



Heart Rate Measurement with Imaging Photoplethysmography Signals Using Smart Phone

ARTICLE INFO

Article Type

Original Research

Authors

Sokout M.¹ MSc,
Heidary S.H.R.¹ PhD,
Beigzadeh B.*¹ PhD

How to cite this article

Sokout M, Heidary S.H.R, Beigzadeh B. Heart Rate Measurement with Imaging Photoplethysmography Signals Using Smart Phone. Modares Mechanical Engineering. 2019;19(7):1751-1757.

ABSTRACT

Measuring the vital signs of human body, such as oxygen saturation, blood pressure, and heart rate is the greatest and basic stage of the diagnosis of various diseases, especially cardiovascular diseases. Various methods have been developed to measure these signs. In general, these methods are divided into invasive and non-invasive categories. Due to less damages of non-invasive methods, more attention has been paid to them in recent decades. Using mobile phone is one of the most important non-invasive approaches because of being common and accessible among people. In this article, after studying Photoplethysmographic methods and expressing theories related to this method, imaging photoplethysmography (IPPG) is used to measure heart rate. Regarding two proposed algorithms based on furies transfer and peak detection, implementation of these algorithms was done, using a camera and LED of smart phone on 20 people. Next, the heart was calculated. Finally, a comparison was made between the two methods, the results of which show that peak detection method has less error than furies transfer method.

Keywords Heart Rate; Non-Invasive Method; IPPG Signals; Smart Phone; Furies Transfer; Peak Detection

¹Mechanical Department, Mechanical Engineering Faculty, Iran University of Science & Technology, Tehran, Iran

*Correspondence

Address: Mechanical Engineering Faculty, Iran University of Science & Technology, Tehran, Iran
Phone: +98 (21) 77240094
Fax: +98 (21) 73021587
b.beigzadeh@iust.ac.ir

Article History

Received: August 28, 2018
Accepted: January 13, 2019
ePublished: July 01, 2019

CITATION LINKS

[1] Troika: A general framework for heart rate monitoring ... [2] Assessment of heart rate variability derived from finger-tip photoplethysmography ... [3] Mobile monitoring with wearable photoplethysmographic ... [4] Heart rate variability: Standards of measurement, physiological ... [5] Heart rate turbulence: Standards of measurement ... [6] Comparison of three mobile devices for measuring R-R intervals ... [7] Emotions and heart rate while sitting on ... [8] Remote heart rate measurement from face videos under realistic ... [9] Heart rate measurement based on a time-lapse ... [10] Advancements in noncontact, multiparameter physiological measurements ... [11] Health parameters monitoring by smartphone for quality ... [12] Classifying obstructive sleep apnea using ... [13] Scratch input: Creating large, inexpensive, unpowered and mobile finger ... [14] Advances in smartphone-based point ... [15] Observations on the finger volume pulse recorded ... [16] Skin photoplethysmography ... [17] Wearable photoplethysmographic sensors—past ... [18] Reduction of motion artifacts from photoplethysmographic ... [19] Photoplethysmogram (PPG) signal analysis and wavelet ... [20] Improved algorithm for heart rate measurement using mobile ... [21] An algorithm for the detection of individual breaths from the ... [22] A novel method to detect heart beat rate using ... [23] Improved peak detection technique for robust PPG-based heartrate ... [24] How to Design Peripheral Oxygen Saturation (SpO2) and Optical Heart Rate ... [25] The advantages of wearable green reflected ... [26] A robust signal preprocessing framework for wrist pulse ...

اندازه‌گیری ضربان قلب به کمک سیگنال فوتوپلتیسموگرافی تصویری با استفاده از گوشی هوشمند

محمدسجاد سکوت MSc

گروه مکانیک، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه علم و صنعت ایران، تهران، ایران

سیدحمیدرضا حیدری PhD

گروه مکانیک، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه علم و صنعت ایران، تهران، ایران

برهان بیگزاده PhD

گروه مکانیک، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه علم و صنعت ایران، تهران، ایران

چکیده

اندازه‌گیری علایم حیاتی بدن مثل درصد اکسیژن خون، فشار خون و ضربان قلب مهم‌ترین و ابتدایی‌ترین مرحله برای تشخیص انواع بیماری‌ها به‌خصوص بیماری‌های قلبی و عروقی به شمار می‌رود. روش‌های گوناگونی برای اندازه‌گیری این علایم مطرح شده است. به‌طور کلی این روش‌ها به دو دسته تهاجمی و غیرتهاجمی تقسیم‌بندی می‌شوند. به دلیل آسیب‌های کمتر روش‌های غیرتهاجمی، استفاده از آنها در چند دهه اخیر بیشتر مورد توجه قرار گرفته است. استفاده از تلفن همراه به علت دسترسی آسان و فراگیر بودن از مطرح‌ترین روش‌های غیرتهاجمی است. در این مقاله پس از مطالعه و بررسی روش‌های فوتوپلتیسموگرافی و بیان تئوری‌های مربوط به آن روش فوتوپلتیسموگرافی تصویری برای اندازه‌گیری میزان ضربان قلب به کار گرفته شده است. با توجه به دو الگوریتم پیشنهادی بر مبنای تبدیلات فوریه و محاسبه قله سیگنال، پیاده‌سازی از این الگوریتم‌ها با استفاده از دوربین تلفن همراه و ال‌ای‌دی آن روی ۲۰ نفر انجام شده است. در گام بعد، میزان ضربان قلب استخراج شده است. در نهایت، مقایسه‌ای بین دو روش انجام شده است که نتایج حاصل از این مقایسه بیان می‌کند که روش محاسبه قله، خطای کمتری نسبت به روش تبدیل فوریه دارد.

کلیدواژه‌ها: ضربان قلب، روش غیرتهاجمی، سیگنال فوتوپلتیسموگرافی تصویری، تلفن همراه، تبدیل فوریه، محاسبه قله

تاریخ دریافت: ۱۳۹۷/۰۶/۰۶

تاریخ پذیرش: ۱۳۹۷/۱۰/۲۳

*نویسنده مسئول: b_beigzadeh@iust.ac.ir

۱- مقدمه

مانیتورینگ علایم حیاتی بدن انسان برای تشخیص ناهنجاری‌ها و اختلالات در مراحل ابتدایی بیماری‌های قابل درمان از اهمیت بسزایی برخوردار است. یکی از مهم‌ترین علایم حیاتی بدن، نرخ ضربان قلب است که به‌وسیله آن می‌توان اطلاعات مهمی را از قلب یک انسان دریافت کرد. برای مثال در صورت غیرطبیعی کارکردن قلب، ضربان قلب دچار نوسانات آهسته و سریع شده که اصطلاحاً فرد دچار آریتمی قلبی شده یا در صورت زدن ضربان قلب به‌صورت سریع بیش از ۱۵۰ مرتبه در دقیقه، فرد مبتلا به تاکی‌کاردی شده است. روش‌های غیرتهاجمی متنوعی برای اندازه‌گیری این پارامتر حیاتی در سال‌های اخیر ارائه شده‌اند^[1, 2]. استفاده از پالس اکسیمترها، دستگاه‌های پوشیدنی، صندلی‌های هوشمند و مبدل‌های چندمنظوره از جمله روش‌های مطرح‌شده توسط محققان هستند^[3-7]. یکی دیگر از روش‌های غیرتهاجمی که اخیراً مورد توجه قرار گرفته، به‌دست‌آوردن نرخ ضربان قلب به‌وسیله دوربین‌های سی‌سی‌دی است که به‌وسیله آن از پیشانی فرد فیلم گرفته شده و با استفاده از روش‌های مطرح در پردازش سیگنال، نمودار مربوط به ضربان قلب استخراج می‌شود^[8-10]. از معایب این روش‌ها می‌شود

به در دسترس نبودن این وسایل در هر زمان و مکانی، گران بودن وسایل اندازه‌گیری و نیاز به آموزش کاربران اشاره کرد. برای رفع این مشکلات و تسهیل فرآیند اندازه‌گیری، موبایل‌های هوشمند می‌توانند نقش بسزایی را ایفا کنند. برای مثال، استفاده از تلفن همراه در تشخیص بیماری‌های تنفسی با نصب یک میکروفون به گوشی و تحلیل زمانی-فرکانسی سیگنال‌های دریافتی از میکروفون^[11]، بررسی پدیده وقفه تنفسی یا آپنه خواب با استفاده از روش سونار در تلفن همراه که با ارسال امواج صوتی به سمت بدن میزان حرکت قفسه سینه مشاهده می‌شود^[12]، استفاده از تلفن همراه به‌عنوان گوشی پزشکی برای شنیدن صدای قلب با نصب میکروفون به آن^[13] و استفاده از تلفن همراه برای بررسی بیماری توسط پزشک از راه دور از کاربردهای هوشمندسازی شده برای کاربران با استفاده از تلفن همراه است^[14].

برای اندازه‌گیری ضربان قلب با استفاده از تلفن همراه نیز کارهایی صورت گرفته است. در این کاربردها، با استفاده از ال‌ای‌دی تلفن همراه به‌عنوان منبع آشکارکننده نور، ابتدا نوری به نوک انگشت تابیده شده و با استفاده از سنسورهای دریافت‌کننده نور یا فوتوسل‌ها، میزان نور عبوری از نوک انگشت به‌روشن بازتابنده از نوک انگشت مشخص و به‌وسیله الگوریتم‌های نوشته‌شده، مقدار ضربان نبض اندازه‌گیری می‌شود. این روش فوتوپلتیسموگرافی نام دارد. از معایب این روش می‌توان به اندازه‌گیری نور عبوری از یک ناحیه کوچک عبورکننده نور به‌عنوان نماینده کل نوک انگشت دست برای تعیین میزان ضربان قلب نام برد. از این رو، یک روش نوین که به‌تازگی در برخی از گوشی‌های همراه امکانات آن تعبیه شده است، استفاده از دوربین تلفن همراه به‌عنوان سنسور دریافت‌کننده نور و از ال‌ای‌دی آن به‌عنوان منبع آشکارکننده نبض استفاده می‌شود، به‌طوری که از نبض قابل مشاهده انسان پس از رسیدن نور تابیده‌شده به‌روشن انتقالی یا بازتابنده فیلم گرفته می‌شود. در مرحله بعد با استفاده از روش‌های مطرح‌شده در تغییر حجم‌سنجی نوری از سیگنال‌های به‌دست‌آمده از فیلم‌ها ویژگی‌های مورد نظر برای اندازه‌گیری میزان ضربان قلب استخراج می‌شود^[15, 16]. این روش فوتوپلتیسموگرافی تصویری است که اخیراً مورد توجه محققان بسیاری قرار گرفته است. ارائه معیارهای متنوع و الگوریتم‌های متفاوت در حوزه‌های مختلف با استفاده از این روش در حال مطالعه است^[17, 18].

از معایب سیگنال‌های برگرفته‌شده در فوتوپلتیسموگرافی تصویری، وجود نوفه‌های فراوان به دلایلی همچون حرکت انگشتان یا مچ دست انسان در هنگام فیلمبرداری از نبض، ایجاد فشارهای اعمالی متفاوت بر دوربین و غیره است. برای کاهش نوفه در سیگنال استخراجی، راه‌حلی پیشنهاد داده شده‌اند^[19]. استفاده از تکنیک‌های نرم‌کردن و تعیین محدوده برای کاهش نوفه پیشنهاد داده شده‌اند^[20-23].

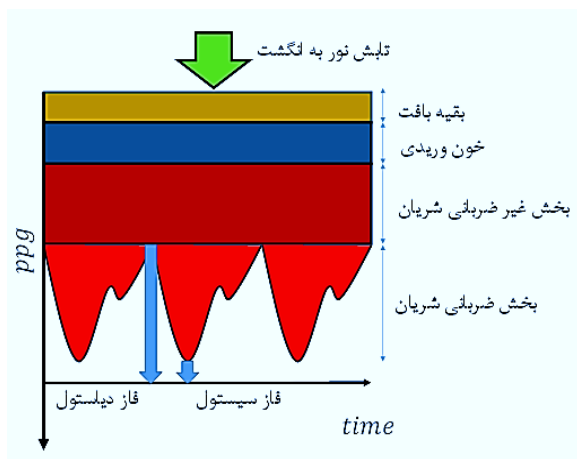
در این مقاله با هدف اندازه‌گیری نرخ ضربان قلب یک انسان بالغ، دو الگوریتم بر مبنای روش محاسبه قله و روش تبدیل فوریه پیشنهاد داده شده است تا بتواند میزان نبض را به‌روش فوتوپلتیسموگرافی تصویری اندازه‌گیری کند. در ابتدا مفاهیم پایه حجم‌سنجی مطرح شد تا به درک صحیحی از فرآیند فوتوپلتیسموگرافی کمک کند. در مرحله بعد برای اجرای الگوریتم مطرح‌شده آزمایش‌های عملی با استفاده از دوربین تلفن همراه و به کمک ال‌ای‌دی پشت دوربین روی افراد مختلف انجام گرفته شد. در گام بعد، پس از پردازش داده‌های گرفته‌شده که به شکل سیگنال درآمده‌اند، میزان ضربان قلب افراد محاسبه شده است. در گام آخر،

می‌گویند. از مزیت‌های فوتوپلتیسموگرافی تصویری بر روش فوتوپلتیسموگرافی می‌توان به تجزیه و تحلیل مجموعه‌ای از نقاط متصور شده انگشت در فیلم به جای اندازه‌گیری از یک نقطه اشاره کرد که این مزیت منجر به دقیق‌تر بودن این روش می‌شود. همچنین استفاده از دوربین‌هایی با ساختار بندی معین، امکان استفاده از این روش را به روش غیر تماسی و از راه دور مهیا می‌سازد. از معایب این روش، با توجه به کیفیت متفاوت دوربین‌های تلفن همراه و ال‌ای‌دی آن، کیفیت فیلم گرفته شده برای مشاهده نبض متفاوت است که در نتیجه تاثیر مستقیمی روی نتیجه کار خواهد داشت.

یکی دیگر از مسایلی که باید به آن توجه شود این است که هر ماده‌ای با توجه به نوع ساختارش تحریک‌پذیری متفاوتی را در مقابل منابع نور با طول موج‌های متفاوت از خود نشان می‌دهد. بنابراین استفاده از دوربین‌های با ال‌ای‌دی سبز که دارای طول موج ۵۲۰ نانومتر و همچنین دوربین‌هایی با طول موج سفید نتیجه‌ای به مراتب بهتر از دوربین‌هایی با نور قرمز که در محدوده ۶۳۰ نانومتر است، خواهد داشت. به این دلیل که تحریک‌پذیری اکثر اجزا از جمله هموگلوبین با اکسیژن، بدون اکسیژن، آب و غیره در طول موج‌های مذکور بیشتر است. این مساله هم در روش فوتوپلتیسموگرافی و هم در فوتوپلتیسموگرافی تصویری باعث ایجاد عملکردی متفاوت خواهد شد.

در روش اندازه‌گیری با استفاده از حجم‌سنجی نوری، عوامل فیزیکی که عملکرد را تحت تاثیر قرار می‌دهند، باید کنترل شوند. برای مثال، لرزش دست، شرایط محیطی مربوط به نور، نور پشت زمینه در روش انتقالی، میزان رزولوشن دوربین و غیره از جمله این عوامل هستند که در مرحله اول به شکل فیزیکی و در مرحله دوم با استفاده از الگوریتم‌های ارائه شده باید اثراتشان حذف شوند تا سیگنال نبض با دقت بالایی تخمین زده شود.

همان‌طور که در شکل ۲ نشان داده شده است، نور تابیده شده بر انگشت دست انسان از بافت‌های انگشت وارد و از بخش شریان خارج می‌شود. در میان تمامی این اجزا، بخش ضربانی شریان، مشخص‌کننده فازهای سیستول و دیاستول قلب است. در واقع نوسانات این بخش در روش فوتوپلتیسموگرافی توسط سنسورهای دریافت نور باعث اختلاف شدت دریافتی نور و در روش فوتوپلتیسموگرافی تصویری باعث آشکارسازی پدیده نبض خواهد شد. در واقع، براساس اختلاف شدت نور ناشی از حجم تغییر کرده خون در قسمت بخش ضربانی شریان، سیگنال مورد نظر برای اندازه‌گیری میزان نبض فراهم می‌شود.



شکل ۲) نمودار سیگنال دریافتی از انگشت اشاره

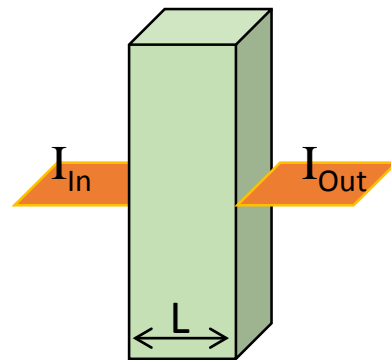
پس از اعتبارسنجی مقادیر گرفته شده با کمک گرفتن از یک دستگاه اندازه‌گیری ضربان قلب، مزیت‌های روش پیشنهادی بحث و بررسی شده است. از مزایای الگوریتم مطرح شده می‌شود به مقاوم بودن به نوفه‌های حاصل از خطاهای بشری مانند جابه‌جایی انگشت هنگام فیلمبرداری و دارای دقت قابل قبول در تشخیص قله‌های اصلی این علائم حیاتی اشاره کرد.

۲- تئوری حاکم بر مساله

فوتوپلتیسموگرافی یک روش غیرتهاجمی برای تشخیص تغییرات حجم خون یا مواد تشکیل‌دهنده آن درون رگ‌های بافت است. نمونه پرکاربرد استفاده از سیگنال فوتوپلتیسموگرافی در دستگاه‌های پالس اکسی‌متر است که میزان درصد اکسیژن خون را به صورت غیرتهاجمی اندازه‌گیری می‌کند. در واقع هر ماده براساس قانون بییر- لامبرت در مقابل منبع آشکارکننده، ضریب جذب متفاوتی دارد که سبب اختلاف در شدت نور ورودی و خروجی می‌شود. این موضوع در شکل ۱ نشان داده شده است. در واقع این شکل نشان‌دهنده قانون بییر- لامبرت است که بیان می‌کند میزان جذب نور با طول موجی مشخص توسط یک ماده با غلظت و ضخامت ماده که از آن نور عبور کرده، از قانون مشخصی که در رابطه زیر تعریف شده است، پیروی می‌کند.

$$I_1 = I_0 e^{-\alpha[C]l} \quad (1)$$

که در رابطه ۱، I_1 میزان شدت نور عبور کرده از ماده، I_0 میزان شدت نور قبل از عبور از ماده، α ضریب جذب نور توسط ماده، C مقدار غلظت ماده و L ضخامت ماده است که از آن نور عبور می‌کند. بنابراین می‌توان با دریافت I_1 ، مقدار سیگنال حاصله را به تغییرات حجم خون عبوری نسبت داد که در واقع سیگنال فوتوپلتیسموگرافی از این طریق حاصل می‌شود.



شکل ۱) قانون بییر- لامبرت

نور عبور کرده از ماده که براساس قانون بییر- لامبرت قابل محاسبه است، می‌تواند توسط سنسورهای دریافت‌کننده نور جذب شود. پس از محاسبه میزان شدت نور جذب شده توسط سنسور با استفاده از نوسانات، میزان جذب مقدار نبض قابل محاسبه خواهد بود. به این روش محاسبه نبض، فوتوپلتیسموگرافی می‌گویند. از معایب این روش لزوم متصل بودن فوتوسل‌ها روی شریان برای دریافت نور است. روشی که اخیراً مورد استفاده قرار می‌گیرد، به این ترتیب است که با استفاده از دوربین تلفن همراه از ماده در معرض نور همان‌طور که در آزمایش ما نوک انگشت شخص است، پس از عبور نور فیلم گرفته می‌شود. در فیلم گرفته شده از این طریق پدیده نبض آشکارا قابل مشاهده است. سپس، با استفاده از تکنیک‌های پردازش سیگنال روی فیلم گرفته شده، میزان نرخ ضربان قلب محاسبه خواهد شد. به این روش فوتوپلتیسموگرافی تصویری

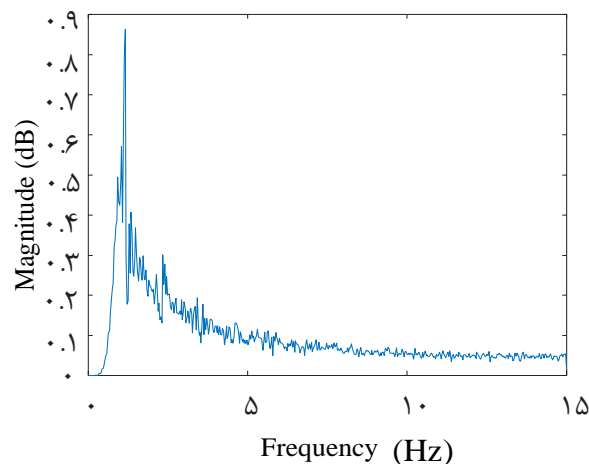
۱-۳- استخراج سیگنال

دوربین مورد استفاده در این مطالعه، یک دوربین بازتاب‌کننده تک‌لنز دیجیتال برای گوشی سامسونگ با کیفیت ۱۳ مگاپیکسل، سایز ۱۰۸۰ در ۱۹۰۰ و ۳۰ فریم در ثانیه است. در ابتدا از بیمار خواسته شد به مدت ۵ دقیقه در حالت استراحت بدون انجام هیچ گونه فعالیت فیزیکی قرار بگیرد. سپس، ضربان قلب افراد توسط دستگاه فشارسنج بیور اندازه‌گیری شده است. بلافاصله پس از اندازه‌گیری این ضربان، از فرد تقاضا می‌شود که انگشت اشاره خود را روی دوربین گوشی قرار دهد و در حالت روشن بودن فلش دوربین، از تغییرات حجم خون نوک انگشت وی فیلم‌برداری به مدت یک دقیقه انجام می‌شود.

فیلم‌های گرفته شده از انگشت با فرمت RGB ذخیره می‌شود. برای استخراج سیگنال یک‌بعدی از سیگنال چهاربعدی فیلم، ابتدا کانال سبز به عنوان کانال برگزیده انتخاب شده، زیرا تغییرات حجم خون در این کانال بسیار مشخص است [25]. در گام بعد نوبت به انتخاب قسمت مناسبی از تصویر می‌رسد. قسمتی برای استخراج سیگنال مناسب است که تغییرات نوری در آن مشهود باشد. بهترین قسمت برای این کار، مرکز تصاویر در نظر گرفته شده است. در مرحله بعد، میانگین شدت پیکسل‌های آن قسمت محاسبه شده و همان‌طور که در نمودار ۱ نشان داده شده است، سیگنال یک‌بعدی از تصویر استخراج می‌شود.

۲-۳- پیش‌پردازش داده‌ها

سیگنال فوتوپلتیسموگرافی استخراج شده از دوربین همان‌طور که در نمودار ۱ نمایش داده شده، دارای فرکانس‌های بالا و پایین است. فرکانس‌های پایین مربوط به تنفس، سرفه یا حرکت دست و فرکانس‌های بالا ناشی از کیفیت سخت افزاری دوربین هستند. بنابراین نیاز است با اعمال فیلتر مناسب، سیگنالی که تنها شامل نبض انسان است، از سیگنال نشان‌داده شده از نمودار ۱ استخراج نمود. همان‌طور که در نمودار ۲ مشاهده می‌شود، طیف فرکانسی با انرژی بالا، تقریباً بین فرکانس ۰.۹۵ تا ۲ هرتز وجود دارد که نشان‌دهنده فرکانس‌های موجود سیگنال مکانیکی نبض است [26]. در نتیجه یک فیلتر میان‌گذر در بازه ۰/۹۵ تا ۲ هرتز برای پیش‌پردازش سیگنال در نظر گرفته شده و همان‌طور که در نمودار ۳ مشخص شده، فیلتر انتخاب شده، سیگنال مورد نظر را از بقیه اجزای سیگنال جدا کرده است.

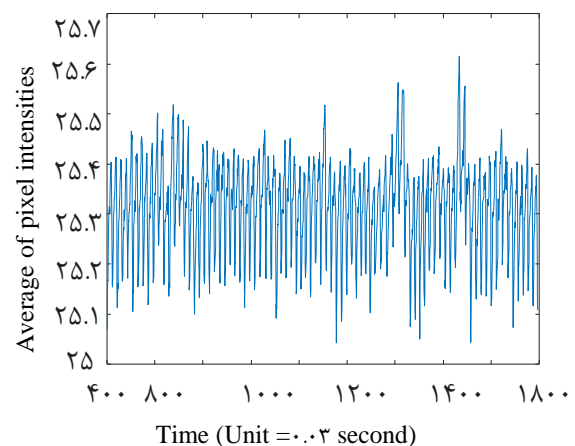


نمودار ۲) طیف فرکانسی سیگنال فوتوپلتیسموگرافی فیلتر شده

استخراج سیگنال فوتوپلتیسموگرافی خون به این ترتیب انجام می‌گیرد که یک منبع نور به‌عنوان آشکارکننده حجم خون به شریان دارای نبض مثل انگشت، مچ، پیشانی یا لاله گوش می‌تابد و پس از دریافت فیلم گرفته شده از نبض در مدت زمان معین، نتیجتاً به واحد پردازش فرستاده می‌شود. در این واحد با استفاده از تکنیک‌های پردازش ویدیو، فیلم گرفته شده به یک سیگنال دوبعدی تبدیل می‌شود. نمونه‌ای از چنین سیگنال برحسب زمان در نمودار ۱ نمایش داده شده است.

سیگنال دوبعدی به دست آمده به دو بخش کلی ثابت و متغیر تقسیم می‌شود. بخش متغیر نشان‌دهنده بخش پالسی خون و بخش ثابت شامل بخش غیرپالسی خون در شریان‌ها است. این بخش، خود در وریدها و بقیه بافت مثل استخوان، ماهیچه و پوست وجود دارد. قعر و قله قسمت متغیر نیز به ترتیب فاز سیستول و دیاستول قلب را نشان می‌دهد. به‌طور کلی، هر سیکل قلبی نشان‌دهنده فعالیت‌های مربوط به آن است. این سیگنال را می‌توان به دو روش عبوری و بازتابی اندازه‌گیری کرد که به هندسه منبع نور و بافت مورد نظر بستگی دارد. در روش عبوری، بافت مورد نظر بین منبع نور و سنسور قرار می‌گیرد و در روش بازتابی، سنسور و منبع نور در یک سمت بافت قرار داده می‌شوند. اما روش بازتابی نسبت به عبوری سیگنال، پایدارتر و دارای نویز کمتری است [24].

استفاده از دوربین به‌عنوان سنسور دریافت نور، مزایای زیادی نسبت به سنسورهای فوتوسل دارد. از مزیت‌های فوتوپلتیسموگرافی تصویری به فوتوپلتیسموگرافی می‌توان به دریافت نور در قسمت‌های بیشتر به‌جای تک‌نقطه بودن آن در فوتوسل، عدم الزام تماس سنسور به پوست برای اندازه‌گیری دقیق، استفاده از تکنیک‌های پردازش تصویر در سیگنال دو یا سه‌بعدی حاصل از تصاویر و دسترسی آسان و همه‌گیر بودن دوربین و غیره اشاره کرد. با توجه به این دلایل در ادامه با بیان الگوریتم‌های پیشنهادی، سعی در تشخیص میزان ضربان قلب گرفته شده است.

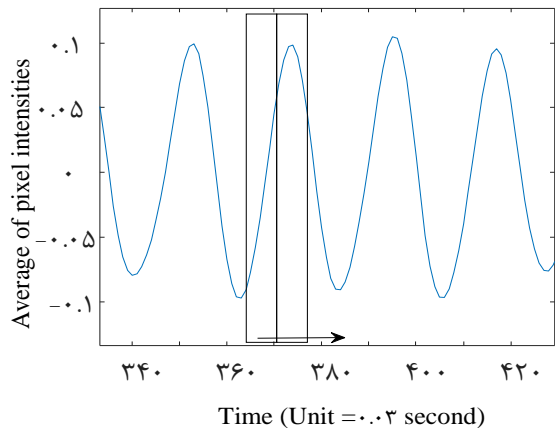


نمودار ۱) سیگنال استخراج شده با محاسبه میانگینی از پیکسل‌های معینی در هر فریم

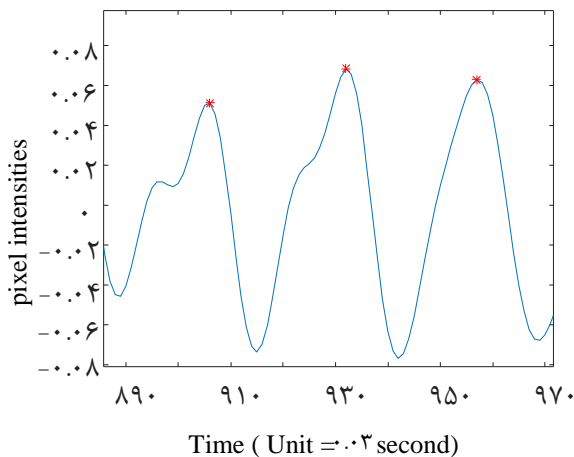
۳- پیاده‌سازی الگوریتم پیشنهادی بر مبنای فوتوپلتیسموگرافی تصویری

در این بخش چگونگی محاسبه نرخ ضربان قلب با استفاده از روش‌های پردازش تصویر براساس روش مبتنی بر تبدیل فوریه و محاسبه قله به‌طور جداگانه بیان خواهد شد.

قبل از به‌عنوان قله در نظر گرفته می‌شود و این روش تا انتهای سیگنال تکرار می‌شود تا مانند نمودار ۵، همه قله‌ها آشکار شوند. همان‌طور که در این نمودار مشهود بوده، این الگوریتم توانسته است تمامی قله‌های سیگنال فوتوپلتیسموگرافی را به‌درستی و صحت تشخیص دهد.



نمودار ۴) لغزش پنجره روی سیگنال برای یافتن قله‌ها

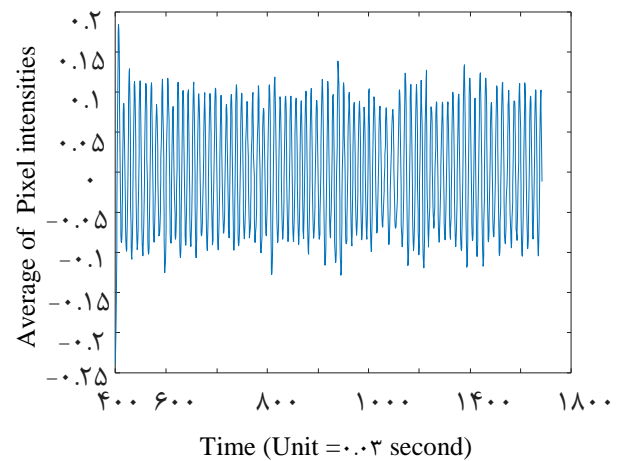


نمودار ۵) قله‌های یافت‌شده از سیگنال فوتوپلتیسموگرافی به‌کمک روش پیشنهادی داده‌شده

۴- نتایج و بحث

اندازه‌گیری ضربان قلب توسط یک دستگاه فشارسنج اتوماتیک دارای ماژول اندازه‌گیری نرخ ضربان انجام شد. دست چپ به‌دلیل نزدیک بودن به قلب محل مناسب‌تری برای اندازه‌گیری بوده و فشار خون در این دست بالاتر است. بعد از اندازه‌گیری نبض از فرد خواسته می‌شود انگشت اشاره خود را روی دوربین گوشی قرار دهد و در حالی که فلش دوربین روشن است، به‌مدت یک دقیقه فیلم‌برداری انجام شد. ۲۰ نفر در این آزمایش شرکت کردند که همگی مذکر با محدوده سنی ۲۰ تا ۵۰ سال بودند.

همان‌طور که اشاره شد به دو روش میزان ضربان قلب محاسبه شد. همان‌گونه که در نمودار ۶ نمایش داده شده است، میزان دقت روش محاسبه قله‌ها دقت بیشتری نسبت به روش تبدیل فوریه دارد و داده‌های تبدیل فوریه دارای خطای بیشتری هستند. زیرا اگر ضربان قلب در زمان دارای تغییراتی باشد، نمی‌توان به‌کمک تبدیل فوریه آن را محاسبه کرد. زیرا طیف فرکانسی دارای قله مشخصی نخواهد بود. همان‌طور که در نمودار ۷ نشان داده شده است، یک نمونه از سیگنال فوتوپلتیسموگرافی به‌همراه پیک‌های



نمودار ۳) سیگنال بهبودیافته بعد از اعمال فیلتر میان‌گذر روی سیگنال نبض نمودار ۱

۳-۳- استخراج ضربان قلب به‌کمک تبدیل فوریه

یکی از روش‌های آسان و سریع برای پیدا کردن فرکانس نبض، انتقال سیگنال از دامنه زمان به دامنه فرکانسی است که به‌وسیله تبدیل فوریه انجام می‌شود و مطابق با رابطه زیر برای سیگنال یک‌بعدی به دست می‌آید.

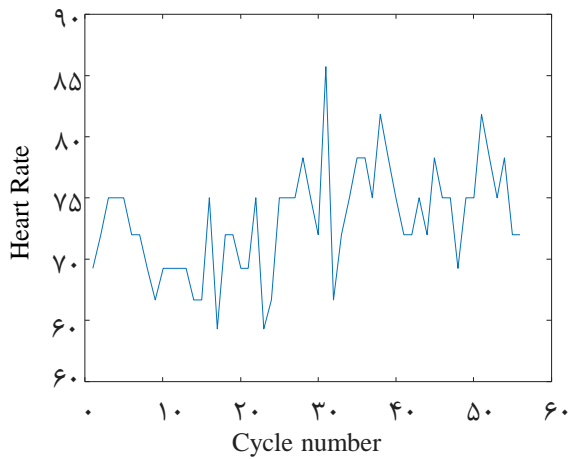
$$X_K = \sum_{n=0}^{N-1} x_n \cdot e^{-\frac{2\pi i}{N}kn} \quad (2)$$

که در رابطه فوق $\{x_n\} = x_0, x_1, \dots, x_{N-1}$ مجموعه‌ای از داده‌های سیگنال، N تعداد داده‌ها، k فرکانس سیگنال و X_K دامنه فرکانس k در سیگنال است.

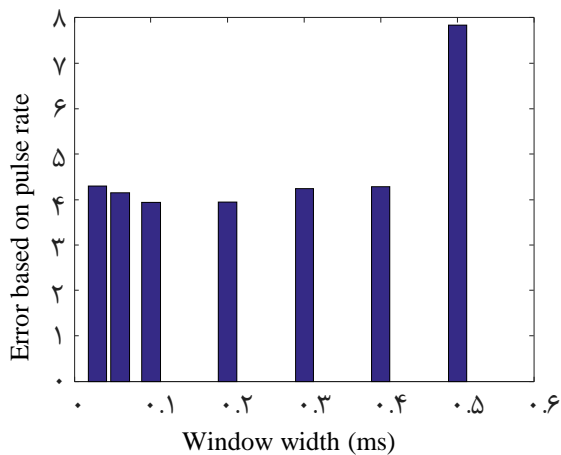
بیشترین جزء فرکانسی باقیمانده در سیگنال بعد از پیش‌پردازش، فرکانس مربوط به میزان ضربان قلب است. بنابراین کافی است فرکانس مقدار بیشینه تبدیل فوریه سیگنال پیدا شود تا بتواند به‌عنوان فرکانس ضربان قلب معرفی شود. مشکل عمده این روش، عدم حساسیت آن به تغییرات ضربان قلب در زمان است، ولی این روش برای حالت ضربان پایدار پیشنهاد می‌شود. در نمودار ۲ نمونه‌ای از تبدیل فوریه سیگنال نمایش داده شده است. همان‌طور که در این نمودار مشهود بوده، دامنه این سیگنال در حدود ۱/۵ هرتز بیشترین مقدار دامنه در حدود ۰/۸۱ دسی‌بل قابل استخراج است.

۳-۴- استخراج ضربان قلب به‌کمک محاسبه قله‌ها

برای حل مشکل روش تبدیل فوریه برای اندازه‌گیری فرکانس ضربان قلب در عدم حساسیت آن به تغییرات فرکانس ضربان در زمان، روش دیگری در دامنه زمان پیشنهاد می‌شود که از آن کمتر در زمینه استخراج ضربان قلب کمک گرفته شده است. در این روش، ابتدا قله‌های سیکل نبض پیدا شده و اختلاف دو قله متوالی به‌عنوان دوره تناوب سیگنال که در واقع عکس فرکانس است، محاسبه می‌شود که با تغییرات ضربان نیز تغییر می‌کند. برای استخراج قله‌ها ابتدا پنجره‌های با عرض ثابت در نظر گرفته می‌شود. همان‌طور که در نمودار ۴ نمایش داده شده است، این پنجره روی سیگنال به‌صورتی لغزانده می‌شود که با هم همپوشانی نداشته باشند. در ادامه، مقدار بیشینه هر پنجره محاسبه می‌شود. اگر مقدار بیشینه یک پنجره از بیشینه پنجره قبلی بیشتر باشد، مقدار بیشینه پنجره فعلی به‌عنوان قله در نظر گرفته می‌شود و اگر مقدار بیشینه پنجره فعلی کمتر از بیشینه پنجره قبلی باشد، مقدار بیشینه پنجره



نمودار ۸) تغییرات ضربان قلب در ۵۵ سیکل نمودار ۷



نمودار ۹) رابطه بین خطای روش محاسبه قله‌ها و عرض پنجره‌ها

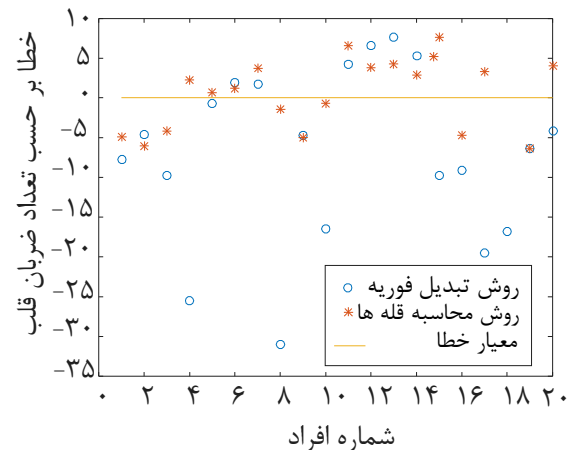
۵- جمع‌بندی

استفاده از گوشی هوشمند به منظور اندازه‌گیری پارامترهای مختلف حیاتی و همین‌طور تشخیص بیماری‌های مختلف و ارسال آن به پزشک متخصص، تحول بزرگی در پزشکی از راه دور به وجود آورده است. یکی از این پارامترهای همه‌گیر، ضربان قلب است که می‌تواند نشان‌دهنده بیماری‌هایی مثل بیماری عروق کرونری باشد. همچنین می‌توان براساس تغییرات ضربان بعد و قبل از حرکات ورزشی یا قبل و بعد از غذا یا بررسی ضربان هنگام خواب، بیماری‌های قلبی و عروقی را تشخیص داد. در این مقاله از سیگنال فوتوپلتیسموگرافی تصویری که دارای مزایای زیادی نسبت به سیگنال فوتوپلتیسموگرافی برای اندازه‌گیری مقدار ضربان قلب انسان بوده، استفاده شده است. به کارگیری این سیگنال، امکان استخراج سیگنال از نقاط بیشتر و کمک گرفتن از روش‌های پردازش تصویر را مهیا می‌کند. روند کاری به این شکل است که سیگنال فوتوپلتیسموگرافی تصویری توسط دوربین موبایل دریافت شده و پس از پردازش تصویر و پیش‌پردازش سیگنال، به سیگنال فوتوپلتیسموگرافی تبدیل می‌شود. در گام بعد، با از دو الگوریتم پیشنهادی براساس محاسبه قله و بر مبنای تبدیل فوریه اندازه‌گیری ضربان قلب استفاده شده است. نتایج حاصل از این دو الگوریتم نشان می‌دهد که عملکرد روش فوریه از روش محاسبه

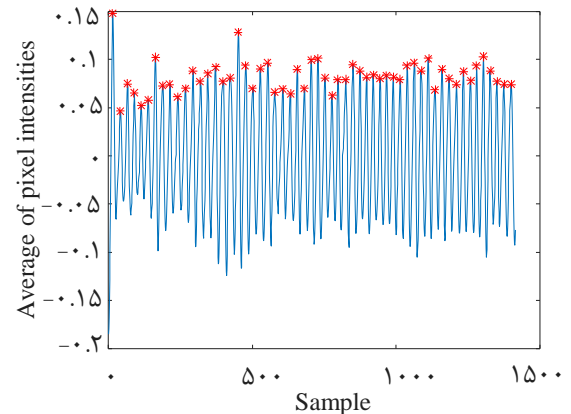
شناخته شده‌اش مشاهده می‌شود و در این سیگنال ۵۵ سیکل وجود دارد که دور تناوب هر سیکل محاسبه شد. سپس همان‌طور که در نمودار ۸ نشان داده شده است، ضربان قلب مربوط به هر سیکل به دست آمد. در روش محاسبه قله‌ها، محاسبه ضربان قلب برای تک‌تک سیکل‌ها میانگین‌گیری از ضربان‌های قلب محاسبه می‌شود.

دقت روش فوریه، برحسب ضربان قلب ۹۶۶٪ و برای روش محاسبه قله‌ها ۳/۹۳٪ خطا محاسبه شد. این میزان خطا در مقایسه با نتایج فعالیت‌های قبلی روی گوشی هوشمند، مانند کار انجام شده در مرجع [22] ۱٪ درصد بهبود در خطا را نشان می‌دهد. یکی از پارامترهای مهم در دقت روش محاسبه قله‌ها، اندازه عرض پنجره‌ها است که با تغییر آن ممکن است قله‌های اضافی در نظر گرفته شود یا قله‌های اصلی در نظر گرفته نشود. بنابراین میزان دقت اندازه‌گیری ضربان قلب براساس عرض پنجره‌ها بررسی شد. همان‌طور که در نمودار ۹ نشان داده شده، میزان دقت ۰/۱ ثانیه برای عرض پنجره بسیار مناسب بوده، زیرا دارای کمترین مقدار خطا است (حدود ۴).

همچنین برای مقایسه بهتر عملکرد دو سیستم، ضریب همبستگی پیرسون محاسبه شد که برای روش فوریه نسبت به داده‌های فشارسنج مقدار ۳۰٪ و برای روش قله‌ها مقدار ۸۸٪ به دست آمده است.



نمودار ۶) میزان خطای دو روش پیشنهاد شده روی افراد نسبت به دستگاه اندازه‌گیری ضربان نبض



نمودار ۷) سیگنال فوتوپلتیسموگرافی استخراج شده از یک فرد به همراه قله‌های تشخیص داده شده

using a webcam. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2011;58(1):7-11.

11- Lamonaca F, Polimeni G, Barbé K, Grimaldi D. Health parameters monitoring by smartphone for quality of life improvement. *Measurement*. 2015;73:82-94.

12- Al-Mardini M, Aloul F, Sagahyoon A, Al-Husseini L. Classifying obstructive sleep apnea using smartphones. *Journal of Biomedical Informatics*. 2014;52:251-259.

13- Harrison C, Hudson SE. Scratch input: Creating large, inexpensive, unpowered and mobile finger input surfaces. *UIST '08 Proceedings of the 21st Annual ACM Symposium on User Interface Software and Technology*, 19 - 22 October 2008, Monterey, CA, USA. New York: ACM; 2008. p. 205-208.

14- Xu X, Akay A, Wei H, Wang S, Pingguan-Murphy B, Erlandsson BE, et al. Advances in smartphone-based point-of-care diagnostics. *Proceedings of the IEEE*. 2015;103(2):236-247.

15- Hertzman AB, Spealman CR. Observations on the finger volume pulse recorded photo-electrically. *American Journal of Physiology*. 1937;119:334-335.

16- Kamal AA, Harness JB, Irving G, Mearns AJ. Skin photoplethysmography—a review. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*. 1989;28(4):257-269.

17- Tamura T, Maeda Y, Sekine M, Yoshida M. Wearable photoplethysmographic sensors—past and present. *Electronics*. 2014;3(2):282-302.

18- Lee CM, Zhang YT. Reduction of motion artifacts from photoplethysmographic recordings using a wavelet denoising approach. *IEEE EMBS Asian-Pacific Conference on Biomedical Engineering*, 20-22 Oct. 2003, Kyoto, Japan, Japan. Piscataway: IEEE; 2004.

19- Joseph G, Joseph A, Titus G, Thomas RM, Jose D. Photoplethysmogram (PPG) signal analysis and wavelet de-noising. 2014 Annual International Conference on Emerging Research Areas: Magnetics, Machines and Drives (AICERA/iCMMDD), 24-26 July 2014, Kottayam, India. Piscataway: IEEE; 2014.

20- Laure D, Paramonov I. Improved algorithm for heart rate measurement using mobile phone camera. 13th Conference of Open Innovations Association (FRUCT), 22-26 April 2013, Petrozavodsk, Russia. Piscataway: IEEE; 2017.

21- Leonard P, Grubb NR, Addison PS, Clifton D, Watson JN. An algorithm for the detection of individual breaths from the pulse oximeter waveform. *Journal of Clinical Monitoring and Computing*. 2004;18(5-6):309-312.

22- Pelegris P, Banitsas K, Orbach T, Marias K. A novel method to detect heart beat rate using a mobile phone. *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology*, 31 Aug-4 Sept 2010, Buenos Aires, Argentina. Piscataway: IEEE; 2010.

23- Lomaliza JP, Park H. Improved peak detection technique for robust PPG-based heart rate monitoring system on smartphones. *Multimedia Tools and Applications*. 2018;77(13):17131-17155.

24- Oak SS, Aroul P. How to Design Peripheral Oxygen Saturation (SpO₂) and Optical Heart Rate Monitoring (OHRM) Systems Using the AFE4403. *Texas Instruments*. 2015.

25- Maeda Y, Sekine M, Tamura T. The advantages of wearable green reflected photoplethysmography. *Journal of Medical Systems*. 2011;35(5):829-834.

26- Wang D, Zhang D, Lu G. A robust signal preprocessing framework for wrist pulse analysis. *Biomedical Signal Processing and Control*. 2016;23:62-75.

قله‌ها ضعیف‌تر است. این ضعف عملکرد به دلیل عدم حساسیت روش فوریه به تغییرات ضربان قلب در زمان است. دومین مساله‌ای که بررسی شد، عرض پنجره‌های تعیین قله‌ها بود که بهترین عرض، ۱/۰ میلی ثانیه تعیین شد. به نظر می‌رسد که می‌توان از روش‌های زمان-فرکانس یا ICA برای اندازه‌گیری ضربان قلب استفاده کرد که در مطالعات بعدی، عملکرد این روش‌ها نیز بررسی خواهد شد.

تشکر و قدردانی: موردی از سوی نویسندگان بیان نشد.

تأییدیه اخلاقی: موردی از سوی نویسندگان بیان نشد.

تعارض منافع: موردی از سوی نویسندگان بیان نشد.

سهم نویسندگان: موردی از سوی نویسندگان بیان نشد.

منابع مالی: موردی از سوی نویسندگان بیان نشد.

منابع

1- Zhang Z, Pi Z, Liu B. Troika: A general framework for heart rate monitoring using wrist-type photoplethysmographic signals during intensive physical exercise. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2014;62(2):522-531.

2- Selvaraj N, Jaryal A, Santhosh J, Deepak KK, Anand S. Assessment of heart rate variability derived from fingertip photoplethysmography as compared to electrocardiography. *Journal of Medical Engineering and Technology*. 2008;32(6):479-484.

3- Asada HH, Shaltis P, Reisner A, Rhee S, Hutchinson RC. Mobile monitoring with wearable photoplethysmographic biosensors. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*. 2003;22(3):28-40.

4- Camm A, Malik M, Bigger J, Breithardt G, Cerutti S, Cohen R, et al. Heart rate variability: Standards of measurement, physiological interpretation and clinical use, task force of the European society of cardiology and the north American society of pacing and electrophysiology. *Circulation*. 1996;93(5):1043-1065.

5- Bauer A, Malik M, Schmidt G, Barthel P, Bonnemeier H, Cygankiewicz I, et al. Heart rate turbulence: Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use: International Society for Holter and Noninvasive Electrophysiology Consensus. *Journal of the American College of Cardiology*. 2008;52(17):1353-1365.

6- Weippert M, Kumar M, Kreuzfeld S, Arndt D, Rieger A, Stoll R. Comparison of three mobile devices for measuring R-R intervals and heart rate variability: Polar S810i, Suunto t6 and an ambulatory ECG system. *European Journal of Applied Physiology*. 2010;109(4):779-786.

7- Anttonen J, Surakka V. Emotions and heart rate while sitting on a chair. *CHI '05 Proceedings of the SIGCHI Conference on Human Factors in Computing Systems*, April 02 - 07, 2005, Portland, Oregon, USA. New York: ACM; 2005. p. 491-499.

8- Li X, Chen J, Zhao G, Pietikainen M. Remote heart rate measurement from face videos under realistic situations. 2014 IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition, 23-28 June 2014, Columbus, OH, USA. Piscataway: IEEE; 2014.

9- Takano C, Ohta Y. Heart rate measurement based on a time-lapse image. *Medical Engineering and Physics*. 2007;29(8):853-857.

10- Poh MZ, McDuff DJ, Picard RW. Advancements in noncontact, multiparameter physiological measurements