

Create a Software Platform for Simulation of Oscillometric Method in Blood Pressure Measuring Regarding the Effects of External Pressure on the Cross-Section of Arterial**Farnoosh Shafiei^{1,2}, M.Sc., Neda Behzadfar^{1,2}, Assistant Professor**¹Department of Electrical Engineering- Najafabad Branch, Islamic Azad University, Najafabad, Iran²Digital Processing and Machine Vision Research Center- Najafabad Branch, Islamic Azad University, Najafabad, Iran

farnoosh.shafiei@yahoo.com, n.behzadfar@pel.iaun.ac.ir

Abstract

High blood pressure is one of the risk factors for coronary heart disease, which causes severe damage to the body. A timely diagnosis of blood pressure disease can protect a person from the complications of this disease. A noninvasive method for measuring blood pressure is oscillometric. Accordingly, the blood pressure is estimated by measuring the oscillations created by the opposition of the arterial pressure and the pressure of the cuff wrapped around the arm. In this research, the main goal is to create a software platform for simulating the behavior of veins and cuffs, which can be used to check the performance of different blood pressure measurement algorithms by the Oscillometric method. In this regard, all components including the cuff, and brachial artery, how to extract oscillations from the blood pressure curve, and estimate systolic and diastolic pressures will be modeled. By modeling in MATLAB, the blood pressure measurement can be evaluated without the need for a clinical condition. The output of blood pressure parameters can be obtained by entering the main characteristics of arterial pressure as input. The output of modeling with real samples of 50 measured cases and the accuracy of estimating systolic and diastolic pressures according to two algorithms of maximum oscillation and The maximum/minimum slope were checked considering the actual values. The results of comparing the modeling performance with the measured values indicate that the maximum oscillation algorithm has a better performance than the maximum/minimum slope algorithm. The mean error value in the maximum oscillation algorithm for maximum amplitude pressure, systole, and diastole is 0.64 ± 1.9 , 0.82 ± 1.6 , and 5.1 ± 6.8 , respectively.

Keywords: blood pressure, diastole, oscillometric, systole**Received:** 14 February 2022**Revised:** 3 April 2022**Accepted:** 6 July 2022**Corresponding Author:** Dr. Neda Behzadfar

Citation: F. Shafiei, N. Brhzadfar, "Create a Software Platform for Simulation of Oscillometric Method in Blood Pressure Measuring Regarding the Effects of External Pressure on the Cross-Section of Arterial", Journal of Intelligent Procedures in Electrical Technology, vol. 15, no. 57, pp. 163-180, Spring 2024 (in Persian).

ایجاد یک بستر نرم‌افزاری برای شبیه‌سازی روش نوسان‌سنجی در اندازه‌گیری فشار خون با توجه به اثرات فشار خارجی بر سطح مقطع رگ

فروغ شفیعی^{۱،۲}، دانش‌آموخته کارشناسی ارشد، ندا بهزادفر^{۱،۲}، استادیار

۱- دانشکده مهندسی برق - واحد نجف‌آباد، دانشگاه آزاد اسلامی، نجف‌آباد، ایران

۲- مرکز تحقیقات پردازش دیجیتال و بینایی ماشین - واحد نجف‌آباد، دانشگاه آزاد اسلامی، نجف‌آباد، ایران

farnoosh.shafiei@yahoo.com, n.behzadfar@pel.iaun.ac.ir

چکیده: فشار خون بالا از عوامل خطر ساز بیماری‌های عروق کرونر قلب است که به بدن آسیب جدی می‌رساند. تشخیص به موقع بیماری فشار خون می‌تواند فرد را از عوارض این بیماری مصون دارد. از روش‌های غیرتهاجمی اندازه‌گیری فشار خون، روش نوسان‌سنجی است. این روش با اندازه‌گیری نوسانات ایجاد شده از تقابل فشار شریان و فشار کاف پیچیده شده به دور بازو، اقدام به تخمین مقادیر فشار خون می‌نماید. در این پژوهش هدف ایجاد یک بستر نرم‌افزاری برای شبیه‌سازی رفتار رگ و کاف است که بتوان از آن برای بررسی عملکرد الگوریتم‌های مختلف اندازه‌گیری فشار خون به روش اسیلومتریک استفاده کرد. در این راستا، تمام اجزاء اعم از کاف، شریان بازویی، چگونگی استخراج نوسانات از منحنی فشار خون و تخمین فشارهای سیستول و دیاستول مدل‌سازی خواهند شد. با پیاده‌سازی مدل‌سازی در نرم افزار متلب می‌توان بدون نیاز به محیط کلینیکی، اندازه‌گیری فشار خون را مورد ارزیابی قرار داد. با وارد نمودن مشخصات اصلی فشار شریان به عنوان ورودی، می‌توان در خروجی پارامترهای فشار خون را به دست آورد. خروجی مدل‌سازی با نمونه‌های واقعی ۵۰ مورد اندازه‌گیری شده مورد مقایسه و دقت تخمین فشارهای سیستول و دیاستول به ازای دو الگوریتم حداکثر نوسان و حداکثر/حداقل شیب با در نظر گرفتن مقادیر واقعی بررسی شد. نتایج حاصل از مقایسه عملکرد مدل‌سازی با مقادیر اندازه‌گیری شده حاکی از آن است که الگوریتم حداکثر نوسان، عملکرد مناسب‌تری نسبت به الگوریتم حداکثر/حداقل شیب دارد. مقدار متوسط خطا در الگوریتم حداکثر نوسان برای فشار حداکثر نوسان (MAP)، سیستول و دیاستول به ترتیب برابر با 1.9 ± 0.64 ، 1.6 ± 0.82 و 6.8 ± 5.1 به دست آمده است.

کلمات کلیدی: دیاستول، سیستول، فشار خون، نوسان‌سنجی

تاریخ ارسال مقاله: ۱۴۰۰/۱۲/۲۵

تاریخ بازنگری مقاله: ۱۴۰۱/۱/۱۴

تاریخ پذیرش مقاله: ۱۴۰۱/۴/۱۵

نام نویسنده‌ی مسئول: دکتر ندا بهزادفر

نشانی نویسنده‌ی مسئول: نجف‌آباد- بلوار دانشگاه- دانشگاه آزاد اسلامی واحد نجف‌آباد- دانشکده مهندسی برق

۱- مقدمه

فشار خون^۱ یکی از علائم حیاتی در بدن است و به مقدار فشاری گفته می‌شود که توسط خون در جریان، به دیواره رگ‌ها اعمال می‌شود [۲،۱]. فشار خون بالا یکی از عوامل خطر ساز بیماری‌های عروق کرونر قلب^۲ است [۳]. افرادی که مبتلا به فشار خون بالا هستند، ممکن است سال‌ها بدون علائم بیماری باشند به گونه‌ای که بیماری فشار خون بالا را قاتل بی‌صدا می‌نامند [۴]. اندازه‌گیری فشار خون در افراد مبتلا به بیماری‌های قلبی از اهمیت بسزایی برخوردار است و فشار خون این افراد باید تحت کنترل دائمی باشد [۵،۶]. تشخیص به موقع بیماری فشار خون بالا کمک شایانی در جلوگیری از عوارض بیماری خواهد داشت. حداقل فشار خون در انسان، فشار دیاستول نام دارد و محدوده تغییرات آن در یک انسان نرمال در حال استراحت بین ۶۰ الی ۹۰ میلی‌متر جیوه تغییر می‌کند. فشار خون سیستول که در ابتدای چرخه قلبی رخ می‌دهد بیانگر حداکثر فشار بر روی دیواره شریانی پس از انقباض قلب است و محدوده تغییرات آن در انسان نرمال در حال استراحت بین ۱۰۰ الی ۱۴۰ میلی‌متر جیوه خواهد بود. حداکثر نوسان در نوسانات فشار خون از یک چرخه قلبی فشار حداکثر نوسان^۳ (MAP) نامیده می‌شود. فشار حداکثر نوسان بیانگر فشاری است که سبب تامین خون برای ارگان‌های حیاتی می‌گردد [۷].

یکی از روش‌های اندازه‌گیری فشار خون مبتنی بر روش نوسان‌سنجی است. استفاده از روش نوسان‌سنجی نیازی به میکروفن ندارد و حتی افراد مبتدی نیز به راحتی می‌توانند از دستگاه‌های مبتنی بر این روش استفاده کنند. اگرچه روش‌های شنیداری نیز خودکار شده‌اند اما بازهم به یک میکروفن نیاز دارند تا بر روی بازو قرار بگیرد. همچنین تخصص افراد در اندازه‌گیری فشار خون در این روش نقش مهمی دارد. در روش نوسان‌سنجی با اندازه‌گیری نوسانات ایجاد شده از تقابل فشار خارجی اعمالی توسط کاف بر سطح مقطع رگ و تخلیه تدریجی هوای درون کاف توسط والو تنظیم فشار و در نهایت با تشکیل پروفایل فشار خون، می‌توان فشار سیستول و دیاستول را محاسبه کرد.

برای اعتبارسنجی الگوریتم‌های ارائه شده در زمینه نوسان‌سنجی باید الگوریتم را در محیط کلینیکی مورد ارزیابی قرار داد که این کار نیازمند صرف کردن انرژی و هزینه زیادی است. اگر بتوان نوسانات ایجاد شده در رگ تحت فشار کاف را مدل‌سازی کرد، می‌توان بدون نیاز به محیط کلینیکی در مرحله ابتدایی به ارزیابی الگوریتم پرداخت و در نهایت برای الگوریتم نهایی ارزیابی کلینیکی را انجام داد.

تاکنون مطالعات در حوزه مدل‌سازی اندازه‌گیری فشار خون به روش نوسان‌سنجی به صورت پراکنده انجام شده است. به عنوان مثال درزویکی و همکارانش برای اولین بار به تحقیق در زمینه مدل‌سازی اندازه‌گیری فشار خون به روش نوسان‌سنجی در مرجع [۸] اشاره کرده‌اند. در این مقاله فقط تغییرات سطح مقطع رگ نسبت به فشارهای اعمالی مورد بررسی قرار گرفته است؛ به گونه‌ای که با در نظر گرفتن یک نمونه واقعی رگ سگ، اثرات تغییرات فشار را بر سطح مقطع رگ بررسی کرده است. در مرجع [۹] که توسط درزویکی و همکارانش مطالعه انجام شده، تنها به مدل‌سازی کاف پرداخته شده است. در این جا با انجام آزمایشات تجربی، منحنی پر شدن کاف به ازای دو طرح با ضرایب مختلف مدل شده است. روند مدل‌سازی اندازه‌گیری فشار خون به روش نوسان‌سنجی نیز توسط درزویکی و همکارانش جهت به دست آوردن فشارهای سیستول و دیاستول با اعمال ضرایب ثابت تجربی در مرجع [۱۰] بررسی شده است.

یکی از مهمترین چالش‌ها در روش نوسان‌سنجی، الگوریتم تخمین فشارهای سیستول و دیاستول از نمودار فشار خون است. در سال ۱۹۹۷، بیکر و همکارانش به تخمین فشار خون سیستول و دیاستول به کمک الگوریتم حداکثر ضرایب پرداختند. در روند تحقیق آن‌ها به این نتیجه رسیدند که هیچ ارتباط مستقیمی بین فشار حداکثر نوسان و الگوریتم مذکور نیست. همچنین آن‌ها دریافته‌اند که این الگوریتم وابسته به فشار خون شریانی است و خطاهای اندازه‌گیری نیز وابسته به مشخصات مکانیکی شریان، حالت نمودار فشار خون و پالس‌های فشار خون است [۱۱]. جانگ و همکارانش با استفاده از روش غیرخطی شبکه‌های عصبی ارتباط بین داده‌های ورودی و خروجی در اندازه‌گیری فشار خون به روش نوسان‌سنجی را به دست آوردند. سپس به کمک این ارتباط الگویی مناسب برای تخمین فشارهای سیستول و دیاستول از نمودار فشار خون را استخراج نمودند [۱۲]. ماک و همکارانش نیز به تخمین فشار حداکثر نوسان پرداختند ولی تخمینی از فشار سیستول و دیاستول ارائه نکردند [۱۳]. فوستر و همکارانش نیز تخمینی از فشارهای فشار حداکثر نوسان، سیستول و دیاستول بر اساس ضرایب تجربی ارائه کردند [۱۴].

به‌منظور افزایش دقت در تخمین مقادیر فشارهای سیستول و دیاستول در روش نوسان‌سنجی، لی و همکارانش از تخمین به روش بازه اطمینان در منحنی فشار خون استفاده نمودند. روش پیشنهادی بر روی ۸۵ بیمار به‌منظور بررسی صحت عملکرد و به‌دست آوردن بازه‌ای مناسب برای تشخیص فشارهای سیستول و دیاستول مورد آزمایش قرار گرفت [۱۵]. در برخی مدل‌های ارائه شده دقت تخمین وابسته به ضرایب تجربی به‌کار برده شده است [۱۶،۱۷]. لن و همکارانش نیز با در نظر گرفتن خصوصیات کاف و بافت به تخمین فشار حداکثر نوسان، سیستول و دیاستول با استفاده از ضرایب تجربی اشاره کرده‌اند [۱۸،۱۹]. در برخی مدل‌های ارائه شده برای تخمین فشار به مدل دومی برای تخمین ضرایب نیاز است [۲۰،۲۱]. فروزانفر و همکارانش نیز به ارائه مدلی برای تخمین فشارهای فشار حداکثر نوسان، سیستول و دیاستول پرداخته‌اند که مدل ارائه شده دارای پیچیدگی محاسباتی زیادی است [۲۲،۲۳]. دقت مدل ارائه شده توسط فروزانفر و همکارانش در مرجع [۲۴] نیز مورد چالش است. در سال‌های اخیر از روش‌های یادگیری عمیق نیز در جهت تخمین فشارهای سیستول و دیاستول استفاده شده است. محدود بودن داده جهت آموزش مدل را می‌توان از محدودیت‌های موجود در این روش‌ها ذکر کرد [۲۵،۲۶]. به عنوان نمونه در مرجع [۲۷] تنها ۵ نمونه اندازه‌گیری از هر فرد جهت آموزش مدل موجود است. این محدودیت در استفاده از مدل‌های تخمین مانند رگرسیون سبب کمتر یا بیشتر تخمین زدن عدد خروجی می‌شود. با انجام مدل‌سازی اندازه‌گیری فشار خون به روش نوسان‌سنجی می‌توان بر محدودیت تعداد اندازه‌گیری غلبه کرد [۲۸].

در تحقیقات اخیر، عمده پژوهش‌های انجام گرفته در زمینه بهبود عملیات تخمین به‌منظور به‌دست آوردن فشارهای سیستول و دیاستول صورت پذیرفته است. در مرجع [۲۹] نیز به بررسی تأثیر خصوصیات شریان بر روی تخمین فشار سیستول و دیاستول پرداخته شده و مدل‌سازی یکپارچه‌ای صورت نگرفته است.

در این پژوهش هدف ایجاد یک بستر نرم‌افزاری برای شبیه‌سازی رفتار رگ و کاف است که بتوان از آن برای بررسی عملکرد الگوریتم‌های مختلف اندازه‌گیری فشار خون به روش اسیلومتریک استفاده کرد. در این راستا، سعی بر آن شده است که کلیه اجزای روش نوسان‌سنجی به‌صورت منسجم مدل‌سازی گردد، به گونه‌ای که با وارد کردن فشار متوسط شریان به عنوان ورودی در نهایت فشارهای سیستول و دیاستول در خروجی به‌دست آیند. علاوه بر این با انجام این مدل‌سازی می‌توان تأثیر پارامترهای مختلف همانند تغییرات الگوریتم فشار خون در فشارهای بالا و پایین، تغییرات سطح مقطع رگ و یا سفتی شریان و تأثیر آن بر پروفایل فشار را بررسی نمود. بدین وسیله می‌توان صحت عملکرد مدل‌سازی و میزان دقت آن را بررسی نمود. موفق‌آمیز بودن مدل‌سازی پیشنهادی در این مقاله کمک شایانی به فن‌آوری‌های ساخت دستگاه‌های فشارسنج می‌نماید و سبب کم شدن هزینه‌های ساخت، کاهش خطاهای احتمالی و عیب‌یابی در مرحله تولید می‌گردد. به کمک این مدل‌سازی می‌توان در مراحل ابتدایی بدون نیاز به محیط کلینیکی تأثیر عوامل مختلف بر روی عملکرد اندازه‌گیری فشار خون به روش نوسان‌سنجی را بررسی نمود و در نهایت پس از نهایی شدن الگوریتم، به ارزیابی کلینیکی بپردازیم. همچنین امکان پیاده‌سازی طرح‌ها و الگوریتم‌های جدید به‌منظور بهبود تخمین فشارهای سیستول و دیاستول در روش اندازه‌گیری فشار خون به روش نوسان-سنجی بوجود خواهد آمد. این مدل‌سازی به علت انسجام تمام اجزاء روش نوسان‌سنجی، می‌تواند پایه و اساس طرح‌های تحقیقاتی در زمینه‌های گوناگون توسط محققان و دانشجویان علاقه‌مند به فعالیت در این حوزه در آینده قرار گیرد. ساختار مقاله در ادامه به این شرح است. در قسمت دوم به مواد و روش‌ها مانند مدل‌سازی رفتار رگ اشاره می‌گردد. نتایج در قسمت سوم بیان می‌شود. جمع‌بندی نهایی نیز در بخش چهارم بیان شده است.

۲- مواد و روش

روش نوسان‌سنجی یکی از پرکاربردترین روش‌های غیرتهاجمی در تخمین فشار خون است. خودکار بودن این روش از ویژگی‌های این روش اندازه‌گیری فشار خون است [۳۰]. به‌طور خلاصه عملکرد این روش به گونه‌ای است که در ابتدا فشار کاف توسط پمپ تا یک مقدار از پیش تعیین شده‌ای افزایش پیدا می‌کند. در ادامه فشار به‌صورت پله‌ای توسط والو تنظیم فشار کاهش می‌یابد تا زمانی که فشار خون بیمار کاملاً مشخص شود. در این زمان تخلیه کامل فشار صورت می‌گیرد. عملیات افزایش و کاهش فشار معمولاً حدود ۴۰ ثانیه طول می‌کشد [۳۱]. واحد پردازش وظیفه آشکارسازی نوسانات در حین کاهش

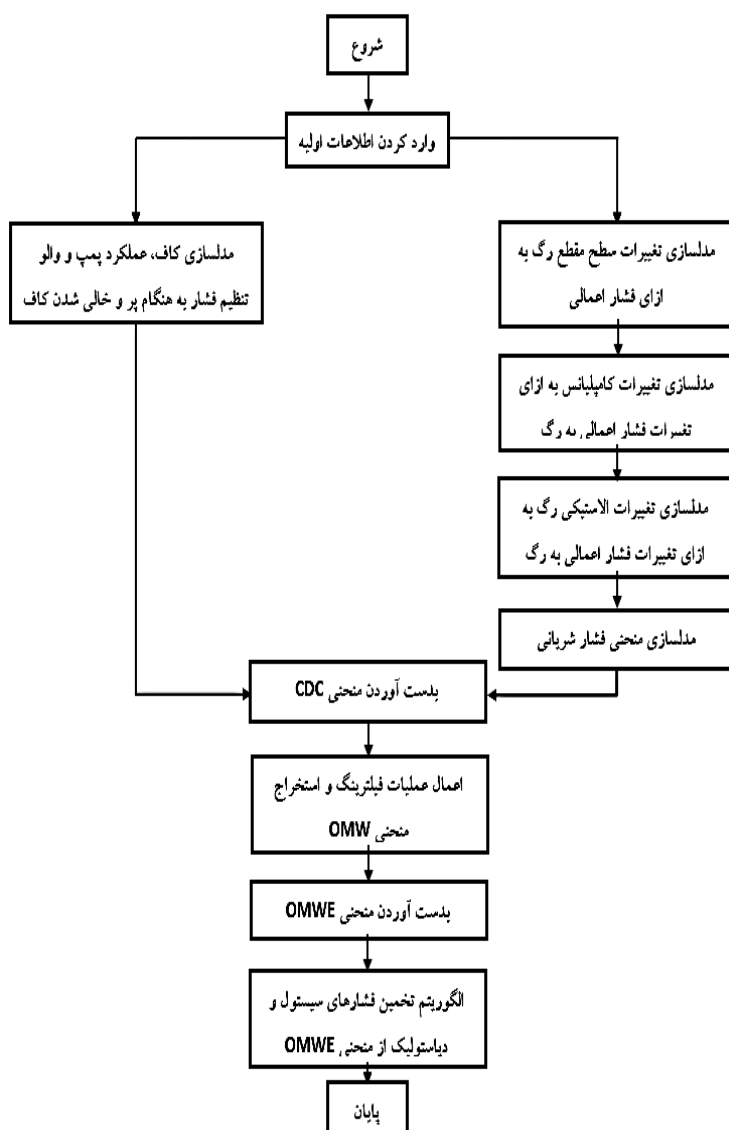
فشار را بر عهده دارد. فلوجارت مدل‌سازی انجام شده در این مقاله در شکل (۱) نشان داده شده است. همان‌گونه که مشخص است این مدل‌سازی متشکل از بخش‌های مختلفی است که در بخش‌های پیش‌رو، چگونگی مدل‌سازی هر کدام از بخش‌های این فلوجارت توضیح داده شده است.

۱-۲- مدل‌سازی رفتار رگ

مدل‌سازی رگ در روش نوسان‌سنجی از اهمیت زیادی برخوردار است. اگر سطح مقطع رگ را A و شعاع r قرار داده شود آن-گاه:

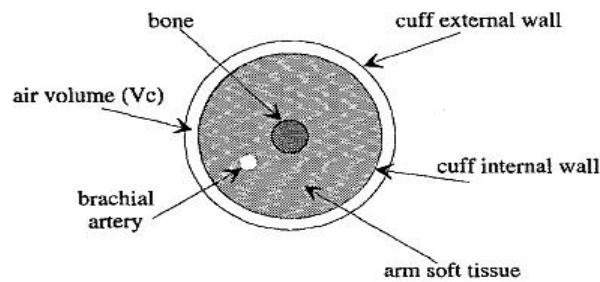
$$r = \left(\frac{A}{\pi}\right)^{\frac{1}{2}} \quad (1)$$

خاصیت الاستیکی دیواره رگ نیز به صورت رابطه‌ی (۲) خواهد بود [۱۰]:



شکل (۱): فلوجارت مدل‌سازی ارائه شده

Figure (1): Modeling flowchart provided



شکل (۲): نمایی از قرار گرفتن کاف بر روی بازو [۱۹]
Figure (2): A view of placing the cuff on the arm [19]

$$E = \frac{3\pi^3}{2hc} \quad (2)$$

که در آن h ضخامت دیواره رگ و c نیز کامپلیانس رگ است. در واقع کامپلیانس رگ نسبت تغییرات سطح مقطع رگ به ازای تغییرات فشار اعمالی می‌باشد ($C=dA/dP$). همچنین با توجه به رابطه (۳) [۱۰]:

$$A = \frac{d \ln(aP+b)}{(1+e^{-cP})} \quad (3)$$

که در آن a و b و c و d ضرایب تجربی هستند. با محاسبه مقدار A می‌توان کامپلیانس رگ را به‌ازای تغییرات فشار اعمالی به رگ محاسبه نمود. تغییرات سطح مقطع رگ بر کامپلیانس و در نتیجه بر اندازه‌گیری فشارخون تأثیر می‌گذارد. تغییر ضرایب a ، b و c و d می‌تواند بر دقت مدل‌سازی تأثیر بگذارد که در ادامه به آن اشاره خواهد شد. تغییرات مد نظر برای این ضرایب $\pm 50\%$ درصد در نظر گرفته می‌شود.

۲-۲- مدل‌سازی ریاضی رفتار کاف

عملکرد کاف بازویی توسط درزویکی و همکاران مورد ارزیابی قرار گرفته شده است [۹]. با توجه به مشخصات ارائه شده و همچنین با در نظر گرفتن مدل‌سازی کاف بازویی تعریف شده در مرجع [۹] رابطه (۴) را می‌توان نوشت:

$$V_C = V_e - V_i \quad (4)$$

رابطه (۴) و شکل (۱) نشان دهنده حجم کاف (V_C) است که از اختلاف بین حجم داخلی (V_i) و حجم خارجی (V_e) به‌دست می‌آید. با در نظر گرفتن قانون بویل برای حجم و فشار کاف می‌توان رابطه زیر را نوشت:

$$(P_C + P_A)V_C = P_A V_{CO} + P_A V_P \quad (5)$$

که در آن P_A فشار اتمسفر، V_{CO} حجم هوای اولیه در کاف به ازای P_A و V_P حجم هوای پمپ شده به درون کاف است. مکانیسم عملکرد کاف توسط دو مولفه اصلی نشان داده می‌شود. مولفه‌ی اول که وابسته به هوای درون کاف و لوله‌های اتصالی است، توسط قانون بویل مدل‌سازی شده است. مولفه‌ی دوم کشش و تغییر شکل کاف است. به علت اینکه سطح کاف در تماس با بازو است، اغلب تغییر شکل‌های کاف در لایه خارجی آن صورت می‌گیرد. تغییر شکل کاف تا زمانی که به شکل نهایی خود برسد انجام می‌گیرد و سبب ایجاد منحنی غیرخطی فشار-حجم می‌گردد. کشش ایجاد شده در فشارهای بالاتر از ۱۲۰ میلی-متر جیوه رفتارهای خطی را نمایان خواهد نمود. فرآیند تغییر شکل کاف و کشش آن توسط رابطه تقریبی زیرمدل شده است [۹]:

$$p_C = E_C \left[\left(\frac{V_e}{V_{e0}} \right)^{1/n} - 1 \right]^n \quad (6)$$

که در آن V_{e0} حجم خارجی به‌ازای کشش صفر و n یک ثابت غیر خطی است. اگر n برابر یک باشد، کاف به‌عنوان یک دستگاه خطی بدون تغییر شکل عمل می‌کند. V_{e0} و V_{co} لزوماً برابر هم‌دیگر نیستند، زیرا V_{e0} می‌تواند شامل یک حجم هوای اضافی به‌منظور لوله‌های اتصالی باشد. شکل (۳) نشان دهنده منحنی تخلیه کاف (CDC) در دوره خالی شدن کاف مورد استفاده در

اغلب تحقیقات است. این نمودار برگرفته شده از رابطه‌های (۴)، (۵) و (۶) است. در مدل‌سازی فوق، رفتار کاف در حین تخلیه خطی مدل شده است. در پژوهش حاضر رفتار کاف را در حین تخلیه پله‌ای فشار بررسی می‌شود. این نوع مدل‌سازی تاکنون در پژوهش‌های گذشته مورد استفاده قرار نگرفته است و اغلب از مدل‌سازی فوق همانند آنچه در شکل (۳) مشخص است استفاده شده است. این مدل‌سازی علاوه بر منطبق بودن با دستگاه‌های واقعی، قابلیت کنترل بر عملکرد کاف را در بازه‌ی خالی شدن کاف افزایش می‌دهد. مدل‌سازی عملکرد مجموعه کاف و والو تنظیم فشار، در نرم‌افزار متلب به‌گونه‌ای انجام شده است که قابلیت کنترل کلیه پارامترهای موجود را دارا باشد. مهم‌ترین پارامترها عبارتند از:

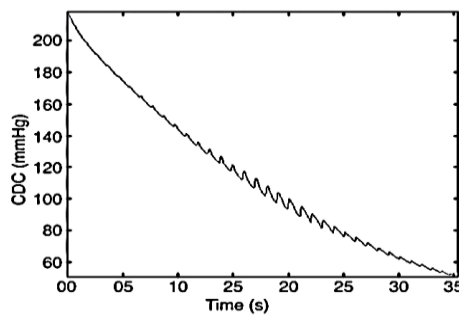
الف- حداکثر فشار: به حداکثر فشاری که کاف در ابتدا به آن می‌رسد، حداکثر فشار می‌گویند. در مدل‌سازی انجام شده قابلیت تغییر این فشار وجود دارد. این امر امکان آنالیز و بررسی عملکرد کاف برای تمام مدل‌های دستگاه‌های نوسان‌سنجی را فراهم می‌نماید. با توجه به بررسی تغییرات فشار کاف در داده‌های واقعی اندازه‌گیری فشار خون در حین پمپ شدن، رابطه‌ی (۷) برای مدل کردن تغییرات فشار کاف لحاظ شده است:

$$P_c(k) = P_c(k-1) + \alpha \sqrt{P_c(k-1)}, 0 < k < 350 \quad (7)$$

در واقع رابطه (۷) بیانگر تغییرات فشار کاف P_c در مرحله‌ی پمپ شدن است. شکل (۴) منحنی به‌دست آمده از رابطه‌ی (۷) را نشان می‌دهد. در این رابطه متغیر k بیانگر نمونه است و $p(k)$ فشار نمونه k ام را مشخص می‌کند. پارامتر α نیز در اینجا 0.08 لحاظ شده است.

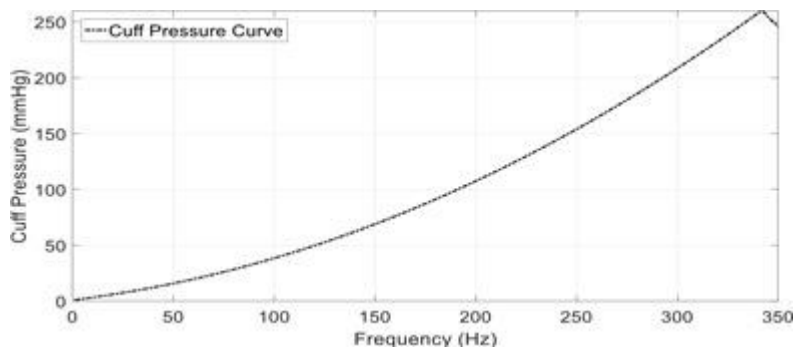
ب- تخلیه به‌صورت پله‌ای: همان‌طور که قبلاً نیز اشاره شد تخلیه کاف در اغلب مدل‌سازی‌های ارائه شده به‌صورت خطی در نظر گرفته شده است. در مدل‌سازی انجام شده تخلیه کاف به‌صورت پله‌ای در بازه‌های قابل تغییر طراحی شده است. میزان تخلیه هوا و همچنین زمان تخلیه و به‌طور کلی تعداد پله‌های تخلیه در این مدل‌سازی قابل تغییر است. رابطه (۸) از فیت نمودن منحنی بر روی داده‌های تجربی اندازه‌گیری شده در قسمت تخلیه کاف است:

$$\begin{cases} \beta = 0.0032 * P_c(k) - 6.2e-8 \\ P_c(k) = P_c(k-1) - \beta \end{cases}, 350 < k < 3000 \quad (8)$$



شکل (۳): تغییرات فشار کاف در هنگام تخلیه شدن [۳۱]

Figure (3): Cuff pressure changes during deflation [31]



شکل (۴): تغییرات فشار کاف در مرحله‌ی پر شدن

Figure (4): Cuff pressure changes in the filling stage

در رابطه (۸) ابتدا مقدار β محاسبه شده و در مرحله‌ی بعدی از مقدار فشار کاف کم خواهد شد. لازم به ذکر است در مدل-سازي انجام شده مقدار β به‌طور پیوسته کم نخواهد شد بلکه به‌صورت پله‌ای با تعریف میزان باز و بسته بودن والو تنظیم فشار عملیات تخلیه در کاف صورت می‌گیرد. شکل (۵) منحنی تخلیه کاف مدل‌سازی شده را نشان می‌دهد.

۲-۳- مدل‌سازی ریاضی فشار شریان

این مدل‌سازی به‌منظور نشان دادن پالس‌های فشار خون در هنگام تخلیه کاف است. در مدل‌سازی انجام شده یک پالس فشار شریان بازویی به‌عنوان ورودی در نظر گرفته می‌شود. این پالس توسط یک سری فوریه به‌صورت رابطه زیر نشان داده می‌شود [۱۰].

$$P_a(t) = MAP + A_0 \sin(2\pi \frac{f_{hr}}{60}) + A_1 \sin(4\pi \frac{f_{hr}}{60} + \Theta_1) \quad (9)$$

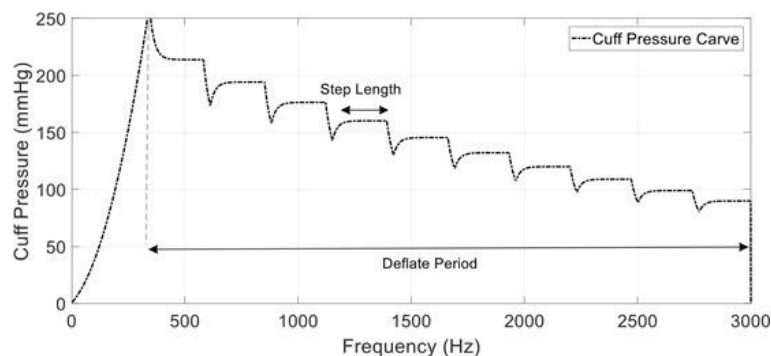
در این رابطه f_{hr} نمایانگر ضربان قلب است. پارامتر فشار حداکثر نوسان هم معادل فشار فشار حداکثر نوسان لحاظ شده جهت مدل‌سازی است. دو قسمت از این سری فوریه برای این مرحله در نظر گرفته شده است و بقیه ضرایب ثابت هستند که از مقاله [۱۰] به‌دست می‌آیند.

۲-۴- مدل‌سازی عملکرد پمپ و والو تنظیم فشار

برای مدل‌سازی روش نوسان‌سنجی نیاز به مدل‌سازی عملکرد پمپ و والو تنظیم فشار است. به‌طور کلی عملکرد پمپ و والو تنظیم فشار به دو مرحله تقسیم‌بندی می‌شود. مرحله اول مربوط به پر شدن کاف و مرحله دوم مربوط به تخلیه هوای کاف است. در مرحله اول عملکرد پمپ باید به‌گونه‌ای باشد که بتواند کاف را با سرعت بالا به فشاری بالاتر از فشار سیستول به‌طور مثال ۲۴۰ میلی‌متر جیوه برساند و در مرحله دوم عملکرد والو باید به‌صورتی باشد که بعد از توقف کوتاه مدت در حد چند ثانیه به‌طور مثال ۳ ثانیه، فشار کاف در بازه‌های زمانی یکسان با سرعتی به مراتب کمتر از مرحله اول را تخلیه نماید. علت این امر آن است که با تخلیه آرام و پله‌ای شکل می‌توان پالس‌های به‌وجود آمده از تقابل بین فشار کاف و فشار شریانی را مشاهده و استخراج نمود. با توجه به توضیحات بالا در نهایت مدل‌سازی انجام شده در این مقاله به‌گونه‌ای صورت گرفته است که بتواند شرایط مورد نیاز را پیاده‌سازی نماید.

۲-۵- استخراج نوسانات

همان‌گونه که در قسمت قبل اشاره شد منحنی فشار کاف ناشی از تقابل فشار کاف و فشار شریانی است. منحنی سهمی شکل موج‌های نوسانی از نوسانات ایجاد شده در این منحنی ایجاد می‌گردد. با اعمال پیش‌پردازش مناسب می‌توان به استخراج نوسانات با توجه به الگوریتم تخمین فشارهای سیستول و دیاستول پرداخت. برای حذف مقادیر dc از شکل موج منحنی فشار از یک فیلتر بالاگذر IIR مرتبه یک با فرکانس قطع ۲/۰ هرتز استفاده شد.



شکل (۵): تغییرات فشار کاف شده با وجود والو

Figure (5): Changes in cuffed pressure with the presence of a valve

به‌منظور حذف پالس‌های ناخواسته به علت کاهش فشار به‌صورت پله‌ای نیز از یک فیلتر پایین‌گذر FIR مرتبه ۷ استفاده شد. در نهایت با اعمال یک فیلتر بالاگذر IIR مرتبه دو با فرکانس قطع ۳ هرتز نوسانات مطلوب استخراج شد. همچنین برای محاسبه پوش منحنی دامنه نوسانات فشار، سیگنال فشار کاف بعد از عبور از فیلترهای فوق از یک فیلتر مرتبه چهارم عبور داده می‌شود.

۲-۶- الگوریتم تخمین در روش نوسان‌سنجی

یکی از بزرگ‌ترین چالش‌های دستگاه‌های اندازه‌گیری فشار خون به روش نوسان‌سنجی، دقت اندازه‌گیری در این تجهیزات است. دقت تخمین در این روش می‌تواند جان بسیاری از انسان‌ها، مخصوصاً بیمارانی که نیاز به اندازه‌گیری فشار خون به‌صورت مستمر در خانه را دارند از خطرات احتمالی حفظ نماید. به‌گونه‌ای که ۳ الی ۴ میلی‌متر جیوه خطا در تشخیص فشار خون سیستول ۲۰ درصد احتمال مرگ ناشی از حملات سکته مغزی و ۱۲ درصد احتمال مرگ بر اثر بیماری‌های اسکمی قلبی افزایش خواهد داد [۳۲]. علاوه بر این خطاهای حتی کوچک در اندازه‌گیری فشار خون می‌تواند عواقبی بر سلامت بیماران، مخصوصاً بیماران قلبی و عروقی مزمن مانند بیماران مبتلا به سفتی شریان و فیبریلاسیون دهلیزی بگذارد [۳۴-۳۵].

الف- الگوریتم حداکثر نوسان: این الگوریتم پر کاربردترین الگوریتم تخمین فشار خون است. این الگوریتم با فرض حداکثر بودن کامپلیانس شریان هنگامی که فشار کاف برابر فشار شریان باشد، عملیات تخمین فشارهای سیستول و دیاستول را انجام می‌دهد. در این هنگام سطح مقطع رگ به حداقل مقدار خود رسیده است. با در نظر گرفتن این فرض، این الگوریتم نقطه حداکثر نوسان فشار را متناظر با حداکثر منحنی سهمی شکل موج‌های نوسانی در نظر می‌گیرد [۱۶]. ضریب تشخیص سیستول، s معمولاً در بازه‌ی ۰/۴۵ الی ۰/۷۳ و همچنین ضریب تشخیص دیاستول، d معمولاً در بازه‌ی ۰/۶۹ الی ۰/۸۳ است [۳۶].

ب- الگوریتم حداکثر/حداقل شیب: این الگوریتم همانند الگوریتم حداکثر نوسان فشارهای سیستول و دیاستول را از منحنی سهمی شکل موج‌های نوسانی تخمین خواهد زد. با این تفاوت که در این تخمین به جای استفاده از ضرایب ثابت از محاسبه شیب نمودار به‌منظور به‌دست آوردن فشارهای سیستول و دیاستول استفاده می‌شود. محققان دریافته‌اند اگر از نمودار سهمی شکل موج‌های نوسانی به‌ازای زمان مشتق گرفته شود، حداکثر مقدار مشتق گرفته شده از منحنی متناظر با فشار سیستول و حداقل مقدار آن منحنی متناظر با فشار دیاستول خواهد بود [۱۰، ۳۶، ۳۷].

۳- بحث

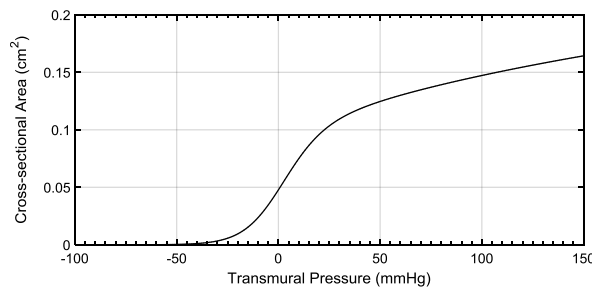
پس از مدل‌سازی ریاضی اجزاء مختلف اندازه‌گیری فشار خون به روش نوسان‌سنجی، در این قسمت نتایج بررسی عملکرد مدل‌سازی ارائه شده با نمونه‌های واقعی اندازه‌گیری شده مقایسه ارائه می‌گردد. شکل (۶) نتایج مدل‌سازی ریاضی رگ بر اساس رابطه (۳) بر اساس اطلاعات جدول (۱) را نشان می‌دهد. همان‌گونه که از شکل (۶) مشخص است در حدود فشار صفر میلی-متر جیوه تغییرات سطح مقطع رگ نسبت به فشارهای دیگر حداکثر است. در واقع فشار حداکثر نوسان را می‌توان با این نقطه متناظر دانست. بعد از مدل‌سازی رگ و همچنین با بهره از مدل‌سازی فشار شریان، عملکرد کاف و والو تنظیم فشار و همچنین مدل‌سازی کاف، منحنی کاف به همراه پالس‌های ایجاد شده بر روی آن همانند شکل (۷) به‌دست می‌آید. همان‌گونه که از شکل مشخص است، نوسانات ایجاد شده در بازه‌ی تخلیه کاف در فشارهای ۵۰ الی ۱۲۵ میلی‌متر جیوه نمایان شده است. لازم به ذکر است که در مدل‌سازی فشار شریان مقدار فشار حداکثر نوسان برابر با ۹۰ میلی‌متر جیوه در نظر گرفته شده است. در ادامه مقدار فشار حداکثر نوسان به‌دست آمده از مدل‌سازی با مقدار داده شده در ورودی بررسی می‌شود و به این ترتیب صحت مدل‌سازی روش نوسان‌سنجی مورد ارزیابی قرار می‌گیرد. با حذف بازه‌ی پر شدن کاف و همچنین استخراج نوسانات ظاهر شده بر روی پله‌های منحنی کاف شکل (۸) به‌دست می‌آید. همان‌گونه که قبلاً اشاره شد، حداکثر نوسانات متناظر با فشار حداکثر نوسان است. در ابتدا جهت تخمین فشارهای فشار حداکثر نوسان، سیستول و دیاستول از الگوریتم حداکثر نوسان استفاده می‌شود. به این منظور با اعمال فیلترینگ بر اساس مطالب اشاره شده، نوسانات استخراج می‌شود. شکل (۹) نوسانات به‌دست آمده

در این روش را نشان می‌دهد. برای استخراج منحنی سهمی شکل موج‌های نوسانی یا همان منحنی پروفایل فشار خون بیمار، نمودار دامنه نوسانات بر اساس فشار آن‌ها تعیین می‌شود که شکل (۱۰) نشان‌دهنده این نمودار است. به‌منظور بررسی عملکرد مدل‌سازی ارائه شده در این مقاله، مقادیر استفاده شده در مرجع [۱۱] را به‌عنوان ورودی به مدل‌سازی داده می‌شود و نتایج به‌دست آمده از خروجی با مقادیر مبنا مقایسه و به این ترتیب صحت عملکرد مدل‌سازی تایید خواهد شد. با در نظر گرفتن فشار حداکثر نوسان برابر با ۹۰ به‌عنوان ورودی، همان‌گونه که از شکل (۱۱) مشخص است، فشار حداکثر نوسان برابر با ۷۳/۸۷ میلی‌متر جیوه حاصل شده است. اختلاف میان این مقدار با فشار ۹۰ میلی‌متر جیوه خطای مربوط به فرایند فیت کردن منحنی و فیلتراسیون در نظر گرفته شده برای استخراج منحنی است.

Table (1) - constant values required for vessel modeling [10]

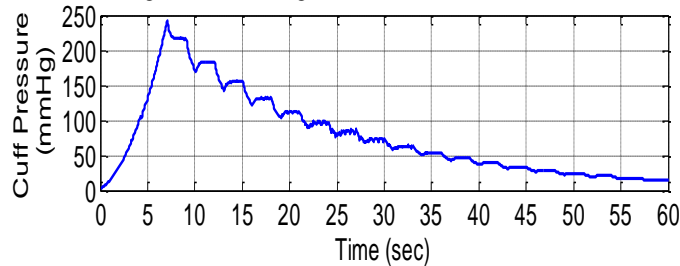
جدول (۱) - مقادیر ثابت مورد نیاز برای مدل‌سازی رگ [۱۰]

واحد	مقدار	کمیت
میلی‌متر بر جیوه	۰/۰۳	a
میلی‌متر بر جیوه	۳/۳۰	b
میلی‌متر بر جیوه	۰/۱۰	c
سانتیمتر	۰/۰۸	d



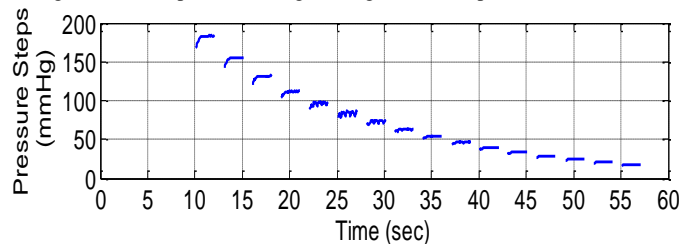
شکل (۶): نتایج مدل‌سازی سطح مقطع رگ

Figure (6): Modeling results of vessel cross section



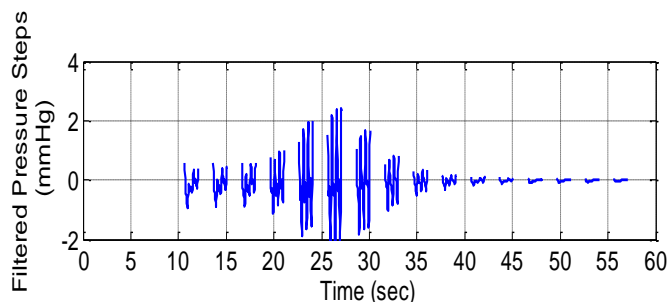
شکل (۷): تغییرات فشار کاف به همراه نوسانات فشار خون ایجاد شده

Figure (7): Cuff pressure changes along with blood pressure fluctuations

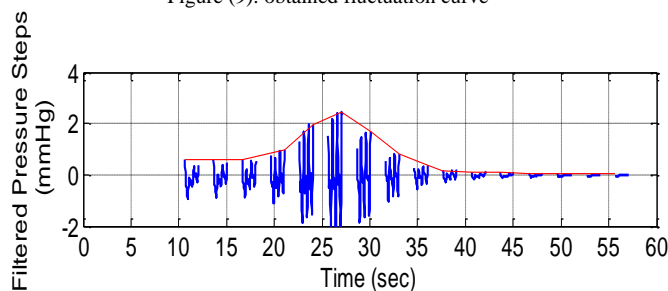


شکل (۸): نوسانات موجود در هر پله

Figure (8): Oscillations in each step



شکل (۹): منحنی نوسانات بدست آمده
Figure (9): obtained fluctuation curve

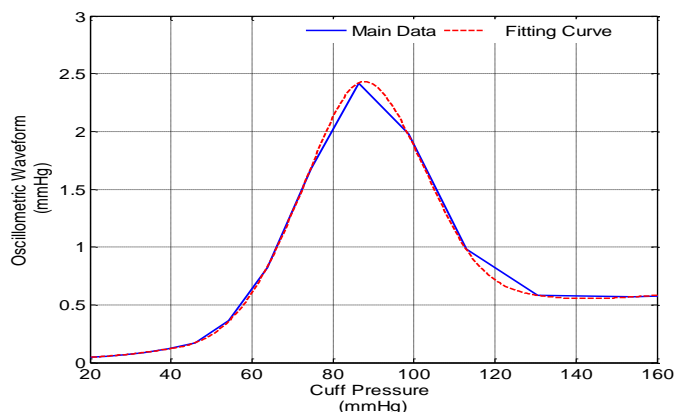


شکل (۱۰): منحنی بدست آمده از نوسانات استخراج شده
Figure (10): The curve obtained from the extracted fluctuations

برای محاسبه فشار سیستول و فشار دیاستول با استفاده از الگوریتم حداکثر نوسان [۳۳]، نسبت A_s (دامنه نوسانات در فشار سیستول) به A_m (دامنه نوسانات فشار در فشارهای برابر با مقدار میانگین و یا حداکثر نوسانات) برابر با $0/45$ (در محدوده $0/45$ و $0/73$ مطابق با مرجع [۱۰]) در نظر گرفته شد. بر این اساس مطابق با شکل (۱۵) با در نظر گرفتن نسبت مربوطه، فشار سیستول برابر با $110/59$ میلی‌متر جیوه محاسبه شده است. با استدلال مشابه در صورتی که مقدار نسبت ضریب A_d (دامنه نوسانات در فشار دیاستول) به A_m برابر با $0/83$ (در محدوده $0/69$ و $0/83$ مطابق با مرجع [۱۰]) در نظر گرفته شود، مقدار فشار دیاستول برابر با $77/65$ میلی‌متر جیوه محاسبه شده است.

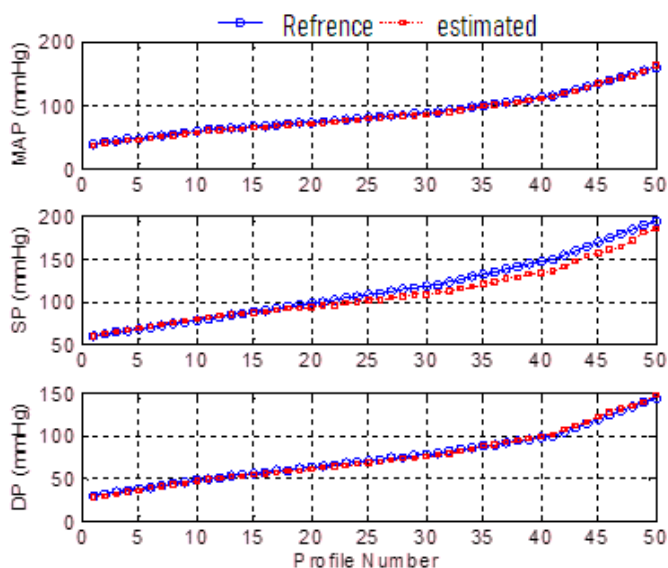
همان‌طور که ملاحظه می‌شود در اندازه‌گیری فشار سیستول خطای قابل محسوس وجود دارد. به‌ازای مقادیر مختلف پروفایل‌های فشار خون مدل‌سازی انجام شده است این مدل‌سازی با استفاده از تکنیک حداکثر نوسان صورت پذیرفته است همچنین برای محاسبه فشارها برای تمام نمونه‌ها مقدار ضربان قلب در رابطه مدل‌سازی فشار کاف برابر با 80 ضربه در دقیقه در نظر گرفته شده است. مقدار متوسط قدر مطلق خطا برای تمام نمونه‌های پروفایل فشار برای فشارهای حداکثر نوسان، دیاستول و سیستول به ترتیب برابر با $1/9 \pm 0/64$ ، $1/6 \pm 0/82$ و $6/8 \pm 5/1$ محاسبه شده است. شکل‌های (۱۲) و (۱۳) به ترتیب مقادیر فشارهای تخمین‌زده شده در مقایسه با مقادیر مرجع را به همراه خطای مدل‌سازی برای تمام نمونه‌های تحت آزمایش ترسیم کرده‌اند. همان‌طور که نتایج شبیه‌سازی نشان می‌دهند خطای مدل‌سازی مقادیر فشارهای دیاستول و سیستول، حداکثر فشار در حد قابل قبولی باقی می‌ماند. با در نظر گرفتن الگوریتم حداکثر/حداقل شیب و چگونگی نحوه‌ی اعمال فیلترهای متعدد با در نظر گرفتن شکل (۱۱) به‌عنوان منحنی فشار کاف برای این الگوریتم، نتایج مدل‌سازی استفاده از این الگوریتم به‌صورت شکل (۱۴) خواهد شد.

با توجه به نتایج شبیه‌سازی در شکل (۱۴) مشاهده می‌شود که در منحنی دوم شکل، در زمان $25/6$ ثانیه مقدار پوش منحنی در حالت حداکثر قرار می‌گیرد. با انتقال این زمان بر روی منحنی اول شکل (۱۴) مقدار فشار متوسط شریانی برابر با $105/1$ میلی‌متر جیوه محاسبه می‌گردد. در این حالت از روی منحنی مشتق زمانی پوش دامنه نوسانات ایجاد شده در زمانی که منحنی از یک حداکثر نسبی برخوردار است مقدار فشار سیستول محاسبه می‌شود و در حالتی که منحنی از مقدار حداقل نسبی خود برخوردار است فشار دیاستول به‌دست می‌آید.



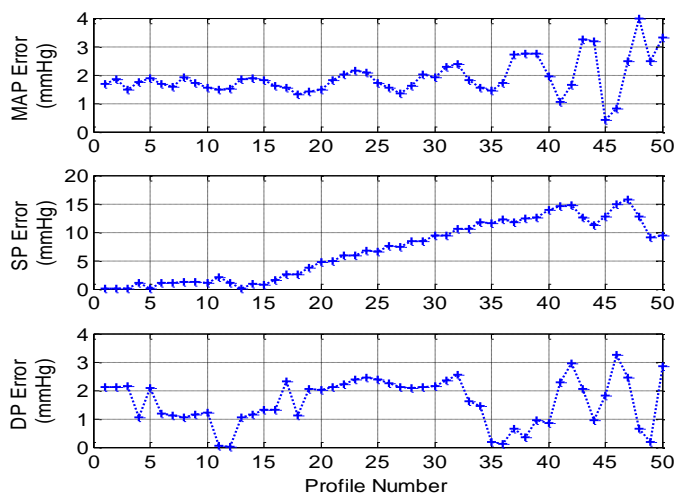
شکل (۱۱): منحنی پروفایل فشار خون برای فشارهای مرجع حداکثر نوسان، سیستول و دیاستول به ترتیب برابر با ۹۰، ۱۲۰ و ۸۰ میلی‌متر جیوه

Figure (11): Blood pressure profile curve for reference pressures of maximum oscillation, systole and diastole equal to 90, 120 and 80 mmHg respectively



شکل (۱۲): مقایسه فشار برای مقادیر واقعی و مقادیر مدلسازی شده برای تمام پروفایل‌های فشار در الگوریتم حداکثر نوسان

Figure (12): Pressure comparison for real values and modeled values for all pressure profiles in the maximum size algorithm



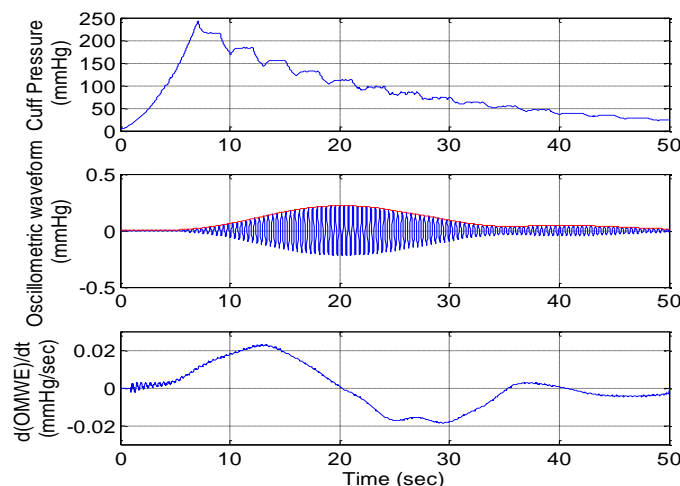
شکل (۱۳): خطای مدل‌سازی برای تمام پروفایل‌های فشار در الگوریتم حداکثر نوسان

Figure (13): Modeling error for all pressure profiles in the maximum size algorithm

با محاسبات انجام شده مقادیر فشارهای سیستول و دیاستول به ترتیب برابر با ۱۳۱/۲۸ و ۸۴/۰۹ میلی‌مترجیوه محاسبه شده‌اند. در صورتی‌که به ازای مقادیر مختلف حداکثر فشار، فشار دیاستول و سیستول برای پروفایل‌های مختلف فشار خون نتایج مدل‌سازی فشار کاف انجام شود و با استفاده از تکنیک الگوریتم حداکثر/حداقل شیب این فشارها در مدل‌سازی ارائه شده در این پژوهش شبیه‌سازی شوند نتایج شکل (۱۵) و (۱۶) حاصل می‌گردد. برای محاسبه فشارها برای تمام نمونه‌ها مقدار ضربان قلب در رابطه مدل‌سازی فشار کاف برابر با ۸۰ ضربه در دقیقه در نظر گرفته شده است.

مقدار متوسط قدر مطلق خطا برای تمام پروفایل‌های فشار خون ایجاد شده برای حداکثر فشار، فشار دیاستول و فشار سیستول به ترتیب برابر با $۱۸/۳ \pm ۹/۸$ ، $۹/۸ \pm ۱۵/۲$ و $۱۹/۷ \pm ۱۲/۵$ محاسبه شده است.

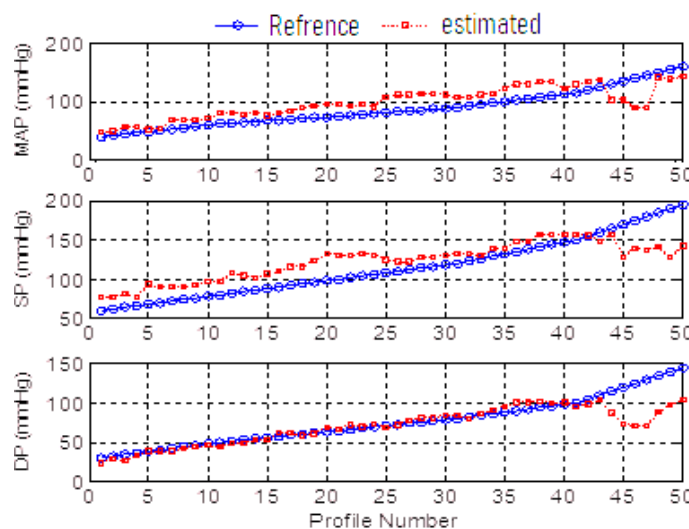
یکی از دلایل افزایش بسیار زیاد خطای مدل‌سازی در این روش این است که با توجه به منحنی فشار کاف مدل‌سازی شده در زمان خالی شدن کاف در مرجع‌های [۱]، [۱۱]، [۳۸] و [۳۹]، روال کاهشی فشار کاف با شیب یکسان شبیه‌سازی شده است بنابراین با استفاده از دو فیلتر بالا گذر و پایین گذر با استفاده از روش استخراج پوش منحنی دامنه نوسانات، مقادیر فشارهای سیستول و دیاستول محاسبه می‌شوند.



شکل (۱۴): فیلتراسیون پیوسته سیگنال فشار کاف برای استخراج دامنه نوسانات فشار خون به همراه پوش منحنی و مشتق زمانی آن

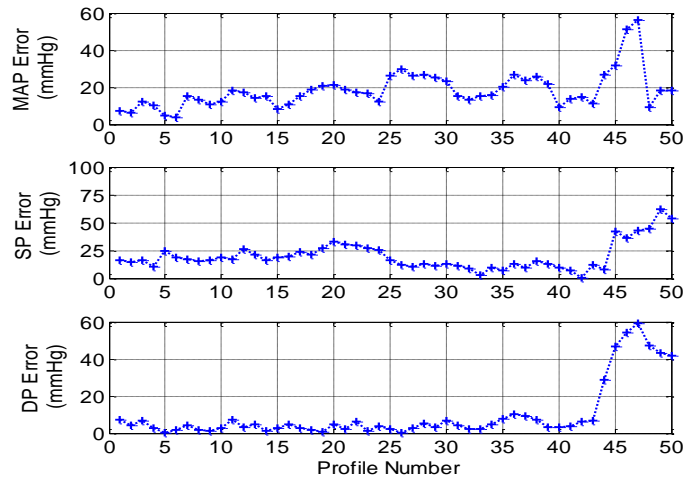
برای استخراج سیگنال‌های فشار متوسط شریانی، فشار سیستول و فشار دیاستول

Figure (14): Continuous filtering of the cuff pressure signal to extract the range of blood pressure fluctuations along with the curve and its time derivative to extract the signals of mean arterial pressure, systolic pressure and diastolic pressure

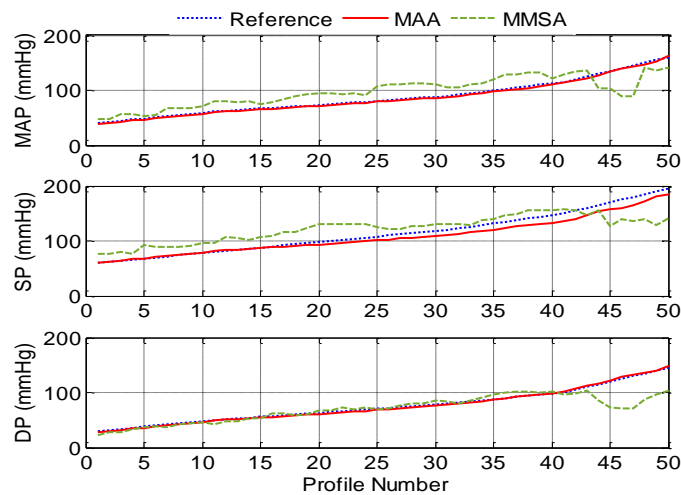


شکل (۱۵): مقایسه فشار برای داده‌های مرجع و مدل‌سازی برای تمام پروفایل‌های فشار در الگوریتم حداکثر/حداقل شیب

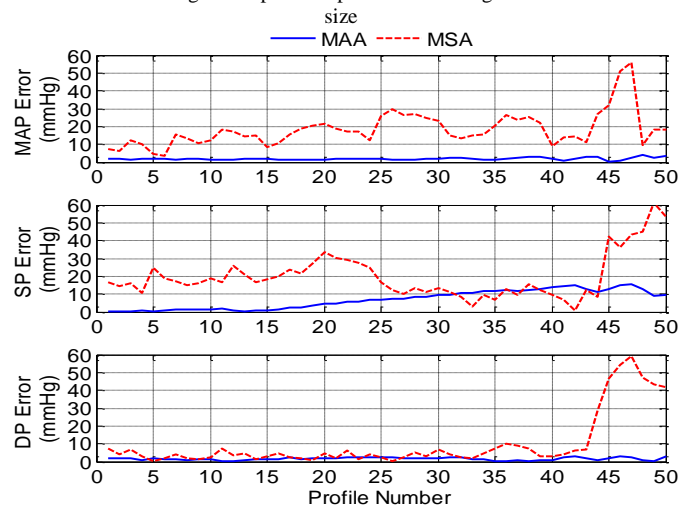
Figure (15): Comparison of pressure for reference data and modeling for all pressure profiles in maximum/minimum slope algorithm



شکل (۱۶): خطای مدل‌سازی در مقادیر مرجع و مدل‌سازی برای تمام پروفایل‌های فشار در الگوریتم حداکثر/حداقل شیب
Figure (16): Modeling error in reference values and modeling for all pressure profiles in the maximum/minimum slope algorithm



شکل (۱۷): فشار برای داده‌های مرجع و مدل‌سازی برای تمام پروفایل‌های فشار در دو الگوریتم حداکثر/حداقل شیب و حداکثر نوسان
Figure (17): Pressure for reference data and modeling for all pressure profiles in two algorithms of maximum/minimum slope and maximum size

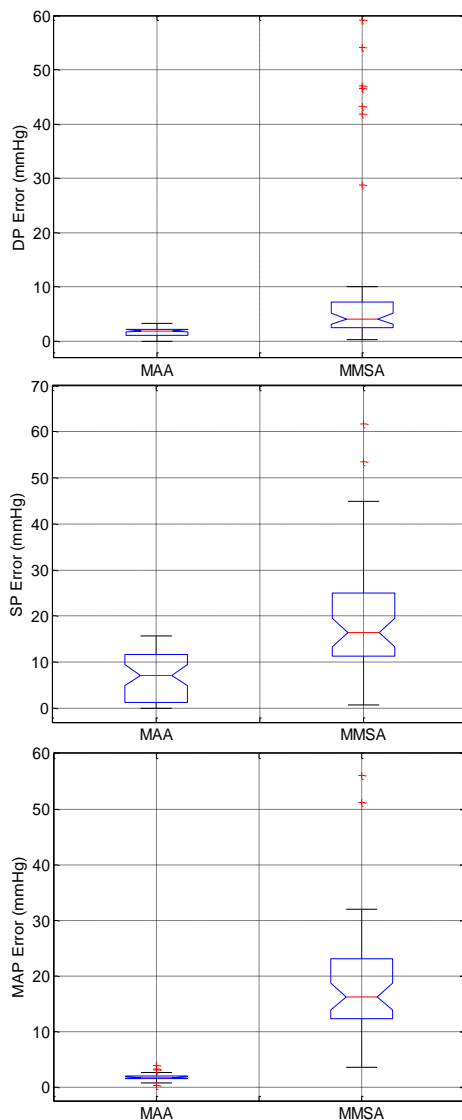


شکل (۱۸): خطای مدل‌سازی در مقادیر مرجع و مدل‌سازی برای تمام پروفایل‌های فشار در دو الگوریتم حداکثر/حداقل شیب و حداکثر نوسان
Figure (18): Modeling error in reference values and modeling for all pressure profiles in two maximum/minimum slope and maximum size algorithms

Table (2): Results of sensitivity analysis of effective coefficients in vessel modeling in the article

جدول (۲): نتایج آنالیز حساسیت ضرایب موثر در مدل‌سازی رگ در مقاله

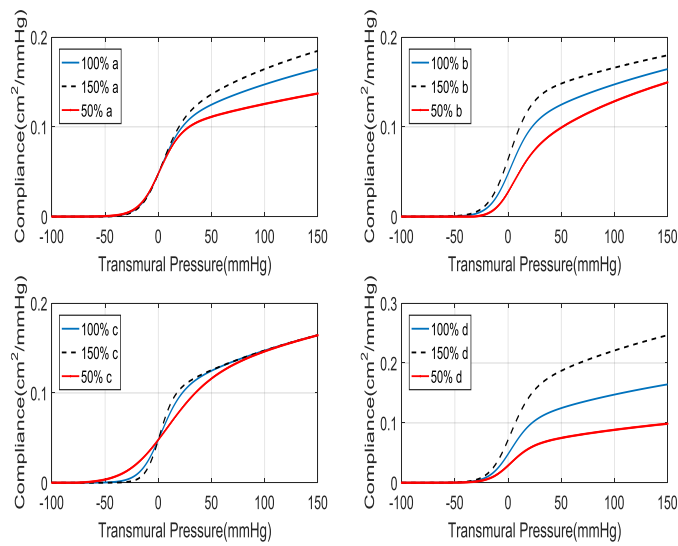
پارامتر	A		B		c		d	
	%-۵۰	%+۵۰	%-۵۰	%+۵۰	%-۵۰	%+۵۰	%-۵۰	%+۵۰
سیستول	+۲	۱/۱	-۱۵	+۳	+۲/۰۸	+۳	-۰/۱	+۰/۱
دیاستول	+۲	-۰/۵	-۵	+۳	+۱۵	+۲	-۰/۰۳	-۰/۰۲
حداکثر فشار	+۰/۱	+۰/۱	-۰/۵	+۰/۲	-۰/۶	+۰/۱	-۰/۰۰۰۲	+۰/۰۲



شکل (۱۹): تست مقایسه‌ای آماری Anova در خطای مدل‌سازی دو الگوریتم حداکثر/حداقل شیب و حداکثر نوسان

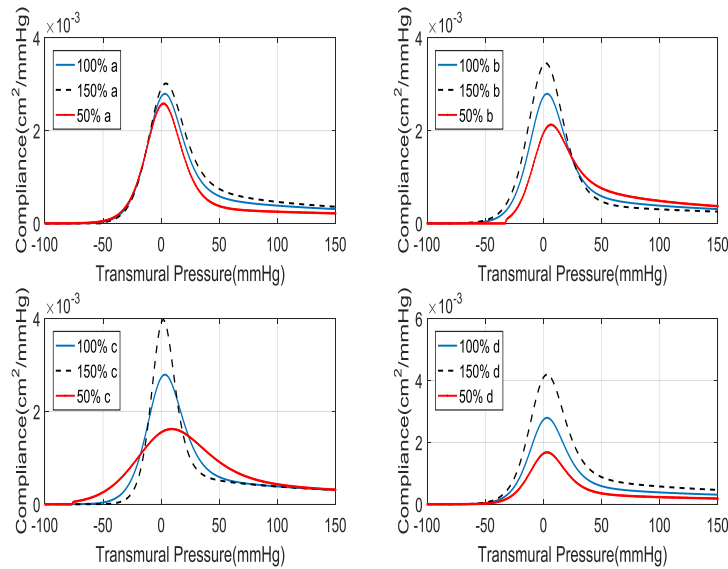
Figure (19): Anova statistical comparative test in the modeling error of two algorithms, maximum/minimum slope and maximum size

در حالی که با توجه به نوع روش مدل‌سازی فشار کاف در این پروژه از چهار فیلتر، فشار کاف باید عبور داده شود تا اینکه بتوان از روش پوش و مشتق زمانی آن مقادیر مورد نظر را محاسبه کرد. با توجه به نتایج بدست آمده در قسمت‌های قبلی، در این بخش به مقایسه دو الگوریتم استفاده شده در این مدل‌سازی پرداخته می‌گردد. مقایسه‌ای دو الگوریتم تخمین فشار حداکثر نوسان و حداکثر/حداقل شیب در شکل‌های (۱۷) و (۱۸) ترسیم شده‌اند. برای اندازه‌گیری عملکرد دو روش تخمین فشار یک تست آماری Anova برای مقایسه عملکرد دو روش انجام شده است.



شکل (۲۰): تغییرات ضرایب بر روی سطح مقطع رگ مدل‌سازی شده

Figure (20): Changes of coefficients on the cross-sectional surface of the modeled vessel



شکل (۲۱): تغییرات ضرایب بر روی سطح مقطع رگ مدل‌سازی شده

Figure (21): Changes of coefficients on the cross section of the modeled vessel

Table (3): Results of sensitivity analysis of effective coefficients in vessel modeling in [39]

جدول (۳): نتایج آنالیز حساسیت ضرایب موثر در مدل‌سازی رگ در [۳۹]

d		C		b		a		پارامتر
٪-۵۰	٪+۵۰	٪-۵۰	٪+۵۰	٪-۵۰	٪+۵۰	٪-۵۰	٪+۵۰	
-۰/۴	+۰/۴	+۲/۱۹	-۴/۷۲	-۱۶/۸	+۳/۹۹	-۳/۶	+۳/۶	سیستول
-۰/۱	-۰/۰۲	-۱۹/۵	+۴/۷۷	+۴/۷۷	-۱۴/۱	+۳/۷۲	+۳/۵۱	دیاستول
۰	+۰/۰۳	-۰/۵۵	+۰/۱۳	-۱/۵۹	+۰/۴۱	+۰/۳۸	+۰/۱۵	حداکثر فشار

در این حالت مقدار پارامتر p به ترتیب برای حداکثر فشار، فشار دیاستول و سیستول برابر با ۲×۱۰^{-۴} ، $۲/۱۳۰۶ \times ۱۰^{-۲۰}$ و $۹^{-۱}$ محاسبه شده است. همچنین نتایج تحلیل پراکندگی داده‌ها حول مقدار میانگین مربوط به خطا در شکل (۱۹) نشان داده شده است. در این قسمت از پژوهش، ابتدا به بررسی تغییرات رفتار رگ به ازای تغییرات ضرایب a ، b ، c و d در

مدل‌سازی رگ پرداخته می‌شود. شکل (۲۰) تغییرات سطح مقطع رگ به‌ازای فشار ترانس‌مورال را با تغییرات $\pm 50\%$ درصد برای تمام ضرایب را نشان می‌دهد. همچنین شبیه‌سازی منحنی کامپلیانس نیز به‌ازای تغییرات مذکور برای مدل‌سازی رگ صورت گرفته شده به‌صورت شکل (۲۱) خواهد شد. همان‌گونه که در شکل (۲۱) مشخص است، تغییرات ضرایب b و c نسبت به ضرایب دیگر بر روی عملکرد کامپلیانس رگ بیشترین تاثیر را دارد. در مجموعه منحنی‌های بالایی سمت چپ و پایین سمت راست که مربوط به تغییرات ضریب a و d هستند، تغییرات همانند یک ضریب کل نمودار را با توجه به افزایش و یا کاهش ضرایب تغییر می‌دهد. در ادامه به بررسی تاثیر تغییرات مذکور بر روی نتایج تشخیص فشارهای حداکثر، سیستول و دیاستول پرداخته می‌شود.

برای این منظور با توجه به بخش‌های پیشین این مقاله و با در نظر گرفتن این موضوع که روش تخمین الگوریتم حداکثر نوسان در این مدل‌سازی نسبت به الگوریتم حداکثر/حداقل شیب از عملکرد و دقت بهتری برخوردار است، از این روش جهت بررسی تاثیر تغییرات بر روی مدل‌سازی استفاده می‌شود. یکی از بهترین نمونه‌ها با ضریب قلب 80 ضربان در دقیقه و فشار حداکثر معادل 90 میلی‌متر جیوه در نظر گرفته می‌شود. جدول (۲) نشان دهنده نتایج آنالیز حساسیت ضرایب رگ در مدل‌سازی اندازه‌گیری فشار خون به روش نوسان‌سنجی ارائه شده در این پژوهش است.

همان‌گونه که مشخص است تاثیرات تغییر ضریب‌های b و c بر روی عملکرد روش نوسان‌سنجی به نسبت دیگر ضرایب بالاتر است. با مقایسه جدول (۲) با نتایج مرجع [۳۸] که در جدول (۳) بیان شده است، علاوه بر مشخص شدن صحت عملکردی مدل‌سازی و آنالیز حساسیت ضرایب در مدل‌سازی روش نوسان‌سنجی، می‌توان در بیشتر موارد مشابه بهبود عملکرد مدل‌سازی ارائه شده نسبت به مقاله را مشاهده نمود. لازم به ذکر است در جدول‌های (۲) و (۳) مقادیر خطای نسبی که اختلاف بین مقدار محاسبه شده با مقدار واقعی تقسیم بر مقدار واقعی است.

۴- نتیجه‌گیری

روش نوسان‌سنجی با در نظر گرفتن مدل‌های اجزاء مختلف آن به همراه مدل کاف با قابلیت کنترل در بازه‌های پر و خالی شدن کاف با موفقیت مدل‌سازی و صحت عملکرد آن با نتایج واقعی اندازه‌گیری شده، بررسی شد. همان‌گونه که از مقایسه نتایج مدل‌سازی ارائه شده در این مقاله با نتایج واقعی ثبت شده برای روش نوسان‌سنجی مشخص است، تخمین در الگوریتم حداکثر نوسان نسبت به الگوریتم حداکثر حداقل اندازه‌دارای خطای کمتری است. علاوه بر این با در نظر گرفتن آنالیز حساسیت پارامترهای تاثیرگذار در مدل‌سازی رگ ارائه شده می‌توان نتیجه‌گرفت که در الگوریتم حداکثر نوسان تغییرات c و b بیشترین ارتباط را با سفتی شریان دارد و همچنین در این الگوریتم اگر شخص مورد نظر دچار چنین عارضه‌ای باشد، تا 15% درصد احتمال خطا در تشخیص با این الگوریتم انتظار می‌گردد.

References

مراجع

- [1] M. Forouzanfar, H.R. Dajani, V.Z. Groza, M. Bolic, S. Rajan, I. Batkin, "Oscillometric blood pressure estimation: Past, present, and future", IEEE Reviews in Biomedical Engineering, vol. 8, pp. 44-63, May 2015 (doi: 10.1109/RBME.2015.2434215).
- [2] M. Sadaghiani, G. Mashayekhi, N. Behzadfar, A. Yaghoobzadeh, T. Babae, "Validation of the Saadat NIBP module according to the ANSI/AAMI-SP10 protocol", Proceeding of the IEEE/ICBME, pp. 199-202, Tehran, Iran, Dec. 2013 (doi: 10.1109/ICBME.2013.6782218).
- [3] A. Voss, A. Seeck, M. Baumert, "Altered interactions of heart rate and blood pressure during normal and abnormal pregnancy", Proceeding of the IEEE/IEMBS, pp. 1695-1698, Buenos Aires, Argentina, Sept. 2010 (doi: 10.1109/IEMBS.2010.5626838).
- [4] S. Lalan, D. Blowey, "Comparison between oscillometric and intra-arterial blood pressure measurements in ill preterm and full-term neonates", Journal of the American Society of Hypertension, vol. 8, no. 1, pp. 36-44, Jan. 2014 (doi: 10.1016/j.jash.2013.10.003).
- [5] A. Argha, A., B.G. Celler, & N.H.Lovell "Artificial intelligence based blood pressure estimation from auscultatory and oscillometric waveforms: A methodological review", IEEE Reviews in Biomedical Engineering, vol. 15, pp. 152-168, Nov. 2020 (doi: 10.1109/RBME.2020.3040715).

- [6] A.S. Alghamdi, K. Polat, A. Alghoson, A.A. Alshdadi, & A.A. Abd El-Latif, "A novel blood pressure estimation method based on the classification of oscillometric waveforms using machine-learning methods", *Applied Acoustics*, vol. 164, Article Number: 107279, July 2020 (doi: 10.1016/j.apacoust.2020.107279).
- [7] C.R. Taylor, C. Lillis, P. LeMone, P. Lynn, "Study guide for fundamentals of nursing: The art and science of nursing care", 7th Edition, Baltimore, MD, USA: Lippincott Williams and Wilkins, 2010.
- [8] G.M. Drzewiecki, L.F. Moubarak, "Transmural pressure-area relation for veins and arteries", *Proceeding of the IEEE/NEBC*, pp. 269-272, Durham, NH, USA, March 1988 (doi: 10.1109/NEBC.1988.19403).
- [9] G.M. Drzewiecki, E. Karam, V. Bansal, R. Hood, H. Apple, "Mechanics of the occlusive arm cuff and its application as a volume sensor", *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, vol. 40, no.7, pp. 704-708, July 1993 (doi: 10.1109/10.237700).
- [10] G.M. Drzewiecki, R. Hood, H. Apple, "Theory of the oscillometric maximum and the systolic and diastolic detection ratios", *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 22, no. 1, pp. 88-96, Jan./Feb. 1994 (doi: 10.1007/BF02368225).
- [11] P.D. Baker, D.R. Westenskow, K. Kuck, "Theoretical analysis of non-invasive oscillometric maximum amplitude algorithm for estimating mean blood pressure", *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 35, pp. 271-278, May 1997 (doi: 10.1007/BF02530049).
- [12] J.S.R. Jang, C.T. Sun, E. Mizutani, "Neuro-fuzzy and soft computing: A computational approach to learning and machine intelligence [Book Reviews]", *IEEE Trans. on Automatic Control*, vol. 42, no. 10, pp. 1482-1484, 1997 (doi: 10.1109/TAC.1997.633847).
- [13] G.W. Mauck, C.R. Smith, L.A. Geddes, J.D. Bourland, "The meaning of the point of maximum oscillations in cuff pressure in the indirect measurement of blood pressure- Part II", *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 102, no. 1, pp. 28-33, Feb. 1980 (doi: 10.1115/1.3138195).
- [14] F.K. Forster, D. Turney, "Oscillometric determination of diastolic, mean, and systolic blood pressure- A numerical model", *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 108, pp. 359-364, Nov. 1986 (doi: 10.1115/1.3138629).
- [15] S. Lee, M. Bolic, V.Z. Groza, H.R. Dajani, S. Rajan, "Confidence interval estimation for oscillometric blood pressure measurements using bootstrap approaches", *IEEE Trans. on Instrumentation and Measurement*, vol. 60, pp. 3405-3415, Oct. 2011 (doi: 10.1109/TIM.2011.2161926).
- [16] G.M. Drzewiecki, "Noninvasive arterial blood pressure and mechanics", *The Biomedical Engineering Handbook*, 3rd ed, 2000.
- [17] M. James, "Simplified model for the design of an oscillometric blood pressure measuring system", Ph.D. Dissertation, University of Guelph, Guelph, Canada, 2012.
- [18] H. Lan, A.M. Al-Jumaily, A. Lowe, "An investigation into the upper arm deformation under inflatable cuff", *Proceeding of the ASME/IMECE*, pp. 621-624, Boston, Massachusetts, USA, Oct./Nov. 2008 (doi: 10.1115/IMECE2008-67009).
- [19] H. Lan, A.M. Al-Jumaily, A. Lowe, W. Hing, "Effect of tissue mechanical properties on cuff-based blood pressure measurements", *Medical Engineering and Physics*, vol. 33, no. 10, pp. 1287-1292, Dec. 2011 (doi: 10.1016/j.medengphy.2011.06.006).
- [20] J.S. Clark, S. Sun, "Total compliance method and apparatus for noninvasive arterial blood pressure measurement", U.S. Patent, US5423322A, 1995.
- [21] C.F. Babbs, "Oscillometric measurement of systolic and diastolic blood pressures validated in a physiologic mathematical model", *Biomedical Engineering Online*, vol. 11, no.1, Aug. 2012 (doi: 10.1186/1475-925X-11-56).
- [22] M. Forouzanfar, B. Balasingam, H.R. Dajani, V. Groza, M. Bolic, S. Rajan, E.M. Petriu, "Mathematical modeling and parameter estimation of blood pressure oscillometric waveform", *Proceeding of the IEEE/MeMeA*, pp. 1-6, Budapest, Hungary, May 2012 (doi: 10.1109/MeMeA.2012.6226639).
- [23] M. Forouzanfar, H.R. Dajani, V. Groza, M. Bolic, "Model-based oscillometric blood pressure estimation", *Proceeding of the IEEE/MeMeA*, pp. 1-6, Lisboa, Portugal, June 2014 (doi: 10.1109/MeMeA.2014.6860103).
- [24] M. Forouzanfar, H.R. Dajani, V.Z. Groza, M. Bolic, S. Rajan, I. Batkin, "Ratio-independent blood pressure estimation by modeling the oscillometric waveform envelope", *IEEE Trans. on Instrumentation and Measurement*, vol. 63, no. 10, pp. 2501-2503, Oct. 2014 (doi: 10.1109/TIM.2014.2332239).
- [25] L. Soojeong, J. Chang, "Deep belief networks ensemble for blood pressure estimation", *IEEE Access*, vol. 5, pp. 9962-9972, May 2017 (doi: 10.1109/ACCESS.2017.2701800).
- [26] L. Soojeong, J. Chang. "Deep learning ensemble with asymptotic techniques for oscillometric blood pressure estimation", *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, vol. 151, pp. 1-13, Nov. 2017 (doi: 10.1016/j.cmpb.2017.08.005).

- [27] L. Soojeong, A. Ahmad, G. Jeon, "Combining bootstrap aggregation with support vector regression for small blood pressure measurement". *Journal of Medical Systems*, vol. 42, no. 4, Article Number: 63, Feb. 2018 (doi:10.1007/s10916-018-0913-x).
- [28] S. Lee, C. Park, J. Chang, S. Member, "Improved gaussian mixture regression based on pseudo feature generation using bootstrap in blood pressure estimation", *IEEE Trans. on Industrial Informatics*, vol. 12, no.6, pp. 2269–2280, Dec. 2016 (doi: 10.1109/TII.2015.2484278).
- [29] J. Liu, J. Hahn, R. Mukkanala, "Model-based error analysis of the oscillometric fixed-ratio blood pressure measurement method", *Proceeding of the IEEE/EMBC, San Diego, USA, Sept. 2012* (doi: 10.1109/EM-BC.2012.6346011).
- [30] L.E. Fields, V.L. Burt, J.A. Culter, J. Hughes, E.J. Roccella, P. Sorlie, "The burden of adult hypertension in the united states 1990 to 2000: A rising tide", *Journal of Hypertension*, vol. 44, no. 4, pp. 398–404, Aug. 2004 (dpi: 10.1161/01.HYP.0000142248.54761.56).
- [31] S. Alpert Bruce, D. Quinn, D. Gallick, "Oscillometric blood pressure: a review for clinicians", *Journal of the American Society of Hypertension*, vol. 12, no. 12, pp. 930–938, Dec. 2014 (doi: 10.1016/j.jash.2014.0-8.014).
- [32] I. Koohi, S. Ahmad, I. Batkin, V. Groza, S. Shirmohammadi, R. Hilmi Dajani. "Dynamic threshold algorithm to evaluate trustworthiness of the estimated blood pressure in oscillometry", *IEEE Instrumentation and Measurement Magazine*, vol. 19, no. 5, pp. 26-35, Oct. 2016 (doi: 10.1109/MIM.2016.7579067).
- [33] S. Lewington, R. Clarke, N. Oizilbash, R. Peto, R. Collins, "Age specific relevance of usual blood pressure to vascular mortality: A met analysis of individual data for one million adults in 61 prospective studies", *Lacent*, vol. 360, no. 9366, pp. 1391-1392, Dec. 2002 (doi: 10.1016/s0140-6736(02)11911-8).
- [34] H. Smulyan, M.E. Safar, "Blood pressure measurement: Retrospective and prospective views", *American Journal of Hypertension*, vol. 24, no. 6, pp. 628–634, June 2011 (doi: 10.1038/ajh.2011.22).
- [35] K. Soueidan, S. Chen, H.R. Dajani, M. Bolic, V.Z. Groza, "Augmented blood pressure measurement through the noninvasive estimation of physiological arterial pressure variability", *Physiological Measurement*, vol. 33, no. 6, pp. 881–899, June 2012 (doi: 10.1088/0967-3334/33/6/881).
- [36] R. Padwal, A. Jalali, D. Mclean, S. Anwar, K. Smith, P. Raggi, J. Ringrose, "Accuracy of oscillometric blood pressure algorithms in healthy adults and in adults with cardiovascular risk factors", *Blood Pressure Monitoring*, vol. 24, no. 1, pp. 33-37, Feb. 2019 (doi: 10.1097/MBP.0000000000000356).
- [37] S. Chen, "Improving algorithms for oscillometric blood pressure estimation by suppressing breathing effects", *Master's Thesis, School of Electrical Engineering and Computer Science, University of Ottawa, Ottawa, Canada, 2010* (doi: 10.20381/ruor-13720).
- [38] H. Lan, A.M. Al-Jumaily, W. Hing, A. Lowe, "Biomechanical basis of oscillometric blood pressure measuring technique", *Proceeding of the ASME/IMECE*, pp. 481–483, Florida, USA, 2009.
- [39] I. Koohi, I. Batkin, V.Z. Groza, S. Shirmohammadi, H R. Dajani, S. Ahmad, "Metrological characterization of a method for blood pressure estimation based on arterial lumen area model", *IEEE Trans. on Instrumentation and Measurement*, vol. 66, no.4, pp. 734-745, April 2017 (doi: 10.1109/TIM.2017.2657-978).

زیرنویس

-
1. Blood pressure
 2. Coronary arteries of the heart
 3. Max amplitude pressure