

انتقال انطباقی شبکه های حسگر بدن مبتنی بر اولویت برای دستگاه های پزشکی به صورت الگوریتمی در مهندسی پزشکی

امیرحسین رخشانی فر

کارشناسی مهندسی پزشکی، موسسه آموزش عالی خاوران، مشهد، ایران

اطلاعات مقاله

چکیده:

شبکه حسگر بی سیم راه حل های بسیار مقرون به صرفه ای را برای زیرساخت های مراقبت بهداشتی ارائه می دهد. الگوریتم انتقال انطباقی به منظور کنترل بهره وری کانال طراحی شده است، که اندازه بسته را برطبق اختلاف در مقادیر نقطه ویژگی که شاخص های سیگنال بیوپزشکی را نشان می دهد، تنظیم می کند. علاوه بر آن، ما یک روش اولویت تنظیمی پیشنهاد گردید که کیفیت خدمات را ضمن تضمین یکپارچگی سیگنال ارتقاء می دهد. تعداد زیادی شبیه سازی برای ارزیابی عملکرد انجام شد. همچنین ما از سیگنال های نوار قلب و الکترومایوگرام به عنوان سیگنال بیوپزشکی مرجع برای تصحیح عملکرد استفاده می کنیم. از نتایج شبیه سازی، دریافتیم که میانگین تاخیر بسته طرح پیشنهادی در مقایسه با روش مرسوم تا ۳۰٪ ارتقاء می یابد. همچنین نتایج شبیه سازی نشان می دهد که الگوریتم پیشنهادی بهبود عملکرد چشمگیری را به لحاظ نرخ افت بسته های با اولویت زیاد حول ۰/۳-۰/۹ درصد بدست می دهد.

تاریخچه مقاله:

تاریخ دریافت مقاله: ۱۴۰۱/۰۳/۱۰

تاریخ پذیرش مقاله: ۱۴۰۱/۰۳/۲۰

تاریخ انتشار مقاله: ۱۴۰۱/۰۴/۰۱

واژگان کلیدی: شبکه های ناحیه بدنی (حسگر بدن) بی سیم، بهره وری کانال، کیفیت خدمات..

Adaptive transmission of priority-based body sensor networks for medical devices algorithmically in medical engineering

Amirhossein Rakhshanifar

Bachelor of Medical Engineering, Khavaran Institute of Higher Education, Mashhad, Iran

Wireless sensor network offers very cost-effective solutions for health care infrastructures. The adaptive transmission algorithm is designed to control the channel efficiency, which adjusts the packet size according to the difference in the feature point values that represent the biomedical signal characteristics. In addition, we proposed a priority setting method that improves service quality while guaranteeing signal integrity. A large number of simulations were performed to evaluate the performance. Also, we use EKG and electromyogram signals as reference biomedical signals for performance correction. From the simulation results, we found that the average packet delay of the proposed design is improved by 30% compared to the conventional method. Also, the simulation results show that the proposed algorithm achieves significant performance improvement in terms of high priority packet drop rate around 0.3-0.9 percent.

۱. مقدمه

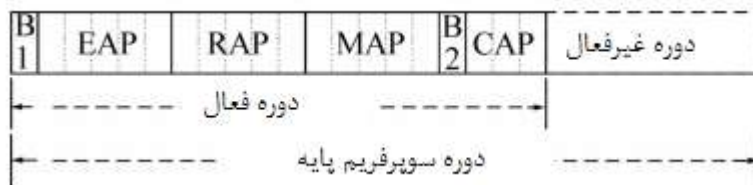
پیشرفت های اخیر در فناوری ارتباط بی سیم و دستگاه های با مصرف برق کم برنامه های مراقبت بهداشتی جدید را به واقعیت تبدیل کرده است. برنامه ها بر مانیتور کردن شرایط بدن و علاوه بر آن، تشخیص بیماری که احتمالاً رخ می دهد، هدف گذاری میکنند. چندین شبکه وجود دارد که به چنین برنامه هایی اعمال می شود، اما شبکه حسگر بی سیم بدن (WBAN) ایده آل ترین پاسخ برای ارتباطات بی سیم در سنسورهای قابل حمل، قابل پوشش یا قابل کاشت هستند که سیگنال های بیوپزشکی را مانیتور می کنند [1]. WBAN یک تحویل ترجیحی برای دستگاه های چندگانه فراهم می کند که نیازمند تضمین کیفیت سرویس (QoS) با تضمین پهنای باند کافی، تاخیر و لرزش (Jitter: تغییر در تاخیر بسته های دریافتی) و کاهش فقدان داده ها می باشد. چون دستگاه های WBAN حول بدن انسان واقع می شوند، معمولاً یک تپولوژی ستاره ای شکل با دستگاه مادر (Master) جمع آوری داده متمرکز و دستگاه های سنجش برده (Slave یا دستگاه های زیر مجموعه) سیگنال بیوپزشکی چندگانه بکار می رود [2-3]. دستگاه سنجش سیگنال بیوپزشکی به طور دوره ای داده های دریافتی را سنجش و به دستگاه جمع آوری داده ارسال می کند. برای مثال، دستگاه سنجش الکتروگرایام (ECG) به طور متناوب معمولاً در 200 Hz نبض قلب را دریافت می کند و به دستگاه جمع آوری داده منتقل می کند. بسیاری از سیستم های مراقبت بهداشتی WBAN به طور مستمر ECGs، موج نگاری-های مغز (ECGs) و الکترومایوگرام (EMGs) را مانیتور می کند زیرا این سیستم ها یک ابزار کلیدی برای جلوگیری و شناسایی اولیه بیماری می باشند. اما مسئله این است که مانیتورینگ این سیگنال ها بار سنگینی را بر روی کل شبکه WBAN قرار می دهد زیرا عملیات سنجش برای این سیگنال ها در نرخ نمونه برداری بسیار بالا که فراتر از 200 Hz می باشد، انجام می شود. در این مقاله یک الگوریتم انتقال تطبیقی ارائه می شود که از شاخص های سیگنال بیوپزشکی متناوب یا سیگنال های بیوپزشکی با الگوهای مشخص مانند ECG و EMG استفاده می کند. هدف الگوریتم حداقل کردن از دست رفتن اطلاعات مهم و بیشینه کردن کاربرد کلی شبکه WBAN می باشد. الگوریتم پیشنهادی به طور چشمگیری اندازه بسته و اولویت انتقال را بر طبق مقدار بدست آمده از مشخصات سیگنال بیوپزشکی تنظیم می کند. ارزیابی عملکرد با استفاده از شبکه استاندارد WBAN که دارای ۱۰ گره شامل دستگاه های مانیتورینگ ECG و EMG انجام و یک تپولوژی ستاره ای تشکیل شد.

۲. تحقیقات مرتبط

۲-۱- شبکه حسگر بی سیم بدن

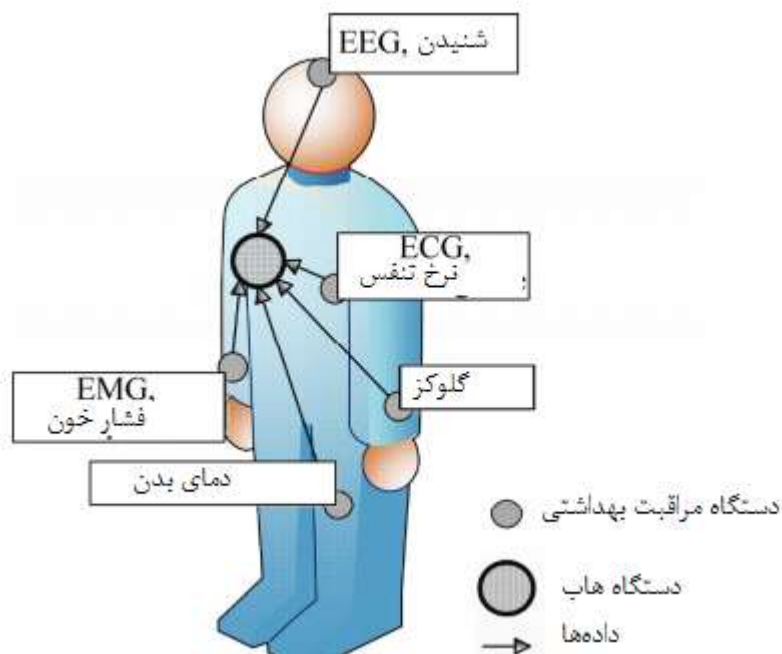
WBAN یک شبکه بی سیم قابل پوشش، متصل به بدن، یا دستگاه های محاسبه قابل کاشت بدن، می باشد که در استاندارد IEEE 802.15.6 تعریف شده است [6]. مشخصات پایه WBAN مصرف برق کم، پشتیبانی QoS، مقیاس پذیری بالا، و انتقال داده مستمر می باشد. تمامی این شاخص ها از محیط عملکردی دستگاه های WBAN - مجموعه ای از سنسورها یا دستگاه های موبایل که خارج یا در داخل بدن انسان عمل می کنند، ناشی می شوند. در حال حاضر، WBAN از باند 2360-2400 MHz با نرخ انتقال داده مختلف به بزرگی 10 Mb/s استفاده می کند. تحت استاندارد 802.15.6 WBAN چهار مد دسترسی را نشان می دهد که در شکل ۱ نشان داده شده است. سوپرفریم شامل فاز دسترسی انحصاری (EAP)، فاز دسترسی تصادفی (RAP)، فاز دسترسی مدیریت شده (MAP) و فاز دسترسی مباحثه (CAP) می باشد. در EAP، RAP و CAP گره ها برای دسترسی کانال با استفاده از دسترسی چندگانه حس حامل برای اجتناب از برخورد یا روند دسترسی ALOHA شکاف دار رقابت می کنند. EAP برای ترافیک با بالاترین اولویت، مانند گزارش رویدادهای ضروری بکار می رود. RAP و CAP تنها برای ترافیک منظم بکار

می روند. به طور خاص، CAP برای ترافیک اضافی، اعلام شده از طریق B2 بکار می رود. در MAP روش دسترسی زمان بندی شده و روش دسترسی نمونه برداری برای تخصیص منابع بکار می روند.



شکل ۱: ساختار سوپرفریم استاندارد WBAN

WBAN محدوده متنوعی از کاربردها را دارا می باشد: مراقبت بهداشتی، ورزش ها، سرگرمی شخصی، و غیره. در بین این موارد، کاربردهای مراقبت بهداشتی به دلیل افزایش نگرانی ها درباره سلامت بیشترین توجه را دریافت می کنند. شکل ۲ یک مثال از کاربرد مراقبت بهداشتی WBAN را نشان می دهد. هدف برنامه مراقبت بهداشتی WBAN جلوگیری یا تشخیص بیماری می باشد. برای دسترسی به این هدف، برنامه مراقبت بهداشتی WBAN شرایط بدن انسان را با سنسورهای مختلف مانیتور می کند: سنسور مانیتورینگ ECG، سنسور مانیتورینگ EEG، سنسور مانیتورینگ EMG، سنسور مانیتورینگ دمای بدن و غیره. چالش های پایه برای برنامه مراقبت بهداشتی WBAN پشتیبانی برای QoS و مصرف برق بسیار کم می باشد که محققان بسیاری بر روی آن ها کار می کنند.



شکل ۲: مثالی از کاربرد مراقبت بهداشتی WBAN

۲-۲- سیگنال های بیوپزشکی متناوب یا طرح دار

برخی از سیگنال های بیوپزشکی متناوب هستند یا دارای الگوهای مشخص می باشند. مثال های معمول عبارتند از ECG, EMG و EEG.

ECG یک ثبت الکتریکی پیوسته از فعالیت قلب می باشد. ECG عمدتاً برای اندازه گیری شرایط قلب برای شناسایی اولیه اختلال های مرتبط با قلب، مانند ایست قلبی بکار می رود. سیگنال ECG شامل پالس های چرخه قلبی چندگانه می باشد. چون قلب به طور دوره ای (متناوب) تپش می کند، پالس های چرخه قلب در ECG نیز متناوب می باشند. یک پالس چرخه قلبی شامل موج های P-Q-R-S-T می باشد و نقاط P, Q, R, S, T نیز نقاط ویژگی نامیده می شوند. بازه یا دوره نقاط، و حضور یا غیاب نقاط، موضوعات پایه تحلیل ECG می باشند. در بین آنها، مجموعه QRS، بازه RR و بازه QT مهم ترین موارد می باشند که اطلاعات ارزشمندی را ارائه می دهند.

EMG ثبت کننده فعالیت الکتریکی ایجاد شده توسط عضلات اسکلتی می باشد. فعالیت الکتریکی از پتانسیل الکتریکی ایجاد شده توسط سلول های عضلات هنگامی که این سلول ها به طور الکتریکی یا عصبی فعال می باشند، حاصل می شود. EMG برای تشخیص بیماری عصبی عضلانی یا اختلالات در کنترل محرک، و غیره بکار می رود. سیگنال EMG شامل یک موج F، یک موج H و یک موج M می باشد. حرکت در عضلات یک ترکیب خاص از امواج - یک الگو - ایجاد می کند. و الگو مکرراً با حرکت عضلات رخ می دهد [9].

EEG یک ثبت کننده الکتریکی مستمر از فعالیت مغز از طریق مجموعه می باشد. EEG عمدتاً برای تشخیص بیماری صرع، اختلالات خواب، کما، و غیره بکار می رود. سیگنال EEG الگوهای موجی مشخصی را دارا می باشد (آلفا، بتا، گاما، دلتا، مو، و امواج تتا)، که فعالیت مغز را نمادگذاری می کنند. ظاهر فعالیت خاص EEG تناوبی است، اگرچه کم و بیش دارای بازه های منظم می باشد [10].

۲-۳- استخراج ویژگی سیگنال های مهندسی پزشکی

استخراج ویژگی اتوماتیک از سیگنال بیوپزشکی یا یک سیگنال طرح دار برای دستگاه های شبکه حسگر بدنی بی سیم بسیار ضروری می باشد، زیرا دستگاه ها می بایست مانیتور شوند و وضعیت یا فعالیت های بدن انسان را گزارش دهند. مثال های مختلفی در منابع الگوریتم های استخراج ویژگی اتوماتیک وجود دارد.

[11] PAN and TOMPKINS یک روش محاسبه بازه RR و شناسایی مجموعه QRS به هنگام اتوماتیک ارائه کردند، که یکی از رایج ترین روش های استخراج ویژگی ECG مورد استفاده می باشد. ابتدا سیگنال ECG از طریق فیلتر میان گذر دیجیتال عبور می کند که شامل فیلترهای پایین گذر و بالاگذر آبخاری می باشد. دوم، سیگنال فیلتر شده برای فراهم کردن اطلاعات شیب مجموعه QRS متمایز می شود. نویسنده ها از روش مشتق پنج نقطه ای استفاده می کنند. سپس، سیگنال نقطه به نقطه، مجذور می شود تا شیب و مثبت های کاذب محدود ناشی از موج های T تشدید شوند. بعد، اطلاعات ویژگی شکل موج و شیب موج R از طریق انتگرال حرکت پنجره بدست می آیند. سرانجام، مجموعه QRS از افزایش لبه پنجره تعیین، و بازه RR با نقاط R متوالی محاسبه می شوند که نقاط اوج دو مجموعه QRS متوالی می باشند. علاوه بر آن، نویسنده ها از دو مجموعه آستانه برای بهبود قابلیت اطمینان شناسایی استفاده می کنند که در آن مقادیر آستانه سیگنال ECG فیلتر شده با انتگرال حرکت پنجره متحرک ایجاد می شود. این مقادیر آستانه به طور دینامیک و اتوماتیک تنظیم می شوند.

[12] XU and LIN یک روش محاسبه بازه RR و استخراج نقطه ویژگی ECG مبتنی بر شیب بردار شکل موج ارائه کردند.

الگوریتم شامل دو بخش می باشد: مرحله تفکیک متغیر و تشدید غیرخطی. مرحله تفکیک متغیر بردار شیب دلخواه از سیگنال ECG را برای استخراج ویژگی بدست می آورد، و تشدید غیرخطی نیز نسبت سیگنال به نویز (SNR) را برای افزایش عملکرد شناسایی مجموعه QRS بهبود می بخشد، حتی اگر سیگنال ECG آلوده به نویز باشد. پس از استخراج نقاط ویژگی، یک بازه بین دو نقطه R متوالی در هر مجموعه QRS محاسبه می شود.

[13] CHU et al یک روش شناسایی ویژگی و تشخیص الگوی EMG مبتنی بر تبدیل شکل موج ارائه کردند. این الگوریتم از تبدیل بسته موجک برای استخراج بردار ویژگی حاصل از سیگنال EMG استفاده می کند. سپس بعد ویژگی بسته موجک توسط الگوریتم کاهش می یابد که تحلیل مؤلفه پایه نامیده می شود. برای تشخیص الگو از سیگنال، و جداسازی کلاس الگو، الگوریتم شاخه مجموعه های ویژگی را ایجاد می کند. سرانجام، یک شاخه از مجموعه های ویژگی تبدیل به یک الگو می شوند، که حرکت را نمادگذاری می کنند.

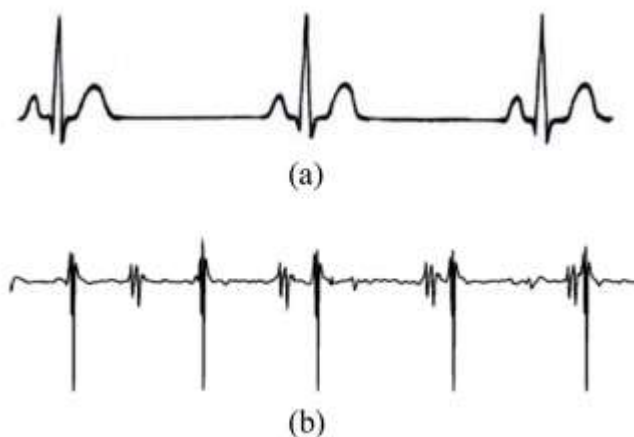
NAZIMOV روش شناخت الگوی EEG مبتنی بر تبدیل موجک را ارائه کردند. ابتدا، الگوریتم یک تبدیل موجک پیوسته (CWT) را به سیگنال EEG اعمال می کند. سپس، الگوریتم سیگنال را با فیلتر Phi پیشنهادی فیلتر می کند. سوم، الگوریتم از دو مقدار آستانه برای افزایش عملکرد شناسایی الگو استفاده می کند. سرانجام، الگوریتم پارامترهای CWT را با مقادیر بدست آمده از طریق فرایند فیلترینگ به منظور بهبود دقت شناخت الگوی سیگنال های EEG نوسان کننده بهینه سازی می کند.

۳. الگوریتم پیشنهادی

برای استخراج نقاط ویژگی سیگنال بیوپزشکی، بیشتر طرح های مرور شده تاکنون بر تراکم سیگنال یا شناخت الگو متمرکز می باشند. در این تحقیق، ما یک الگوریتم انتقال انطباقی جدید ارائه می کنیم که QoS (کیفیت سرویس) را با تنظیم اولویت بسته بر طبق مقدار بدست آمده از مشخصات سیگنال بیوپزشکی ارتقاء می دهد.

۳-۱- استخراج نقاط ویژگی از سیگنال های بیوپزشکی متناوب

همان طور که در شکل ۳ نشان داده شده است، مسیرهای سیگنال بیوپزشکی شکل موج های تناوبی هستند که شامل برخی امواج هستند که مشخصات خاصی را دارا می باشند. در این بخش، دوره پایه سیگنال بیوپزشکی تناوبی را بدست می آوریم و نقاط ویژگی را که کیفیت خاص یک موج را در دوره پایه دارند، استخراج می کنیم. اکسپونن (بیشینه و کمینه) محلی هر موج به عنوان نقاط ویژگی انتخاب می شوند.



شکل ۳: مثالی از مسیریابی سیگنال بیوپزشکی (a) ECG (b) EMG

تابع تناوبی دقیقا به عنوان تابعی که خودش را پس از دوره تناوب پایه تکرار می کند، تعریف می شود. بسته به سیگنال بیوپزشکی، سیگنال به جای یک مقدار سیگنال دقیق الگوی هندسی را تکرار می کند، و سیگنال بیوپزشکی تناوبی مقدار انحنای را پس از یک دوره تناوبی تکرار می کند. انحنای اشاره به نرخ انحراف منحنی یا سطح انحنای از خط مستقیم یا سطح صفحه مماس با آن اشاره می شود. تابعی که اثر سیگنال بیوپزشکی را براساس متغیر زمانی t نمایش می دهد، چنین نشان داده می شود:

$$Y(t) = (s(t), a(t)) \quad (1)$$

که در آن $s(t)$ یک شاخص ساده در t ؛ و $a(t)$ دامنه سیگنال می باشد. چون اثر سیگنال بیوپزشکی معمول شامل نویز می باشد، بنابراین برای استخراج نقطه ویژگی فرایند حذف نویز ضروری می باشد. ما از فیلتر پایین گذر گاوس، که یک اثر سیگنال بیوپزشکی هموار برای حذف نویز فراهم می کند، استفاده گردید. اثر سیگنال بیوپزشکی هموار با رابطه زیر داده می شود:

$$y(t, \sigma) = (S(t, \sigma), A(t, \sigma)) \quad (2)$$

که در آن $S(t, \sigma)$ و $A(t, \sigma)$ توسط معادله زیر داده می شوند:

$$\begin{aligned} S(t, \sigma) &= s(t) \otimes g(t, \sigma) \\ &= \int_{-\infty}^{\infty} s(\tau) \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma}} \exp\left(-\frac{(t-\sigma)^2}{2\sigma^2}\right) d\tau \end{aligned} \quad (3)$$

$$\begin{cases} A(t, \sigma) = a(t) \otimes g(t, \sigma) \\ \quad = \int_{-\infty}^{\infty} a(\tau) \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma}} \exp\left(-\frac{(t-\sigma)^2}{2\sigma^2}\right) d\tau \\ g(t, \sigma) = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma}} \exp\left(-\frac{t^2}{2\sigma^2}\right) \end{cases} \quad (4)$$

که $g(t, \sigma)$ تابع گاوسی برای هموارسازی با انحراف استاندارد σ می باشد. پس از حذف نویز، انحنای را بدست می آوریم که درجه خمشی هر موج را نشان می دهد:

$$k(t, \sigma) = \frac{S''(t, \sigma)A'(t, \sigma) - S'(t, \sigma)A''(t, \sigma)}{(S'(t, \sigma)^2 + A'(t, \sigma)^2)^{3/2}} \quad (5)$$

که در آن $S'(t, \sigma)$ ، $S''(t, \sigma)$ ، $A'(t, \sigma)$ و $A''(t, \sigma)$ چنین نشان داده می شوند:

$$\begin{cases} S'(t, \sigma) = s(t) \otimes \frac{\partial}{\partial t} g(t, \sigma) \\ S''(t, \sigma) = s(t) \otimes \frac{\partial^2}{\partial t^2} g(t, \sigma) \\ A'(t, \sigma) = a(t) \otimes \frac{\partial}{\partial t} g(t, \sigma) \\ A''(t, \sigma) = a(t) \otimes \frac{\partial^2}{\partial t^2} g(t, \sigma) \end{cases} \quad (6)$$

برای برآورد دوره تناوب پایه، مجموعه مقادیر مشابه (۹۵٪ مرزی) در مقادیر انحنای محاسبه شده را گروه بندی می کنیم و اختلاف میانگین شاخص ساده در هر مجموعه را محاسبه می کنیم. این مقادیر دوره های تناوب پایه احتمالی می باشند. به منظور دستیابی به دوره تناوب پایه دقیق، تابع میانگین اختلاف بزرگی (AMDF) در مقدار انحنای اعمال می کنیم [15]. ADMF یک ابزار کارآمد برای برآورد دوره سیگنال متناوب 1-D و تغییرات در خودهمبستگی می باشد، که پیاده سازی آن در علم حساب صحیح بسیار سریع تر می باشد زیرا مضارب وجود ندارند. فرمول AMDF چنین تعریف می شود:

$$D(\tau) = \frac{1}{N-\tau-1} \sum_{n=0}^{N-\tau-1} |y[n] - y[n+\tau]| \quad (7)$$

که در آن $y[n]$ توالی سیگنال بیوپزشکی است که یک تابع بر روی دامنه شاخص ساده است، τ تاخیر، و N اندازه توالی می باشد. محدوده τ بین 0 و $N-1$ است و عبارت ثابت خارج جمع نیز برای هنجار سازی می باشد. به طور کلی، برآورد دوره تناوب پایه با رابطه زیر حاصل می شود:

$$T = \min_{\tau} D(\tau) \quad (8)$$

که در آن τ متناظر با دوره های تناوب پایه احتمالی می باشد. پس از محاسبه دوره تناوب پایه T ، کمینه و بیشینه محلی را انتخاب می کنیم، که مقادیر انحنای بزرگتری را نسبت به مقادیر آستانه نقاط ویژگی در هر دوره دارا می باشند.

۳-۲- روش تنظیم اولویت و تراکم داده برای انتقال

در بخش 3.1، روش استخراج نقطه ویژگی را برای سیگنال های بیوپزشکی بدست آوردیم. نقاط ویژگی استخراج شده با شاخص i چنین نشان داده می شوند:

$$f_n[i] = (s_n[i], a_n[i]) \quad (9)$$

که در آن $s_n[i]$ یک شاخص ساده از نقطه ویژگی i در چرخه n ، و $a_n[i]$ دامنه سیگنال می باشد. الگوریتم پیشنهادی اولویت و اندازه بسته را براساس تشابه بین دو چرخه مجاور تنظیم می کند. تشابه را می توان با درصد اختلاف ریشه میانگین مربعی (PRD) [16] محاسبه کرد. فرض کنید $f_n[i]$ و $f_{n-1}[i]$ به ترتیب نقاط ویژگی کنونی و قبلی باشند. فرمول PRD با معادله زیر بیان می شود:

$$P = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (f_n[i] - f_{n-1}[i])^2}{\sum_{i=1}^N (f_n[i])^2}} \times 100 \quad (10)$$

اگر مقدار PRD از مقدار آستانه فراتر نرود، هیچ گونه تغییر چشمگیری در دو چرخه مجاور وجود نخواهد داشت. بنابراین، فرایند تراکم سازی سیگنال به منظور کاهش اندازه بسته انجام می شود. فرایند تراکم سازی سیگنال به سه مرحله تقسیم می شود:

(۱) اختلاف سیگنال از چرخه قبلی را محاسبه کنید؛

(۲) تبدیل موجک مجزای 1-D (DWT) را انجام دهید؛

(۳) مؤلفه فرکانس بالا را با استفاده از فیلتر پنجره براساس مقدار PRD حذف کنید.

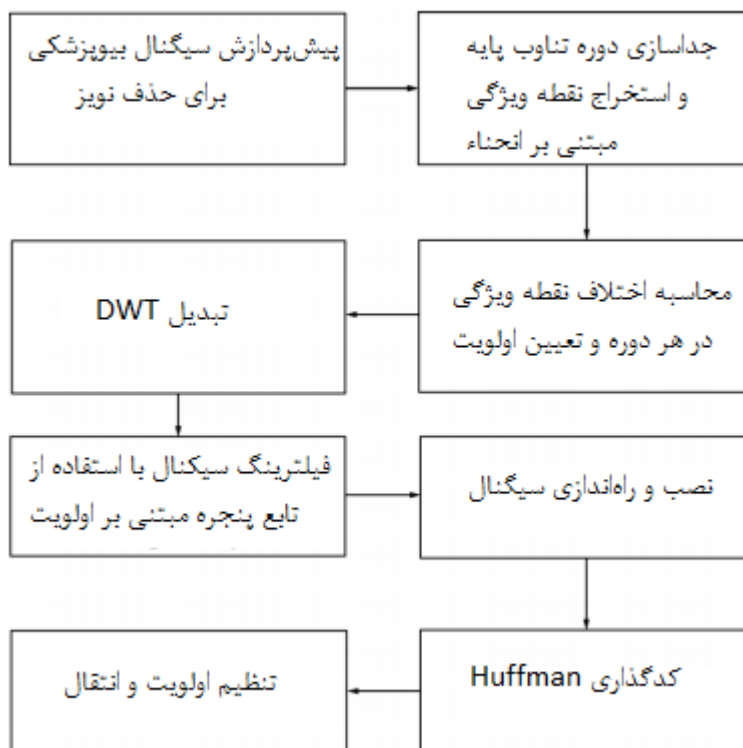
از طرفی، اگر مقدار PRD بین دو چرخه مجاور بزرگتر از مقدار آستانه باشد، می توان فرض کرد که تغییر چشمگیری در سیگنال بیوپزشکی وجود دارد. در این مورد، تنها DWT در بین سه مرحله از فرایند تراکم سازی سیگنال به منظور جلوگیری از دست دادن داده ها انجام می شود.

در WBAN تاخیر انتقال یا برخورد نیز ممکن است حتی در مورد انتقال داده های اضطراری در RAP که از مکانیزم دسترسی تصادفی برای تخصیص منابع استفاده می کند، اتفاق افتد. برای کنترل این شرایط، استاندارد IEEE 802.15.6 اولویت کاربر را برای انواع داده و EAP تعریف می کند. در EAP، انتقال بسته با بالاترین اولویت برای انتقال های اضطراری عظیم یا ترافیک گزارش رویداد کاشت پزشکی مجاز می باشد. جدول ۱ اولویت کاربر را برطبق نامگذاری های ترافیک نشان می دهد.

جدول ۱: نگاشت اولویت کاربر

اولویت کاربر	تخصیص ترافیک
0	پیش زمینه (BK)
1	بهترین تلاش (BE)
2	تلاش عالی (EE)
3	ویدیو (VI)
4	صدا (VO)
5	داده های پزشکی یا کنترل شبکه
6	داده های پزشکی اولویت بالا یا کنترل شبکه
7	گزارش رویداد کاشت اضطراری یا پزشکی

طرح پیشنهادی اولویت کاربر را وقتی یک تغییر چشمگیر در سیگنال بیوپزشکی وجود دارد که بازتاب کننده درجه اضطرار می باشد، تنظیم می کند. بنابراین، به منظور تضمین کیفیت سرویس، اولویت های بسته متراکم و بسته غیرمتراکم بالا، به ترتیب به عنوان داده های پزشکی (اولویت سطح ۵) و اضطراری یا گزارش رویداد کاشت پزشکی (اولویت سطح ۷) تعیین می شوند. پس از پردازش چرخه، نصب سیگنال و کدگذاری Huffman به منظور ایجاد بسته داده انجام می شود [7]. شکل ۴ فرآیند کامل الگوریتم پیشنهادی را نشان می دهد.



شکل ۴: نمودار الگوریتم پیشنهادی

۴. شبیه سازی و تحلیل

به منظور ارزیابی عملکرد طرح پیشنهادی، یک محیط شبیه سازی را با استفاده از NS-2 ایجاد گردید. شبیه سازی ها تحت این فرض می باشند که شبکه WBAN دارای تپولوژی ستاره ای با قطب متمرکز به عنوان یک کنترل کننده مرکزی می باشد. جدول ۲ مقادیر پارامترهای شبیه سازی را نشان می دهد. فرکانس نمونه برداری پایگاه داده علم حساب MIT-BIH و پایگاه داده N2001 به ترتیب برابر با 360 Hz و 20 kHz می باشند. در شبیه سازی ما، شبکه WBAN شامل دو دستگاه ECG، دو دستگاه مانیتورینگ EMG، و شش گره می باشد که ترافیک پسافت را ایجاد می کند. فرض می شود که بار پسافت ارائه شده به طور ناگهانی و تصادفی در محدوده مقدار متوسط تغییر می کند. مقدار PRD آستانه در 7 تنظیم می شود و اندازه پنجره برای فیلترینگ تاخیر DWT چنین تعیین می شود:

$$s = 100 - P \times 10 \quad (11)$$

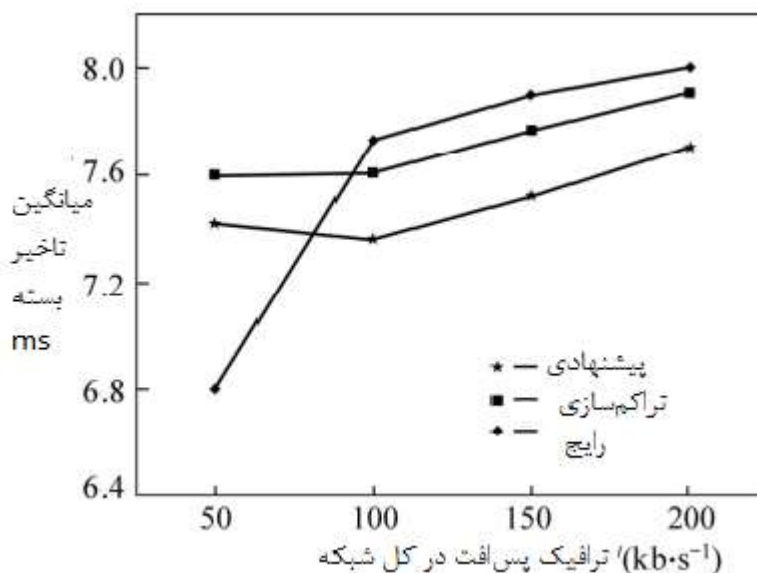
جدول ۲: پارامتر شبیه سازی

پارامتر	مقدار
تعداد گره های ECG	2
تعداد گره های EMG	2
تعداد گره های پسافت	6
پایگاه داده ECG (علم حساب MIT-BIH)	116 ML II, 112 ML II
پایگاه داده EMG (EMGlab N2001)	biceps) ALS (tensor fasciae latae) Myopathy (brachii
زمان دستیابی سیگنال (s)	1800
مقدار آستانه PRD	7

اندازه پنجره یکپارچگی داده های متراکم شده را با استفاده از حذف سیگنال های فرکانس بالا تعیین می کند و به عنوان درصد اندازه داده اصلی بیان می شود.

ابتدا، سیر تکاملی متوسط تاخیر انتقال بسته را مقایسه می کنیم. میانگین تاخیر انتقال بسته به عنوان زمان بین نقطه ای که گره منتقل کننده شروع به آماده شدن می کند، و از طریق شبکه بی سیم داده ها را منتقل می کند، و نقطه ای که در آن گره دریافت کننده، دریافت را به پایان می رساند و داده ها را غیر متراکم (نا هم فشرده) می کند، تعریف می شود. تحقیق قبلی در WBAN که از روش های استخراج نقطه ویژگی استفاده می کند، تنها متمرکز بر داده های متمرکز شده می باشد. در این تحقیق، ما طرح پیشنهادی، که داده ها را متراکم می کند و اولویت بسته را با مشخصات نقطه ویژگی تنظیم می کند، با طرح تراکم سازی که تنها داده ها را متراکم می کند و یک طرح رایج که ارتباطی با داده ها ندارد، مقایسه گردید. به طور کلی، طرح رایج تاخیر انتقال کمتری را نسبت به طرح تراکم سازی دارا می باشد. با این حال، روش رایج ترافیک بسیار بیشتری برای انتقال دارا می باشد. بنابراین، احتمال برخورد و نرخ بازانتقال بسته برای دستگاه هایی که از طرح رایج استفاده می کنند، مطابق با افزایش میزان ترافیک پسافت در کل شبکه افزایش می یابد.

شکل ۵ ارتباط بین میانگین تاخیر انتقال بسته دستگاه ECG (112 MLII) و ترافیک پسافت را نشان می دهد. وقتی متوسط نرخ انتقال ترافیک پسافت برابر با 50 kb/s است، طرح رایج کمترین تاخیر انتقال بسته را دارد. با این حال، وقتی مقدار ترافیک پسافت افزایش می یابد، تاخیر انتقال بسته طرح رایج به طور چشمگیری در مقایسه با دیگر طرح ها افزایش می یابد.



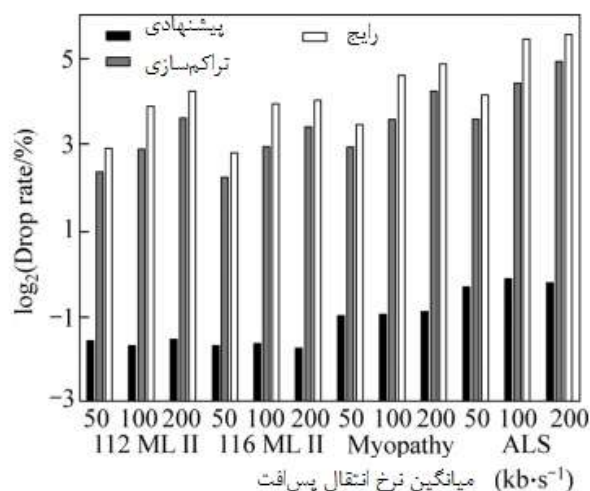
شکل ۵: میانگین تاخیر بسته نسبت به ترافیک پس افت

جدول ۳ میانگین تاخیرهای انتقال بسته دستگاه های پزشکی در شبکه (دو دستگاه ECG و دو دستگاه EMG) را مطرح می کند. می توانیم مشاهده کنیم که طرح پیشنهادی (تا ۳۰٪) عملکردی بهتری را به لحاظ میانگین تاخیر بسته در مقایسه با هر دو طرح رایج و طرح تراکم سازی نشان می دهد. طرح پیشنهادی با استفاده از اندازه پنجره کامل، وقتی سیگنال بیوپزشکی تغییرات چشمگیری دارد، تراکم سازی بدون افتی را انجام می دهد و اولویت را افزایش می دهد تا تاخیر انتقال بسته را با کوتاه کردن زمان کاستن تراکم کاهش دهد. علاوه بر آن، با افزایش در سطح ازدحام شبکه، میانگین تاخیرهای بسته طرح پیشنهادی چندان متاثر نمی شود. علاوه بر آن، میانگین تاخیر انتقال بسته طرح پیشنهادی در مقایسه با طرح تراکم سازی ۳۰٪ کاهش می یابد، زیرا دستگاه های بیوپزشکی تنها در صورتی که تراکم سازی برای کاهش سربار کاستن تراکم مورد نیاز باشد، از طرح پیشنهادی برای تراکم سازی داده ها استفاده می کنند.

جدول ۳: مقایسه میانگین تاخیر بسته (ms)

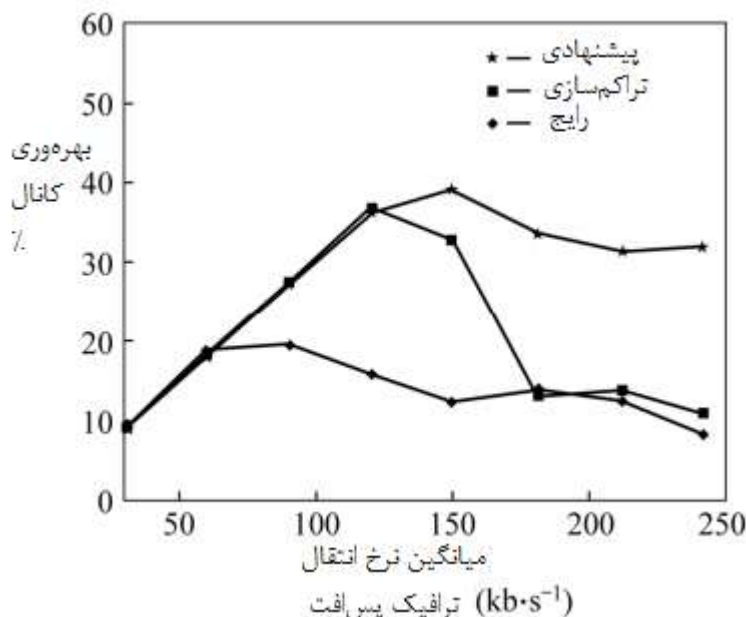
میانگین نرخ انتقال پس‌افت ($kb \cdot s^{-1}$)			الگوریتم	پایگاه داده
200	100	50		
8.01	7.73	6.8	رایج	112 ML II
7.91	7.61	7.6	تراکم‌سازی	
7.71	7.36	7.42	پیشنهادی	
7.40	6.78	6.98	رایج	116 ML II
7.16	6.63	7.06	تراکم‌سازی	
6.86	6.15	6.68	پیشنهادی	
4.89	3.92	3.64	رایج	Myopathy
4.84	3.73	4.17	تراکم‌سازی	
4.39	3.64	3.78	پیشنهادی	
10.07	7.37	6.17	رایج	ALS
9.97	7.33	6.42	تراکم‌سازی	
9.82	7.23	6.33	پیشنهادی	

دوم، ما نرخ افت بسته از بسته‌های با اولویت بالا - مهم‌ترین سنجش برای انتقال داده‌های پزشکی - را مقایسه کردید. شکل ۶ اندازه‌گیری‌ها برای نرخ افت بسته با اولویت بالا هنگامی که ازدحام ترافیک پس‌افت در شبکه از 50 kb/s به 200 kb/s افزایش می‌یابد، نشان می‌دهد. ما از مقیاس log به دلیل اختلاف قابل توجه در نرخ، برای نمودار نرخ افت بسته با اولویت بالا استفاده کردید. از شکل ۶، مشاهده می‌شود که نرخ افت بسته الگوریتم پیشنهادی در مقایسه با دیگر روش‌ها بسیار پایین می‌باشد. نرخ افت بسته طرح تراکم‌سازی و طرح رایج به ترتیب حدوداً 31%-5% و 47%-7% می‌باشد، اگرچه این ارقام برای طرح پیشنهادی حدود 0.3%-0.9% می‌باشد. علاوه بر آن، می‌توان مشاهده کرد که نرخ افت بسته با افزایش در ترافیک پس‌افت در شبکه تأثیر چندانی نمی‌پذیرد.



شکل ۶: نرخ افت بسته‌های داده با اولویت بالا

و سرانجام، بهره‌وری کانال الگوریتم پیشنهادی را با دیگر روش‌ها مقایسه گردید. شکل ۷ رابطه بین بهره‌وری کانال و میانگین نرخ انتقال ترافیک پس‌افت را نشان می‌دهد. وقتی میانگین نرخ انتقال ترافیک پس‌افت کمتر از 50 kb/s می‌باشد، بهره‌وری کانال با افزایش سطح ازدحام در شبکه به طور چشمگیری تغییر نمی‌کند. از طرفی، وقتی میانگین نرخ انتقال ترافیک پس‌افت بیشتر از 100 kb/s باشد، بهره‌وری کانال طرح رایج تقریباً ۱۰٪ نوسان می‌کند و وقتی میانگین نرخ انتقال ترافیک پس‌افت بیشتر از 180 kb/s باشد، راندمان کانال طرح تراکم‌سازی نیز حدوداً ۲۰٪ کاهش می‌یابد. طرح پیشنهادی حتی در مواردی که میانگین نرخ انتقال ترافیک پس‌افت تا 250 kb/s افزایش می‌یابد، بهترین عملکرد کانال را بدست می‌دهد. طرح پیشنهادی وقتی تغییرات چشمگیر در سیگنال بیوپزشکی را شناسایی می‌کند، اولویت تمامی بسته‌ها را تنظیم می‌کند. انتقال این بسته‌ها با انتقال بسته‌های موجود در EAP تضمین می‌شود. بنابراین، طرح پیشنهادی قادر به انتقال بسته‌های اضطراری دستگاه‌های پزشکی، حتی در صورتی که برخورد در طی انتقال بین دستگاه‌های عادی رخ دهد، می‌باشد. بنابراین، می‌توانیم بگوییم که الگوریتم پیشنهادی کیفیت سرویس را بهبود می‌بخشد، زیرا الگوریتم پیشنهادی قابلیت اطمینان انتقال داده‌های پزشکی مهم را حتی در شبکه متراکم تضمین می‌کند.



شکل ۷: مقایسه بهره‌وری کانال

۵. نتیجه گیری

۱) یک طرح انتقال انطباقی جدید به منظور بهبود کیفیت سرویس برای دستگاه‌های پزشکی در WBAN پیشنهاد گردید. در WBAN، چندین دستگاه مختلف وجود دارد که در تلاش برای انتقال داده‌های پزشکی و غیرپزشکی می‌باشند. دستگاه‌های پزشکی اولویت بسته را در یک مقدار مخالف که متناسب با مشخصات اطلاعات سیگنال بیوپزشکی می‌باشد، قرار می‌دهند تا کیفیت سرویس تضمین شود و بهره‌وری کانال نیز حداکثر شود.

۲) طرح پیشنهادی نقاط ویژگی سیگنال بیوپزشکی را براساس مقدار انحنا استخراج می‌کند و اندازه بسته و اولویت بسته را با نقاط ویژگی استخراج شده که اطلاعات بدن انسان را نشان می‌دهد، تنظیم می‌کند. علاوه بر آن، طرح پیشنهادی بسته‌های داده غیرپزشکی را مترکم می‌کند تا سربار انتقال را کاهش دهد، و اولویت داده‌های اضطراری (که تغییرات چشمگیری در سیگنال دارد) را تنظیم می‌کند تا کیفیت سرویس (QoS) را تضمین کند.

۳) از نتایج شبیه‌سازی، دریافتیم که میانگین تاخیر انتقال بسته طرح پیشنهادی کاهش یافت. همچنین نتایج شبیه‌سازی نشان می‌دهند که حتی اگر میانگین بار ارائه شده افزایش یابد، میانگین نرخ افت بسته با اولویت بالا کاهش می‌یابد.

منابع:

- [1] M.I. Ibrahimy, M.R. Ahsan, O.O. Khalifa, Design and optimization of Levenberg-Marquardt based neural network classifier for EMG signals to identify hand motions, Meas. Sci. Rev. 13 (3) (2013) 142–151.
- [2] I. Elamvazuthi, N. Duy, Z. Ali, S. Su, M. Ahamed Khan, S. Parasuraman, Electromyography (EMG) based classification of neuromuscular disorders using multi-layer perceptron, Proc. Comput. Sci. 76 (2015) 223–228.

-
- [3] R. Selles, M. Formanoy, J. Bussmann, P. Janssens, H. Stam, Automated estimation of initial and terminal contact timing using accelerometers; development and validation in transtibial amputees and controls, *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* 13 (2005) 81–88.
- [4] J.M. Jasiewicz, J.H. Allum, J.W. Middleton, A. Barriskill, P. Condie, B. Purcell, R.C. Tin Li, Gait event detection using linear accelerometers or angular velocity transducers in able-bodied and spinal-cord injured individuals, *Gait Posture* 24 (2006) 502–509.
- [5] T. Yan, M. Cempini, C.M. Oddo, N. Vitiello, Review of assistive strategies in powered lower-limb orthoses and exoskeletons, *Robot. Auton. Syst.* 64 (2015) 120–136.
- [6] T. Kikuchi, S. Tanida, K. Otsuki, T. Yasuda, J. Furusho, Development of third-generation intelligently controllable ankle-foot orthosis with compact MR fluid brake, *IEEE International Conference on Robotics and Automation* (2010) 2209–2214.
- [7] A. Mannini, A.M. Sabatini, Gait phase detection and discrimination between walking-jogging activities using hidden Markov models applied to foot motion data from a gyroscope, *Gait Posture* 36 (2012) 657–661.
- [8] J.A. Blaya, H. Herr, Adaptive control of a variable-impedance ankle-foot orthosis to assist drop-foot gait, *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* 12 (1) (2004) 24–31.
- [9] K. Shamaei, P.C. Napolitano, A.M. Dollar, Design and functional evaluation of a quasi-passive compliant stance control knee-ankle-foot orthosis, *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* 22 (2) (2014) 258–268.
- [10] C.D. Nikamp, M.S. Hobbelen, J.V.D. Palen, H.J. Hermens, J.S. Rietman, J.H. Buurke, A randomized controlled trial on providing ankle-foot orthoses in patients with (sub-)acute stroke: short-term kinematic and spatiotemporal effects and effects of timing, *Gait Posture* 55 (2017) 15–22.
- [11] M. Hanlon, R. Anderson, Real-time gait event detection using wearable sensors, *Gait Posture* 30 (2009) 523–527.
- [12] J. Taborri, E. Palermo, S. Rossi, P. Cappa, Gait partitioning methods: a systematic review, *Sensors* 16 (66) (2016) 1–20.
- [13] D. Sanchez-Valdes, A. Alvarez-Alvarez, G. Trivino, Walking pattern classification using a granular linguistic analysis, *Appl. Soft Comput.* 33 (2015) 100–113.