

تخمین بدون کاف فشارخون مبتنی بر ویژگی‌های زمانی سیگنال نبض



مینا شهابی و وحیدرضا نفیسی*

گروه مهندسی پزشکی، پژوهشکده برق و فناوری اطلاعات، سازمان پژوهش‌های علمی و صنعتی ایران، تهران، ایران

چکیده

فشارخون به‌عنوان یکی از علائم حیاتی بدن، نیاز به کنترل متناوب و پیوسته دارد. این ضرورت به‌خصوص در شرایط مراقبت ویژه برای بیماران بیشتر احساس می‌شود. در این پژوهش سعی شده است که روشی غیرتهاجمی، بدون استفاده از کاف و بدون نیاز به کالیبراسیون فردی پیشنهاد شود. به این منظور با استفاده از دو حس‌گر نوری بر روی انگشت و مچ دست، سیگنال فتوپلتیسموگرافی از بیست داوطلب سالم در شرایط فشارخون مختلف، ثبت شد و سپس به‌منظور افزایش دقت تخمین و نیز عدم نیاز به کالیبراسیون فردی، علاوه بر زمان گذار نبض، ۱۶ ویژگی زمانی از سیگنال فتوپلتیسموگرافی مچ استخراج شد. درنهایت با بررسی تخمین گرهای مختلف، از شبکه عصبی رگرسیون عمومی برای تخمین فشارخون استفاده شد. خطای فشارخون تخمین زده‌شده توسط این تخمین‌گر، در فشار سیستول $0/11 \pm 1/18$ و در فشار دیاستول $0/15 \pm 2/3$ میلی‌متر جیوه است.

واژگان کلیدی: مانی‌تورینگ فشارخون، فتوپلتیسموگرافی، زمان گذار نبض، شبکه عصبی

Cuff-less Blood Pressure Estimation Based on Temporal Feature of PPG Signal

Mina Shahabi & Vahidreza Nafisi*

Biomedical group, E&IT department, Iranian Research Organization for Science and Technology (IROST), Tehran, Iran

Abstract

Blood pressure is one of the vital signs. Specially, it is crucial for some cases such as hypertension patients and it should be monitored continuously in ICU/CCU. It must be noted that current systems to measure blood pressure, often require trained operators. As an example, in post-hospital cares, blood pressure control is difficult except with the presence of a nurse or use of a device that minimizes the patient's involvement in the measurements. In this way, Photoplethysmography (PPG), which is a noninvasive method for pulse wave recording, seems to be ideal to make simple tools for blood pressure measurement in home care. In other words, it is so helpful or rather necessary to design a non-invasive, cuff-less, subject-independent system for blood pressure measurement.

In this study, two optical sensors were located on the finger and the wrist. Twenty healthy volunteers in different situations were examined to record PPG signals. Also, blood pressure values were measured by cuff-based noninvasive blood pressure system on left arm as a reference value. Recorded signals were filtered and processed in MATLAB R2014a software. To promote the estimation accuracy and subject-independency, 16 temporal features in addition to the pulse transit time (PTT) were extracted from the wrist PPG signal. To estimate blood pressure values, three neural networks were used as the estimator: Feedforward Neural Network (FFN), Radial Basis Function Neural Network (RBFN) and General Regression Neural Network

* Corresponding author

* نویسنده‌عهددار مکاتبات

فصلنامه



سال ۱۳۹۷ شماره ۱ پیاپی ۳۵

(GRNN). After comparison of their results; the General Regression Neural Network was used for blood pressure estimation. The MSE errors estimated by the best estimator, were 0.11 ± 1.18 mmHg and 0.15 ± 2.3 mmHg for systole and diastole pressure respectively.

Keywords: Blood Pressure Monitoring, Photoplethysmography (PPG), Pulse Transit Time (PTT), Neural Network

تخمین فشارخون مناسب‌تر بوده و نتایج دقیق‌تری فراهم کرده است. در این پژوهش فشارخون فرد با کمک PTT با میانگین خطای 1.594 ± 4.013 میلی‌متر جیوه در فشار سیستولی و 1.399 ± 1.568 میلی‌متر جیوه در فشار دیاستولی تخمین زده شده است که استانداردهای لازم برای تخمین فشارخون با روش غیرتهاجمی را تأمین می‌کند.

در مطالعه دیگری که در سال ۲۰۱۴ توسط یونسی هروی و همکاران انجام گرفته از دو حس‌گر نوری با فاصله ۵۵ میلی‌متر برای ثبت دو سیگنال PPG و محاسبه مقدار PTT برای تخمین فشارخون از پانزده داوطلب سالم (ده مرد) استفاده شده است. در این پژوهش رابطه بین مقادیر PTT و فشارخون به صورت خطی در نظر گرفته شده و در مدل نهایی با کمک الگوریتم رگرسیون خطی مقادیر فشارخون تخمین زده شده است. پارامترهای معادله رگرسیون، پارامترهای وابسته به فرد هستند که برای هر فرد و با قرار گرفتن در شرایط فیزیولوژیک مختلف از جمله ورزش و استراحت محاسبه می‌شوند. از فشارسنج دیجیتال کاف‌دار در بازوی چپ فرد برای مقایسه نتایج نهایی استفاده شده است. بیشترین خطا در تخمین فشارخون سیستول و دیاستول در این مطالعه به ترتیب 10.13 ± 3.82 mmHg و 7.98 ± 2.88 mmHg ذکر شده است [5]. اطلاعات دقیقی از محل نصب دو حس‌گر نوری در این مطالعه ارائه نشده است.

مک کومبی^۴ در سال ۲۰۰۶ با ثبت دو سیگنال PPG بر روی انگشت و مچ دست از داوطلب، رابطه بین سرعت حرکت خون (PWV)^۵ و فشارخون را تعیین کرده است. در این مطالعه زاویه بین مچ دست و انگشتان نسبت به هم تغییر کرده و سیگنال‌های PPG در سه حالت مختلف ثبت می‌شوند. مک کومبی عامل تغییر سرعت حرکت خون در این دو حالت را فشار هیدرولیک می‌داند. به این ترتیب با محاسبه اختلاف فشار ایجادشده رابطه بین فشارخون و سرعت حرکت خون را به دست می‌آورد. لازم به ذکر است پارامتر PWV با پارامتر PTT نسبت عکس دارد و روش این پژوهش نیز در واقع همان

۱- مقدمه

با توجه به اهمیت کنترل پیوسته و مداوم فشارخون و عوارض برخی بیماری‌ها از جمله پرفشاری، وجود وسیله‌ای با کاربری آسان و در صورت امکان بدون استفاده از کاف برای اندازه‌گیری فشارخون در فواصل زمانی نزدیک به هم (و حتی پیوسته) ضروری است. در این پژوهش با استفاده از روش فتوپلتیسموگرافی^۱ (PPG)، دستگاهی برای اندازه‌گیری فشارخون طراحی و ساخته شده است. فتوپلتیسموگراف یک ابزار حجم‌سنجی نوری است که نور را به قسمتی از بافت بدن می‌تاباند و تغییرات نور جذب‌شده را اندازه می‌گیرد [1,2]. علت استفاده از سیگنال PPG در این پژوهش، هزینه اندک، کاربری آسان، سخت‌افزار کم‌حجم و عدم نیاز به کاف است و هدف ما در این پژوهش تأمین دقت مناسب برای این روش (طبق استانداردهای بین‌المللی) در مقایسه با سایر روش‌های غیر تهاجمی با استفاده از استخراج و شناسایی ویژگی‌های مؤثر از سیگنال فتوپلتیسموگرافی است.

مطالعات انجام‌شده در این زمینه نشان داده است که استفاده از سیگنال فتوپلتیسموگرافی و سیگنال ECG برای اندازه‌گیری زمان رسیدن پالس نبض از قلب به یک نقطه مشخص^۲ (PAT)، و در برخی روش‌ها استفاده از دو سیگنال PPG و محاسبه زمان گذار نبض (PTT)^۳ به تخمین مقادیر فشارخون می‌تواند منجر شود [3].

در همین زمینه کمال‌زاده مطالعه مشابهی در سال ۲۰۱۶ انجام داده است [4]. در این پژوهش از افراد بخش مراقبت‌های ویژه، سیگنال PPG دوتایی (در لاله گوش و انگشت شست پا) و نیز سیگنال ECG ثبت شده است. فشارخون فرد در یک حالت با محاسبه PAT با کمک یک سیگنال PPG و سیگنال ECG و در حالت دیگر با محاسبه PTT با کمک دو حس‌گر PPG، تخمین زده شده و با مقادیر فشارخون پیوسته تهاجمی مقایسه شده است. این مطالعه نشان داده است که روش PTT نسبت به روش PAT برای

¹ Photoplethysmography (PPG)

² Pulse Arrival Time (PAT)

³ Pulse Transit Time (PTT)

⁴ McCombie

⁵ Pulse Wave velocity (PWV)

۱-۲- سخت‌افزار

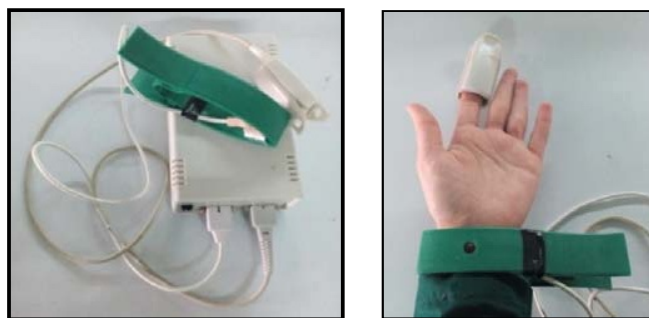
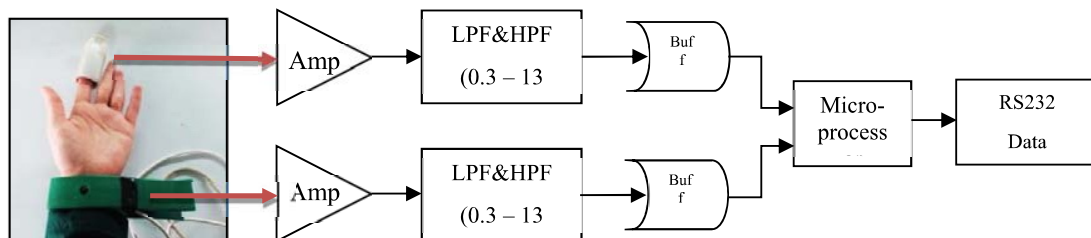
این پژوهش با هدف ساخت دستگاهی برای اندازه‌گیری پیوسته فشارخون غیرتهاجمی و بدون کاف، بر روی بیست داوطلب (هشت مرد و دوازده زن) در محدوده سنی (31.5 ± 7) انجام شده است. با توجه به روش انتخابی (تخمین پارامتر PTT از سیگنال نبض)، سخت‌افزار مناسب به‌نحوی طراحی شد که امکان ثبت هم‌زمان دو سیگنال PPG از انگشت اشاره و مچ دست فراهم شود. برای ثبت سیگنال توسط پروب‌ها از فرستنده و گیرنده مادون قرمز مدل (NELLCOR, AFL 268) که طول موج دقیق و کاربری پزشکی دارد، استفاده شده است. همچنین استفاده از گیره در قسمت مچ دست با اعمال فشار محدود، امکان ثبت سیگنال قوی را در افرادی که نبض مچ دست آنها در عمق عضله حس می‌شود، فراهم می‌کند [9]. در ادامه، تغییرات جریان گیرنده نوری توسط یک طبقه تقویت کننده مبدل جریان به ولتاژ و یک طبقه تقویت کننده ولتاژی تقویت و فیلتر شده است. لازم به توضیح است که برای تأمین هم‌زمانی دو سیگنال، کلیه قطعات مورد استفاده در مسیر تقویت سیگنال‌های مچ و انگشت به‌طور کامل مشابه انتخاب شد و سیگنال تقویت‌شده به یک میکروپروسسور فرستاده شد. شکل (۱) شمای کلی سخت‌افزار طراحی شده، نمای بیرونی دستگاه و پروب‌های مورد استفاده را نمایش می‌دهد.

روش محاسبه پارامتر PTT است [6]. در مطالعه دیگری از ویژگی‌های سیگنال PPG سر انگشت (برای هر بازه پنج دقیقه‌ای ثبت‌شده از سیگنال PPG)، برای پیش‌بینی افت فشارخون در حین همودیالیز استفاده شد و بازه‌هایی از سیگنال PPG که معادل با وقوع افت فشارخون در بیمار هستند از بازه‌های طبیعی با دقت ۹۵ درصد تفکیک شدند [7].

علاوه بر پژوهش‌های نامبرده با موضوع اندازه‌گیری غیرتهاجمی فشارخون، از همین روش برای سنجش میزان خون‌رسانی بافت در یک محل خاص از بدن فرد نیز استفاده شده است [8].

در پژوهش حاضر، شریان مچ دست با داشتن نبض قوی به‌عنوان محل نصب حس‌گر نخست ثبت سیگنال PPG و امتداد این شریان در انگشت اشاره به‌عنوان محل نصب حس‌گر دوم انتخاب شد؛ سپس با بررسی سیگنال‌های ثبت‌شده در حوزه زمان، ویژگی‌های متعددی از سیگنال PPG فرد استخراج شد (علاوه بر پارامتر PTT). در این مطالعه از این ویژگی‌ها با هدف بهبود دقت روش PPG دوتایی و نیز ساخت دستگاه نوری بدون نیاز به کالیبراسیون فردی برای تخمین فشارخون استفاده شده است.

۲- مواد و روش‌ها



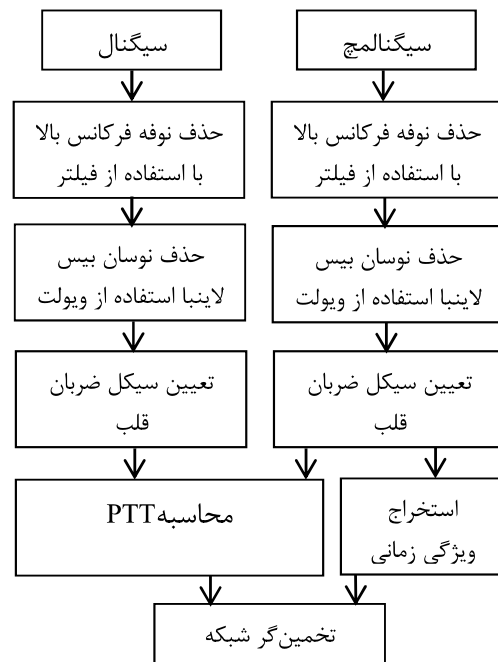
(شکل-۱): الف) بلوک روندنمای سخت‌افزار طراحی شده برای ثبت سیگنال PPG دوتایی. ب) شمای کلی دستگاه و پروب‌های آن.

(Figure-1): a) Block diagram of designed hardware for recording PPG signal in 2 places. b) Designed System and probes.

سیگنال‌های ثبت‌شده هم‌زمان از طریق پورت سریال به رایانه فرستاده می‌شوند. نرخ نمونه‌برداری از سیگنال با کمک مبدل آنالوگ به دیجیتال میکروپروسسور پانصد هرتز تعیین شد.

روند ثبت سیگنال PPG با استفاده از دستگاه طراحی شده به دو بخش نشسته و ایستاده تقسیم می‌شود. در هر حالت بلافاصله پس از بازه ثبت سیگنال فشارخون فرد با کمک دستگاه فشارسنج دیجیتال بازویی مدل Burer، بر روی بازوی چپ اندازه‌گیری شد. در مجموع از هر داوطلب چهار بازه سه دقیقه‌ای سیگنال PPG (دو بازه در حالت نشسته و دو بازه در حالت ایستاده) و چهار مقدار فشارخون به‌عنوان فشارخون معادل هر بازه ثبت می‌شود.

در ادامه با کمک نرم‌افزار MATLAB R2014a، مراحل مختلف پردازش و استخراج ویژگی از سیگنال‌های ثبت‌شده انجام گرفت که در بخش‌های (۲-۲) و (۳-۲) توضیح داده خواهد شد. الگوریتم مربوط به مراحل پردازش سیگنال و استخراج ویژگی در شکل (۲) نشان داده شده است.



(شکل-۲): الگوریتم مراحل پردازش سیگنال و استخراج ویژگی (Figure-2): Signal processing and feature extraction algorithm

۲-۲- پردازش سیگنال و حذف نوفه

پس از انتقال سیگنال به رایانه با کمک درگاه سریال، داده‌های ثبت‌شده در نرم‌افزار MATLAB R2014a مورد بررسی قرار گرفت. محدوده فرکانسی مطلوب در سیگنال PPG باند فرکانسی ۰/۵ تا ۸ هرتز است. به همین علت پس از حذف

قسمت‌های مخدوش از سه دقیقه سیگنال ثبت‌شده، در نرم‌افزار متلب از فیلتر باترورث مرتبه سه با فرکانس قطع ده هرتز بر روی سیگنال اصلی استفاده کردیم. پس از آن برای حذف اعوجاج بیس لاین، سیگنال PPG توسط تبدیل ویولت گسسته با تابع Meyer به یازده سطح تجزیه شد.

با در نظر گرفتن فرکانس نمونه‌برداری پانصد هرتز، ضرایب تخمین^۱ یازدهم (a11) از تجزیه سیگنال در ویولت که باند فرکانسی آن کمتر از 0.3 هرتز است، تقریب مناسبی از بیس لاین سیگنال است. با صفرشدن ضرایب a11 در سیگنال اصلی اثر اغتشاش حرکتی و تنفسی فرد، کاهش می‌یابد [10].

۳-۲- استخراج ویژگی

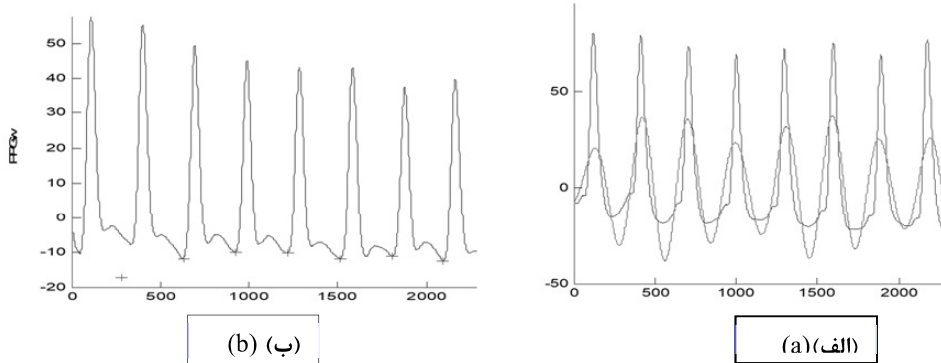
دو بازه مهم در یک سیکل از سیگنال PPG مربوط به فاز سیستول (پمپاژ خون) و فاز دیاستول (استراحت بطنی) است. برای تخمین پارامتر PTT باید اختلاف زمانی پیک سیستول سیگنال PPG مچ دست و پیک سیستول سیگنال PPG انگشت را محاسبه کنیم. در همین رابطه مطالعات فراوانی در سال‌های اخیر انجام شده است [11,12]. بر اساس مطالعات مشابه بهترین شیوه برای محاسبه این اختلاف زمانی بررسی سیکل به سیکل هر دو سیگنال PPG است. با توجه به سرعت حرکت خون در بستر مویرگی بدن و همچنین نتایج تجربی، مشاهده می‌شود که در حالت قرارگیری حس‌گرها در انگشت و مچ دست، ۲۰ تا ۳۰ میلی‌ثانیه پس از رسیدن پالس خون به حس‌گر نخست (مچ)، همان پالس در حس‌گر دوم (انگشت) مشاهده می‌شود. بنابراین هر سیکل در سیگنال PPG مچ، متناظر با سیکل مشخصی در سیگنال PPG انگشت است. روند محاسبه PTT شامل شناسایی سیکل‌های مشابه و محاسبه فاصله زمانی پیک سیستول آنها است. برای کاهش خطا در تشخیص سیکل، ابتدا نقاط شروع سیکل‌ها مشخص و سپس اختلاف زمانی بین پیک‌های سیستول محاسبه می‌شود.

در هنگام مشخص کردن نقاط ابتدای هر سیکل در صورتی که از توابع آشکارساز پیک بر روی سیگنال اصلی استفاده کنیم با توجه به وجود پیک دیاستول، خطا زیاد خواهد بود و تعداد پیک‌های استخراجی از سیگنال انگشت و مچ اختلاف زیادی خواهد داشت. برای رفع این مشکل از تبدیل ویولت سیگنال PPG و زیر باندهای فرکانس بالا^۲ در سطوح ۸ و ۹ (d8, d9) استفاده شد. این زیرباندها، در محدوده فرکانسی ۱،۹ تا ۴ هرتز قرار دارند که همان محدوده اصلی

^۱ Approximation

^۲ Detail

دچار اغتشاشات حرکتی می‌شد؛ بدین ترتیب ما به‌زای هر سیکل ضربان قلب هفده ویژگی به‌دست آوردیم. برای مشاهده تغییرات پارامترها در سیکل‌های مختلف (در بازه‌های سه دقیقه‌ای ثبت سیگنال)، از روش دسته‌بندی و انتخاب شاخص دسته استفاده شد. به این ترتیب که مقادیر به‌دست‌آمده برای هر پارامتر مشخص را یک دسته در نظر گرفته و با کمک روش میانگین پیرایش‌شده^۱، پنج درصد از بزرگترین و کوچکترین مقادیر در هر دسته حذف شد؛ سپس پنج ویژگی آماری شامل دامنه تغییرات (R)، میانگین (Mn)، انحراف متوسط از میانگین (MAD)، ضریب تغییرات (CV) و چولگی^۲ (Sk) به نمایندگی از دسته مورد نظر محاسبه شد.



(شکل-۳): (الف) سیگنال بازسازی‌شده از ضرایب فرکانس بالای سطح هشتم تبدیل ویولت (سیگنال d8). نقاط کمینه d8 و سیگنال اصلی PPG با تقریب مناسبی برهم منطبق هستند. (ب) نقاط کمینه که با استفاده از d8 مکان یابی و بر روی سیگنال اصلی با + نمایش داده شده‌اند. (Figure-3): a) 8th detail coefficients signal (d8), computed from PPG signal wavelet decomposition. This figure demonstrated that, minimum points of d8 signal and main PPG signal are the same. b) Minimum points were found in d8 signal and then located on main PPG signal, which is marked with +.

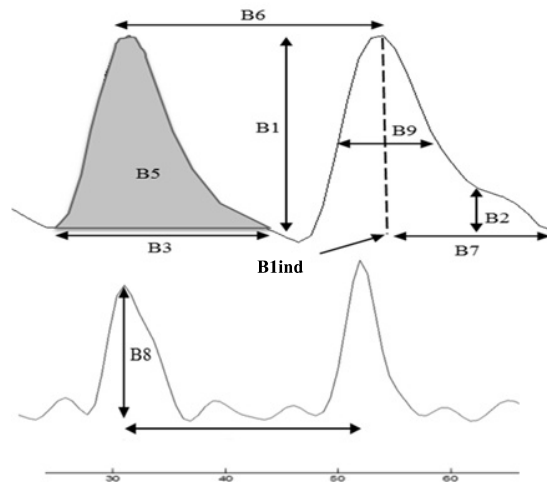
(جدول-۱): عناوین و تعاریف ویژگی‌های استخراج‌شده از سیگنال PPG

(Table-1): Definition of extracted features from PPG signal

ویژگی	تعریف	ویژگی	تعریف
B1	دامنه پیک سیستول	B9	عرض پالس در 1/2 دامنه پیک سیستول در یک سیکل
B2	دامنه نقطه خمیدگی	B10	نسبت دامنه پیک سیستول به دامنه دیکروتیک ناچ
B3	عرض سیکل	b1i	محل پیک سیستول در کل سیگنال
B4	عرض مشتق اول سیکل	B1ind	محل پیک سیستول در یک سیکل
B5	مساحت سیکل	B2ind	محل نقطه خمیدگی در یک سیکل
B6	فاصله بین دو پیک سیستول متوالی	PWV	سرعت حرکت نبض (m/s)
B7	فاصله بین پیک سیستول و انتهای سیکل	SI	ضریب سفتی عروق که حاصل تقسیم قد داوطلب بر زمان گذار نبض است. $SI = \text{Height}/PTT$
B8	تفاوت دامنه ماکزیمم و مینیمم در مشتق اول سیکل	PTT	زمان گذار نبض
Vascular Res.		مقاومت سیستم عروقی که معادل نسبت مساحت در بخش سیستول به مساحت در بخش دیاستول در یک سیکل مشخص است. $VasRes = S_{sys}/S_{dia}$	

¹ Trimmed Mean

² Skewness



(شکل-۴): سیگنال PPG و مشتق نخست آن در این پژوهش. B1 تا B9 پارامترهای تعریف شده در هر سیکل هستند.
(Figure-4): PPG signal and the first derivative of it in this research. B1 – B9 are extracted features from each cycle

انتخاب الگوریتم های متفاوت برای آموزش شبکه استفاده شد. علاوه بر آن برای کاهش اثر حالت تصادفی در تخمین خروجی شبکه که به دلیل انتخاب وزن تصادفی شکل می گیرد، از یک حلقه بیست تایی برای اجرای شبکه استفاده شده است و در نهایت خطای به دست آمده برای هر حالت، میانگین خطای این بیست اجرا است. در این شبکه عصبی با تغییر الگوریتم آموزش شبکه، نتایج متفاوتی به دست آمد. در نهایت تابع آموزش گرادیان نزولی با استفاده از مومنتوم و یادگیری انطباقی کمترین مقدار خطا (MSE) مطابق با میانگین انحراف معیار استاندارد AAMI SP10 را داشته است. این استاندارد، استاندارد اختصاصی بررسی صحت کارکرد دستگاه های اندازه گیری فشارخون غیر تهاجمی است. بهترین نتیجه حاصل از شبکه عصبی پیش رو در قسمت نتایج در جدول (۲) گزارش شده است.

۴-۲- تخمین فشارخون با استفاده از شبکه

عصبی مصنوعی

یکی از روش های کارآمد در حل مسائل پیچیده، استفاده از شبکه عصبی است. شبکه های عصبی با توانایی قابل توجه خود در استنتاج نتایج از داده ها در استخراج و شناسایی الگوهای پیچیده و غیرخطی می توانند استفاده شوند. در این پژوهش پس از استخراج ویژگی و نرمال سازی ماتریس ویژگی ها، این ماتریس به عنوان ورودی شبکه عصبی و مقادیر فشارخون اندازه گیری شده به عنوان خروجی مطلوب شبکه عصبی در نظر گرفته شده اند. یکی از شبکه های عصبی معمول و پر استفاده، شبکه عصبی پیش رو است که ما در این پژوهش از آن به عنوان یک مرجع مقایسه استفاده کرده ایم. به این منظور یک شبکه عصبی پیش رو با دو لایه پنهان با تعداد نرون ۱۰ و ۵ و با

(جدول-۲): مقایسه بهترین نتایج به دست آمده از سه شبکه عصبی پیش رو، شعاعی و رگرسیون عمومی.

(Table-2): Comparison between the best results, obtained from Feedforward Neural Network, RBF Neural Network and General Regression Neural Network (GRNN).

	Spread	MSE (%)	Systole Pressure Error (mm Hg)		Diastole Pressure Error (mm Hg)	
			Mean	STD	Mean	STD
Feed Forward	-	1.6	6.4	0.89	6.4	0.25
RBF	2.3	0.15	1.18	0.11	0.06	0.55
GRNN	0.55	0.06	0.11	1.18	0.15	2.3

جدیدی مورد بررسی قرار گیرد. به این دلیل (و همچنین برای جبران کمبود حجم دادگان) از روش K-Fold Cross Validation در آموزش شبکه‌های RBF و GRNN استفاده کردیم. در این روش کل داده‌ها به k قسمت مساوی تقسیم می‌شوند و تعداد $k-1$ قسمت به‌عنوان داده آموزش و یک قسمت به‌عنوان داده آزمون در نظر گرفته می‌شود. این فرآیند k بار تکرار می‌شود و هر بار یکی از دسته‌ها به‌عنوان داده آزمون استفاده می‌شود.

در این پژوهش با احتساب ثبت چهار بازه سیگنال برای هر فرد و داشتن دادگان بیست داوطلب، در مجموع هشتاد بازه ثبت‌شده سیگنال PPG به‌دست آمد. بنابراین در عمل در هر مرحله K-Fold Cross Validation داده‌های چند داوطلب به‌طور کامل (به‌عنوان مجموعه آزمون) از مرحله آموزش تخمین‌گرها کنار گذاشته می‌شود. به‌عنوان مثال با در نظر گرفتن $k\text{-Fold}=10$ ، داده‌های دو داوطلب به‌طور کامل برای ارزیابی شبکه مورد استفاده قرار می‌گیرد.

مقایسه بهترین نتایج از هر سه شبکه در جدول (۲) آورده شده است. در شکل (۵) نیز مقادیر فشارخون اندازه‌گیری شده و نیز مقادیر تخمین‌زده شده توسط شبکه‌های عصبی در بهترین حالت برای مقایسه بهتر آورده شده‌اند. شکل (۵) نشان می‌دهد که شبکه پیش رو در بیش تر موارد نتوانسته است مقادیر فشارخون را به‌درستی و با اختلاف اندک تخمین بزند؛ این در صورتی است که شبکه RBF نتایج به مراتب بهتری عرضه می‌کند و جز در چند مورد بقیه مقادیر فشارخون را با اختلاف اندک تخمین زده است. در نهایت شبکه GRNN در $Fold = 10$ (معادل هجده نفر به‌عنوان آموزش و دو نفر به‌عنوان آزمون) و $Spread = 0.55$ کمترین میانگین و انحراف معیار خطا را فراهم کرده است. خطای این شبکه در بهترین حالت، در تخمین فشار سیستول 1.8 ± 0.11 میلی‌متر جیوه و در تخمین فشار دیاستول 2.3 ± 0.15 میلی‌متر بوده است.

با توجه به اینکه در توضیحات قبل مشخص شد که شبکه GRNN نتایج مناسبتری را ارائه می‌دهد، در جدول (۳) نتایج شبکه GRNN به‌ازای دسته‌بندی‌های مختلف در روش cross-validation نشان داده شده است. اهمیت این جدول در این است که استقلال این روش از کالیبراسیون فردی و قدرت تخمین روش پیشنهادی در این پژوهش را نشان می‌دهد. در واقع هر یک از ردیف‌های این جدول مربوط به کنار گذاشتن دادگان یک سری از داوطلبان از مجموعه آموزشی شبکه

برای دستیابی به نتایج دقیق‌تر، دو شبکه عصبی شعاعی^۱ (RBF) و رگرسیون عمومی^۲ (GRNN) نیز مورد آزمون واقع شدند. این شبکه‌ها به‌دلیل تمرکز نوروها بر محدوده عملکردی خاص از طریق توابع شعاعی اغلب دارای فرآیند یادگیری و آماده‌سازی سریع‌تری هستند. بهترین نتایج به‌دست‌آمده از این شبکه‌ها نیز در جدول (۲) نشان داده شده است.

۳- نتایج آزمایش‌ها

در این پژوهش دستگاهی برای اندازه‌گیری غیرتهاجمی فشارخون مبتنی بر روش فتوپلتیسموگرافی و با استفاده از دو حسگر نوری بر روی میچ و انگشت دست طراحی و مورد آزمون قرار گرفت. از هر داوطلب چهار بازه سه‌دقیقه‌ای سیگنال PPG و چهار فشارخون معادل این بازه‌ها ثبت شد. پس از مراحل حذف نوفه و استخراج ویژگی، ماتریس ویژگی نهایی تعیین و به‌عنوان ورودی به شبکه تخمین‌گر داده شد. برای انتخاب مدل تخمین‌گر مناسب به این نکته توجه شده است که در استاندارد دستگاه‌های فشارخون غیرتهاجمی^۳، دستگاهی مطلوب خواهد بود که در چند اندازه‌گیری فشارخون، میانگین خطای کمتر از پنج میلی‌متر جیوه و انحراف معیار خطای کمتر از هشت میلی‌متر داشته باشد.

برای تخمین‌گر، شبکه عصبی پیش رو در کنار شبکه‌های RBF و GRNN مورد بررسی قرار گرفتند. با تغییر میزان انبساط و انقباض توابع شعاعی مورد استفاده (پارامتر Spread) در دو شبکه اخیر مصالحه‌ای بین قدرت تخمین‌پذیری و قدرت تفکیک این شبکه‌ها برای حصول به نتیجه مطلوب می‌توان به‌وجود آورد. در این پژوهش مقادیر مختلف Spread مورد بررسی قرار گرفته‌اند (جدول (۳)). مقدار مناسب برای پارامتر Spread به‌نحوی انتخاب شده است که شبکه در تخمین مقادیر فشارخون کل داده‌ها کمترین خطا را داشته باشد. همچنین یکی از اهداف این پژوهش، ارائه روشی بود که نتایج آن وابستگی به فرد نداشته باشند و به‌عبارت دیگر نیاز به کالیبراسیون فردی مرتفع شود. به این منظور لازم بود که خطای حاصل از استفاده از یک تخمین‌گر آموزش‌داده‌شده روی دادگان یک سری از افراد، روی داده فرد

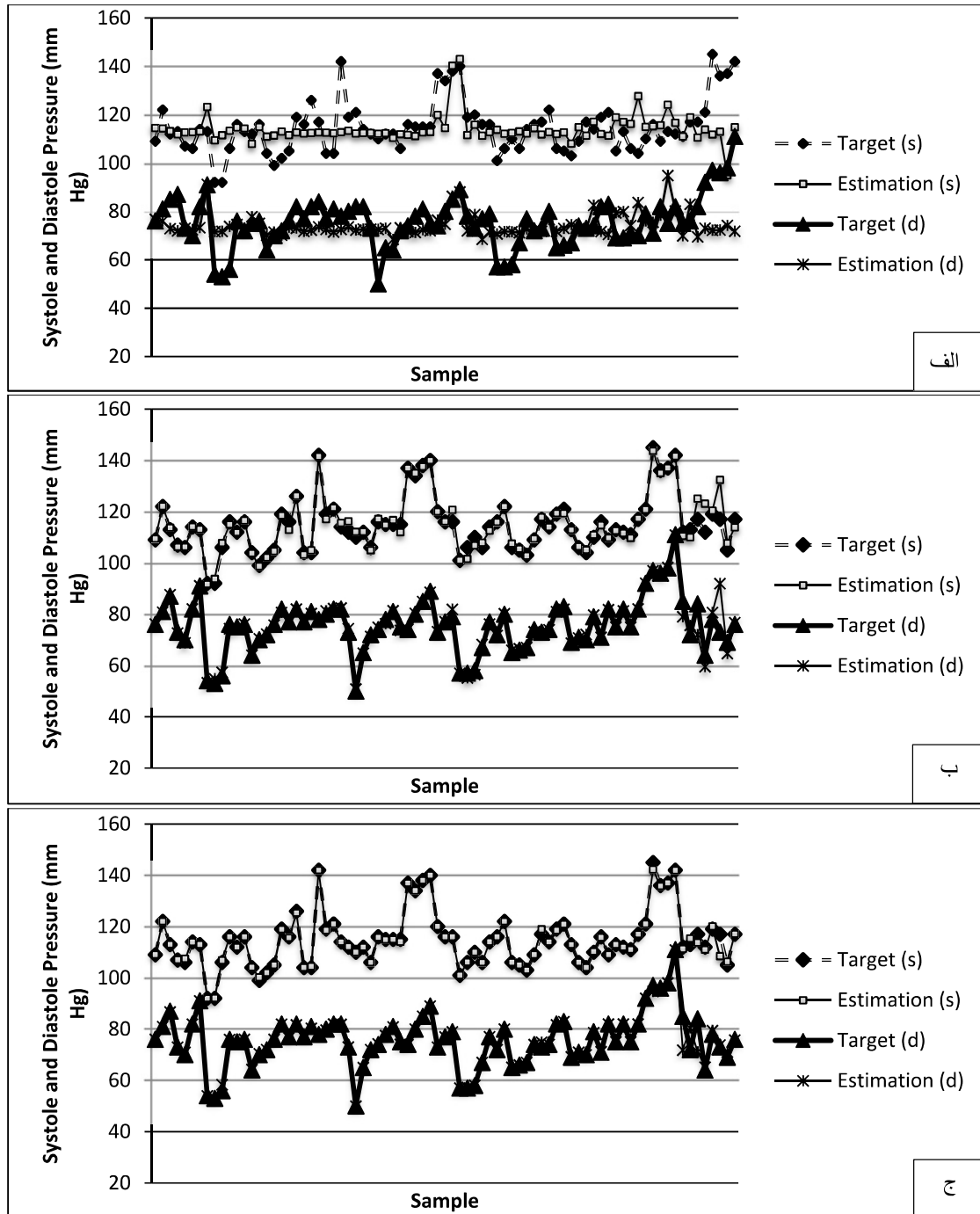
¹ Radial Basis Function Neural Network

² General Regression Neural Network

³ AAMI SP10

بهبتری حاصل خواهد شد و دوم این که حتی در بدترین شرایط نیز نتایج تخمین شبکه GRNN در محدوده موردنظر استاندارد دستگاه‌های اندازه‌گیری فشار غیرتهاجمی قرار می‌گیرد.

تخمین‌گر است. به‌عنوان مثال ردیف نخست ($k\text{-fold}=2$) نشان می‌دهد که داوطلبان به دو قسمت تفکیک شده‌اند و بنابراین دادگان ده داوطلب به‌طور کامل برای آزمون شبکه کنار گذاشته شده‌اند. نتایج جدول (۳) و شکل (۶) نشان می‌دهد نخست این که هر چه تعداد دادگان آموزش بیشتر شود، نتایج



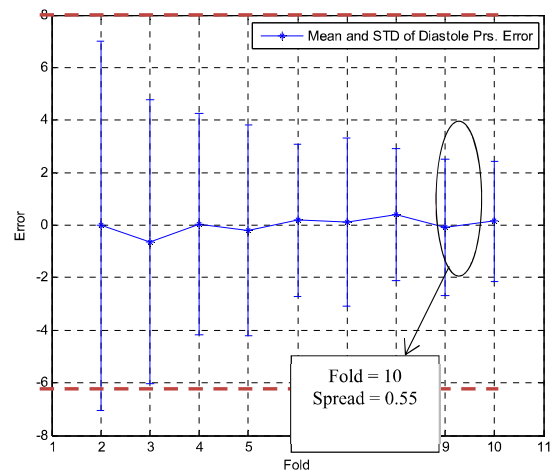
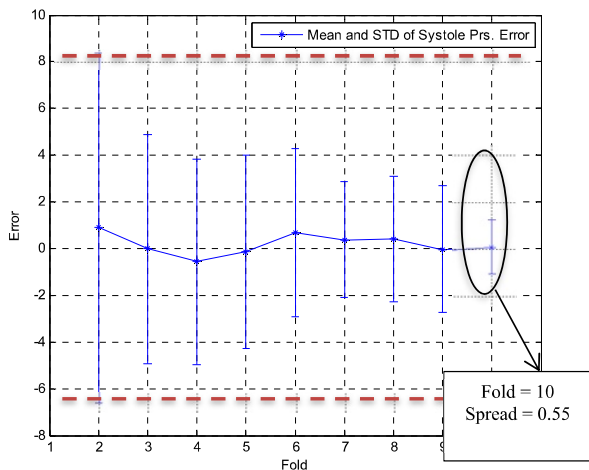
(شکل-۵): نمودار مقادیر فشار خون سیستول (Target (s)) و دیاستول (Target (d)) اندازه‌گیری‌شده و مقادیر تخمین‌زده‌شده فشار سیستول (Estimation (s)) و دیاستول (Estimation (d)) توسط الف) شبکه عصبی Feedforward (ب) شبکه عصبی RBF و ج) شبکه عصبی GRNN. نتایج نشان می‌دهد که شبکه عصبی GRNN به‌خوبی توانسته مقادیر هدف را دنبال کند و خطای نزدیک به صفر در تخمین نتایج داشته است. (Figure-5): The chart of Target and Estimated Systole and Diastole blood pressures : (Target(s)), (Target(d)), (Estimation(s)) and (Estimation(d)). These values were computed from a) Feedforward Neural Network, b) RBF Neural Network and c) General Regression Neural Network (GRNN). General Regression Neural Network has the best results.

(جدول-۳): مقادیر MSE محاسبه شده بین فشارخون Target و فشارخون تخمین زده شده توسط شبکه عصبی GRNN

در Spread های متفاوت

(Table-3): The Mean Square Error (MSE) computed for Estimated blood pressures obtained from General Regression Neural Network (GRNN) as a result of Spread changes

K-Fold	Optimum Spread	MSE (%)	Systole Pressure Error		Diastole Pressure Error	
			Mean	STD	Mean	STD
2	0.86	0.3	0.9	7.5	-0.02	7.04
3	0.7	0.8	-0.01	4.9	-0.63	5.4
4	0.7	0.17	-0.57	4.41	0.05	4.21
5	0.7	0.14	-0.15	4.14	-0.2	4.01
6	0.7	0.14	0.68	3.6	0.19	2.9
7	0.55	0.11	0.38	2.5	0.11	3.2
8	0.55	0.09	0.4	2.7	0.4	2.5
9	0.55	0.08	-0.03	2.7	-0.09	2.6
10	0.55	0.06	0.11	1.18	0.15	2.3



(شکل-۶): نمودار میانگین و انحراف معیار خطای تخمین مقادیر فشار سیستول (سمت چپ) و دیاستول (سمت راست)، بر حسب میلی‌متر جیوه. محور افقی مقادیر K در روش K-Fold Cross Validation را نشان می‌دهد. در K-Fold = 10 و Spread = 0.55 بهترین نتیجه فراهم شده است. خط چین‌ها محدوده انحراف معیار مجاز در استاندارد AAMI SP10 را نشان می‌دهند.

(Figure-6): Mean and Standard Deviation values, which is computed between estimated and Target blood Pressures (the left hand Systole values and the right hand Diastole values) in mmHg. Horizontal axis demonstrated different K-Folds in K-Fold Cross validation method. The best result was computed in K-Fold=10 and Spread = 0.55. Dashed lines show Standard Deviation margins for computed errors, based on AAMI SP10 standard in safety and requirements of medical equipments.

غیرتهاجمی و کم‌حجم برای اندازه‌گیری فشارخون است. این دستگاه به‌علت نداشتن کاف و فرآیند پمپاژ هوا، در فواصل زمانی کوتاه‌تر از سایر دستگاه‌های غیرتهاجمی معمول، می‌تواند به‌کار گرفته شده و فشارخون را اندازه‌گیری کند که مزیتی در استفاده از آن است. بستن کاف به دور دست بیمار علاوه بر آزار بیمار، در استفاده طولانی مدت موجب آسیب عروق محل اندازه‌گیری فشار می‌شود. از این رو حذف آن از

۴- بحث و نتیجه‌گیری

در این پژوهش، تخمین‌گری مناسب برای تخمین فشارخون (سیستول و دیاستول) با استفاده از هفده ویژگی مستخرج از مورفولوژی سیگنال PPG (جدول (۱)) و پارامتر PTT، پیشنهاد شد. صحت و دقت فشارخون تخمین‌زده‌شده (جدول (۲))، نشان‌دهنده ارتباط مستقیم و نزدیک سیگنال نبض با فشارخون و نیز پتانسیل این روش در ساخت دستگاه

- [5] YounessiHeravi Mohamad Amin, Khalilzade Mohamad Ali, "Designing and Constructing an Optical System to measure Continuous and Cuffless Blood Pressure Using Two Pulse Signals", Iranian Journal of Medical Physics, Vol. 10, no. 4 (2014): 215-223.
- [6] McCombie, Devin B., Andrew T. Reisner, and H. Harry Asada. "Adaptive blood pressure estimation from wearable PPG sensors using peripheral artery pulse wave velocity measurements and multi-channel blind identification of local arterial dynamics." In *Engineering in Medicine and Biology Society, 2006. EMBS'06. 28th Annual International Conference of the IEEE*, pp. 3521-3524. IEEE, 2006.
- [7] Shahabi Mina, Nafisi Vahid Reza, Pak Fateme, "Prediction of Intradialytic Hypotention Using PPG Signal Features", 22nd Iranian Conference on Biomedical Engineering, Tehran, November 25-27, 2015.
- [۸] خلیل زاده محمد علی، دوستدار نوقابی حجت، ارزیابی خورنسانی به بافت در ناحیه عضلات دوزنقه با تحلیل موجک سیگنال حجم سنجی نوری به کمک شبکه عصبی، پردازش علائم و داده‌ها، ۱۳۹۵، جلد ۱۳ (۲): ۲۵-۳۳.
- [8] Khalilzade M A, DustdarNughabi H, "Evaluation of blood perfusion of the trapezius muscle with wavelet analysis of photoplethysmography signal using neural network", JSDP, 2016, vol. 13 (2): 25-33.
- [۹] شهابی مینا، پایان‌نامه کارشناسی ارشد، گروه مهندسی پزشکی، پژوهشکده برق و مخابرات، سازمان پژوهش‌های علمی و صنعتی ایران.
- [9] Shahabi Mina, Msc Thesis, Biomedical Group, E&IT Department, Iranian Research Organization for Science and Technology (IROST).
- [10] Wang, K, Q., L. S. Xu, L. Wang, Z. G. Li, and Y. Z. Li. "Pulse baseline wander removal using wavelet approximation." In *Computers in Cardiology, 2003*, pp. 605-608. IEEE, 2003.
- [11] Shahabi Mina, Nafisi Vahid Reza, Pak Fateme, "Prediction of Intradialytic Hypotention Using PPG Signal Features", 22nd Iranian Conference on Biomedical Engineering, Tehran, November 25-27, 2015.
- [12] Shahabi Mina, Nafisi Vahid Reza, Pak Fateme, "Prediction of Intradialytic Hypotention Using PPG Signal Features", 22nd Iranian Conference on Biomedical Engineering, Tehran, November

دستگاه اندازه‌گیری سبب سهولت استفاده از دستگاه توسط بیمار و کاربر خواهد بود؛ از طرفی استفاده از روش‌های استخراج ویژگی کارآمد در افزایش دقت نتایج اندازه‌گیری فشارخون تأثیرگذار خواهد بود. هر چه در مرحله تشخیص سیکل‌ها، پیک سیستول و محاسبه پارامتر PTT و سایر پارامترهای مرتبط از سیگنال PPG، از الگوریتم‌های توانمندتری استفاده شود، نتایج نهایی قابل اعتمادتر خواهد بود. با مقایسه نتایج پژوهش‌های مشابه در سال‌های اخیر و مقادیر خطای به‌دست‌آمده از آنها، به نظر می‌رسد در یک راستابودن حس‌گرهای ثبت سیگنال حائز اهمیت است و موجب بهبود نتیجه و روند تخمین مقادیر فشارخون خواهد شد.

در بسیاری از مطالعات نیاز به کالیبراسیون فردی برای حصول به نتایج دقیق در اندازه‌گیری مورد تأکید قرار گرفته است. در این پژوهش نیز ابتدا با فرض نیاز به انجام کالیبراسیون فردی، ثبت سیگنال PPG در حالت‌های مختلف فیزیولوژیک (حالت نشسته و ایستاده) انجام شد؛ اما از آنجا که در استفاده از روش cross validation در دسته‌بندی‌های مختلف، هر بار داده‌های چند داوطلب به‌طور کامل کنار گذاشته شده و با داده‌های دیگر داوطلبان، شبکه عصبی را آموزش داده‌ایم، نتایج حاصل نشان داد که مدل طراحی‌شده برای تخمین فشارخون، به‌علت داشتن پارامترهای متعدد از سیگنال PPG به داده‌های فرد حساس نیست و نیازی به کالیبراسیون فردی ندارد و این یک مزیت برای تخمین‌گر محسوب می‌شود.

5- References

۵- مراجع

- [1] Shelley, Kirk H. "Photoplethysmography: beyond the calculation of arterial oxygen saturation and heart rate." *Anesthesia & Analgesia* 105, no. 6 (2007): 31-36.
- [2] Alnaeb, Mohamad E., Nasser Alobaid, Alexander M. Seifalian, Dimitri P. Mikhailidis, and George Hamilton. "Optical techniques in the assessment of peripheral arterial disease." *Current vascular pharmacology* 5, no. 1 (2007): 53-59.
- [3] Tamura, Toshiyo, Yuka Maeda, Masaki Sekine, and Masaki Yoshida. "Wearable photoplethysmographic sensors—past and present." *Electronics* 3, no. 2 (2014): 282-302.
- [4] Kamalzade Shiva, Thesis "PTT-Based Method for Noninvasive Beat-to-Beat Estimation of Systolic and Diastolic Blood Pressure", 2016.



مینا شهابی تحصیلات مقطع کارشناسی خود را در دانشگاه شاهد در رشته مهندسی پزشکی گرایش بالینی در سال ۱۳۹۰ و تحصیلات مقطع کارشناسی ارشد خود را در رشته مهندسی پزشکی گرایش بیوالکتریک در سازمان پژوهش‌های علمی و صنعتی ایران و در سال ۱۳۹۵ به اتمام رساند. وی در حال حاضر در سازمان پژوهش‌های علمی و صنعتی ایران به‌عنوان پژوهش‌گر حوزه پردازش سیگنال‌های حیاتی همکاری می‌کند. سایر حوزه‌های پژوهشی مورد علاقه ایشان هوش مصنوعی و داده‌کاوی است.

shahabi87_m@yahoo.com



وحیدرضا نفیسی تحصیلات خود را در مقطع دکترا در دانشگاه صنعتی امیرکبیر در رشته مهندسی پزشکی گرایش بیوالکتریک به اتمام رساند. از سال ۱۳۸۰ نیز به‌عنوان عضو هیئت علمی در سازمان پژوهش‌های علمی صنعتی ایران مشغول به فعالیت بوده است. حوزه فعالیت ایشان ابزار دقیق (به‌خصوص در زمینه تجهیزات دیالیز و تنفس مصنوعی) و پردازش سیگنال‌های حیاتی است. نشانی رایانامه ایشان عبارت است از:

vr_nafisi@irost.org

