i و n_i به ترتیب احتمال وقوع و تعداد تکرار نمونه i ام و S تعداد کل نمونه‌ها در سیگنال مورد نظر است.

۲- نمونه‌ها به ترتیب حروف الفبا و اعداد مرتب می‌شوند و براساس احتمال وقوع هر نمونه دو عدد بین صفر تا یک، یکی به عنوان حد پایین و دیگری به عنوان حد بالا به صورتی که در جدول (۱) مشخص شده است، به آن نمونه اختصاص می‌یابد. این نتایج در کد نهایی قرار خواهد گرفت.

جدول (۱) - حد پایین و حد بالای احتمال وقوع نمونه j ام (J شماره نمونه بعد از مرتب‌سازی است و $P_0 = 0$).

نمونه	حد پایین (LR_j)	حد بالا (HR_j)
$j=1,2,\dots,s$	$\sum_{k=1}^j P_{j-1}$	$\sum_{k=1}^j P_j$

نمونه‌ها دوباره با حالت قبل از مرتب‌سازی بررسی می‌شوند و عملیات زیر اعمال می‌شود. جدول (۲) نشان‌دهنده حدود نهایی پایین و بالای احتمال وقوع نمونه i ام است.

جدول (۲) - حد نهایی پایین و بالای احتمال وقوع نمونه i ام

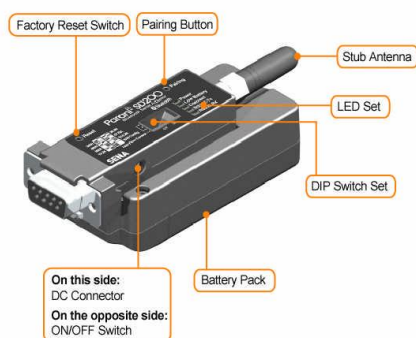
نمونه	حد پایین نهایی (\bar{LR}_i)
	$\bar{LR}_i \leftarrow \bar{LR}_{i-1} + R_{i-1} * LR_i$
$i=2,3,\dots,s$	حد بالای نهایی (\bar{HR}_i)
	$\bar{HR}_i \leftarrow \bar{LR}_{i-1} + R_{i-1} * HR_i$

که در آن

$$\begin{cases} \bar{LR}_1 = 0 \\ \bar{HR}_1 = R_1 = 1 \\ R_i = \bar{HR}_{i-1} - \bar{LR}_{i-1}, i = 2, 3, \dots, s \end{cases} \quad (8)$$

باید دقت شود که LR_i و HR_i از مرحله دوم فراخوانی می‌شوند و در نهایت از \bar{LR}_s - که عددی اعشاری است - به عنوان خروجی عملیات کدینگ حسابی برای ارسال یا ذخیره‌سازی مورد استفاده می‌شود.

با توجه به مجهز شدن بیشتر دستگاه‌های الکترونیکی به فناوری ارسال و دریافت بی‌سیم اطلاعات اعم از بلوتوث، ضرایب کدینگ را می‌توان به قسمت‌های مختلفی به منظور استفاده‌های پزشکی ارسال کرد.



شکل (۲) - ماژول فرستنده و گیرنده بلوتوث SD-200 با ارتباط سریال ساخت شرکت سنا و اجزای تشکیل دهنده آن

۴- نتایج با استفاده از بانک اطلاعات MIT-BIH

روش پیشنهادی برای آریتمی‌های ۱۰۰، ۱۰۱، ۱۰۲، ۱۰۳، ۱۰۴، ۱۰۵، ۱۰۶، ۱۰۷، ۱۰۸، ۱۰۹، ۱۱۱، ۱۱۲، ۱۱۳، ۱۱۴، ۱۱۵، ۱۱۶، ۱۱۷، ۱۱۸، ۱۱۹، ۱۲۱، ۱۲۲، ۱۲۳، ۱۲۴، ۲۰۰، ۲۰۲، ۲۰۳، ۲۰۵، ۲۰۷، ۲۰۸، ۲۰۹، ۲۱۰، ۲۱۲، ۲۱۳، ۲۱۴، ۲۱۵، ۲۱۷، ۲۱۹، ۲۲۰، ۲۲۱، ۲۲۲، ۲۲۳، ۲۲۸، ۲۳۰، ۲۳۱، ۲۳۳ و ۲۳۴ از بانک اطلاعات معروف و پرکاربرد MIT-BIH [۳۱] اعمال شده است. به منظور اعتباربخشی، نتایج برای حدود ده دوره تناوب از تمام این آریتمی‌ها ارائه شده است. مراحل کامل در نرم‌افزار MatLab نسخه 7.8.0 (R2009a) شبیه‌سازی شده است.

با استفاده از روش پیشنهادی، برای میانگین خطای مجذور مربعات تفاضلی ۵/۹۳٪، میانگین نرخ فشرده‌سازی برابر ۱/۶۹ و میانگین همبستگی عرضی برابر ۹۹/۸٪ و برای میانگین خطای میانگین همبستگی عرضی برابر ۹۹/۴۷٪ بدست آمد. میزان انحراف معیار نرخ فشرده‌سازی در هر دو حالت از ۴/۱۷ کم‌تر است.

برای بررسی سیگنال‌های بازسازی شده، نتایج اعمال الگوریتم بر روی آریتمی‌های ۱۰۵ و ۱۰۹

هزینه‌بر بودن انجام تغییرات در زیر ساخت‌های فعلی شبکه، اهمیت استفاده از انتقال بی‌سیم افزایش می‌یابد.

۳-۱- بلوتوث

بلوتوث استاندارد برای ارتباط خودکار، کوتاه‌برد، مصرف کم انرژی، کم‌هزینه و بی‌سیم است، که از فناوری رادیویی استفاده می‌کند و در چند سال اخیر استفاده از آن بسیار گسترش یافته است. فناوری بلوتوث شامل چندین مزیت است که از جمله آن می‌توان به کم‌هزینه و خودکار بودن، در دسترس عموم بودن و استفاده آزاد از آن اشاره کرد.

۳-۲- استفاده از ماژول بلوتوث SD-200 ساخت شرکت

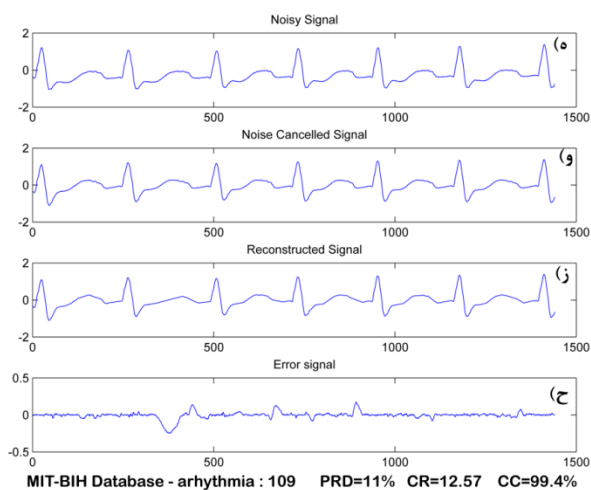
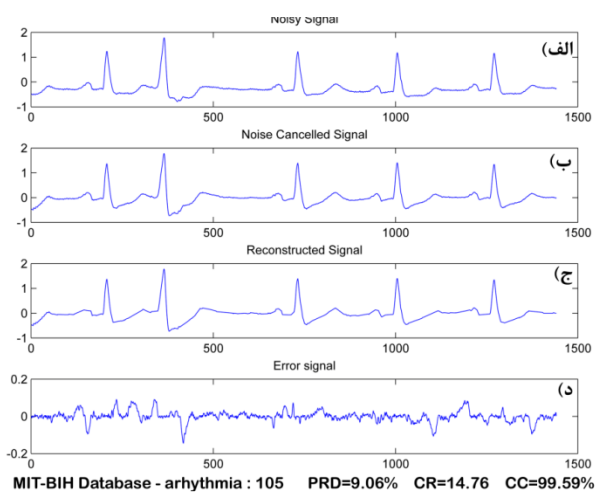
سنا برای اجرای سخت‌افزاری

با توجه به این که کلیه پردازش‌های این پژوهش با نرم‌افزار MatLab انجام شده است، بنابراین ضرایب نهایی کدینگ نیز در این نرم‌افزار تولید می‌شود. در MatLab امکانات زیادی از درگاه سریال در اختیار کاربران قرار می‌گیرد. بنابراین وسیله‌ای که توانایی انتقال با این درگاه راداشته باشد، موجب سهولت در عملیات انتقال می‌شود.

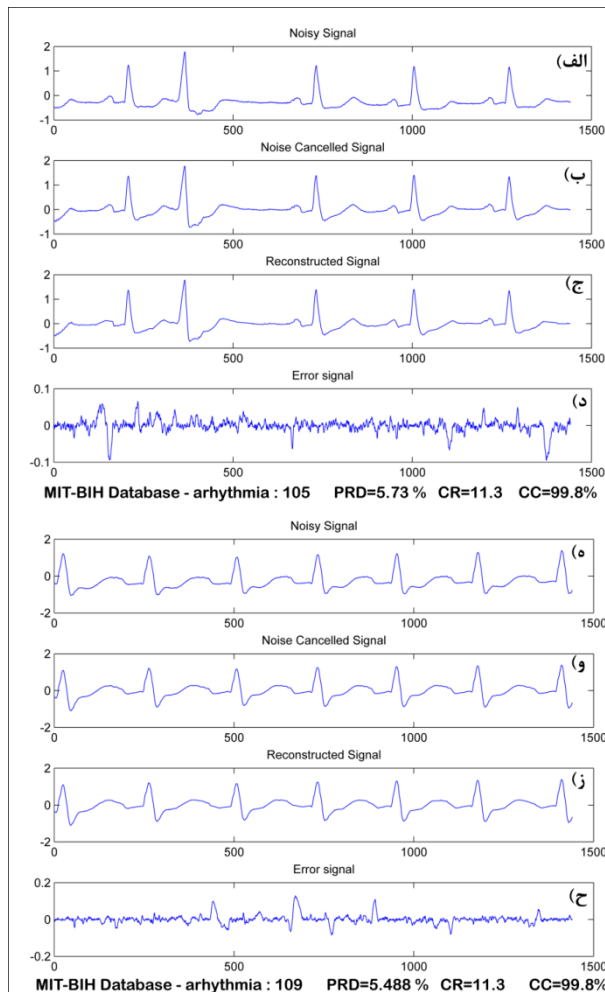
یکی از معدود ماژول‌های دارای این امکان، ماژول فرستنده و گیرنده SD-200 ساخت شرکت سنا است که در شکل (۲) نشان داده شده است. سرعت تبادل اطلاعات با استفاده از این ماژول در این درگاه از ۱۲۰۰ بیت در ثانیه تا ۲۳۰ کیلوبیت در ثانیه می‌تواند باشد که برای اجرای سخت‌افزاری این پژوهش مناسب است. محدوده تحت پوشش انتقال اطلاعات این ماژول با آنتن معمولی ۵۰ متر، با آنتن دوقطبی ۱۵۰ متر و با آنتن پتیج ۳۰۰ متر است. این ماژول بر اساس دستورات خاص شرکت سازنده، برنامه‌ریزی شده و در حالت‌های مختلفی عمل می‌کند. برای اجرای عملیات انتقال ضرایب، از دو ماژول با شرایط فوق یکی برای ارسال و دیگری برای دریافت استفاده می‌شود. ابتدا در فرستنده و گیرنده شماره درگاه سریالی که این ماژول‌ها به آن متصل شده‌اند فراخوانی، و درگاه برای انتقال آماده می‌شود.

در شکل (۳) برای خطای حدود ۵٪ و در شکل (۴) برای خطای حدود ۱۰٪ نشان داده شده است. این نمودار نشان می‌دهد تغییر هر پارامتر چقدر روی پارامتر دیگر تأثیر گذار است.

در شکل (۳) برای خطای حدود ۵٪ و در شکل (۴) برای خطای حدود ۱۰٪ نشان داده شده است.



شکل (۴) - نتایج اعمال الگوریتم در آریتمی شماره ۱۰۵ دیتابیس MIT-BIH: الف) سیگنال آغشته به نویز. ب) کاهش نویز با استفاده از فیلتر وفقی UNANR در فرستنده. ج) سیگنال بازسازی شده در گیرنده با استفاده از ضرایب کدینگ به دست آمده با روش پیشنهادی. د) اختلاف سیگنال بازسازی شده در گیرنده با سیگنال اولیه. نتایج اعمال الگوریتم در آریتمی شماره ۱۰۹ دیتابیس MIT-BIH: ه) سیگنال آغشته به نویز. و) کاهش نویز با استفاده از فیلتر وفقی UNANR در فرستنده. ز) سیگنال بازسازی شده در گیرنده با استفاده از ضرایب کدینگ به دست آمده با روش پیشنهادی. ح) اختلاف سیگنال بازسازی شده در گیرنده با سیگنال اولیه.



شکل (۳) - نتایج اعمال الگوریتم در آریتمی شماره ۱۰۵ دیتابیس MIT-BIH: الف) سیگنال آغشته به نویز. ب) کاهش نویز با استفاده از فیلتر وفقی UNANR در فرستنده. ج) سیگنال بازسازی شده در گیرنده با استفاده از ضرایب کدینگ به دست آمده با روش پیشنهادی. د) اختلاف سیگنال بازسازی شده در گیرنده با سیگنال اولیه. نتایج اعمال الگوریتم در آریتمی شماره ۱۰۹ دیتابیس MIT-BIH: ه) سیگنال آغشته به نویز. و) کاهش نویز با استفاده از فیلتر وفقی UNANR در فرستنده. ز) سیگنال بازسازی شده در گیرنده با استفاده از ضرایب کدینگ به دست آمده با روش پیشنهادی. ح) اختلاف سیگنال بازسازی شده در گیرنده با سیگنال اولیه.

اگر بخواهیم فشرده‌سازی را با نرخ بیشتر انجام دهیم، باید خطای بیشتری را دریافت کنیم. همان‌طور که در دیده می‌شود رابطه بین نرخ فشرده‌سازی و خطای رابطه‌ای تقریباً مستقیم است. در شکل (۵) نرخ فشرده‌سازی (CR) بر اساس خطای مجذور مربعات میانگین تفاضلی (PRD) در آریتمی‌های ۱۰۵، ۱۰۹،

۵- بحث و نتیجه‌گیری

روش پیشنهادی، نتایج متناسبی برای اکثر آریتمی‌ها دارد؛ اما در حالت اول (حالت کم خطا) برای آریتمی‌های شماره ۱۰۸، ۱۱۲،

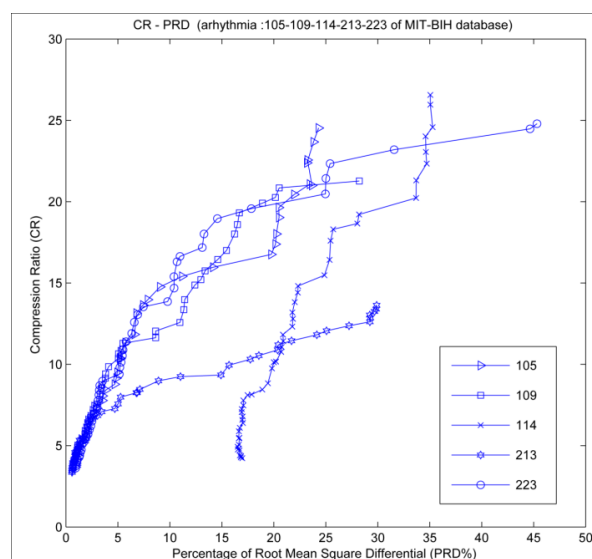
استفاده از روش ارسال بی‌سیم اطلاعات که نویز پذیر نیست، باعث حذف کابل‌کشی‌های مرسوم - که شدیداً نویز پذیر است - می‌شود. بنابراین به منظور کاهش هزینه‌های ارسال اطلاعات با کابل‌کشی و کاهش نویزهای محیطی، می‌توان از این روش در بخش‌های بیمارستانی برای ارسال و پایش برخط کرد. همچنین با توجه به کاهش چشم‌گیر حجم اطلاعات، می‌توان با ذخیره ضرایب به جای کل سیگنال در حافظه‌ای سرور، حجم کمتری را اشغال کرد.

باید در نظر گرفت که بین پارامترهای ارزیابی از قبیل نرخ فشرده‌سازی، خطای بازسازی، همبستگی عرضی و زمان پردازش در روش‌های مختلف مصالحه وجود دارد. با توجه به تعدد روش‌ها با در نظر گرفتن پارامتر مؤثر و با اهمیت، از روش‌های موجود استفاده می‌شود. به عنوان نمونه در مواردی که اهمیت فشرده‌سازی زیاد است، می‌توان با در نظر گرفتن دیگر پارامترها از روش‌هایی که نرخ فشرده‌سازی بهتری دارند، استفاده کرد. به نظر می‌رسد با توجه به نتایج به دست آمده، روش پیشنهادی در چنین مواردی یا در مواردی که استفاده بی‌درنگ ضروری است، کارایی مناسبی دارد. از طرفی برای به دست آوردن خطای کمتر یا زمان پردازش کوتاه‌تر، نرخ فشرده‌سازی نیز معمولاً با مقادیر کمتر به دست می‌آید. بنابراین نمی‌توان به طور کلی روش‌های مختلف را ارزیابی کرد، بلکه باید پارامتر مؤثر در نوع استفاده مشخص شود تا بر اساس آن، روش مناسب انتخاب شود.

روش‌های مختلف در جدول (۳) از نظر نرخ فشرده‌سازی و خطای بازسازی و در جدول (۴) از نظر همبستگی عرضی و نرخ فشرده‌سازی، با یکدیگر مقایسه شده‌اند.

به منظور تکمیل این روش می‌توان از چندین کانال در یک بخش، سیگنال‌های مورد نظر را دریافت و برای پایش بی‌درنگ ارسال کرد. همچنین با ارائه روش‌های بهبود یافته انتقال بی‌سیم، به منظور بهبود نتایج ارسال، می‌توان از نسخه‌های جدیدتر برای ارسال اطلاعات استفاده کرد. امروزه با توجه به مجهز شدن بیشتر تلفن‌های همراه و لپ‌تاپ‌ها به انواع فناوری

۱۱۴ و ۱۱۷ نتایج به دست آمده به لحاظ خطای بازسازی و یا نرخ فشرده‌سازی با سایر نمونه‌ها همخوانی ندارد. البته در سه مورد اول یعنی آریتمی‌های شماره ۱۰۸، ۱۱۲ و ۱۱۴ برای بازسازی، الگوریتم به بن‌بست نمی‌خورد و سیگنال را با همبستگی عرضی زیاد بازسازی می‌کند که نتیجه قابل قبولی است. در حالت دوم (حالت با خطای بیشتر) این موضوع فقط در آریتمی شماره ۱۱۴ دیده می‌شود که روش پیشنهادی با همبستگی عرضی زیاد سیگنال را بازسازی می‌کند.



شکل (۵) - نرخ فشرده‌سازی (CR) بر اساس خطای مجذور مربعیات میانگین تفاضلی (PRD) در آریتمی‌های ۱۰۵، ۱۰۹، ۱۱۴، ۲۱۳ و ۲۲۳ دلیل اصلی ناتوانی در اعمال کدینگ در این آریتمی‌ها آن است که در مرحله فیلتر و فقی سیگنال بسیار معوج می‌شود؛ پس طبیعتاً نمی‌توان انتظار داشت که الگوریتم پیشنهادی، توانایی کدینگ سیگنال معوج شده را داشته باشد. بنابراین دلیل اصلی این ناتوانی، مربوط به مرحله فیلترینگ است.

هر چه میزان نرخ فشرده‌سازی بیشتر باشد، تعداد سیگنال‌هایی که از یک کانال بلوتوث در یک دوره، می‌توان ارسال کرد نیز بیشتر می‌شود و این بدان معنی است که در ارسال و پایش بر خط^{۲۰} می‌توان تعداد سیگنال بیشتری را از یک فرستنده ارسال کرد. زمان پردازش برای حدود هر دوره تناوب از هر آریتمی در بانک اطلاعات به طور میانگین برابر ۲۲۱/۰ ثانیه است.

²⁰Online

جدول (۴) - مقایسه روش‌های مختلف فشرده‌سازی به لحاظ

همبستگی عرضی

Method	CR	CC
Gradient Slope [23]	29.76	>96%
Wavelet [10]	22.4	>98%
Quality-Controlled [13]	27.93	>98%
Truncated Singular Value Decomposition (TSVD) [33]	10	>99%
JPEG2000 [34]	10	>99%
SPIHT (Bior 4.4) [9]	8	>99%
Signal features Coding + Qualified Arithmetic Coding (Proposed Method-S2)	13.03	>99.4%

ارسال و دریافت بی‌سیم اعم از بلوتوث، یکی دیگر از مقصدهای ارسال می‌تواند تلفن‌های همراه یا لپ‌تاپ‌های پزشکان و یا حتی خود بیماران باشد. با توجه به این‌که بلوتوث روش ارسال بی‌سیم و کوتاه برد است، برای ارسال اطلاعات به نقاط دورتر می‌توان از باندهای فرکانسی با برد بیشتر مانند شبکه‌های مخابراتی استفاده کرد که البته در این حالت باید هزینه‌های استفاده از این باندها نیز در نظر گرفته شود.

جدول (۳) - مقایسه روش‌های مختلف فشرده‌سازی به لحاظ نرخ

فشرده‌سازی و خطای بازسازی

Method	CR	PRD (%)
Adaptive Beat Subtraction + Huffman [25]	4	0.05
Wavelet Tree [3]	4.03	5.26
Sub-+ Discrete Cosine Transform (DCT) Band Coding [1]	4.6	3.2
Discrete Wavelet Transform (DWT) + Thresholding [21]	5.46	0.14
Analysis by synthesis (AZTEC) [32]	6.9	15.5
Compressive Sensing [28]	7.23	2.57
JPEG2000 [29]	7.72	6.28
SPZC (Wavelet Bior 4.4) [11]	8	0.0646
SPIHT (Wavelet Bior 4.4) [9]	8	1.18
SPIHT & Vector Quantization [15]	8	1.45
Hilton (EZW) (Wavelet Bior 4.4) [6]	8	2.6
Djohn (Wavelet Bior 4.4) [7]	8	3.9
SPZC (Wavelet Bior 6.8) [12]	8.068	0.5183
Wavelet (WDD) [18]	8.1	6.2
SPIHT & VKTP [19]	8.11	1.18
SPZC (Wavelet Bior 4.4) [11]	8.121	0.5343
Discrete Cosine Transform (DCT) + Discrete Wavelet Transform (DWT) [4]	8.192	33.77
Chen (Wavelet Transform) [8]	8.31	1.07
Wavelet-Based ECG and PCG Signals Compression Technique (WPFDEC) [14]	8.36	4.95
Signal features Coding + Qualified Arithmetic Coding (Proposed Method-S1) (CC=99.8%)	8.69	5.93
DWT (Meyer) & Huffman (Noise Free Signals) [5]	9.2	3.0
Wavelet + Adaptive Coding [17]	9.3	6.1
Extended Kalman Filter [24]	11.37	SNR= 10.16db
Signal features Coding + Qualified Arithmetic Coding (Proposed Method-S2) (CC=99.47%)	13.03	10.21

۶- مراجع

- [1] Aydin M.C., Cetin A.E., Koymen H., ECG Data Compression by Sub-Band Coding; IET Electronics Letters, 1991; 27(4): 359-360.
- [2] Degani R., Bortolan G., Murolo R., Karhunen-Loeve Coding of ECG signals; IEEE Proceedings of Computers in Cardiology, 1991: 395-398
- [3] Cetin A.E., Ahmed H., Yardmct T.Y., Coding of ECG Signals by wavelet transform extrema; IEEE-SP International Symposium on Time-Frequency and Time-Scale Analysis, 1994: 544 - 547.
- [4] Sastry R.V.S., Rajgopal K., ECG Compression Using Wavelet Transform; IEEE EMBS and BMES, 1995: 2/52 - 2/53.
- [5] Provaznik I., Kozumplik J., Wavelet-Based Compression of ECG Signals; 18th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 1996: 1210-1211.
- [6] Hilton M.L., Wavelet and Wavelet Packet Compression of Electrocardiograms; IEEE T-BME, 1997; 44(5): 394 -402.
- [7] Djohan A., Nguyen T.Q., Tompkins W.J., ECG Compression Using Discrete Symmetric Wavelet Transform; IEEE 17th annual Conference, Engineering in Medicine and Biology Society, 1997: 167-168.
- [8] Chen J., Itoh S., A Wavelet Transform-Based ECG Compression Method Guaranteeing Desired Signal Quality; IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1998; 45(12): 1414-1419.
- [9] Lu Z., Kim D.Y., Pearlman W.A., Wavelet Compression of ECG Signals by the Set Hierarchical Trees-Algorithm; IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2000; 47: 849-856.
- [10] Abo-Zahhad M., Rajoub B.A., An effective coding technique for the compression of one-dimensional signals using wavelet transform; Medical Engineering & Physics, 2002; 24: 185-199.
- [11] Kumari R.S.S., Sadasivam V., Successive Partition Zero Coder for Embedded Lossless Wavelet- Based ECG Signal Coding; INCEMIC, 2003: 223-228.

بر اساس مدل دینامیک غیرخطی؛ سیزدهمین کنفرانس مهندسی پزشکی ایران، ۱۳۸۵.

[24] Sayadi O., Shamsollahi M.B., ECG Denoising and Compression Using a Modified Extended Kalman Filter Structure; IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2008; 55(9): 2240-2248.

[25] Pathoumvanh S., Airphaiboon S., Hamamoto K., ECG Data Compression using Adaptive Beat Subtraction Method; IEEE Symposium on Communications and Information Technologies, 2008: 477-481.

[26] Kim H., Yazicioglu R.F., Merken P., Hoof C.V., Yoo H., ECG Signal Compression and Classification Algorithm with Quad Level Vector for ECG Holter System; IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine, 2010; 14(1): 93-100.

[27] Nelson M., Gailly J.L., The Data Compression Book; M & T Publication, Second Edition, Ch. 2-12, pp. 15-302, 2002.

[28] Polania L.F., Carrillo R.E., Velasco M.B., Barner K.E., Compressed Sensing Based Method for ECG Compression; IEEE Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing (ICASSP), 2011: 761-764.

[29] Qiao X., Zhao Y., Wu H., Optional Quality Control of ECG Data Compression Algorithm; 5th IEEE Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering (iCBBE), 2011: 1-4.

[30] Wu Y., Rangayyan R.M., Zhouc Y., Filtering Electrocardiographic Signals Using an Unbiased and Normalized Adaptive Noise Reduction System; Elsevier, Medical Engineering and Physics, 2009; 31: 17-26.

[31] The MIT-BIH Arrhythmia Database. [Online]. Available from: <http://physionet.ph.biu.ac.il/physiobank/database/mitdb>.

[32] Zigel Y., Cohen A., Abu-Ful A., Wagshal A., Katz A., Analysis by Synthesis ECG Signal Compression; IEEE Computers in Cardiology, 1997; 24: 279-292.

[33] Wei J., Chang C.J., Chou N.K., Jan G.J., ECG Data Compression Using Truncated Singular Value Decomposition; IEEE Transactions On Information Technology in Biomedicine, 2001; 5: 290-299.

[34] Bilgin A., Marcellin M.W., Altbach M.I., Compression of ECG signals using JPEG 2000; IEEE Transactions on Consumer Electronics, 2003; 49: 833-840.

[12] Kumari R.S.S., Sadasivam V., Performance Analysis of Embedded Lossless Wavelet-Based Successive Partition Zero Coder for ECG Signal Coding; IEEE International Conference on Computational Intelligence and Multimedia Applications, 2005: 99-104.

[13] Benzid R., Marir F., Bouguechal N.E., Quality-Controlled Compression Method using Wavelet Transform for Electrocardiogram Signals; International Journal of Biomedical Sciences, 2006; 1(1): 28-33.

[14] Manikandan M., Dandapat S., Wavelet-Based ECG and PCG Signals Compression Technique for Mobile Telemedicine; 15th International IEEE Computer Society Conference, 2007: 164-169.

[15] Sahraeian M.E., Fatemizadeh E., Wavelet-Based 2D ECG Data Compression Method Using SPIHT and VQ Coding; IEEE Conference on Computer Science, 2007: 133-137.

[16] Yan X., Guo Q., Yang Y., Wavelet Neuron Selection Method for ECG Data Compression; IEEE Conference on Industrial Informatics, 2008: 1054-1057.

[17] Koyrakh L., Data Compression for Implantable Medical Devices; IEEE Computers in Cardiology, 2008; 2008: 417 - 420.

[18] Alesanco A., Garc J., Automatic Real-Time ECG Coding Methodology Guaranteeing Signal Interpretation Quality; IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2008; 55(11): 2519-2527.

[19] Boukhenouf N., Benmahammed K., Abdi M.A., Djeflal F., Wavelet-Based ECG signals compression using SPIHT technique and VKTP coder; IEEE International Conference on Signals, 2009: 1-5.

[20] Ku C., Hung K., Wu T., Wang H., Wavelet-Based ECG Data Compression System With Linear Quality Control Scheme; IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2010; 57(6): 1399-1409.

[21] Arvinti B., Naforita C., Alexandru I., Costache M., ECG Signal Compression Using Wavelets Preliminary Results; IEEE Symposium on Signals, Circuits and Systems (ISSCS), 2011: 1-4.

[22] Mamaghanian H., Khaled N., Atienza D., Vanderghyest P., Compressed Sensing for Real-Time Energy-Efficient ECG Compression on Wireless Body Sensor Nodes; IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2011; 58(9): 2456-2466.

[۲۳] صیادی الف.، فشرده‌سازی سیگنال الکتروکاردیوگرام با استفاده از گرادیان شیب در استخراج نقاط غالب از سیگنال و