

طراحی و پیاده‌سازی سامانه خودکار پایش وضعیت سلامتی در بستر اینترنت اشیا با رویکرد کاهش مصرف انرژی و اندازه سخت افزار

علی دهقانی^۱، بهدیس اسلام‌نور^۲، بابک قالبساز جدی^۳

^۱دانشجوی کارشناسی ارشد شبکه‌های کامپیوتری دانشگاه ارومیه، st_a.dehghani@urmia.ac.ir

^۲استادیار گروه مهندسی کامپیوتر دانشگاه ارومیه، b.eslamnour@urmia.ac.ir

^۳استادیار گروه مهندسی کامپیوتر دانشگاه ارومیه، b.jeddi@urmia.ac.ir

چکیده - شبکه‌های WBAN (Wireless Body Area Networks) می‌توانند با ترکیب با الگوی اینترنت اشیا (IoT)، سامانه‌ای به‌منظور رصد وضعیت سلامت انسان‌ها در تمام جامعه به وجود آورند. این سامانه‌ی پیشگیری با استفاده از سخت‌افزار اندازه‌گیری، قابلیت اندازه‌گیری علائم حیاتی بدن انسان را دارد. در این تحقیق یک سامانه پایش سلامت طراحی و پیاده‌سازی شده است که شامل یک سخت‌افزار حس‌گر برای رصد علائم حیاتی بدن، یک الگوریتم تطبیقی برای تعیین تواتر اندازه‌گیری و ارسال علائم و یک سیستم جمع‌آوری و پایش داده‌ی بعنوان سرویس دهنده است. در این تحقیق سعی نمودیم با استفاده از الگوریتم تطبیقی، انرژی مصرفی در مراحل اندازه‌گیری و ارسال علائم حیاتی به‌سرور را کاهش دهیم. با پردازش سیگنال‌های زیستی و تفکیک آن‌ها به مواردی که نیاز به توجه بیشتر دارند، میزان ارسال اطلاعات کاهش داده شده است. قابلیت پایش مداوم به دلیل کاهش مصرف انرژی این سیستم را قادر می‌سازد تا به مدت طولانی‌تری وضعیت سلامتی افراد را تحت مراقبت داشته باشد.

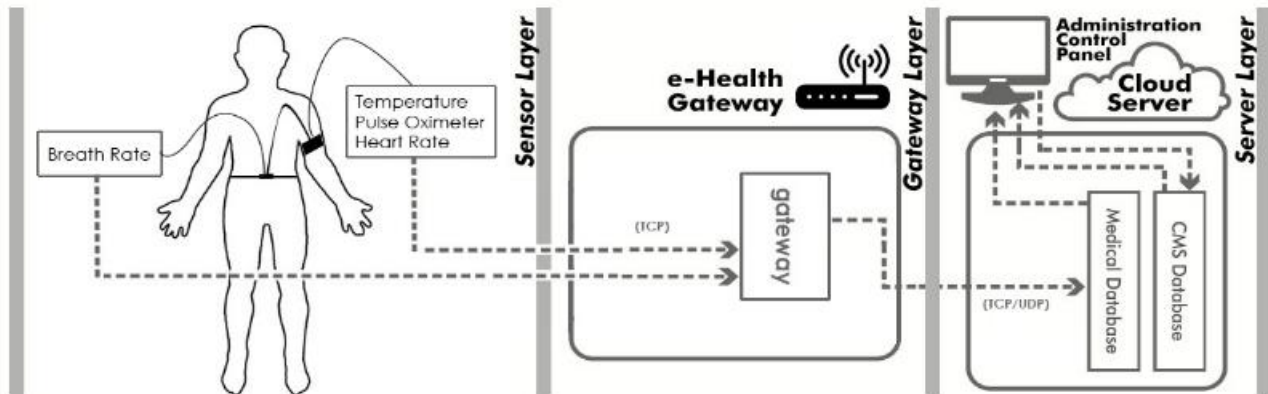
کلمات کلیدی: اینترنت اشیا، حسگرهای پوشیدنی، شبکه حسگر ناحیه بدن (BAN)، الگوریتم تطبیقی، کاهش مصرف انرژی

این مراحل باید بر اساس یک الگوریتم کارا و با دقت کافی باشد، هم‌چنین با در نظر گرفتن مسئله ترافیک بالای داده، بسته به نوع اندازه‌گیری، مصرف انرژی را به‌صورت مطلوبی کاهش دهد. EWS (Early Warning Score) یک روش بررسی و وخیم شدن بیماری است. این روش با دسته‌بندی کردن علائم حیاتی در دسته‌های متفاوت، سعی دارد پیش از وخیم شدن وضعیت، بیماری را هشدار دهد. این روش اثرات تغییرات ناگهانی و شدید در سلامتی را به حداقل می‌رساند [3]. کاهش هزینه‌های درمان با انجام مراقبت در خانه، کاهش ازدحام در مراکز درمانی را در پی دارد. وضعیت بیمار در محیطی خارج از محیط‌های مراکز درمانی، به دلیل وجود آسودگی خاطر و استراحت بهتر در خانه، روند بهبود بیماری را سریع‌تر می‌کند.

در روش‌های انجام‌شده‌ی موجود، اندازه‌گیری‌ها و ارسال داده به‌صورت مداوم است و در برخی روش‌ها نیز اندازه‌گیری و ارسال داده در فواصل زمانی ثابت انجام می‌گیرد [4][5]. این نوع روش‌ها، فارغ از وضعیت سلامت شخص مورد پایش، به‌طور مداوم (یا در فواصل زمانی مساوی) عمل اندازه‌گیری و ارسال داده را انجام می‌دهند [6]. این کار علاوه بر تولید حجم زیاد داده، مصرف

۱- مقدمه

امروزه جهان پر از بیماری‌ها و خطرات ناشی از محیط‌زیست و تغذیه ناسالم است. این ناهنجاری‌ها، خطر ابتلا به بیماری را در انسان بیشتر می‌کند. به همین دلیل نیاز انسان به متخصصان و مراکز درمانی برای مداوا بیشتر می‌شود. به همین روند تعداد بیماران در این مراکز بیشتر می‌شود. بیمارانی که در این مراکز به سر می‌برند بعد از بهبودی، از بیمارستان مرخص می‌شوند ولی هم‌چنان به مراقبت نیاز دارند چون ممکن است به دلیل اثرات عمل جراحی و داروهای بیهوشی، دوباره بیماری یا خطرات، ایشان را به‌زودی تهدید کند [1]. یکی از راه‌های تسهیل این نوع مراقبت (تشخیص بیماری و بعد از آن، سازوکار کنترل بیماری) استفاده از ابزارهایی است که قادر به اندازه‌گیری خودکار وضعیت سلامتی افراد باشد. شبکه WBAN یک نوع خاص از شبکه است، که برای بدن انسان طراحی شده و توسعه می‌یابد [2]. وظیفه آن نظارت، مدیریت و ارتباط برقرار کردن با نشانه‌های حیاتی مختلف بدن مانند درجه حرارت، ضربان قلب و غیره است. انجام



شکل ۱: معماری سامانه پایش سلامتی

انرژی و هزینه نگهداری را نیز افزایش می‌دهد.

۳- سخت‌افزار اندازه‌گیری

لایه حسگر، مشتمل از حسگرهای بیومتریک است که مدار مجتمع آن بر روی بازو قرار می‌گیرد. داده‌های تمام حسگرهای سطح بدن، توسط یک میکروکنترلر از نوع ۸ بیتی تحت پایش قرار می‌گیرد (شکل ۲) و داده‌های جمع‌آوری شده توسط ماژول PulseOximeter به سمت گذرگاه ارسال می‌شود. ماژول Wi-Fi به منظور سنجش ضربان قلب و غلظت اکسیژن، یک ماژول مجزا برای سنجش دما و ماژول شتاب سنج با فیلتر کالمن به‌منظور سنجش تعداد تنفس در دقیقه به‌کار رفته است.

انرژی موردنیاز این سامانه می‌تواند از انواع منبع تغذیه‌های تجدیدپذیر مانند سلول‌های خورشیدی و... تأمین شود. در حال حاضر تنها از یک باتری به‌صورت مجزا استفاده می‌شود. حسگر و میکروکنترلر با استفاده از روش‌های سخت‌افزاری (deep sleep, pullup, interrupt) توان مصرفی را به‌طور قابل توجهی نسبت به حالت عادی کمتر کرده است. ابعاد PCB سخت‌افزار اندازه‌گیری ما $55 \times 25 \text{ mm}^2$ بوده و در دولایه طراحی شده است. در تمام ماژول‌های سخت‌افزاری از روابط I2C برای ارسال اطلاعات استفاده می‌کنیم. این حسگر به دلیل ابعاد کوچک آن

در این تحقیق، هدف ما بر این است که با توجه به وضعیت سلامتی شخص مورد پایش و علائم حیاتی وی، انتخاب زمان‌های اندازه‌گیری و ارسال داده به‌گونه‌ای انجام شود که میزان ارسال داده و مصرف انرژی را کاهش دهد. سخت‌افزار اندازه‌گیری به‌منظور به دست آوردن علائم حیاتی بدن انسان، از روش‌های مختلف اندازه‌گیری استفاده می‌کند. برای ارسال اطلاعات به سمت سرویس‌دهنده از وب‌سرویس (Web Service) استفاده می‌شود. پیام‌ها از سمت سخت‌افزار در قالب پروتکل SOAP [7] ساخته و ارسال می‌شوند. SOAP یک پروتکل ساده بر پایه XML برای نمایش و بسته‌بندی اطلاعات است که به برنامه‌های مختلف امکان تعریف و ارسال اطلاعات با استفاده از پروتکل HTTP را می‌دهد. در اینجا یک سیستم پایش سلامتی از مرحله استخراج و اندازه‌گیری و ارسال نتایج و جمع‌آوری اطلاعات با استفاده از سخت‌افزار و الگوریتم اندازه‌گیری علائم حیاتی پیاده‌سازی شده است. در ابتدا سخت‌افزار اندازه‌گیری و در ادامه به تشریح الگوریتم تطبیقی پرداخته می‌شود.

۲- معماری شبکه پایش خودکار

سامانه پایش خودکار، یک سیستم پیشگیری بر اساس روش EWS است. در این سیستم بر اساس محدوده‌ی استانداردهای علائم حیاتی، هشدارهایی داده می‌شود. سامانه پایش سلامتی بر اساس ساختار شبکه‌های IoT و ترکیب با شبکه‌های WBAN می‌تواند به سه لایه کلی که در شکل ۱ ارائه شده است، تقسیم شود.



شکل ۲: تصویری از بُرد سخت‌افزار اندازه‌گیری طراحی شده

می‌تواند به‌راحتی برای همه افراد، بدون آن‌که مزاحمتی برای فرد

$$r = \frac{60m}{T} \quad (2)$$

T مدت زمان اجرای کل الگوریتم (sec) ، در اینجا r نرخ تنفس (bpm) است. این یک تخمین از تعداد تنفس در دقیقه می‌باشد. زمان اجرای این حلقه می‌تواند بسته به تعداد نمونه‌های اندازه‌گیری شده بر اساس شکل ۴ متغیر باشد.

۴- الگوریتم

اندازه‌گیری علائم حیاتی بدن انسان از طریق ماژول‌ها، روش‌های مخصوص به خود را دارد. برای به دست آوردن هر نوع از علائم حیاتی، الگوریتم‌های متفاوتی بسته به ماهیت سیگنال‌های زیستی استفاده می‌شود. به‌طور مثال برای سنجش تعداد تنفس در دقیقه روش‌های مختلفی در [8] بیان شده است. در [9] با استفاده از سه فیلتر مجزا با دقت مناسبی نرخ تنفس محاسبه می‌شود. در ادامه تنها روش به دست آوردن نرخ تنفس (تعداد تنفس در دقیقه) آورده شده است.

۴-۱- الگوریتم نرخ تنفس

روش استفاده‌شده در این پیاده‌سازی، با استفاده از حرکات شکمی است. با استفاده از شناخت الگوی تنفس، الگوریتم زیر استفاده‌شده است. ابتدا سه نمونه مقدار شتاب برداری در راستای محور Z را از ماژول طبق فرمول زیر دریافت می‌کند.

$$\mu = \frac{\sum_0^n A}{n} \quad (1)$$

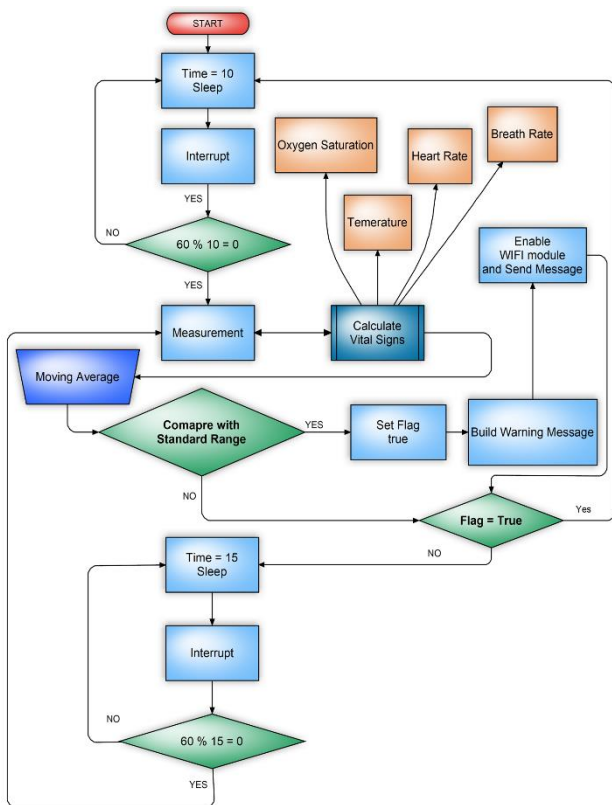
مقدار μ میانگین نمونه‌های دریافت شده از ماژول شتاب-سنج است. n تعداد نمونه‌های گرفته‌شده از ماژول شتاب سنج، A مقدار شتاب لحظه‌ای در محور Z است. زمان انجام آن تقریباً 100ms است. برای تعدیل نمونه‌ها، ۱۰ نمونه‌برداری به‌صورت زیر انجام می‌دهد.

For (s=0; s<10; s++)

```
{
    value1 = μ
    value2 = μ
    d = |value2 - value1|
    if (d in standard bounds)
        m ++
}
```

شکل ۳: شبه الگوریتم به دست آوردن نرخ تنفس

مقدار m تعداد تنفس را در مدت‌زمان این اجرا می‌دهد. برای به دست آوردن نرخ تنفس از رابطه زیر استفاده می‌شود.



شکل ۴: ساختار الگوریتم تطبیقی

۴-۲- الگوریتم تطبیقی

همان‌طور که اشاره شد برای مدیریت مصرف انرژی، الگوریتم باید تنها علائمی را هشدار دهد که نیاز به توجه و رسیدگی دارند. به‌این ترتیب مقدار ارسال‌ها به سمت سرویس‌دهنده کاهش می‌یابد و در عین حفظ دقت، تنها علائم حیاتی که نیاز به توجه دارند ارسال می‌شوند. طبق شکل ۴، ساختار این الگوریتم با وضعیت فرد مورد پایش تغییر می‌کند و بازه‌های اندازه‌گیری را ثابت در نظر نمی‌گیرد. ساختار آن به این‌گونه است که ابتدا یک بازه ۱۰ دقیقه برای شروع انتخاب می‌کند. در این فواصل با پنجره اندازه‌گیری ۳، از تمام علائم حیاتی با روش‌های یادشده، نمونه‌برداری می‌کند که در مجموع ۳۰ دقیقه می‌شود. سخت‌افزار اندازه‌گیری، مقادیر را در حافظه

HeartRate	BreathRate	Temperature	OxygenDensity	Date	DeviceId
81	22	36.35	93	11/20/2018 3:34:28 PM	2
76	17	36.35	91	11/20/2018 3:34:20 PM	2
88	22	36.34	92	11/20/2018 3:34:12 PM	2
102	22	36.34	94	11/20/2018 3:34:03 PM	2
123	31	36.35	93	11/20/2018 3:33:55 PM	2
120	35	36.34	92	11/20/2018 3:33:49 PM	2
99	30	36.34	91	11/20/2018 3:33:41 PM	2
74	29	36.34	91	11/20/2018 3:33:31 PM	2
75	58	36.35	93	11/20/2018 3:33:24 PM	2
98	31	36.36	92	11/20/2018 3:33:15 PM	2

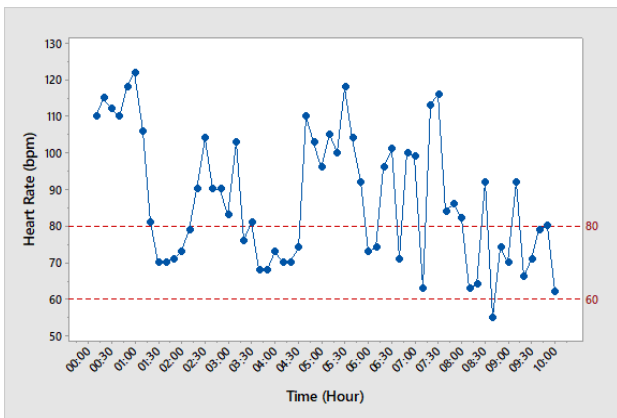
شکل ۵: داشبورد علائم حیاتی در سمت سرویس دهنده

روی SQL Server پیاده‌سازی شده است. هم‌چنین در این سمت برای نمایش بهتر، یک داشبورد برای این کار تعبیه شده است (شکل ۵). در این سمت علاوه بر داده‌های علائم حیاتی، شناسه دستگاه و زمان دریافت هشدار نمایش داده می‌شود.

۶- نتایج اندازه‌گیری

۶-۱- فواصل اندازه‌گیری

در شکل ۶ استفاده از الگوریتم تطبیقی در مقایسه با روش پایش با دوره تناوب‌های ثابت نمایش داده شده است. در الگوریتم تطبیقی فواصل اندازه‌گیری و فواصل ارسال داده بر اساس شرایط فرد، متغیر است. شکل ۶ (الف) اندازه‌گیری و ارسال داده هم‌زمان باهم انجام می‌شود. در الگوریتم تطبیقی شکل ۶ (ب) به‌طور مثال در زمان‌های ۶:۱۰ تا ۹:۱۰ فاصله‌ی اندازه‌گیری‌ها افزایش یافته و به فاز دوم (۱۵ دقیقه یک‌بار) رفته است. در این زمان‌ها در شکل ۶ (الف) تغییرات ناگهانی دیده می‌شود که این تغییرات ناگهانی و کوتاه‌مدت است. در الگوریتم



شکل ۶ (الف)

خود نگه می‌دارد و بر روی مقادیر ذخیره‌شده برای هر کدام از علائم حیاتی میانگین متحرک (Moving Average) MA می‌گیرد. این مقدار در حافظه می‌ماند و به روش FIFO جایگزین می‌شود. مقادیر MA با محدوده‌ی استاندارد علائم حیاتی مقایسه می‌شود. این مقادیر از محدوده‌ی استانداردهای افراد بالغ در [10][11][12][13] به‌دست آمده‌اند. بعد از مقایسه با محدوده‌ی استاندارد، الگوریتم در مرحله بعد یک پیام حاوی مقادیر علائم حیاتی اندازه‌گیری شده را می‌سازد. بعد از ارسال پیام، سخت‌افزار بازه زمانی خود را تغییر نمی‌دهد و به حالت قبل برمی‌گردد. اگر مقادیر MA تمام علائم حیاتی در محدوده‌ی استاندارد بود، سخت‌افزار پیامی ارسال نمی‌کند. در این حین بازه زمانی اندازه‌گیری به ۱۵ دقیقه تغییر می‌کند. در فاز دوم اندازه‌گیری در بازه زمانی تعیین‌شده، مراحل اندازه‌گیری علائم حیاتی انجام می‌شود. با استفاده از مقدار جدید MA جدید محاسبه می‌شود. به همین صورت ادامه داده می‌شود و به‌محض تغییر در وضعیت فرد (قرار نگرفتن در محدوده‌ی استاندارد) پیام ارسال می‌شود و بازه زمانی اندازه‌گیری مقدار مورداستفاده در فاز اول تغییر می‌کند. برای حفظ دقت اندازه‌گیری، بازه اندازه‌گیری تغییر داده نمی‌شود تا تغییرات کوتاه‌مدت علائم حیاتی را از دست ندهیم.

۴-۲-۱- وب سرویس

پیام حاوی مقادیر علائم حیاتی که نیاز به هشدار دارند، توسط سخت‌افزار ارسال می‌شود. الگوریتم، یک وب‌سرویس در سمت سرویس‌دهنده را فراخوانی می‌کند. برای این منظور، الگوریتم یک پیام Soap را می‌سازد. پیام در یک بسته TCP و کمتر از 1KB ساخته می‌شود. این پیام توسط Wi-Fi به گذرگاه ارسال می‌شود و گذرگاه پیام را طبق آدرس مقصدی که در پیام قرار گرفته است، به سمت سرویس‌دهنده ارسال می‌کند. بدون هیچ‌گونه سربار اضافه برای ارتباط با وب‌سرویس در روش‌های معمول، در اینجا خود پیام Soap با قالب XML ساخته و ارسال می‌شود.

۵- جمع‌آوری اطلاعات در سرویس‌دهنده

داده‌های ارسالی از سمت سخت‌افزار توسط وب‌سرویس در لایه خدمت‌گزار دریافت می‌شود. این داده‌ها بر اساس نوع آن‌ها که در پیام مشخص است، تفکیک می‌شوند. داده‌ها برای عملیات دیگر اعم از نمایش در مراکز درمانی و تحلیل پزشکی موردنظر در پایگاه داده سمت سرویس‌دهنده ذخیره می‌شوند. پایگاه داده بر

اندازه‌گیری شده، ارسال شدند. چرا که تنها در فاز یک اندازه‌گیری، نیاز به ارسال داده داریم. به طبع برای افراد دچار بیماری، دفعات ارسال داده بیشتر می‌شود. در شکل ۷ زمان‌های ارسال داده مشخص شده است. با تغییر در زمان ارسال داده‌ها و فواصل اندازه‌گیری، مصرف انرژی نسبت به حالت اندازه‌گیری ثابت کاهش محسوسی پیدا می‌کند. در حالت اندازه‌گیری مصرف دستگاه در فاز دوم به صورت زیر محاسبه می‌شود.

$$E_{active} = V_{node} \times \sum (I_n \times t_n) \quad n = 1, 2, \dots (3)$$

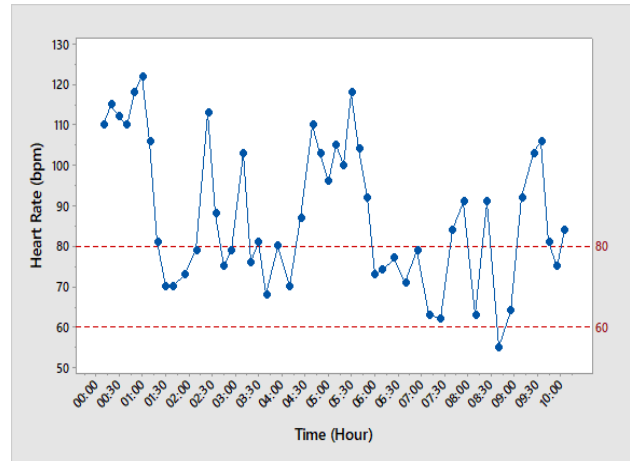
ولتاژ کاری (V_{node}) سخت‌افزار ۳,۳ ولت است. جریان‌های مصرفی (I_n) و زمان‌های مربوط به مراحل مختلف (t_n) در جدول ۱ ارائه شده است.

مرحله	حالت	جریان (mA)	زمان (sec)
۱	Micro Controller (I_1)	۲	t_1 ۲
۲	Pulse oximeter, Temperature, accelerometer (I_2)	۱۴	t_2 ۳
۳	Wi-Fi (I_3)	۷۸	t_3 ۰/۵

جدول ۱: مصرف انرژی بخش‌های مختلف سخت‌افزار در حالت فعال
میزان مصرف انرژی یک نوبت اندازه‌گیری و ارسال داده در حالت فعال بودن سخت‌افزار، $280/5mJ$ است. مصرف انرژی مراحل اندازه‌گیری بدون ارسال داده (مجموع مراحل ۱ و ۲)، برابر $151/8mJ$ است. در پایش ۱۰ ساعته، ۲۶ ارسال طبق الگوریتم تطبیقی انجام شده است که مصرف آن برابر $7293mJ$ می‌شود. مصرف انرژی آن در ۲۴ اندازه‌گیری بدون ارسال داده، $3643/2mJ$ می‌شود. بر این اساس مصرف انرژی کل مراحل پایش، طبق الگوریتم تطبیقی $10936/2mJ$ می‌شود. در صورتی که در حالت ثابت به ازای هر اندازه‌گیری ارسال اطلاعات داریم. برای حالت اندازه‌گیری ثابت در بازه زمانی ۱۰ دقیقه، ۶۰ اندازه‌گیری داشته‌ایم که انرژی مصرفی آن برابر با $16830mJ$ می‌شود. در این نمونه با استفاده از الگوریتم تطبیقی، $5393/8mJ$ در مصرف انرژی صرفه‌جویی شده است.

۷- نتیجه‌گیری

فعالیت سخت‌افزار اندازه‌گیری وابسته به شرایط بیمار یا فرد مورد پایش است؛ یعنی هر چه فرد حالت متعادل‌تر داشته باشد و

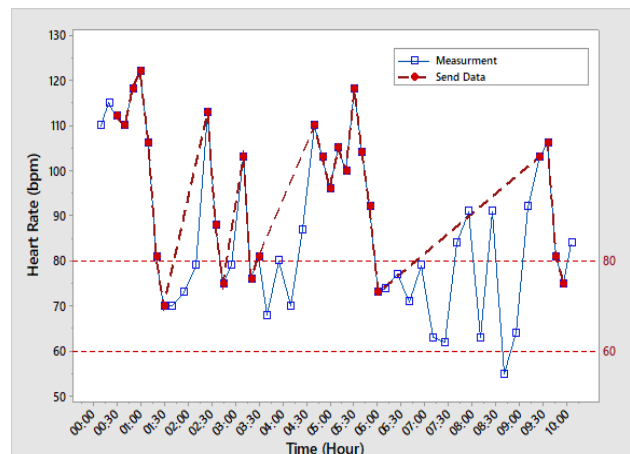


شکل ۶ (ب): نمودار زمان‌های اندازه‌گیری ضربان قلب یک فرد در حال استراحت و کمی فعالیت روزانه. (الف) اندازه‌گیری با زمان ثابت ۱۰ دقیقه. (ب) اندازه‌گیری با زمان متغیر بر اساس شرایط فرد طبق الگوریتم تطبیقی

تطبیقی این موارد در نظر گرفته می‌شود و نیاز به اندازه‌گیری در فاز اول (۱۰ دقیقه یک‌بار) نیست و همچنان در فاز دوم می‌ماند. کم‌ترین فاصله زمانی اندازه‌گیری برای سنجش علائم حیاتی که برای پرستاران تعریف شده است، ۳۰ دقیقه است [10]. محدوده‌ی استاندارد برای افراد بالغ بین ۶۰-۸۰ ضربان در دقیقه است [13]. تعیین بازه‌های زمانی متفاوت باعث ذخیره انرژی برای پایش طولانی‌مدت می‌شود. این امر باعث تفکیک بین اندازه‌گیری و ارسال داده می‌شود. برای این نمونه ۱۷٪ کمتر از الگوریتم ثابت عملیات اندازه‌گیری انجام شده است.

۶-۲- فواصل ارسال داده

طبق زمان‌بندی الگوریتم تطبیقی، نتایج حاصل از هر مرحله اندازه‌گیری، ارسال هم می‌شوند. برای این نمونه تقریباً از زمان شروع فعالیت سخت‌افزار اندازه‌گیری تقریباً ۵۲٪ از نمونه‌های



شکل ۷: زمان‌های اندازه‌گیری و ارسال داده‌ی ضربان قلب طبق الگوریتم تطبیقی

- Monitoring Methods: A Review,” *Pediatr. Pulmonol.*, vol. 46, no. 6, pp. 523–529, 2011.
- [9] A. Canu, M. Canu, S. Marinkovic, S. Faul, and E. Popovici, “Respiration Rate Calculation Using Low Power DSP Processor and Sp O 2 sensor,” *2011 IEEE Int. Symp. Med. Meas. Appl.*, 2011.
- [10] C. Rees, S. Neill, and D. Crawford, “CLINICAL PROFESSIONAL RESOURCE Standards for Assessing, Measuring and Monitoring Vital Signs in Infants, Children and Young People 2,” *R. Coll. Nurs.*, 2017.
- [11] J. Hooley, “Decoding the oxyhemoglobin dissociation curve,” *Am. Nurse Today*, vol. 10, no. 1, pp. 18–23, 2015.
- [12] I. Wheatley, “Respiratory rate 4: breathing rhythm and chest movement,” *Nurs. Times*, vol. 114, no. 9, pp. 49–50, 2018.
- [13] S. Balestrieri, E. Daponte, P., & Rapuano, “Vital Signs and Measurements,” *2008 IEEE Int. Work. Med. Meas. Appl.*, vol. Chp 24, no. National Library of Medicine, National Institutes of Health. Mercury facts, pp. 563–598, 2008.

این حالت ادامه یابد، دستگاه می‌تواند عملیات ارسال کمتری داشته باشد. در نتیجه، سخت‌افزار اندازه‌گیری مصرف انرژی کمتری نسبت به قبل دارد و لذا می‌تواند عملیات پایش را برای مدت طولانی‌تری انجام دهد. برای بهبود سامانه ارائه شده، می‌توان شاخص‌های دیگر بیانگر وضعیت بدن انسان (همانند سنجش آریتمی‌ها و سایر علائم حیاتی) را به صورت غیرتهاجمی به سخت‌افزار اندازه‌گیری و الگوریتم تطبیقی اضافه نمود. یکی از اهداف این سامانه حداقل کردن مصرف انرژی برای استفاده طولانی مدت است که محقق شده است. همچنین سخت‌افزار طراحی شده با توجه به اندازه کوچک و نحوه نصب آن روی بدن، مزاحمت استفاده از آن برای فرد را به حداقل می‌رساند. این سامانه می‌تواند با کاهش مصرف انرژی و سهولت استفاده از آن، سلامت بسیاری از افراد جامعه را به طور محسوسی بهبود و ارتقا دهد.

مراجع

- [1] I. Smith, J. MacKay, N. Fahrird, and D. Kruckeck, “Respiratory rate measurement: a comparison of methods,” *Br. J. Healthc. Assist.*, vol. 5, no. 1, pp. 18–23, 2011.
- [2] X. Su, C. Li, Y. Song, and X. Yuan, “WBAN on hardware: Implementation and optimization based on IEEE 802.15.6,” in *IEEE CITS 2017 - 2017 International Conference on Computer, Information and Telecommunication Systems*, 2017, pp. 147–151.
- [3] A. Anzanpour, A. M. Rahmani, P. Liljeberg, and H. Tenhunen, “Internet of Things Enabled In-Home Health Monitoring System Using Early Warning Score,” *Proc. 5th EAI Int. Conf. Wirel. Mob. Commun. Healthc. - "Transforming Healthc. through Innov. Mob. Wirel. Technol.*, 2015.
- [4] S. Fet and S. Vashist, “Design and Implementation of Wireless Body Area Network using Physiological Parameters,” *Biomed. Eng. Med. Imaging*, vol. 4, no. 1, pp. 13–20, 2017.
- [5] H. Chen, W. Wu, and J. Lee, “A WBAN-based real-time electroencephalogram monitoring system: Design and implementation,” *J. Med. Syst.*, vol. 34, no. 3, pp. 303–311, 2010.
- [6] T. Wu, F. Wu, J.-M. Redoute, and M. R. Yuce, “An Autonomous Wireless Body Area Network Implementation Towards IoT Connected Healthcare Applications,” *IEEE Access*, vol. 5, no. c, pp. 11413–11422, 2017.
- [7] M. Pirnau, C. Pirnau, M. Apetrei, and G. Badea, “The SOAP Protocol Used for Building and Testing Web Services,” *Proc. World Congr. Eng.*, vol. I, 2011.
- [8] F. Q. Al-khalidi *et al.*, “Respiration Rate