

Research note**Wireless Heart Beat and Respiratory Rate Monitoring Using a Short-range Wireless System**

Z. S. Hosseini¹, M. Arabgari², A. Farmad³, L. Golddoozian⁴, H. R. Maghari⁵, S. Aghajari⁶,
E. Zahedi^{7,8*}

¹M.Sc., Department of Electrical Engineering, Sharif University of Technology, Tehran, Iran, zsahel.hosseini@gmail.com

²M.Sc., Department of Electrical Engineering, Sharif University of Technology, Tehran, Iran, moh_13661987@yahoo.com

³M.Sc., Department of Electrical Engineering, Sharif University of Technology, Tehran, Iran, ali_farmad1364@yahoo.com

⁴Ph.D student, Department of Electrical Engineering, Sharif University of Technology, Tehran, Iran, l_golddoozian@yahoo.com

⁵M.Sc., Department of Electrical Engineering, Sharif University of Technology, Tehran, Iran, hmaghari@yahoo.com

⁶M.Sc., Department of Electrical Engineering, Sharif University of Technology, Tehran, Iran, saghajari@gmail.com

⁷ Associate Professor, Department of Electrical Engineering, Sharif University of Technology, Tehran, Iran.

⁸Department of Electronics, Electrical and System Engineering Faculty of Engineering and Built-in Environment National University of Malaysia.

Abstract

In this article a wireless patient monitoring system for vital signs (respiratory rate and heart beat) is presented. The recorded biosignal is the photoplethysmogram using a probe attached to the patient's finger. This signal is amplified, filtered and digitized by an on-board processor unit before finally being sent wirelessly via a transmitter. The capacity of the current system is 16 patients whose data can be received through a common receiver by a central server which measures and displays the heart beat and respiratory rate for each patient on the monitor.

Key words: Wireless, Photoplethysmogram, Heart Rate, Respiratory rate.

*Corresponding author

Address: Department of Electrical Engineering, Sharif University of Technology, Tehran, I.R. Iran, Postal Code: 11155-11365.

Tel: +982166165960

Fax: +982166023261

E-mail: zahedi@sharif.edu

ثبت آهنگ‌های تنفس و ضربان قلب از طریق سیستم بی‌سیم برد کوتاه

زهرا السادات حسینی^۱، محدثه عربگری صومعه سفلی^۲، علی فرمد^۳، لیلی سادات گلدوزیان^۴، حمیدرضا مقاری^۵، سارا آقاجری^۶،
ادموند زاهدی^۷ و^{۸*}

^۱ دانشجوی کارشناسی ارشد مهندسی پزشکی، گروه بیوالکترونیک، دانشکده مهندسی برق، دانشگاه صنعتی شریف، تهران، ایران،

zsahel.hosseini@gmail.com

^۲ دانشجوی کارشناسی ارشد مهندسی پزشکی، گروه بیوالکترونیک، دانشکده مهندسی برق، دانشگاه صنعتی شریف، تهران، ایران،

moh_13661987@yahoo.com

^۳ دانشجوی کارشناسی ارشد مهندسی پزشکی، گروه بیوالکترونیک، دانشکده مهندسی برق، دانشگاه صنعتی شریف، تهران، ایران،

ali_farmad1364@yahoo.com

^۴ دانشجوی دکتری مهندسی پزشکی، گروه بیوالکترونیک، دانشکده مهندسی برق، دانشگاه صنعتی شریف، تهران، ایران،

l_goldoozian@yahoo.com

^۵ دانشجوی کارشناسی ارشد مهندسی پزشکی، گروه بیوالکترونیک، دانشکده مهندسی برق، دانشگاه صنعتی شریف، تهران، ایران،

hmaghari@yahoo.com

^۶ دانشجوی کارشناسی ارشد مهندسی پزشکی، گروه بیوالکترونیک، دانشکده مهندسی برق، دانشگاه صنعتی شریف، تهران، ایران،

saghajari@gmail.com

^۷ دانشیار، گروه بیوالکترونیک، دانشکده مهندسی برق، دانشگاه صنعتی شریف، تهران، ایران.

^۸ گروه الکترونیک، دانشکده مهندسی، دانشگاه ملی مالزی، مالزی.

چکیده

در این مقاله به شرح سیستمی پرداخته شده است که دست‌یابی به آهنگ تنفس و ضربان قلب بیماران به صورت بی‌سیم را میسر می‌کند. بدین منظور از سیگنال حجم‌نگار نوری (PPG) نوک انگشتی استفاده شده است. سیگنال PPG با استفاده از پروب متصل به انگشت بیمار ثبت شده؛ پس از عبور از بخش پردازشگر با فرستنده به صورت بی‌سیم به بخش گیرنده ارسال می‌شود. در مجموع ۱۶ واحد فرستنده در آن واحد می‌تواند داده‌های خود را از طریق یک گیرنده مشترک به رایانه مرکزی ارسال کنند. رایانه مرکزی، آهنگ‌های ضربان قلب و تنفس هر بیمار را استخراج می‌کند و از طریق صفحه نمایش، نشان می‌دهد.

کلیدواژه‌ها: بی‌سیم، حجم‌نگاری نوری (PPG)، ضربان قلب، آهنگ تنفس.

*عهده‌دار مکاتبات

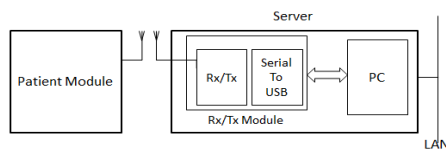
نشانی: تهران، خیابان آزادی، دانشگاه صنعتی شریف، دانشکده مهندسی برق، کدپستی: ۱۱۳۶۵-۱۱۱۵۵

تلفن: ۰۲۱-۶۶۱۶۵۹۶۰، دورنگار: ۰۲۱-۶۶۰۲۳۲۶۱، پیام‌نگار: zahedi@sharif.edu

۱- مقدمه

۲- طرح کلی سخت افزار و اجزای آن

سیستم از دو بخش اصلی "واحد بیمار"^۲ و "سرویس دهنده"^۳ تشکیل شده است [شکل (۱)].



شکل (۱) - روندنمای کلی طرح

در واحد بیمار، سیگنال *PPG* ثبت و از طریق امواج رادیویی (فرستنده بی سیم) برای بخش سرویس دهنده ارسال می شود. اطلاعات ارسالی، با گیرنده در بخش سرویس دهنده دریافت شده؛ پس از تبدیل داده های سریال به *USB*^۴، با استفاده از درگاه *USB* به رایانه فرستاده می شود. این رایانه می تواند از طریق اتصال به شبکه داده های اخذ شده را برای رایانه های دوردست ارسال کند. با توجه به این که برای سنکرون سازی عملکرد دو واحد، گاه نیازمند ارسال داده ای از واحد سرویس دهنده به واحد بیمار است؛ در این بخش ها به جای استفاده از تراشه ای که تنها قابلیت فرستندگی یا گیرندگی دارد، از فرستنده/گیرنده استفاده شده است.

۲-۱- واحد بیمار

واحد بیمار [شکل (۲)] از سه قسمت اصلی آنالوگ، واحد کنترل (*MCU*)^۵ و فرستنده/گیرنده تشکیل شده است. علاوه بر این سه بخش اصلی، رابطی مورد نیاز است که بتوان به وسیله آن وضعیت توان^۶ و یا موارد دیگر را مشخص کرد. به منظور صرفه جویی در توان مصرفی از *Flash LED*، در سه رنگ، برای اعلام وضعیت توان استفاده شده است که برای نشان دادن سه وضعیت *No Finger* (برای هشدار در مورد متصل نبودن پروب به انگشت بیمار)، *Low Battery* (برای هشدار در مورد کم بودن باتری دستگاه) و *OK* (به معنی برقرار بودن تمامی شرایط لازم برای ثبت صحیح داده) به کار می رود. جزئیات بیشتر درباره هریک از اجزای این واحد در ادامه آمده است:

آهنگ تنفس و ضربان قلب دو نمایه حیاتی مهم هستند که همواره در مراقبت های پزشکی به آنها توجه شده است و تلاش برای دستیابی به روش هایی آسان تر و کم هزینه تر در رصد این نمایه ها، در دستور کار پژوهشگران قرار گرفته است [۱-۳]. با توجه به تعداد زیاد بیماران بستری به ویژه در بخش هایی نظیر بخش مراقبت های ویژه و دستگاه های عدیده متصل به هر بیمار، کاستن از حجم کابل و همچنین قرار دادن یک بخش کنترل مرکزی برای تمام بیماران می تواند ارائه خدمات را بهتر سازد. استفاده از مانتورینگ بی سیم این سیگنال ها در بیمارستان یکی از روش های نظارت بر سلامت بیماران با مشکلات عروقی است [۴]. پیشرفت در پردازش سیگنال و ارتباطات بی سیم باعث توسعه و استفاده از سیستم های تلمتری برای بیماران در بخش های مراقبت های ویژه شده است [۵]. روشی غیرتهاجمی در بررسی وضعیت بیمار، ثبت سیگنال حجم نگار نوری (*PPG*)^۱ است. در روش انتقالی، چنانچه نور (غیر مرئی مادون قرمز یا مرئی قرمز) به نوک انگشت تابانده شود، بخشی از آن جذب می شود و بخشی دیگر از بافت ها عبور می کند. میزان نور عبوری تابعی از ضخامت بافت و مسیر نور در خون بوده؛ با اندازه گیری آن سیگنال *PPG* حاصل می شود. با توجه به ثبت ساده این سیگنال و تأثیر پذیرفتن آن از عملکرد تنفسی و قلبی به واسطه تغییر حجم شریان ها، هدف این طرح این است تا با ثبت *PPG* و انتقال بی سیم آن به یک بخش کنترل مرکزی، تخمینی صحیح از آهنگ های تنفس و ضربان قلب حاصل شود. در ادامه به معرفی کلیات سیستم پیشنهادی پرداخته، و سپس به جزئیات هریک از بخش های تشکیل دهنده اشاره می شود. ویژگی های نرم افزار طراحی شده نیز مرور، و نکات مهم هماهنگ سازی عملکرد بخش های مختلف ارائه خواهد شد. در پایان نتایج آزمون های انجام شده ارائه می شود.

^۱Photoplethysmogram
^۵Main Control Unit

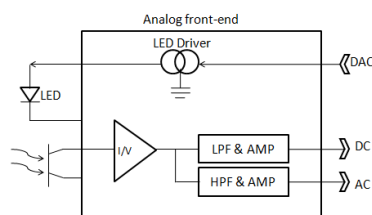
^۲Patient Module
^۶Power Status

^۳Server

^۴Universal Serial Bus

محدوده طبیعی تنفس بزرگسالان انتخاب شده است که برابر ۱۲ تا ۱۸ تنفس در دقیقه است [۷].

بخش آنالوگ این امکان را دارد که ضمن تقویت سیگنال *PPG* و جداسازی بخش *AC* و *DC* سیگنال، اثر نور محیط را حذف کند. همچنین با توجه به تفاوت‌های موجود در دست افراد، برای داشتن سیگنالی با دامنه‌ای مطلوب در خروجی (۲-۳ ولت)، میزان جریان راه‌اندازی را نیز کنترل می‌کند.



شکل (۳) - بخش آنالوگ واحد بیمار

۲-۱-۲-۲ - MCU

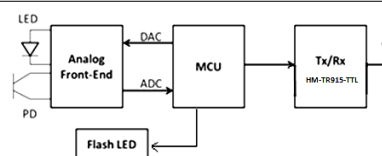
واحد کنترل مرکزی، واسطی دیجیتالی میان دو قسمت آنالوگ و فرستنده/گیرنده است و وظیفه هماهنگ‌سازی، تولید سیگنال‌های کنترلی و نظارت بر عملکرد واحدها را به عهده دارد. برای این قسمت از ریزپردازنده *AVR* استفاده شده است.

۲-۱-۳-۲ - فرستنده/گیرنده

تراشه‌ای که برای فرستنده/گیرنده انتخاب شده، *HM-TR915-TTL*، ساخت شرکت *HOPE RF* است. این تراشه قابلیت کار به صورت بی‌سیم را با ولتاژ ۵ ولت دارد. خروجی تراشه *TTL* است و فرکانس کاری این تراشه برابر با ۹۱۵ مگاهرتز است که در محدوده باند فرکانسی *ISM* قرار دارد. به علاوه در حالت فرستنده دارای حالت *sleep* است تا زمانی که ارسال انجام نمی‌شود فرستنده در این حالت قرار گیرد و توان مصرفی کاهش یابد.

۲-۲-۲ - واحد سرویس دهنده

با توجه به عدم دسترسی به فرستنده/گیرنده *USB* در بازار، بخش سرویس دهنده از دو قسمت فرستنده/گیرنده (*HM-TR915-TTL*) و مبدل سریال به *USB* تشکیل شده است.



شکل (۲) - واحد بیمار

۲-۱-۱-۲ - بخش آنالوگ

بخش آنالوگ شامل یک مدار راه‌انداز *LED* است که تأمین جریان برای *LED* را به عهده دارد [شکل (۳)]. نور تابیده شده از این *LED* پس از عبور از بافت‌های نوک انگشت با آشکارساز نوری دریافت شده؛ پس از عبور از بخش مبدل جریان به ولتاژ (*I/V*)، به ولتاژ تبدیل می‌شود. با فیلترینگ ابتدایی سیگنال *PPG* محدوده فرکانسی ۰/۰۵ تا ۱۷/۶ هرتز حاصل می‌شود. با توجه به این که بخش *AC* در مقایسه با بخش *DC* در سیگنال اصلی *PPG* دامنه کمی دارد و مبدل آنالوگ/دیجیتال مورد استفاده ۸ بیتی است، برای دستیابی به بخش *AC* سیگنال *PPG* با قدرت تفکیک کافی، از دو فیلتر برای استخراج *AC* (بالاگذر) و *DC* (پایین‌گذر) به طور جداگانه استفاده شده است. هریک از این سیگنال‌ها پس از عبور از تقویت‌کننده به واحد کنترل مرکزی فرستاده می‌شود. برای تولید خروجی *AC* از یک فیلتر بالا گذر مرتبه اول استفاده شده است که پهنای باند سیگنال خروجی از آن ۰/۷ تا ۱۷/۶ هرتز است. فرکانس پایین این فیلتر به گونه‌ای انتخاب شده است که امکان تقویت سیگنال *PPG* با دوره تناوب ۱/۴۳ ثانیه - که معرف عبور سیگنال *PPG* حاوی آهنگ ضربان قلب ۴۲ ضربه در دقیقه است - وجود داشته باشد (حد پایین با توجه به بازه طبیعی ضربان قلب افراد بالغ که ۶۰ تا ۱۰۰ ضربان در دقیقه است [۶] انتخاب شده است).

در بخش جداسازی *DC* سیگنال نیز از فیلتر پایین گذر مرتبه دو استفاده شده است. پهنای باند سیگنال خروجی این بخش ۰/۰۵ تا ۰/۴۴ هرتز است. فرکانس بالای این فیلتر به گونه‌ای انتخاب شده است که امکان تقویت سیگنال *PPG* با دوره تناوب ۲/۲۹ ثانیه - که معرف عبور سیگنال *PPG* حاوی آهنگ تنفسی ۲۶ تنفس در دقیقه است - وجود داشته باشد (با توجه به

۴- نرم افزار واسط کاربر

علاوه بر بخش های سخت افزاری، در بخش سرویس دهنده به طراحی بخشی نرم افزاری برای رابطه با کاربر نیز نیاز است که این کار با استفاده از نرم افزار LabView (شرکت National Instruments) انجام شد. امکاناتی که بخش نرم افزاری طراحی شده در اختیار کاربر قرار می دهد بدین قرار است:

- رصد آهنگ ضربان قلب و تنفس (با آهنگ به روزرسانی یک ثانیه)

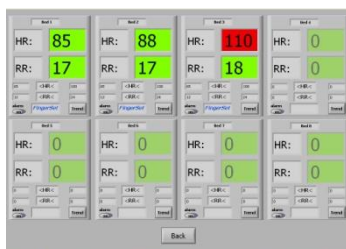
- نمایش زمان حقیقی سیگنال PPG

- ارائه روال (trend) آهنگ ضربان قلب و تنفس بیمار بر این مدت زمان قابل تنظیم

- امکان تنظیم حداقل و حداکثر آهنگ طبیعی ضربان قلب و تنفس برای هر بیمار و اعلام هشدار صوتی-تصویری در حین رصد ضربان قلب و تنفس در صورت خارج شدن مقادیر مزبور از محدوده طبیعی

- ارسال هشدار در صورت خارج شدن پروب ثبت PPG از انگشت بیمار

شکل (۴) نمایشی از صفحه ارتباط با کاربر است که در آن ضربان قلب و آهنگ تنفس بیمار سه تخت نمایش داده شده؛ سایر تخت ها که با رنگ مات نمایش داده شده اند در حالت غیرفعال به سر می برند. همچنین ضربان قلبی که از محدوده طبیعی تعریف شده برای آن خارج شده است، با رنگ قرمز مشخص شده است. در صورت فشردن دکمه Trend مربوط به هر بخش می توان روند تغییرات پارامترها را برای آن بیمار مشاهده کرد.



شکل (۴) - صفحه ارتباط با کاربر

از میان انتخاب های موجود در بازار برای مبدل سریال به USB، مبدل FT232 (ساخت شرکت Future Technology Devices) دارای این مزیت ها است که راه انداز نرم افزاری آن موجود است و نیز با استاندارد TTL (خروجی فرستنده/گیرنده انتخابی) کار می کند.

۲-۳- تخمین توان مصرفی

با قطعات انتخابی در این شرایط مصرف توان در مجموع برای بخش های مختلف بدین شرح است:

حسگر PPG: 0.8 mA، مدارات بایاس و تقویت کننده:

5mA، مدارات پردازشی و تحلیل داده: 4 mA، فرستنده رادیویی:

4mA؛ بنابراین کل مصرف توان 13/8mA است که با استفاده از

یک عدد باتری Li-Ion 500 میلی آمپر ساعت با ابعاد 1x2x4cm میزان کارکردی برابر با 36 ساعت تخمین زده می شود.

۳- نحوه استخراج آهنگ تنفس و ضربان قلب

پس از آن که سرویس دهنده قسمت های AC و DC سیگنال PPG را دریافت کرد، باید به کمک آن آهنگ تنفس و ضربان قلب به صورت نرم افزاری استخراج شود. برای استخراج ضربان قلب بیمار کافی است که فاصله زمانی بین دو قله در مقدار AC سیگنال محاسبه (TAC بر حسب ثانیه)، معکوس و در 60 ضرب شود. به این ترتیب آهنگ ضربان قلب بیمار در دقیقه به دست می آید (رابطه (۱)):

$$\text{HeartBeat} \left(\frac{\text{Beat}}{\text{min}} \right) = 60 \times \left(\frac{1}{T_{AC}} \right) \quad (1)$$

برای یافتن آهنگ تنفس نیز کافی است قله های قسمت DC

سیگنال را استخراج، و فاصله زمانی بین دو قله (TDC) را اندازه گیری کرد [۸]. سپس این زمان را معکوس، و در 60 ضرب می شود (رابطه (۲)):

$$\text{RespirationRate} \left(\frac{\text{Breaths}}{\text{min}} \right) = 60 \times \left(\frac{1}{T_{DC}} \right) \quad (2)$$

۵- هماهنگ‌سازی

برای آهنگ نمونه‌برداری در مقالات مختلف مقادیر گوناگونی ذکر شده است (از جمله آهنگ نمونه‌برداری ۲۰۰ هرتز [۹]). با توجه به این که هدف ما استخراج ضربان قلب و تنفس است و فردی سالم بین ۱ تا ۲ ضربان در هر ثانیه دارد، آهنگ نمونه‌برداری ۵۰ هرتز کفایت می‌کند. چنانچه هر نمونه از PPG نمونه‌برداری شده (با فرکانس ۵۰ Hz) با ۸ بیت کوانتیزه شود، با اضافه کردن ۲۴ بیت برای داده‌های کنترلی (شامل شماره بیمار و...)، مجموع بیت‌ها به ازای هر فریم (هر یک ثانیه؛ زمانی که برای به‌روزرسانی آهنگ‌ها در نظر گرفته شده) برابر خواهد بود با:

$$24 + 50 \times 8 = 424 \text{bit} \quad (۳)$$

با احتساب سرعت انتقال داده‌ای برابر با ۹۶۰۰ bps می‌توان گفت برای انتقال هر فریم به زمانی برابر با ۵۰ ms نیاز داریم (رابطه ۴):

$$\frac{424}{9600} \approx 50 \text{ms} \quad (۴)$$

به عبارت دیگر فرستنده/گیرنده واحد بیمار در هر تخت ۵۰ ms مشغول ارسال و در بقیه زمان (۹۵۰ ms) مشغول دریافت و یا خاموش خواهد بود. نکته اساسی این است که با توجه به فرستنده/گیرنده انتخابی (HM-TR915-TTL) فقط در یک فرکانس حامل (career) ارسال و در یک فرکانس حامل دیگر نیز دریافت انجام می‌شود؛ لذا در صورت ارسال همزمان توسط دو یا چند واحد بیمار داده‌های بیمارانی گوناگون در فرستنده با یکدیگر تداخل می‌کنند و نتیجه سیگنال دریافتی بی‌معنا خواهد بود. بنابراین منطقی است که داده‌های ارسال هر کدام از واحدهای بیمار در بازه مشخصی از هر یک ثانیه ارسال شود.

برای جلوگیری از وقوع تداخل در داده‌های ارسال واحدهای بیمار در اثر هماهنگ نبودن تایمرهای آن‌ها، می‌توان هر چند وقت یک بار از طریق سرویس دهنده، یک سیگنال هماهنگ‌کننده (Beacon) ارسال کرد. با دریافت این سیگنال

سنکرون‌کننده از طریق هر PM، آن PM تایمر خود را مجدداً راه‌اندازی می‌کند و طبق بازه زمانی مخصوص خود به ارسال داده‌ها مشغول می‌شود. این کار باعث می‌شود پیش از رخ دادن تداخل، تایمرها سنکرون و اثر drift ها حذف شود. با توجه به این که آهنگ به هنگام‌سازی ضربان قلب و تنفس برابر اثنایه است، فعال‌سازی ارسال Beacon نیز در هر اثنایه به صورت سخت‌افزاری و به وسیله تایمر میکروکنترلر ATmega16 انجام می‌شود.

دو پارامتر d_0 (فاصله زمانی میان پایان ارسال Beacon تا شروع ارسال سیگنال اولین واحد بیمار) و d_1 (فاصله میان اتمام ارسال سیگنال یک PM تا شروع ارسال سیگنال PM بعدی) - که در شکل (۵) نمایش داده شده‌اند - دیگر پارامترهایی هستند که در ارتباط با همین موضوع باید محاسبه و به صورت سخت‌افزاری کد شوند.

با توجه به این که: ۱) ضربان قلب و آهنگ تنفس کل بیمارانی (۱۶ تخت در این طرح) باید هر ۱۰۰۰ ms به روز شود؛ ۲) ارسال داده هر بیمار نیز زمانی برابر ۵۰ ms نیاز دارد و ۳) میان ارسال داده‌های متوالی هر دو بیمار باید به اندازه زمان d_1 فاصله وجود داشته باشد [شکل (۵)]; رابطه (۵) به دست می‌آید:

$$d_0 + 15 \times d_1 + 16 \times 50 \leq 1000 \text{ms} \quad (۵)$$

بنابراین مقدار ۱۰ ms برای d_0 و d_1 مناسب است.

زمان مجاز شروع ارسال توسط هر کدام از PM ها ($Start_tx$) نیز به صورت رابطه (۶) خواهد بود:

$$Start_tx = (Id\#) \times (50 + d_1) + d_0 \quad (۶)$$

$Id\#$ شماره PM (عدد صحیح میان ۰ تا ۱۵) است که به صورت سخت‌افزاری در هر واحد PM پیکربندی شده است. در شکل (۵) بر مبنای محاسبات فوق، زمان‌بندی ارسال داده‌های نمونه‌برداری شده از بیمارانی نشان داده شده است.

جدول (۱) - مقادیر واقعی و تخمین زده شده برای تعداد ضربان قلب

در دقیقه

میزان	۱	۲	۳	۴	۵	۶	۷	۸	۹
تخمینی	۸۱	۷۳	۷۷	۷۳	۷۱	۹۱	۷۸	۸۴	۸۲
حقیقی	۷۷	۶۸	۷۹	۷۷	۷۴	۸۹	۷۹	۸۱	۷۹
قدرمطلق خطا (%)	۵/۲	۷/۳	۲/۵	۵/۲	۴/۰	۲/۲	۱/۳	۳/۷	۳/۸

جدول (۲) - مقادیر واقعی و تخمین زده شده برای تعداد تنفس در

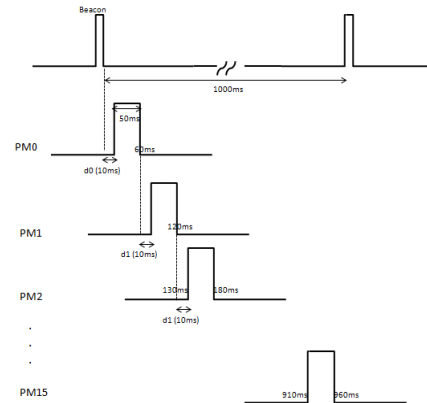
دقیقه

میزان	۱	۲	۳	۴	۵	۶	۷	۸	۹
تخمینی	۱۶	۱۸	۱۶	۱۴	۱۸	۱۷	۱۷	۱۶	۱۹
حقیقی	۱۷	۱۷	۱۶	۱۵	۱۸	۱۷	۱۶	۱۶	۱۸
قدرمطلق خطا (%)	۵/۹	۵/۹	۰/۰	۶/۷	۰/۰	۰/۰	۶/۲	۰/۰	۵/۵

برای به دست آوردن مقدار واقعی مقادیر ضربان قلب، از قرار دادن همزمان فشارسنج Omron بر روی بازوی راست داوطلب استفاده شده است. میزان حقیقی آهنگ تنفس نیز با شمردن مستقیم تعداد تنفس ها، به دست آمده است. با این فرض که خطای اندازه گیری فشارسنج و شمردن مستقیم تعداد نفس ها برابر صفر است و با استفاده از نتایج آزمایش مربوط به ۹ داوطلب ذکر شده، متوسط قدر مطلق خطا در سیستم طراحی شده برای تخمین تعداد ضربان قلب برابر ۳/۹٪، و برای تخمین آهنگ تنفس برابر ۳/۴٪ برآورد می شود.

۷- نتیجه گیری

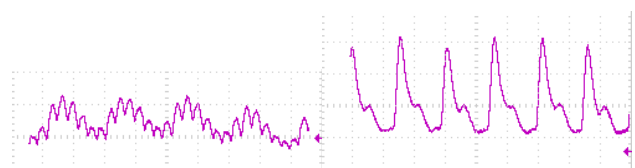
هرچند استفاده از سیگنال PPG برای تعیین آهنگ تنفس و ضربان قلب روشی جدید نیست، دستگاهی با چنین ویژگی ها (ثبت بی سیم به کمک PPG) در کشور، چه در مرحله تحقیقاتی و چه در صنعت، موجود نیست. بنابراین در این پژوهش تلاش شده است تا گامی با هدف طراحی و ساخت ملی دستگاهی با ویژگی های مزبور برداشته شود. با توجه به نتایج به دست آمده می توان ادعا کرد که نمونه اولیه دستگاه در دست یابی به هدف



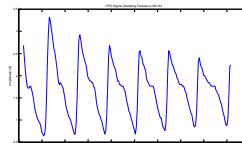
شکل (۵) - زمان بندی ارسال داده های واحدهای بیمار پس از دریافت Beacon

۶- نتایج

دستگاه نمونه اولیه ای با قابلیت ثبت برای یک بیمار و با مشخصات ارائه شده در بخش های پیشین ساخته شد. با استفاده از دستگاه و قرار دادن پروب PPG بر روی انگشت اشاره دست چپ، سیگنال ۹ داوطلب - که در بازه سنی ۲۰ تا ۲۵ سال قرار داشتند - ثبت شد. نمونه ای از سیگنال های خروجی بخش آنالوگ که به وسیله اسکوپ دیجیتال Tektronix 20204B ثبت شده، در شکل (۶) نمایش داده شده است. با توجه به شکل می توان گفت حذف نویز و جداسازی بخش های DC و AC با موفقیت انجام شده است. همچنین سیگنال AC پس از ارسال بی سیم و دریافت در گیرنده در شکل (۷) نمایش داده شده است.



شکل (۶) - خروجی DC (بالا) و AC (پایین) بخش آنالوگ



شکل (۷) - بخش AC دریافت شده در گیرنده

اعداد نمایش داده شده برای تعداد ضربان قلب و آهنگ تنفس داوطلبان در نرم افزار واسط کاربر، در کنار مقادیر حقیقی به ترتیب در جدول های (۱) و (۲) آورده شده اند.

می‌شوند و در *PC* ذخیره، و نمایش داده می‌شوند. واحد بیمار بعنوان واسطی بین حسگرها و گیرنده عمل می‌کند که سبب افزایش وزن دستگاه می‌شود و از طریق سیم به بیمار متصل است [۱۱]. دستگاه *LifeSync Wireless ECG System* در واحد بیمار از ۲ الی ۱۲ الکتروود برای ثبت سیگنال *ECG* استفاده کرده است. معمولاً واحد بیمار روی بازو بسته می‌شود و سیگنال‌ها از طریق بلوتوث به واحد مانیتورینگ گیرنده فرستاده می‌شوند. همان‌طور که می‌دانیم کنترل تغییرات ضربان قلب از طریق ثبت سیگنال *ECG* نیازمند اتصال الکتروود به سطح پوست است. همچنین آهنگ تنفسی با استفاده از تغییرات جریان هوای عبوری از بینی اتصالات دیگری در ناحیه بینی برای بیمار به همراه دارد که می‌تواند برای وی ناخوشایند باشد. استفاده از سیگنال *PPG* با شرایط ثبت مساعدتر، امکان کنترل همزمان دو سیگنال را فراهم می‌آورد. تدبیری دیگر برای اندازه‌گیری آهنگ تنفس و ضربان قلب استفاده از روش داپلر است [۱۲]. در این روش از رادار داپلر برای اندازه‌گیری آهنگ تنفس و ضربان قلب و همچنین حرکت بیمار استفاده می‌شود. این سیستم بدون هیچگونه تماس با بیمار و از طریق شیفت داپلر این اطلاعات را ثبت می‌کند؛ از این رو لازم است بیمار در فاصله مشخصی از رادار قرار گیرد. بعلاوه حرکات بیمار باعث ایجاد اختلال و از دست رفتن سیگنال می‌شود. این موضوع برای بیمار با توجه به اینکه باید در موقعیتی ثابت در جلوی رادار قرار بگیرد، می‌تواند بسیار آزاردهنده باشد.

قدردانی

این پژوهش با حمایت "صندوق حمایت از پژوهشگران و فناوران ایران" (*INSF*)، به شماره ۸۷۰۴۲۷۳۵ انجام شد.

۸- مراجع

- [1] Ivashov S.I. et al., Detection of human breathing and heartbeat by remote radar; Progress in Electromagnetic Research Symposium, Pisa, Italy, 2004; pp. 663-666.
- [2] Mack D.C. et al., Development and preliminary validation of heart rate and breathing rate detection

انتقال بی‌سیم سیگنال *PPG* و استخراج آهنگ تنفس و ضربان قلب، کارآمد عمل کرده است؛ اما تعمیم آن به حالت کنترل وضعیت ۱۶ بیمار در دستور کار آینده قرار دارد.

لازم است ذکر شود که با توجه به کم بودن تعداد داوطلبان شرکت‌کننده در این پژوهش، نمی‌توان ادعا کرد دقت به دست آمده برای دستگاه از صحت کافی برخوردار است و بررسی‌های دقیق‌تر با تعداد داوطلبان بیشتر در آینده انجام خواهد شد. همچنین با توجه به آن که فشارسنجی که معیار سنجش دقت دستگاه پیشنهادی بوده است، خود دارای خطاست (درحالی که فرض بر بی‌خطا بودن آن گذاشته‌ایم)، و استفاده از شمارش نیز با توجه به خطای انسانی راهی دقیق برای تعیین آهنگ تنفس نیست؛ تعیین دقت دستگاه باید در آینده با روش‌هایی پیچیده‌تر و دقیق‌تر انجام شود.

در پایان شایان ذکر است که ثبت بی‌سیم *PPG* می‌تواند کاربردهایی فراتر از تعیین آهنگ ضربان قلب و تنفس داشته باشد. به عنوان مثال از آن جایی که در بیماران دارای دستگاه تنظیم‌کننده ضربان قلب (*Pacemaker*) ممکن است اختلال انقباضات ماهیچه‌های قلبی ناشی از تنظیم ضربان به کمک دستگاه، از دید ما پنهان بماند و منجر به آسیستول شود، بررسی همزمان انقباضات با روشی غیرتهاجمی و بی‌سیم (مانند ثبت بی‌سیم *PPG*) ضروری به نظر می‌رسد [۱۰]. بنابراین ثبت سیگنال *PPG* به صورت بی‌سیم با سیستم ارائه شده در این مقاله، می‌تواند در این مورد نیز کاربردهایی بیابد.

از جمله دستگاه‌های تلمتری برای ارسال سیگنال‌های حیاتی می‌توان به دستگاه *CRYSTAL MONITOR 20-B* اشاره کرد. این دستگاه با هدف تشخیص اختلال تنفسی بیمار به کار می‌رود. واحد بیمار این دستگاه کوچک و برای بیمار قابل حمل است و بیش از ۱۰ حسگر در آن تعبیه شده که امکان ثبت سیگنال‌هایی مانند *EMG*, *ECG*, *EEG*, *Spo2* از چانه و پا و ثبت جریان هوا و *snore* (خروپف) از طریق بینی را فراهم می‌کند. سیگنال‌ها بصورت بی‌سیم در باند فرکانسی *ISM* به گیرنده فرستاده

- [8] Dash S. et al., Estimation of respiratory rate from ECG, photoplethysmogram, and piezoelectric pulse transducer signals: a comparative study of time-frequency methods; *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2010; 57(5): 1099-1107.
- [9] Wong K.I., Rapid prototyping of a low-power, wireless, reflectance photoplethysmography system; In *Body Sensor Networks (BSN)*, 2010 International Conference on, pp. 47-51. IEEE, 2010.
- [10] Gupta D., Shrestha A., Orlewicz M., What is the role of telemetry in patients with pacemakers?; *WebmedCentral Cardiology* 2011; 2(6): WMC001975.
- [11] Available:
http://www.medicareagencies.com/sleep_psg.html
- [12] Hu W. et al., An intelligent non-contact wireless monitoring system for vital signs and motion detection; In *System Science and Engineering (ICSSE)*, 2010 International Conference on, pp. 190-194. IEEE, 2010.
- using a passive, ballistocardiography-based sleep monitoring system; *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 2009; 13(1): 111-120.
- [3] Zhu X. et al., Real-time monitoring of respiration rhythm and pulse rate during sleep; *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2006; 53(12): 2553-2563.
- [4] Turakhia M.P. et al. Latency of ECG displays of hospital telemetry systems: a science advisory from the American Heart Association; *Circulation*, 2012; 126: 1665-1669.
- [5] Drew B.J. et al., Practice standards for electrocardiographic monitoring in hospital settings; *Circulation*, 2004; 110: 2721-2746.
- [6] Available: <http://www.mayoclinic.com/health/heart-rate/AN01906>
- [7] Available:
<http://www.uihealthcare.com/topics/generalhealth/ghea4577.html>