

The Noninvasive Measurement of Hemoglobin by Light Sources in Various Wavelengths

S. Heidary¹, M. Sokout¹, B. Beigzadeh^{2*}

¹M.Sc Student, Mechanical Department, Mechanical Engineering Faculty, Iran University of Science & Technology, Tehran, Iran

²Assistant Professor, Mechanical Engineering Department, Iran University of Science & Technology, Tehran, Iran

Receipt in the Online Submission System: 28 July 2018, Received in Revised Form: 21 October 2018, Accepted: 29 October 2018

Abstract

Monitoring human body vital signs like heart rate, oxygen saturation and blood pressure, has a profound influence on recognition of cardiovascular diseases which are growing at unprecedented rate all over the world. In recent years, using imaging photoplethysmography (IPPG) signals is one of the most interesting issues among researchers to measure the vital signs of the human body. Decreasing the values of hemoglobin in blood, which is called Anemia, and it's more common among women, can be detected through the processing of the IPPG signals. In this article, the magnitude of hemoglobin level is measured by a suggested approach applied on the IPPG signals taken by means of a physical setup. To make the signals, after capturing video from the fingertip pulse of index right finger with various light sources in wavelengths consisting of white, 520nm and 980nm; the IPPG signals will be accessible as a result of applying the proposed algorithm on the videos. In the next step, providing appropriate signals to the implementation of the regarded method, the signals are preprocessed. Considering physics-based models, the time domain features are extracted. In the final step, utilizing the support vector regression, accuracy of the prediction is 82%, which is shown reliability, repeatability, and reproducibility of the designed configuration.

Keywords: *Vital Signs, Cardiovascular Diseases, IPPG Signals, Hemoglobin, Wavelengths*

*Corresponding Author

Address: Department of Mechanical Engineering, Iran University of Science and Technology, P. O. Box: 16765163, Tehran, Iran

Tel: +98-21-77240094

Fax: +98-21-77240488

E-mail: b_beigzadeh@iust.ac.ir

اندازه‌گیری غیرتهاجمی میزان غلظت خون با استفاده از منابع نوری با طول موج‌های مختلف

سید حمیدرضا حیدری^۱، محمدسجاد سکوت^۱، برهان بیگزاده^{۲*}

^۱ دانشجوی کارشناسی ارشد مهندسی مکانیک، دانشکده‌ی مهندسی مکانیک، دانشگاه علم و صنعت ایران، تهران

^۲ استادیار، دانشکده‌ی مهندسی مکانیک، دانشگاه علم و صنعت ایران، تهران

تاریخ ثبت در سامانه: ۱۳۹۷/۵/۶، بازنگری: ۱۳۹۷/۷/۲۹، پذیرش قطعی: ۱۳۹۷/۸/۷

چکیده

با توجه به رشد بیماری‌های قلبی و عروقی در جهان، مانیتورینگ علائم حیاتی بدن، مانند ضربان قلب، درصد اکسیژن و فشار خون، به امری ضروری بدل شده است. در سال‌های اخیر، استفاده از سیگنال فوتوپلتیسموگرافی تصویری برای اندازه‌گیری علائم حیاتی، همواره یکی از موضوع‌های مورد علاقه‌ی محققان بوده است. بیماری آنمی یا کم‌خونی یکی از بیماری‌های شایع، به خصوص در میان زنان، به شمار می‌رود که ناشی از کاهش مقدار هموگلوبین خون می‌باشد. در این مقاله، با استفاده از روش فوتوپلتیسموگرافی تصویری، که روشی نوین برای شناخت انواع مختلف بیماری‌ها است، میزان درصد هموگلوبین خون، با یک مقدار مطلوب، توسط بستر فیزیکی ساخته شده و اجرای الگوریتم پیشنهاد داده شده، تخمین زده می‌شود. در این روش، ابتدا از نبض قابل مشاهده‌ی نوک انگشت اشاره‌ی انسان، به کمک منابع تامین کننده‌ی نور، با طول موج‌های سفید، ۵۲۰ و ۹۸۰ نانومتر، فیلم‌برداری شده است. در مرحله‌ی بعد، پس از به دست آوردن سیگنال‌های نبض با توجه به منابع نوری با طول موج معین، عمل پیش‌پردازش روی سیگنال‌ها انجام شده و بر اساس سیگنال فوتوپلتیسموگرافی به دست آمده از تصاویر، ویژگی‌های زمانی مبتنی بر فیزیک مساله، استخراج شده است. در مرحله‌ی نهایی، به کمک برازش منحنی ماشین بردار پشتیبان، پیش‌بینی با دقت ۸۲ درصد انجام شده که خود تاییدی بر صحت و درستی پیاده‌سازی الگوریتم پیشنهادی، با توجه به بستر فیزیکی ساخته شده، می‌باشد.

کلیدواژه‌ها: علائم حیاتی، بیماری‌های قلبی و عروقی، سیگنال فوتوپلتیسموگرافی تصویری، هموگلوبین، طول موج

* نویسنده مسئول

نشانی: دانشکده‌ی مهندسی مکانیک، دانشگاه علم و صنعت ایران، تهران، ایران، کد پستی: ۱۶۷۶۵۱۶۳

تلفن: ۷۷۲۴۰۰۹۴ (۲۱) ۹۸+

دورنگار: ۷۷۲۴۰۴۸۸ (۲۱) ۹۸+

پست الکترونیکی: b_beigzadeh@iust.ac.ir

۱- مقدمه

اندازه‌گیری علائم حیاتی بدن، مانند ضربان قلب، درصد اکسیژن خون و فشار خون، برای آگاهی از وضعیت اولیه‌ی بیمار، به عنوان یکی از مهم‌ترین مراحل تشخیص بیماری شناخته می‌شود. برای اندازه‌گیری این علائم، روش‌های مختلفی در نظر گرفته شده است که به طور کلی می‌توان آن‌ها را به دو دسته‌ی تهاجمی^۱ و غیرتهاجمی^۲ تقسیم نمود [۱][۲]. یکی از مهم‌ترین علائمی که با این روش‌ها قابل اندازه‌گیری است، آنمی یا کم‌خونی می‌باشد. استفاده از تست سی‌بی‌سی^۳، یکی از روش‌های تهاجمی برای اندازه‌گیری مقدار هموگلوبین موجود در خون می‌باشد. در این روش، ابتدا ۳ میلی‌لیتر خون از بیمار گرفته شده و تعداد گلبول‌های قرمز موجود در آن، با روش‌های مختلف به کمک میکروسکوپ شمرده می‌شود. وجود یا عدم وجود آنمی، از روی تعداد گلبول‌های قرمز، قابل تشخیص می‌باشد [۳]. از دیگر روش‌های تهاجمی موجود برای تشخیص آنمی، می‌توان به استفاده از تست‌های هموگلوبین اشاره کرد. در این روش، مقدار اندکی خون با یک لوله‌ی موئینه از انگشت گرفته شده، روی یک نوار، که با هموگلوبین واکنش می‌دهد، قرار داده شده و یک الکتروود، جریان الکتریکی عبوری را ثبت می‌کند. بنابراین، هرچه مقدار هموگلوبین بیش‌تر باشد، مقدار جریان عبوری نیز بیش‌تر است [۴][۵]. از مزایای روش‌های تهاجمی، می‌توان به دقیق‌تر بودن نتایج، صحت و درستی کامل آن‌ها اشاره کرد، اما به دلیل ماهیت تهاجمی و آسیب دیدن بدن، استفاده از روش‌های غیرتهاجمی برای اندازه‌گیری علائم حیاتی بدن، مورد استقبال بیش‌تری قرار گرفته است. فوتوپلتیسموگرافی^۴، یک روش غیرتهاجمی برای تشخیص تغییرات حجم خون و یا مواد تشکیل‌دهنده‌ی آن است [۶]. از رایج‌ترین کاربردهای سیگنال فوتوپلتیسموگرافی، می‌توان به استفاده از آن در دستگاه‌های پالس‌اکسی‌متر^۵، که میزان درصد اکسیژن خون را به صورت غیرتهاجمی اندازه‌گیری می‌کند، اشاره کرد. استخراج این سیگنال بر اساس قانون بییر-لامبرت^۶ است که طبق آن، میزان جذب نور با طول موجی مشخص توسط یک ماده، با غلظت و ضخامت آن ماده در ارتباط می‌باشد [۷]. هم‌چنین، از این قانون در دستگاه‌های مانیتورینگ^۷، از جمله دستگاه مانیتورینگ نیرو^۸، برای اندازه‌گیری سیگنال فشار و جریان خون و در

دستگاه پالس‌اکسی‌متر، برای اندازه‌گیری درصد اکسیژن خون استفاده می‌شود [۸-۱۰].

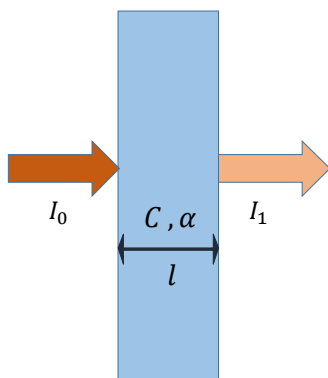
روش‌های غیرتهاجمی بسیاری برای پیش‌بینی مقدار هموگلوبین خون، به کمک منابع نوری با طول موج‌های مختلف، مورد استفاده قرار گرفته است. یکی از این روش‌ها، طراحی یک پروب انگشتی است که در آن ۶ ال‌ای‌دی^۹ با طول موج‌های ۶۳۰، ۶۶۰، ۶۸۰، ۷۷۰، ۸۸۰ و ۱۳۰۰ نانومتر، برای پوشش بازه‌ی نور قرمز تا مادون‌قرمز^{۱۰}، به کار رفته که با تحریک اجزای خون توسط فوتوسل‌های^{۱۱} مربوطه، نور عبوری از انگشت را دریافت می‌کند [۱۱]. در یک ساختار دیگر، آزمایشی روی ۴۱ نفر با استفاده از ۳ ال‌ای‌دی با طول موج‌های ۸۱۰، ۶۷۰ و ۱۳۰۰ نانومتر، تکرار شده است [۱۲]. در نهایت، با استفاده از روش‌های ذکر شده و با به کارگیری ال‌ای‌دی‌های مذکور، دستگاه اکسی‌ترو^{۱۲} جهت اندازه‌گیری هموگلوبین خون و تشخیص آنمی، ساخته شده است [۱۳]. هم‌چنین، در ایران نیز پژوهش‌هایی در زمینه‌ی تشخیص هموگلوبین به صورت غیرتهاجمی صورت گرفته است که از آن جمله می‌توان به پژوهشی با استفاده از ال‌ای‌دی‌هایی با طول موج‌های ۹۵۰، ۶۶۰، ۵۹۰ و ۵۲۰ نانومتر، برای تشخیص هموگلوبین اشاره کرد [۱۴]. یکی از روش‌هایی که در سال‌های اخیر مورد توجه محققان قرار گرفته است، استفاده از سیگنال فوتوپلتیسموگرافی تصویری می‌باشد. بر خلاف روش‌های پیشین، که در آن فوتوسل‌ها وظیفه‌ی دریافت نور عبوری را برای تعیین میزان یک نوع خاص از ماده، با توجه به طول موج تابیده شده، بر عهده داشتند، در روش سیگنال فوتوپلتیسموگرافی تصویری، برای دریافت نور، از یک دوربین استفاده شده است. از مزیت‌های این روش، می‌توان به دریافت نور در قسمت‌های بیش‌تر به جای دریافت تک‌نقطه در فوتوسل، عدم لزوم تماس سنسور با پوست برای اندازه‌گیری دقیق، استفاده از تکنیک‌های پردازش تصویر در سیگنال دو یا سه‌بعدی حاصل از تصاویر، دسترسی آسان، همه‌گیر بودن دوربین و ... اشاره کرد [۱۷-۱۵]. با استفاده از این روش، از طریق پردازش تصاویر چشم، که در آن رگ‌های چشم قابل تشخیص است، می‌توان وجود و شدت آنمی را مشخص کرد [۱۸]. با استفاده از روش سیگنال فوتوپلتیسموگرافی تصویری، وجود زردی در نوزادان، از طریق پردازش تصویر رنگ ادرار و رنگ پوست،

^۱ Monitoring Devices^۲ Task Force Monitor^۳ LED^۴ Infrared^۵ Photocell^۶ Oxy True^۱ Invasive^۲ Non-Invasive^۳ CBC^۴ Photoplethysmography^۵ Pulse Oximeter^۶ Beer-Lambert Law

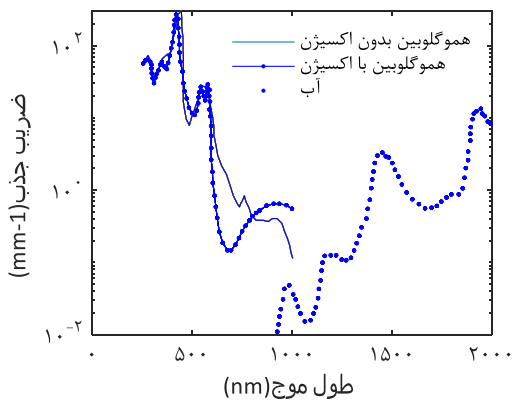
نشان داده شده است. این قانون، طبق رابطه‌ی (۱)، میزان جذب نور با طول موجی مشخص توسط یک ماده را با غلظت و ضخامت آن ماده، مرتبط می‌سازد.

$$I_{1\lambda} = I_{0\lambda} e^{-\alpha\lambda C l} \quad (1)$$

که در آن، $I_{1\lambda}$ میزان شدت نور، پس از عبور از ماده، $I_{0\lambda}$ میزان شدت نور، قبل از عبور از ماده، α ضریب جذب در یک طول موج خاص، C غلظت ماده، λ طول موج منبع نور و l ضخامت ماده می‌باشد. مقدار α به دو عامل طول موج نور و نوع ماده وابسته است. در نمودارهای شکل (۲)، مقدار ضریب جذب برای اجزای خون و آب، به صورت جداگانه نشان داده شده است.



شکل (۱) - قانون بیر-لامبرت



شکل (۲) - نمودار میزان جذب نوری هموگلوبین و آب

۲-۲- کاربرد ماشین‌های بردار پشتیبان در رگرسیون

الگوریتم ماشین بردار پشتیبان^۱، یک الگوریتم یادگیری ماشین نظارت شده است که بسیار دقیق و نیرومند عمل می‌کند. در ابتدا از این الگوریتم تنها برای دسته‌بندی داده‌ها استفاده می‌شد اما در ادامه با تعمیم آن، برای کاربردهای رگرسیون نیز مورد استفاده قرار گرفت [۲۱].

تشخیص داده شده و نتایج به دست آمده از این مطالعه، با نتایج روش‌های آزمایشگاهی اعتبارسنجی شده است [۱۹]. همچنین، نرخ ضربان قلب و درصد اکسیژن خون نیز به کمک پردازش تصویر و یک دوربین، اندازه‌گیری شده است [۲۰].

در این مقاله، با هدف اندازه‌گیری مقدار هموگلوبین خون برای تشخیص میزان کم‌خونی، ابتدا تئوری‌ها و روابط حاکم بر روش سیگنال فوتوپلتیسموگرافی تصویری، مورد مطالعه و بررسی قرار گرفت. سپس، دستگاهی برای فیلم‌برداری از نوک انگشت اشاره با استفاده از ال‌ای‌دی‌های سفید، ۵۲۰ و ۹۸۰ نانومتر، طراحی و ساخته شد. با استفاده از فیلم گرفته شده، که نبض نوک انگشت در آن مشهود است، آنالیزی با توجه به نوع ال‌ای‌دی‌های تابیده شده، برای افراد مختلف با بازه‌ی سنی متفاوت، انجام شد. پس از تبدیل فیلم‌ها به سیگنال‌های دو بعدی، ابتدا مراحل تمیز کردن سیگنال انجام شد، تا سیگنال خروجی برای به دست آوردن ویژگی‌های مطلوب، آماده شود. با پیشنهاد ویژگی‌های گرفته شده، که بر اساس فیزیک مساله می‌باشند و بحث روی نتایج به دست آمده از روش پیشنهاد شده، توانایی این دستگاه در اندازه‌گیری با دقت‌پذیری و تکرارپذیری بالا، مشخص گردید.

۲- اندازه‌گیری میزان هموگلوبین با استفاده از منابع نور

در این بخش، پس از مطالعه و بررسی قوانین حاکم بر تغییر حجم‌سنجی نوری، به منظور درک فیزیکی مساله، روابط موجود میان غلظت و ضخامت یک ماده، بر اساس منابع نوری تابیده شده بر اجزای خون عبوری از رگ‌های موجود در سر انگشت اشاره، ارائه شده است. در ادامه، با بیان تئوری‌های ماشین‌های بردار پشتیبان، چالش به دست آوردن بهینه‌ترین تابع، که بتواند میزان غلظت خون را از طریق پردازش سیگنال‌های دوبعدی به دست آمده از نبض، اندازه‌گیری کند، مطرح شده است.

۲-۱- تغییر حجم‌سنجی نوری

تغییر حجم‌سنجی نوری (فوتوپلتیسموگرافی)، روشی غیرتهاجمی برای تشخیص تغییرات حجم خون و یا مواد تشکیل دهنده‌ی آن است. یکی از کاربردهای مهم سیگنال فوتوپلتیسموگرافی، استفاده از آن در دستگاه‌های پالس‌اکسی‌متر، برای اندازه‌گیری غیرتهاجمی میزان درصد اکسیژن خون، می‌باشد. استخراج این سیگنال، بر اساس قانون بیر-لامبرت می‌باشد که در شکل (۱)

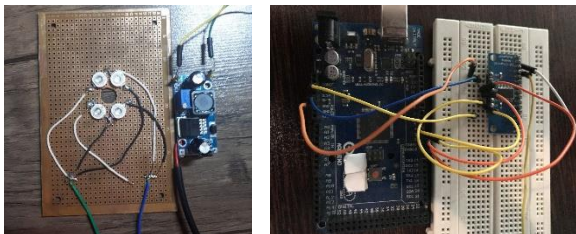
^۱ Support Vector Regression

۳- بستر فیزیکی طراحی شده جهت پیاده‌سازی روش پیشنهادی

برای اجرای تئوری‌های حاکم بر مسأله‌ی توضیح داده شده در قسمت قبل، ابتدا یک بستر فیزیکی طراحی و ساخته شده است. این بستر فیزیکی متشکل از ال‌ای‌دی‌هایی با طول موج‌های سفید، ۵۲۰ و ۹۸۰ نانومتر، یک دوربین فاقد فیلتر مادون قرمز برای فیلم‌برداری از نبض سر انگشت اشاره، مدارهای الکترونیکی مورد نیاز مانند تنظیم‌کننده‌ی جریان^۱ و ولتاژ^۲ جهت راه‌اندازی ال‌ای‌دی‌ها، برد آردینو^۳ و مالتی‌پلکسر^۴ و ... می‌باشد، که ساختار و جزئیات آن در شکل (۴) قابل مشاهده است. همان‌طور که در شکل (۴-ب) نشان داده شده است، هر کارت ال‌ای‌دی، شامل ال‌ای‌دی‌هایی با یک طول موج مشخص می‌باشد. در هر کارت، از هر طول موج، چهار عدد ال‌ای‌دی به گونه‌ای استقرار یافته‌اند که یک تقارن نوری را در منابع تابیده شده به سر انگشت، ایجاد کنند. انگشت شست دارای پاسخ بهتری نسبت به سایر انگشتان است، اما به دلیل قرارگیری مناسب‌تر انگشت اشاره روی دوربین موبایل، پایدار بودن دست و عدم لرزش آن هنگامی که انگشت اشاره روی دوربین جلو قرار دارد، رابطه‌ی استخراج شده از غلظت خون برای انگشت اشاره نتیجه‌ی بهتری خواهد داشت. هر کارت ال‌ای‌دی برای هر فرد، به مدت یک دقیقه روشن بوده و از انگشت اشاره‌ی فرد، در حالی که در وضعیت آرامش قرار داشته (دست کاملاً بی‌حرکت بوده و هیچ فشاری را تحمل نمی‌کند)، فیلم‌برداری می‌شود.



الف



ب

شکل (۴) - بستر فیزیکی ساخته شده برای اندازه‌گیری مقدار هموگلوبین

همان‌طور که در شکل (۳) نشان داده شده است، این روش در جستجوی خط یا ابر صفحه‌ای، که در معادله‌ی (۲) تعریف شده، بوده تا به وسیله‌ی آن داده‌های ورودی برازش شود و اختلاف مقادیر خروجی ماشین از هدف، نسبت به یک باند مشخص، کمینه گردد.

$$f(x) = W^T x + b \quad (2)$$

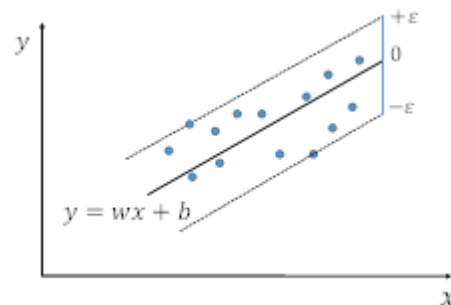
که در آن، x بردار متغیرهای ورودی، w بردار ضرایب، b ثابت تابع و $f(x)$ خروجی تابع است. برای مقادیر خروجی این ماشین، تابع جریمه به صورت رابطه‌ی (۳) تعریف می‌شود.

$$L_{\epsilon}(x, y, f) = f(x) = \begin{cases} 0 & \text{if } |y - f(x)| \leq \epsilon \\ |y - f(x)| - \epsilon & \text{otherwise} \end{cases} \quad (3)$$

که در آن، ϵ مقدار خطای مجاز برای رگرسیون است. در واقع، این الگوریتم به دنبال کم کردن مقادیر بزرگ‌تر از ϵ است که با مقدار تابع جریمه، کمینه شود. به کمک روش‌های بهینه‌سازی، رابطه‌ی (۴) حاصل می‌شود که با استفاده از آن، مقدار ماتریس ضرایب و ثابت b محاسبه می‌شود.

$$\begin{aligned} & \text{minimize } \frac{1}{2} \|W\|^2 + C \sum_{i=1}^N (\epsilon_i + \epsilon_i^*) \\ & \text{subject to } \begin{cases} f(x) - y_i \leq \epsilon + \epsilon_i \\ f(x) - y_i \leq \epsilon + \epsilon_i^* & i = 1, 2, \dots, n \\ \epsilon_i, \epsilon_i^* \geq 0 \end{cases} \end{aligned} \quad (4)$$

که در آن، $\|W\|^2$ نرم بردار وزن، ϵ_i, ϵ_i^* متغیرهای کمبود کمکی و پارامتر C ضریب تعادل پیچیدگی میان ماشین و تعداد نقاط تفکیک‌ناپذیر است که با سعی و خطا به دست می‌آید.



شکل (۳) - رگرسیون ماشین‌های بردار پشتیبان

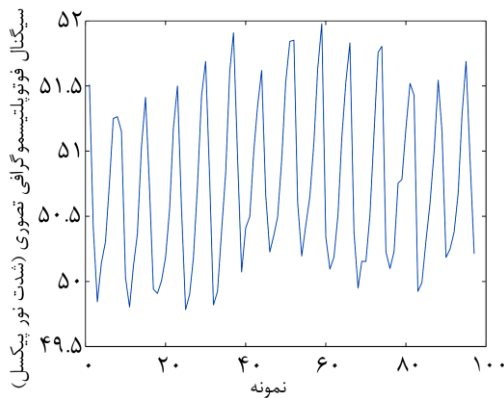
^۱ Arduino Board

^۲ Multiplexer

^۳ Current Regulator

^۴ Voltage Regulator

می‌گیرد. برای کنترل مدت زمان روشن بودن ال‌ای‌دی‌ها در این بازه‌ی مشخص، از برد آردینو و مالتی‌پلکسر استفاده شده است. سپس تصاویر ضبط شده، برای پردازش به کامپیوتر منتقل می‌شود. تصاویر ضبط شده به صورت RGB، با اندازه‌ی ۱۲۸۰×۷۲۰ و نرخ داده‌برداری ۳۰ فریم بر ثانیه، می‌باشند. در قسمت پردازش، برای تبدیل فیلم‌ها به سیگنال یک‌بعدی، پس از انتخاب یک نوار پیکسلی در مرکزیت تصویر، میانگین شدت پیکسل‌های پنجره، به عنوان نماینده‌ی آن نمونه، در نظر گرفته شده و با رسم این مقادیر در فریم‌های نمونه‌برداری دوربین، سیگنال مورد نظر ساخته خواهد شد. در شکل (۵)، نمونه‌ای از سیگنال یک‌بعدی ساخته شده از تصویر، نشان داده شده است.



شکل (۵) - سیگنال فوتولیتیسوموگرافی تصویری

استخراج ویژگی از سیگنال‌ها، بر اساس نتایجی که از رابطه‌ی (۱) به دست می‌آید، حاصل خواهد شد. می‌توان رابطه‌ی (۱) را به صورت رابطه‌ی (۵) بازنویسی کرد.

$$\ln\left(\frac{I_{1\lambda}}{I_{0\lambda}}\right) = -\alpha_{\lambda}[C]l \quad (5)$$

رابطه‌ی (۵) نشان می‌دهد که لگاریتم میزان تابش نور در حالت عدم حضور ماده، تقسیم بر تابش نور در حضور ماده، با مقدار ماده‌ای که نور از آن عبور کرده، رابطه‌ای خطی دارد. بنابراین، با تقسیم رابطه‌ی (۵)، برای حالت ۵۲۰ و ۹۸۰ نانومتر (به ترتیب نماینده‌ی هموگلوبین و آب)، رابطه‌ی (۶) به دست می‌آید.

$$\frac{\ln\left(\frac{I_{1520}}{I_{0520}}\right)}{\ln\left(\frac{I_{1980}}{I_{0980}}\right)} = \frac{-\alpha_{520}[C]l}{-\alpha_{980}[C]l} \quad (6)$$

برای محاسبه‌ی لگاریتم، می‌توان از رابطه‌ی (۷) استفاده کرد.

$$\begin{aligned} \ln\left(\frac{I_{1\lambda}}{I_{0\lambda}}\right) \\ = \ln(I_{1\lambda}) - \ln(I_{0\lambda}) \end{aligned} \quad (7)$$

یکی از چالش‌های موجود در فیلم‌برداری، استفاده از ال‌ای‌دی‌هایی با طول موجی کم‌تر از ۱۰۰۰ نانومتر است، چرا که اکثر دوربین‌های ارزان قیمت، قابلیت شناسایی نور با طول موجی بیش‌تر از این مقدار را ندارند و از ظرفی، استفاده از دوربین‌هایی که دارای این قابلیت باشند، ویژگی ارزان بودن بستر فیزیکی طراحی شده را زیر سوال خواهد برد.

با بررسی شکل (۲)، می‌توان دلیل انتخاب ال‌ای‌دی‌هایی با این طول موج را متوجه شد. همان‌طور که در این شکل نشان داده شده است، آب (ماده‌ی اصلی تشکیل دهنده‌ی پلاسما)، در طول موج‌هایی بالاتر از ۹۴۰ نانومتر، قابل رویت می‌باشد. از این‌رو، با انتخاب یک ال‌ای‌دی با طول موج ۹۸۰ نانومتر، تشخیص مقدار آب و به دنبال آن پلاسما‌ی خون، امکان‌پذیر خواهد بود. برای مد نظر قرار دادن اثرات هموگلوبین، باید در نمودار ضریب جذب-طول موج، در جستجوی نقطه‌ای بود که دارای خصوصیتی از قبیل ضریب جذب بالا برای هموگلوبین، ضریب جذب پایین برای آب و ضریب جذب یکسان برای هموگلوبین دارای اکسیژن و بدون اکسیژن، باشد. بنابراین، در این‌جا از ال‌ای‌دی ۵۲۰ نانومتر استفاده شده که هموگلوبین موجود در خون را تحریک کرده و اثرات آن در دوربین قابل مشاهده است. یکی دیگر از روش‌های تشخیص هموگلوبین، استفاده از نور سفید است که داخل آن باند پهنی از نور مرئی وجود داشته و این باند، هموگلوبین را به خوبی تحریک می‌کند. بنابراین، به کمک نور سفید و ال‌ای‌دی ۵۲۰ نانومتر، می‌توان اثرات مربوط به هموگلوبین را به خوبی در تصویر دوربین ذخیره کرد.

یکی از نکاتی که باید در انتخاب ال‌ای‌دی‌هایی با طول موج خاص، مورد توجه قرار گیرد، این است که فرستنده‌های تک‌موج موجود در بازار، دارای باندهای مرکزی طول موج اسمی می‌باشند. هر چه پهنای باند این فرستنده‌ها کم‌تر باشد، قیمت منابع نوری بیش‌تر می‌شود. با توجه به این موضوع، در این پژوهش تلاش شده است تا با استفاده از ال‌ای‌دی‌هایی با توان ۱ تا ۳ وات، که دارای پهنای باند مناسب و قیمت قابل توجیه هستند، بیش‌ترین دقت را به دست آورد.

پس از ساخت سخت‌افزار، نحوه‌ی عمل‌کرد سیستم، طراحی می‌شود. برای دریافت یک سیگنال پایدار و قابل اعتماد، ابتدا از افراد خواسته می‌شود تا به مدت ۱۰ دقیقه استراحت کرده و سپس انگشت خود را روی دوربین و ال‌ای‌دی‌های مستقر روی کارت، قرار دهند. برای ثبت ۲۰ پالس از نبض، با توجه به سرعت نبض (حدود ۷۵ بار در دقیقه)، هر منبع نوری به صورت چرخشی در حدود ۷۰ ثانیه روشن شده و تصویربرداری انجام

ویژگی اول، در شکل (۶) نشان داده شده است. همان طور که مشاهده می‌شود، نسبت قله و قعر لگاریتم سیگنال فوتوپلتیسموگرافی تصویری حاصل از ال‌ای‌دی ۵۲۰ نانومتر تقسیم بر قله و قعر لگاریتم سیگنال فوتوپلتیسموگرافی تصویری حاصل از ال‌ای‌دی ۹۸۰ نانومتر، برای پیش‌بینی مقدار هموگلوبین، رسم شده است. این ویژگی، بر اساس فیزیک مساله استخراج شده و به همین دلیل از دقت بالایی برخوردار است. طبق این ویژگی، تنها مواد مورد نظر در این تحقیق (آب و هموگلوبین) تحریک می‌شوند. ضریب همبستگی این ویژگی با داده‌های اندازه‌گیری شده، $0.7/0.82$ بوده و خطای پیش‌بینی آن به کمک میانگین مربعات خطا، 0.86 گرم بر دسی‌لیتر می‌باشد. این مقادیر در مقایسه با مرجع [۲۲] بهبود یافته است، که نشان دهنده‌ی صحت و درستی آزمایش می‌باشد.

ویژگی دوم، در شکل (۷) نشان داده شده است. مشاهده می‌شود که نسبت قله و قعر لگاریتم سیگنال فوتوپلتیسموگرافی تصویری حاصل از ال‌ای‌دی سفید تقسیم بر قله و قعر لگاریتم سیگنال فوتوپلتیسموگرافی تصویری حاصل از ال‌ای‌دی ۹۸۰ نانومتر، برای پیش‌بینی مقدار هموگلوبین، رسم شده است. دقت این ویژگی بسیار پایین است، زیرا غیر از بازه‌ای از طول موج‌هایی که نور سفید را پوشش می‌دهد، بسیاری از مواد را تحریک کرده و دقت را پایین می‌آورد. ضریب همبستگی این ویژگی با داده‌های اندازه‌گیری شده، $0.63/0.78$ بوده و خطای پیش‌بینی آن به کمک میانگین مربعات خطا، $1/17$ گرم بر دسی‌لیتر می‌باشد. با وجود پایین بودن درصد پیش‌بینی، میزان خطای این ویژگی در مقایسه با مرجع [۲۲] مطلوب می‌باشد.

ویژگی سوم، در شکل (۸) نشان داده شده است. مشاهده می‌شود که نسبت مجموع قله‌ی ۵۲۰ و قعر لگاریتم سیگنال فوتوپلتیسموگرافی تصویری حاصل از ال‌ای‌دی سفید تقسیم بر قله و قعر لگاریتم سیگنال فوتوپلتیسموگرافی تصویری حاصل از ال‌ای‌دی ۹۸۰ نانومتر، برای پیش‌بینی مقدار هموگلوبین رسم شده است. این ویژگی، ترکیبی از دو ویژگی قبلی بوده و بنابراین دقت آن از ویژگی دوم بالاتر می‌باشد، زیرا طول موج‌های نور سفید، بسیار گسترده بوده و سایر مواد داخل خون، مانند پروتئین، قند و آب نیز تحریک شده، اما خون بیش‌تر از سایر مواد تحریک می‌شود. ضریب همبستگی این ویژگی با داده‌های اندازه‌گیری شده، $0.78/0.31$ ، و خطای پیش‌بینی آن به کمک میانگین مربعات خطا، 0.94 گرم بر دسی‌لیتر می‌باشد. مقادیر به دست آمده، در مقایسه با مرجع [۲۲] بهبود یافته‌اند.

می‌توان $I_{1\lambda}$ را به عنوان قله و I_0 را نشان‌دهنده‌ی قعر هر سیکل از سیگنال در نظر گرفت. بنابراین، تفاضل قله و قعر هر سیکل، رابطه‌ای خطی با مقدار ماده دارد، یعنی مقدار تفاضل قله و قعر، نشان دهنده‌ی مقدار ماده‌ی عبوری در آن سیکل است. به طور خاص در این آزمایش، طول موج ۵۲۰ نانومتر، مقدار هموگلوبین را تحریک کرده و طول موج ۹۸۰ نانومتر، آب را تحریک می‌کند. بنا براین، تقسیم تفاضل قله و قعر ۵۳۰ نانومتر و تفاضل قله و قعر ۹۸۰ نانومتر، بیان‌گر میزان هموگلوبین موجود در آب است که غلظت خون را نشان می‌دهد. ویژگی استخراج شده از سیگنال، می‌تواند به صورت جدول (۱) ارائه شود. در این جدول، پارامترهای I_p نشان دهنده‌ی قله و I_v نشان دهنده‌ی قعر هر سیکل می‌باشند. مقدار ویژگی‌ها برای هر سیکل، محاسبه شده و مقدار میانگین آن‌ها برای هر سیگنال در نظر گرفته شده است.

جدول (۱) - ویژگی‌های استخراج شده از سیگنال

ردیف	ویژگی	تقسیم سیگنال با طول موج A بر B
۱	$\ln\left(\frac{I_p 520}{I_v 520}\right) / \ln\left(\frac{I_p 980}{I_v 980}\right)$	۵۲۰ بر ۹۸۰ نانومتر
۲	$\ln\left(\frac{I_{p \text{ سفید}}}{I_v \text{ سفید}}\right) / \ln\left(\frac{I_p 980}{I_v 980}\right)$	سفید بر ۹۸۰ نانومتر
۳	$\ln\left(\frac{I_p 520}{I_v 520}\right) + \ln\left(\frac{I_{p \text{ سفید}}}{I_v \text{ سفید}}\right) / \ln\left(\frac{I_p 980}{I_v 980}\right)$	مجموع ۵۲۰ و سفید بر ۹۸۰ نانومتر
۴	$\ln\left(\frac{I_p 520}{I_v 520}\right) \times \ln\left(\frac{I_{p \text{ سفید}}}{I_v \text{ سفید}}\right) / \ln\left(\frac{I_p 980}{I_v 980}\right)$	ضرب ۵۲۰ و سفید بر ۹۸۰ نانومتر

۴- یافته‌ها و بحث

در این مطالعه، برای انجام آزمایش، از ۱۷ نفر در بازه‌ی سنی ۲۲ تا ۵۷ سال، که مقدار هموگلوبین خون آن‌ها در بازه‌ی ۱۱/۱ تا ۱۶/۱ میلی‌گرم بر دسی‌لیتر بود، کمک گرفته شد. پیش‌بینی مقدار هموگلوبین، با استفاده از روش برازش خطی ماشین‌های بردار پشتیبان صورت گرفت. در ادامه‌ی این بخش، نتایج برازش ویژگی‌های استخراج شده، ارائه گشته و مورد بحث و تفسیر قرار خواهد گرفت. میزان خطا در روش ماشین‌های بردار پشتیبان، به کمک روش اعتبارسنجی متقاطع^۱، با مقدار ۵ برای پارامتر Kfold، محاسبه شد.

^۱ Cross-Validation

ویژگی چهارم، در شکل (۹) نشان داده شده است. همان‌طور که مشاهده می‌شود، نسبت ضرب قله و قعر لگاریتم سیگنال فوتوپلتیسموگرافی تصویری حاصل از ال‌ای‌دی سفید و ۵۲۰ نانومتر تقسیم بر قله و قعر لگاریتم سیگنال فوتوپلتیسموگرافی تصویری حاصل از ال‌ای‌دی ۹۸۰ نانومتر، برای پیش‌بینی مقدار هموگلوبین، رسم شده است. این ویژگی، ترکیبی از دو ویژگی قبلی بوده و بنابراین دقت آن از ویژگی دوم بالاتر می‌باشد. دقت این ویژگی، اندکی از ویژگی سوم بیشتر است، به طوری که ضریب همبستگی آن با داده‌های اندازه‌گیری شده، $0.78/37\%$ و خطای پیش‌بینی آن به کمک میانگین مربعات خطا، 0.94 گرم بر دسی‌لیتر می‌باشد. با مقایسه‌ی این مقادیر و مقادیر مرجع [۲۲]، بهبود نتایج به دست آمده، به وضوح قابل تشخیص است. با بررسی نتایج به دست آمده، می‌توان به نکات زیر به عنوان تفسیر این نتایج، اشاره کرد.

(۱) با توجه به درصدهای به دست آمده، مشخص است که مقدار هموگلوبین خون، با دقت و صحت بسیار مناسب و به درستی پیش‌بینی شده است.

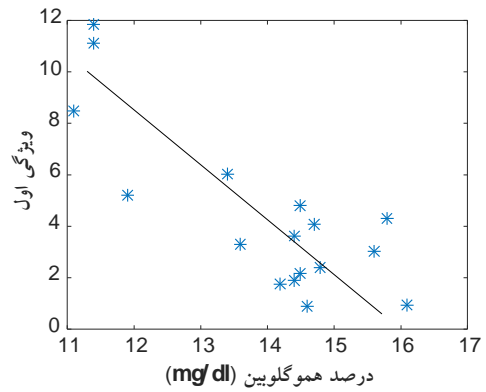
(۲) میزان جذب نور در طول موج‌های مختلف و در مواد مختلف، متفاوت بوده و همان‌طور که اشاره شد، اختلاف موجود بین قله و قعر سیگنال‌ها، به عنوان ویژگی استخراج شده است، اما میزان جذب بافت در زمان، مقداری ثابت بوده و بنابراین این عامل نمی‌تواند بر ویژگی‌ها و دقت، تاثیرگذار باشد.

(۳) یکی از مزایای سیستم پیشنهادی، استفاده از یک دوربین ارزان به همراه مجموعه‌ای از ال‌ای‌دی‌های دارای سایز کوچک است، که موجب بیهنه‌سازی مواردی اساسی، از جمله هزینه، قابل حمل بودن، سبک بودن و ... شده است.

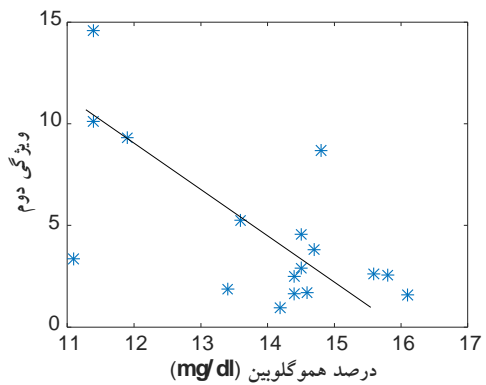
(۴) استفاده از مجموعه‌ای از ال‌ای‌دی‌ها با طول موج‌های ۹۸۰ و ۵۲۰ نانومتر، یک تابع پیش‌بینی کننده را با استفاده از سیگنال فوتوپلتیسموگرافی تصویری، شکل داده است، که با استفاده از آن می‌توان میزان هموگلوبین خون یک فرد را با دقت قابل قبولی تخمین زد، که این موضوع، بیان‌گر انتخاب هوشمندانه‌ی ال‌ای‌دی‌هایی با این طول موج‌ها می‌باشد.

(۵) یکی از نکات مثبت نتایج به دست آمده، موضوع انتخاب ویژگی است. بر خلاف روش‌های شبکه‌ی عصبی، ویژگی‌های استخراج شده در این مقاله، بر اساس قوانین فیزیکی حاکم بر مساله بوده، که خود تاییدی بر صحت و درستی مساله‌ی مورد تحقیق می‌باشد.

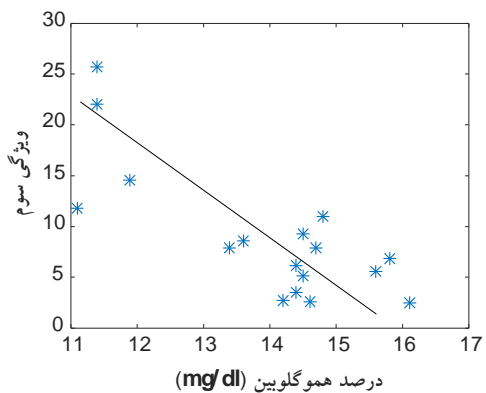
(۶) در این مقاله، تناظر معناداری میان ویژگی‌های زمانی سیگنال و غلظت خون، به دست آمده است، اما این موضوع به



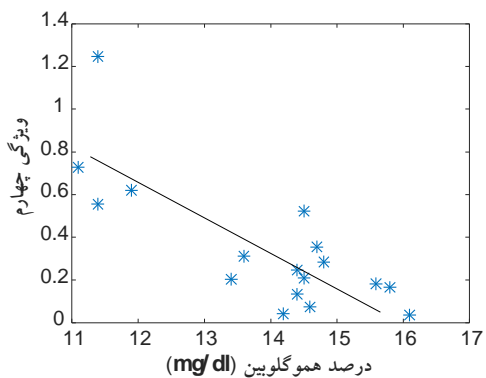
شکل (۶) - رگرسیون ویژگی اول برای هموگلوبین خون



شکل (۷) - رگرسیون ویژگی دوم برای هموگلوبین خون



شکل (۸) - رگرسیون ویژگی سوم برای هموگلوبین خون



شکل (۹) - رگرسیون ویژگی چهارم برای هموگلوبین خون

فوتوپلتیسموگرافی تصویری (که با استفاده از یک دوربین ارزان قیمت ثبت می‌شود)، منابع نوری با طول موج‌های ۵۲۰ و ۹۸۰ نانومتر (که به ترتیب هموگلوبین و آب را تحریک می‌کنند) و همچنین یک منبع نور سفید (شامل طول موج‌های مرئی)، استفاده شده است. نحوه‌ی اجرای این الگوریتم به گونه‌ای است که در ابتدا از هر شخص مقداری خون گرفته شده و به کمک دستگاه تست کرنل، میزان هموگلوبین موجود در آن مشخص شده است. سپس، ال‌ای‌دی‌هایی با طول موج معین، به مدت ۷۰ ثانیه به نوک انگشت اشاره‌ی شخص، تابیده شده و از نبض ایجاد شده ناشی از عبور نور از سر انگشت، فیلم‌برداری شده است. پس از انجام پیش‌پردازش روی سیگنال، با استفاده از ماشین بردار پشتیبان و با توجه به ویژگی‌های در نظر گرفته شده (بر مبنای فیزیک مساله و قانون بییر-لامبرت)، تابعی برای تخمین مقدار غلظت، پیشنهاد داده شده است. نتایج به دست آمده، نشان می‌دهد که روش پیشنهادی توانسته است پیش‌بینی با دقت $0.82/0.8$ را به کمک برازش خطی بردار پشتیبان، برای ویژگی حاصل از تقسیم لگاریتم تفاضل قعر و قله‌ی ۵۲۰ بر ۹۸۰ نانومتر، به دست آورد، که این میزان از دقت، نشان دهنده‌ی عمل کرد صحیح و مطلوب سیستم پیشنهادی می‌باشد.

۶- مراجع

- [1] J. Rosenblit, C. Abreu, L. Sztlerling, "Evaluation of three methods for hemoglobin measurement in a blood donor setting," Sao Paulo Medical Journal, vol. 117, no. 3, pp. 108-112, May. 1999.
- [2] W. Pothisarn, W. Chewpraditkul, P. P. Yupapin, "Noninvasive hemoglobin-measurement-based pulse oximetry," in Optics in Health Care and Biomedical Optics: Diagnostics and Treatment, vol. 4916, no. 3, pp. 498-505, Sep. 2002.
- [3] P. C. Ward, "The CBC at the turn of the millennium: an overview," Clinical chemistry, vol. 46, no. 8, pp. 1215-1220, Aug. 2000.
- [4] E. Van Kampen, W. Zijlstra, "Spectrophotometry of hemoglobin and hemoglobin derivatives," in Advances in clinical chemistry, Elsevier, vol. 23, pp. 199-257, April, 1983.
- [5] E. Van Kampen and W. Zijlstra, "Standardization of hemoglobinometry II. The hemiglobincyanide method," Clinica chimica acta, vol. 6, no. 4, pp. 538-544, Jul. 1996.
- [6] Y. Sun and N. Thakor, "Photoplethysmography revisited: from contact to noncontact, from point to imaging," IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 63, no. 3, pp. 463-477, Mar. 2016.
- [7] D. Swinehart, "The beer-lambert law," Journal of chemical education, vol. 39, no. 7, p. 333, Jul. 1962.
- [8] J. Fortin et al., "Validation and verification of the Task Force Monitor," Results of clinical studies for FDA, vol. 510, no. 1, pp. 1-7, Jun. 2001.

معنای استخراج ویژگی معنادار در روش‌های مبتنی بر فرکانس و یا زمان فرکانس نمی‌باشد و لازم است تا سایر روش‌ها نیز در پژوهش‌های بعدی مورد مطالعه و بررسی قرار گیرند.

منابع نوری به کار رفته در این آزمایش دارای باندهای از طول موج‌هایی به مرکزیت طول موج اسمی هستند. بنابراین، حضور طول موج‌های مختلف می‌تواند یکی از منابع خطای سیستم اندازه‌گیری به شمار آید، اما به دلیل قیمت پایین و دسترسی بالا، از این منابع نوری استفاده شده است. مشکل دیگری که در عمل کرد ال‌ای‌دی‌ها با طول موج‌های مختلف وجود دارد، این است که هنگامی که این ال‌ای‌دی‌ها در معرض جریان ثابت و یا ولتاژ ثابت قرار می‌گیرند، مشکلات دمایی و میزان ولتاژ کاری، بر شدت نور و عمل کرد آن‌ها تاثیرگذار خواهد بود. از این‌رو، با استفاده از مقاومت‌های مناسب و یک دستگاه لوکس‌متر، سعی شده است تا شرایط برابری برای تمام مجموعه‌ی ال‌ای‌دی‌ها با طول موج‌های مختلف به وجود آید. در نهایت، خطای اندکی در میزان شدت مشاهده می‌شود که در نتیجه‌ی نهایی تاثیر چندانی ندارد. بنابراین، در مجموع سعی شده است تا قابلیت اطمینان قطعات برای چنین پژوهشی در مقدار مطلوبی قرار داشته باشد.

پیش‌بینی با دقت $0.82/0.8$ ، با رعایت مواردی که عمدتاً سخت‌افزاری هستند، می‌تواند به میزان قابل توجهی بهبود داده شود. برای مثال، با استفاده از ال‌ای‌دی‌هایی با پهنای باند کم‌تر نسبت به مقدار اسمی آن، استفاده از دوربین‌های CCD به جای CMOS، کنترل فاصله‌ی زمانی بین نمونه‌گیری که با ال‌ای‌دی‌های ۹۸۰ و ۵۲۰ نانومتر انجام می‌شود (به جهت تغییر غلظت خون در این فاصله‌ی زمانی) و یا حتی با استفاده از سایر روش‌های ارزیابی، مانند فرکانس، می‌توان این مقدار پیش‌بینی را بهبود بخشید.

۵- نتیجه‌گیری

یکی از بیماری‌های همه‌گیر و شایع، به ویژه در میان خانم‌ها، کم‌خونی یا آنمی است، که ناشی از کاهش میزان هموگلوبین خون می‌باشد. روش‌های تهاجمی و غیرتهاجمی بسیاری برای تعیین میزان هموگلوبین و در نتیجه، تشخیص این بیماری وجود دارد. در این مقاله، با پیاده‌سازی یکی از روش‌های غیرتهاجمی در تشخیص انواع مختلفی از بیماری‌ها و با طراحی و ساخت یک بستر فیزیکی مناسب، سعی شده است تا مقدار غلظت خون با دقت قابل قبولی تخمین زده شود. در این روش، برای پیش‌بینی مقدار هموگلوبین موجود در خون، از سیگنال

- [16] S. Hu, V. A. Peris, A. Echiadis, J. Zheng, and P. Shi, "Development of effective photoplethysmographic measurement techniques: from contact to non-contact and from point to imaging," in *Engineering in Medicine and Biology Society. Annual International Conference of the IEEE*, pp. 6550-6553, Sep.2009.
- [17] E. Jonathan and M. Leahy, "Investigating a smartphone imaging unit for photoplethysmography," *Physiological measurement*, vol. 31, no. 11, p. N79, Sep.2010.
- [18] L. De Greef et al., "Bilicam: using mobile phones to monitor newborn jaundice," in *Proceedings of the ACM International Joint Conference on Pervasive and Ubiquitous Computing*, pp. 331-342, Sep.2014.
- [19] M. K. Hasan, N. Sakib, R. R. Love, and S. I. Ahamed, "RGB pixel analysis of fingertip video image captured from sickle cell patient with low and high level of hemoglobin," in *Ubiquitous Computing, Electronics and Mobile Communication Conference (UEMCON)*, IEEE 8th Annual, pp. 499-505, Oct.2017,
- [20] M. J. Gregoski et al., "Development and validation of a smartphone heart rate acquisition application for health promotion and wellness telehealth applications," *International journal of telemedicine and applications*, p. 1, Jan.2012.
- [21] A. J. Smola and B. Schölkopf, "A tutorial on support vector regression," *Statistics and computing*, vol. 14, no. 3, pp. 199-222, Aug.2004.
- [22] E. J. Wang, W. Li, D. Hawkins, T. Gernsheimer, C. Norby-Slycord, and S. N. Patel, "HemaApp: noninvasive blood screening of hemoglobin using smartphone cameras," in *Proceedings of the 2016 ACM International Joint Conference on Pervasive and Ubiquitous Computing*, pp. 593-604, 2016.
- [9] J. Fortin et al., "The Task Force Monitor—a non-invasive beat-to-beat monitor for hemodynamic and autonomic function of the human body," in *Proceedings of the 20th annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, vol. 29, Oct.1998.
- [10] J. G. Webster, "Design of pulse oximeters," CRC Press, Oct.1997.
- [11] Abdallah, Omar, et al., "Concentrations of hemoglobin fractions calculation using modified Lambert-Beer law and solving of an ill-posed system of equations," *Biophotonics: Photonic Solutions for Better Health Care II.*, International Society for Optics and Photonics, Vol. 7715, May.2010.
- [12] J. Kraitl, H. Ewald, H. Gehring, "An optical device to measure blood components by a photoplethysmographic method," *Journal of Optics A: Pure and Applied Optics*, vol. 7, no. 6, p. S318, May.2005.
- [13] M. R. Macknet, M. Allard, R. L. Applegate, and J. Rook, "The accuracy of noninvasive and continuous total hemoglobin measurement by pulse CO-Oximetry in human subjects undergoing hemodilution," *Anesthesia & Analgesia*, vol. 111, no. 6, pp. 1424-1426, Dec.2010.
- [14] M. Azarnoosh, and H. Doostdar, "Assessment of Photoplethysmography Method in Extraction of Hemoglobin Concentration," *Journal of Biomedical Physics and Engineering*, vol. 20, no. 2, pp. 6-15, Jan.2018.
- [15] M.-Z. Poh, D. J. McDuff, and R. W. Picard, "Advancements in noncontact, multiparameter physiological measurements using a webcam," *IEEE transactions on biomedical engineering*, vol. 58, no. 1, pp. 7-11, Jan.2011.