

قَدْرُ الْمَرْءِ بِمَا عَمِلَ



دانشکده مهندسی مکانیک و مکاترونیک
پایان نامه کارشناسی ارشد مهندسی مکاترونیک

طراحی روشی برای اندازه گیری پیوسته فشارخون بر اساس سیگنال های الکتروکاردیوگراف و پالس اکسی متر

نگارنده: ناصر بیاری

اساتید راهنما:

دکتر حبیب احمدی

دکتر علیرضا احمدی فرد

بهمن ۱۳۹۶

شماره: ۱۶,۴۸۴
تاریخ: ۲,۱۲,۲۱

باسمه تعالی



مدیریت تحصیلات تکمیلی

فرم شماره (۳) صورتجلسه نهایی دفاع از پایان نامه دوره کارشناسی ارشد

با نام و یاد خداوند متعال، ارزیابی جلسه دفاع از پایان نامه کارشناسی ارشد آقای ناصر بیاری با شماره دانشجویی ۹۳۰۴۲۰۴ رشته: مکترونیک گرایش: میکاترونیک تحت عنوان طراحی روشی برای اندازه گیری پیوسته فشار خون بر اساس سیگنال های الکتروکاردیوگراف و پالس اکسی متر که در تاریخ ۹۶/۱۱/۰۷ با حضور هیأت محترم داوران در دانشگاه صنعتی شاهرود برگزار گردید به شرح ذیل اعلام می گردد:

قبول (با امتیاز درجه): مردود
نوع تحقیق: نظری عملی

اعضاء	مرتبه علمی	نام و نام خانوادگی	عضو هیأت داوران
	استادیار	حبیب احمدی	۱- استاد راهنمای اول
	دانشیار	علیرضا احمدی فرد	۲- استاد راهنمای دوم
—	—	—	۳- استاد مشاور
	استادیار	سید مجتبی واردی کولایی	۴- نماینده تحصیلات تکمیلی
	استادیار	مصطفی نظری	۵- استاد ممتحن اول
	استادیار	وحید ابوالقاسمی	۶- استاد ممتحن دوم

نام و نام خانوادگی رئیس دانشکده:

تاریخ و امضاء و مهر دانشکده:

تصوه: در صورتی که کسی مردود شود حداکثر یکبار دیگر (در مدت مجاز تحصیل) می تواند از پایان نامه خود دفاع نماید (دفاع مجدد نباید زودتر از ۴ ماه برگزار شود).



تقدیم به

مهربان بانویی که لحظات ناب باور بودن، لذت و غرور دانستن، جسارت خواستن، عظمت رسیدن
و تمام تجربه های یکتا و زیبای زندگی ام، مدیون حضور صبورانه اوست . . .

تقدیم به مادرم و پدر بزرگوارم.

سپاس از همه کسانی که لحظه ای بعد انسانی خود را فراموش نکرده‌اند و برای خلق دانش، هنر و

اندیشه

سنگ بنای انسانیت را با صداقت بنا می‌نهند و مسیر انسانیت را با نور آگاهی روشن می‌کنند.

با تقدیر و تشکر فراوان از اساتید گرانقدرم:

جناب آقای دکتر حبیب احمدی و جناب آقای دکتر علیرضا احمدی فرد

تعهد نامه

- اینجانب ناصر بیاری دانشجوی دوره کارشناسی ارشد رشته مهندسی مکترونیک دانشکده مهندسی مکانیک و مکترونیک دانشگاه صنعتی شاهرود نویسنده رساله طراحی روشی برای اندازه گیری پیوسته فشارخون براساس سیگنال های الکتروکاردیوگراف و پالس اکسی متر تحت راهنمایی دکتر حبیب احمدی دکتر علیرضا احمدی فرد متعهد می شوم.
- تحقیقات در این پایان نامه توسط اینجانب انجام شده است و از صحت و اصالت برخوردار است .
 - در استفاده از نتایج پژوهشهای محققان دیگر به مرجع مورد استفاده استناد شده است .
 - مطالب مندرج در پایان نامه تاکنون توسط خود یا فرد دیگری برای دریافت هیچ نوع مدرک یا امتیازی در هیچ جا ارائه نشده است .
 - کلیه حقوق معنوی این اثر متعلق به دانشگاه صنعتی شاهرود می باشد و مقالات مستخرج با نام « دانشگاه صنعتی شاهرود » و یا « **Shahrood University of Technology** » به چاپ خواهد رسید .
 - حقوق معنوی تمام افرادی که در به دست آمدن نتایج اصلی پایان نامه تأثیرگذار بوده اند در مقالات مستخرج از پایان نامه رعایت می گردد.
 - در کلیه مراحل انجام این پایان نامه ، در مواردی که از موجود زنده (یا بافتهای آنها) استفاده شده است ضوابط و اصول اخلاقی رعایت شده است .
 - در کلیه مراحل انجام این پایان نامه، در مواردی که به حوزه اطلاعات شخصی افراد دسترسی یافته یا استفاده شده است اصل رازداری ، ضوابط و اصول اخلاق انسانی رعایت شده است .

تاریخ

امضای دانشجو

مالکیت نتایج و حق نشر

کلیه حقوق معنوی این اثر و محصولات آن (مقالات مستخرج ، کتاب ، برنامه های رایانه ای ، نرم افزارها و تجهیزات ساخته شده است) متعلق به دانشگاه صنعتی شاهرود می باشد . این مطلب باید به نحو مقتضی در تولیدات علمی مربوطه ذکر شود . استفاده از اطلاعات و نتایج موجود در پایان نامه بدون ذکر مرجع مجاز نمی باشد .

چکیده

یکی از مهمترین مولفه‌های پایش سلامتی، اندازه‌گیری فشارخون^۱ است. فشارخون از طریق فشارسنج‌های عقربه‌ای، کاف‌بند^۲، اندازه‌گیری شریانی و اخیراً فشارسنج‌های اسیلاتوری^۳ سنجیده می‌شود. طبیعت غیرپیوسته، ناتوانی در کاربردهای پایش همراه، عدم صحت^۴ نسبت به حرکت و نیاز به تنظیم و کالیبراسیون پیش از اندازه‌گیری، همگی از جمله مشکلات این ابزارها هستند. در تحقیقات جدید با تحلیل سیگنال‌های فتوپلتیسموگراف (PPG) و الکتروکاردیوگرام (ECG) و با در نظر گرفتن شرایط افراد، پارامتر جدیدی به نام زمان گذر پالس (PTT) معرفی شده که پارامتر بالقوه برای تخمین فشارخون بدون کاف^۵ است. مشکل رایج در ثبت سیگنال‌های بیولوژیکی، نویز و تداخل امواج الکتریکی است که باعث ایجاد خطا در ثبت سیگنال یا تحلیل آن می‌شود. بنابراین لازم است که اثر نویز در این سیگنال‌ها حذف شود. در این پژوهش برای حذف نویز سیگنال‌های حیاتی از فیلتر بانک استفاده شده است. با استفاده از فیلتر بانک و با تجزیه در سه سطح مقدار SNR سیگنال‌های حیاتی افزایش داشته و اندازه‌گیری فشارخون با استفاده از این سیگنال‌ها از دقت بالاتری برخوردار می‌شود. این روش بر روی سیگنال‌های ECG و PPG همراه با نویز اعمال گردیده و نتایج قابل قبولی در اندازه‌گیری فشارخون حاصل شده است.

کلیدواژه: فشارخون، سیگنال حیاتی، زمان انتقال پالس، فیلتر بانک.

¹ Blood Pressure

² Cuff-Based

³ Oscillometry-based

⁴ inaccuracy

⁵ cuffless

فهرست مطالب

۱	فصل ۱: کلیات پژوهش
۲	۱-۱- مقدمه.....
۳	۲-۱- بیان مساله.....
۵	۳-۱- اهمیت پژوهش.....
۵	۴-۱- اهداف پژوهش.....
۶	۵-۱- روش پژوهش.....
۷	فصل ۲: مبانی نظری و پیشینه
۸	۱-۲- مقدمه.....
۱۰	۲-۲- فشارخون و اندازه‌گیری آن.....
۱۲	۳-۲- روش‌های اندازه‌گیری فشارخون.....
۱۲	۱-۳-۲- روش‌های تهاجمی.....
۱۳	۲-۳-۲- روش‌های غیرتهاجمی.....
۱۴	۳-۳-۲- روش palpatory.....
۱۵	۴-۳-۲- روش Auscultatory.....
۱۶	۵-۳-۲- روش اولتراسونیک.....
۱۷	۶-۳-۲- روش Tonometry.....
۱۸	۷-۳-۲- روش نوسانی (oscillometric).....
۱۹	۴-۲- سیستم قلبی- عروقی و اتصال الکترومکانیکی قلب.....
۱۹	۱-۴-۲- سیگنال‌های الکترومکانیکی قلبی.....
۲۱	۲-۴-۲- ارتباط بین فشارخون (BP)، سرعت موج فشار (PWV) و دوره زمانی.....
۲۲	۳-۴-۲- روش اندازه‌گیری به‌وسیله زمان گذار پالس.....
۲۳	۴-۴-۲- تعیین تاخیر زمانی زمان انتقال پالس (PTT).....
۲۴	۵-۴-۲- زمان رسیدن پالس.....
۲۵	۶-۴-۲- مدل‌ها.....
۳۱	فصل ۳: بررسی روش‌ها
۳۲	۱-۳- مقدمه.....
۳۲	۲-۳- حذف نویز سیگنال‌های ECG و PPG.....
۳۳	۳-۳- بانک‌های فیلتر.....
۳۵	۴-۳- روش‌های بررسی سیگنال‌های حیاتی.....
۳۵	۱-۴-۳- بررسی در حوزه زمان.....
۳۵	۲-۴-۳- بررسی در حوزه فرکانس.....
۳۶	۳-۴-۳- بررسی در حوزه‌ی مشترک زمان فرکانس.....
۳۷	۵-۳- حذف نویز سیگنال ECG و PPG با استفاده از فیلتر بانک.....
۳۸	۲-۵-۳- آستانه عمومی.....
۳۹	۱-۵-۳- آستانه مینیماکس.....

۳۹ آستانه مطمئن ۲-۵-۳
۴۰ آستانه سخت (h) ۳-۵-۳
۴۰ آستانه نرم ۴-۵-۳
۴۰ قطعه بندی ۵-۵-۳
۴۱ الگوریتم محاسبه فشارخون از طریق سیگنال‌های PPG و ECG ۶-۳
۴۱ گام اول : محاسبه PAT و PTT ۱-۶-۳
۴۳ گام دوم : محاسبه فشارخون از طریق PTT و یا PAT ۲-۶-۳
۴۵ گام سوم : مقایسه فشارخون به دست آمده با فشارخون واقعی ۳-۶-۳
۴۵ مدل‌های ریاضی ECG ۷-۳
۴۵ مدل لگاریتمی ۱-۷-۳
۴۶ مدل نسبی (خطی) ۲-۷-۳
۴۷ مدل معکوس مربعات ۳-۷-۳
۴۸ مدل معکوس ۴-۷-۳
۵۱ فصل ۴: مقایسه و ارزیابی نتایج پژوهش
۵۲ ۱-۴ - مقدمه
۵۲ ۲-۴ - ضرایب فیلترهای بانک فیلتری
۵۳ ۳-۴ - پیاده‌سازی روش‌ها
۵۳ ۱-۳-۴ - پیاده‌سازی روش حذف نویز برای سیگنال‌های ECG و PPG
۵۶ ۲-۳-۴ - قطعه‌بندی
۵۹ ۳-۳-۴ - پیاده‌سازی روش‌های اندازه‌گیری فشارخون
۶۵ فصل ۵: نتیجه‌گیری
۶۶ ۱-۵ - بررسی نتایج
۶۸ ۲-۵ - نقاط ضعف و قوت
۶۹ ۳-۵ - پیشنهادها
۷۱ مراجع

فهرست اشکال

- شکل (۱-۲) فشارسنج های مورد استفاده و مرسوم ۱۱
- شکل (۲-۲) فشارسنج عقربه ای فشارسنج اسیلاتوری ۱۲
- شکل (۳-۲) سیستم سنسور خارج رگی ۱۳
- شکل (۴-۲) اندازه گیری فشارخون با روش Palpatory ۱۴
- شکل (۵-۲) اندازه گیری فشارخون با روش Auscultatory ۱۵
- شکل (۶-۲) اندازه گیری فشارخون با روش اولتراسونیک ۱۷
- شکل (۷-۲) اندازه گیری فشار به روش Tonometry ۱۸
- شکل (۸-۲) نمودار نوسان فشار درون کاف و اندازه گیری فشار سیستولیک و میانگین ۱۸
- شکل (۹-۲) سیگنال الکتروکاردیوگرام (ECG) ۲۰
- شکل (۱۰-۲) ارتباط معکوس بین زمان انتقال پالس و فشارخون سیستولیک ۲۴
- شکل (۱۱-۲) تخمین فشارخون توسط مدل Chen با استفاده از دو جزء فرکانس بالا و فرکانس پایین ۲۶
- شکل (۱۲-۲) فشارخون سیستولیک تخمین زده شده توسط مدل chen ۲۷
- شکل (۱۳-۲) متغیرهای وابسته به حجم یک شریان نرمال ۲۹
- شکل (۱-۳) بانک فیلتر با M کانال ۳۴
- شکل (۲-۳) ارتباط میان ۴ فیلتر ۳۷
- شکل (۳-۳) ارتباط معکوس فشارخون با دو سیگنال PPG و ECG ۴۲
- شکل (۴-۳) فاصله بین پیک سیگنال میانی سیگنال اول PPG و پیک سیگنال دوم PPG ۴۳
- شکل (۱-۴) ضرایب فیلتر ارائه شده ۵۲
- شکل (۲-۴) اعمال بانک فیلتری بر سیگنال ECG با استفاده از ضرایب فیلتر ارائه شده ۵۴
- شکل (۳-۴) اعمال فیلتر بانک با ضرایب فیلتر های HAAR، DB2، DB3، DB4 و DB5 بر سیگنال ECG، به منظور نوزدایی ۵۵
- شکل (۴-۴) نوزدایی سیگنال PPG ۵۶
- شکل (۵-۴) قطعه بندی سیگنال ECG و بررسی اثرات نویز بر آن ۵۷
- شکل (۶-۴) قطعه بندی سیگنال PPG و اثرات نویز در آن ۵۸
- شکل (۷-۴) مقایسه فشارخون سیستولیک و دیاستولیک بدست آمده از روش Chen با مقدار واقعی ۶۰
- شکل (۸-۴) مقایسه فشارخون سیستولیک و دیاستولیک بدست آمده از روش Fung با مقدار واقعی ۶۱
- شکل (۹-۴) مقایسه فشارخون سیستولیک و دیاستولیک بدست آمده از روش Shriram با مقدار واقعی ۶۲
- شکل (۱۰-۴) مقایسه میانگین خطاهای سامانه به ازای ضرایب فیلترهای مختلف ۶۴

فهرست جداول

- جدول (۱-۳) الگوریتم‌های محاسبه فشارخون از طریق PAT/PTT ۴۴
- جدول (۱-۴) میانگین خطای فشارخون سیستم‌تولیک ۶۳
- جدول (۱-۵) نتایج به‌دست آمده از پیاده‌سازی مدل‌های اندازه‌گیری فشارخون ۶۶

کلیات پژوهش

۱-۱- مقدمه

فشارخون یکی از علائم حیاتی مهم در بدن انسان به شمار می‌رود که در طول شبانه روز دچار تغییرات زیادی می‌گردد و این تغییرات می‌تواند ناشی از عوامل داخل یا خارج از سیستم بدن باشد. امروزه اندازه‌گیری فشارخون با استفاده از دو روش تهاجمی (قراردادن سنسور فشار در سرخرگ) و غیرتهاجمی (استفاده از پمپ و کاف) انجام می‌گردد که روش تهاجمی به صورت پیوسته فشارخون را اندازه‌گیری می‌کند [۱]. همچنین با استفاده از روش زمان گذر پالس^۱ می‌توان فشارخون را به صورت غیرتهاجمی و پیوسته اندازه‌گیری نمود. در این روش زمان انتقال یک پالس از یک نقطه به نقطه دیگری از بدن اندازه‌گیری می‌شود و بر اساس رابطه‌ای که بین فشارخون و زمان گذر پالس وجود دارد، فشارخون قابل محاسبه است [۲].

محافل علمی به سمت استفاده از وسایل و پارامترهای دیگری برای تخمین فشارخون به منظور حذف کاف رفته‌اند و تنها روشی که در آن کاملاً کاف حذف شده است، تخمین فشارخون با استفاده از دو سیگنال PPG^۲ یا ECG^۳ می‌باشد. همانطور که می‌دانیم تغییرات فشارخون بر روی عوامل درونی از جمله خصوصیات قلبی و عروقی تاثیرگذار است. در تحقیقات با تحلیل سیگنال‌های فتوپلتیسموگراف (PPG) (که میزان حجم خون مویرگی و شریانی را نشان می‌دهد) و همچنین سیگنال الکتروکاردیوگرام (ECG) با در نظر گرفتن شرایط سوژه پارامتر جدیدی به نام PTT بدست آمده و از روی آن فشارخون تخمین زده می‌شود. زمان گذر پالس (PTT) پارامتر بالقوه برای برآورد فشارخون بدون کاف^۴ است. برای تخمین فشارخون سیستولی از حداکثر PTT (فاصله زمانی از موج R سیگنال ECG تا قله (بالاترین نقطه)) سیگنال PPG و برای تخمین فشارخون دیاستولی از حداقل PTT

¹ Pulse Transition Time (PTT)

² PhotoPlethysmoGram

³ ElectroCardioGram

⁴ cuffless

(فاصله زمانی از موج R سیگنال ECG تا دره (پایین ترین نقطه)) سیگنال PPG استفاده می‌شود [۳].

۱-۲- بیان مساله

مشاهدات و تحقیقات اخیر نشان می‌دهد برای کنترل بهینه فشارخون در افراد باید الگوی تغییرات فشار در ۲۴ ساعت مورد بررسی قرارگیرد. در چنین مواردی استفاده از کاف مشکلاتی در پی خواهد داشت و نمی‌توان از آن برای اندازه‌گیری پیوسته فشارخون استفاده کرد. به‌طور کلی اندازه‌گیری پیوسته فشارخون در دو حالت حائز اهمیت است.

♦ افرادی که دارای فشارخون ناپایدار هستند و باید از داروهای ضد فشار استفاده نمایند، همچون افراد مسن و افراد پس از حمله قلبی.

♦ برای کنترل و بررسی تغییرات فشارخون در حین عمل‌های جراحی و بیهوشی عمومی و همچنین در افرادی که تحت مراقبت‌های ویژه هستند.

در تمامی موارد بالا نمی‌توان با کاف فشار و به صورت پیوسته فشارخون را اندازه‌گیری نمود، زیرا استفاده طولانی مدت از کاف باعث آسیب بافت زیرین آن می‌شود ضمن آنکه پس از مدتی استفاده از این روش، رگ‌ها به مرور زمان وضعیت خود را با فشار تطبیق داده و اندازه‌گیری‌های صورت گرفته صحیح نخواهد بود [۱-۳]. در صورت اندازه‌گیری فشار با کاف، بین هر دو اندازه‌گیری فشار باید تقریباً ۱۰ دقیقه و یا بیشتر صبر نمود تا بافت به حالت اولیه خود بازگشته و اندازه‌گیری‌های صورت گرفته صحت مناسبی را داشته باشد. در این شرایط اطلاعات تغییرات فشارخون بین دو اندازه‌گیری با کاف وجود نخواهد داشت. این امر در افراد تحت مراقبت‌های ویژه و همچنین در اتاق‌های عمل و در حین بیهوشی در فاصله زمانی بین دو اندازه‌گیری فشارخون توسط دستگاه مانیتورینگ، بسیار اهمیت دارد. در افرادی که دارای فشارخون ناپایدار هستند با داشتن مداوم کاف شرایط نامطلوبی را برای شخص فراهم می‌کند، ضمن آنکه بستن کاف به طور مداوم به بازو یا مچ‌دست، جلوی فعالیت‌های روزانه شخص را خواهد گرفت. از این رو محققان به دنبال روش‌های اندازه‌گیری پیوسته‌ی فشارخون بدون

استفاده از کاف هستند. از جمله روش اندازه‌گیری پیوسته فشارخون استفاده از سنسور پالس برای آشکارسازی حجم خون و ترکیب آن با پلتیسموگراف امیدانسی^۱ می‌باشد [۴]. این روش به علت پیچیدگی زیاد در محاسبات فشارخون و عدم سادگی در ساخت سیستم اندازه‌گیری و سنسور IPG کمتر در مراکز درمانی مورد استفاده قرار می‌گیرد. روش دیگر استفاده از سیگنال پالس و کاف کوچکی در انگشت می‌باشد. این روش، معمولاً برای اندازه‌گیری فشارخون سیستولیک به کار می‌رود و برای اندازه‌گیری فشار دیاستولیک مناسب نمی‌باشد [۵]. همچنین اگر چه در این روش کاف فشار کوچک می‌باشد، اما باز هم این کاف در انگشت وجود دارد و مکانیزم کاری آن مشابه سایر روش‌های کاف می‌باشد. در این مطالعه به طراحی روشی پرداخته شده که از طریق آن فشارخون به طور پیوسته و بدون بستن کاف پایش شود. روش طراحی شده بر اساس ارتباط بین فشارخون و زمانی می‌باشد که یک پالس خون از قلب تا یک نقطه معین از شریان را طی می‌کند، و روش زمان گذار پالس نامیده می‌شود. این روش با پردازش و استخراج ویژگی از سیگنال‌های ECG و SpO₂^۲ حاصل خواهد شد. سیگنال پالس از طریق تعیین مشخصات نوری یک ناحیه از بافت که دارای ضخامت کمتری است ثبت می‌شود. اساس کاری آن تعیین حجم خون موجود در قسمتی از بافت به روش نوری برای محاسبه درصد اشباع اکسیژن موجود در خون می‌باشد [۶-۸]. سیگنال ECG نیز ناشی از فعالیت‌های الکتریکی عضله قلب ایجاد می‌شود. بیوپتانسیل‌های قلبی، ولتاژهای الکتریکی هستند که توسط الکترودهای سطحی متصل شده به پوست تشخیص داده و ثبت می‌شوند. در نهایت شکل موج تولید شده به وسیله این بیوپتانسیل‌ها، ECG نامیده می‌شود. بنابراین با ثبت پیوسته سیگنال‌های ECG و موج پالس و استخراج ویژگی زمانی PTT از آن‌ها می‌توان فشارخون را به صورت پیوسته اندازه‌گیری نمود.

1 Impedance PlethysmoGraph (IPG)
2 Blood-Oxygen Saturation (SpO₂)

۱-۳- اهمیت پژوهش

اندازه‌گیری فشارخون یکی از مهمترین اقدامات حیاتی در مراکز درمانی می‌باشد. فشارخون هم به صورت تهاجمی، از طریق یک کاتتر که داخل شریان فرستاده می‌شود و هم به صورت غیرتهاجمی از طریق کاف اسفیگومانومتری اندازه‌گیری می‌شود. اگرچه روش داخل شریانی با کاتتر یکی از روش‌های مرجع توصیه شده توسط انجمن تجهیزات پزشکی پیشرفته می‌باشد، اما برای راحتی بیمار و سهولت کار بیشتر از روش‌های غیرتهاجمی استفاده می‌شود. اندازه‌گیری غیرتهاجمی فشارخون تلاشی در جهت شناسایی بیماری فشارخون و بررسی تغییرات آن نسبت به شرایط طبیعی است. اهمیت پژوهش زمانی نمایان می‌شود که براساس این تحقیق می‌توان با ابزاری نسبتاً ساده به صورت پیوسته فشارخون را ثبت کرد تا در مواقع حیاتی برای جلوگیری از عوارض فشار بالا آن را تحت کنترل قرار داد [۱-۳].

۱-۴- اهداف پژوهش

یکی از مشکلات عمده به‌خصوص در اتاق‌های عمل و در دستگاه‌های مانیتورینگ، اندازه‌گیری تغییرات فشارخون به صورت پیوسته با استفاده از کاف می‌باشد و هدف از طرح این روش اندازه‌گیری دقیق‌تر فشارخون نسبت به روش‌های غیرتهاجمی متداول می‌باشد، که بتواند به صورت پیوسته فشارخون فرد را پایش و زمان‌های افزایش فشارخون را ثبت کند تا پزشک بتواند روی آن بررسی‌های مورد نیاز را انجام داده و تشخیص بهتری نسبت به بیمار داشته باشد. همچنین هدف دیگر این روش جایگزین شدن آن با روش تهاجمی پیوسته می‌باشد. (روش تهاجمی پیوسته در عمل‌های جراحی یا مراقبت‌های ویژه استفاده می‌شود و معایب قابل توجهی دارد ولی از اهمیت به‌سزایی نیز در محیط‌های درمانی برخوردار می‌باشد). در این پژوهش موارد زیر مورد مطالعه قرار گرفته است.

♦ الف: اندازه‌گیری پیوسته فشارخون بر اساس سیگنال‌های حیاتی بدن (PPG و ECG).

♦ ب: بررسی مدل‌های مختلف اندازه‌گیری فشارخون بر اساس زمان گذر پالس.

♦ ج: کاهش خطای روش زمان گذار پالس در مقایسه با روش مرجع

۱-۵- روش پژوهش

زمان گذار پالس (Pulse Transition Time) PTT پارامتری وابسته به سیستم قلبی عروقی می‌باشد و به کمک سیگنال پالس اکسی‌متری و الکتروکاردیوگراف استخراج می‌شود و می‌توان فشارخون را به طور پیوسته از طریق ارتباط خطی با آن اندازه‌گیری کرد. در این مطالعه، به طراحی روشی پرداخته می‌شود که از طریق آن فشارخون بدون استفاده از کاف و با به‌دست آوردن PTT مانیتور شود. بنابراین بانک اطلاعاتی سیگنال‌های نمونه PPG و ECG از سایت www.physionet.org دریافت گردید، سپس با استفاده از نرم‌افزار متلب و براساس روابط و فرمول‌ها فاصله پالس‌های زمانی (PAT (pulse Arrival Time) را از این دو سیگنال به‌دست می‌آوریم. در مرحله بعد بر اساس روابط و فرمول‌های به‌دست آمده و یافتن ثابت‌های بهینه، مقدار فشارخون (BP) اندازه‌گیری می‌شود، در نهایت با مقایسه فشار به‌دست آمده با مقدار فشارخون شریانی، میزان خطا و صحت اطلاعات به‌دست آمده بررسی می‌گردد.

مبانی نظری و پیشینه

۲-۱- مقدمه

یکی از پراهمیت‌ترین مولفه‌ها در پزشکی بالینی فشارخون می‌باشد. برای سالیان سال استاندارد اندازه‌گیری فشارخون بر مبنای فشارسنج‌های عقربه‌ای کاف‌بند^۱ و اندازه‌گیری شریان بود. در طی دهه‌های اخیر، فشارسنج‌های اسیلاتوری^۲ که روی بازو و میچ دست بسته می‌شوند به طور گسترده‌ای در کاربردهای خانگی اندازه‌گیری فشارخون مورد استفاده قرار گرفته است. اگرچه ذات غیرپیوسته و ناتوانی در کاربردهای قابل حمل، عدم صحت^۳ در حرکت، و نیاز به تنظیم و کالیبراسیون پیش از اندازه‌گیری فشارخون، همگی از عواملی بودند که استفاده از این دستگاه‌ها به عنوان زیر بنای نسل بعد ابزارهای اندازه‌گیری فشارخون که در آن یکپارچه سازی و پیوستگی دریافت داده و مخابره و انتقال آن حیاتی به نظر می‌رسد ناکافی بود. اما اخیراً اندازه‌گیری فشارخون با رویکرد غیرمستقیم به‌طور جدی مورد بررسی قرار گرفته است. به نحوی که فشارخون به لحاظ نظری از تاخیر زمانی^۴ ناشی از انتشار موج فشارخون در شریان‌های بدن به دست می‌آید که می‌تواند وعده تحقق سامانه‌های پایش فشارخون پیوسته و بدون کاف را هم برای بیماران بستری و هم سرپایی عملی کند [۷].

مطالعات در خصوص ابزار پوشیدنی بدون کاف پایش فشارخون، این وعده را به بیماران می‌دهد که بدون اختلال در فعالیت‌های روزانه‌ی آنها به طور پیوسته فشارخون آنها را پایش نماید. اصل اساسی این گونه ابزارها، زمانی بوده که حجمی از خون (در قالب پالس) از قلب به سایر اعضای بدن می‌رسد که می‌تواند به شکل زمان گذر پالس (Pulse Transit Time (PTT و یا زمان رسیدن پالس Pulse Arrival Time (PAT بیان گردد. الگوریتم‌ها و مدل‌هایی ریاضی جهت بهینه‌سازی پردازش‌های رگرسیون و کالیبراسیون زمان انتقال/تأخیر فشارخون پیشنهاد و توسعه داده شده است [۸].

¹ Cuff-Based

² Oscillometry-based

³ inaccuracy

⁴ Time Delay

این زمان تاخیر معمولاً از یک دستگاه ثبت سیگنال الکتریکی قلبی نظیر الکتروکاردیوگرام (ECG)، و یک اکسیژن‌سنج نظیر پلتیسموگراف (PPG) که به یکی از اعضای بدن متصل می‌شود انجام می‌پذیرد. اگرچه سامانه‌های موجود که بر اساس این روش کار می‌کنند همچنان قادر به اندازه‌گیری پیوسته نبوده و اغلب دستگاه‌های ECG نیاز به تنظیم Cross-body خواهند داشت و این که شخص یک الکتروود را در ابزار پوشیدنی لمس نموده و در نتیجه قادر به اندازه‌گیری پیوسته فشارخون نخواهد بود. بر خلاف این‌گونه ابزارها بر مشکلات عمده‌ای که سایر روش‌های غیرتهاجمی اندازه‌گیری فشارخون دارند غلبه کرده، اما همچنان چندین موضوع اساسی باقی مانده است [۸].

- ◆ اول اینکه برخی از این دستگاه‌ها به بدن متصل شده که می‌تواند کاملاً آزاردهنده باشد.
 - ◆ مشکل دوم کالیبره و تنظیم نمودن مداوم سامانه به منظور انطباق زمان تاخیر جهت اندازه‌گیری دقیق فشار بوده که کاملاً وابسته به ناحیه مورد اندازه‌گیری و فعالیت‌های حرکتی فرد دارد.
 - ◆ سوم، همگام سازی سیگنال‌های حیاتی اندازه‌گیری شده به منظور اندازه‌گیری دقیق تاخیر زمانی از طریق مولفه‌های ورودی سامانه‌ای که با دقت میلی‌ثانیه کار می‌کند بسیار اهمیت دارد.
 - ◆ مشکل چهارم ارتباط فشارخون با سایر مولفه‌ها نظیر فیبرهای عصبی محرکه رگی (وازوموتور) و ضربان قلب بوده که به عنوان پارامترهای اضافی باید به مدل ریاضی ما در محاسبات زمان‌های PTT/PAT جهت اندازه‌گیری دقیق فشارخون وارد گردد.
 - ◆ و مشکل آخر اینکه دقت ضریب رگرسیون اندازه‌گیری شده (R^2) پایین بوده که تغییرات قابل توجهی حتی در اندازه‌گیری یک ناحیه حتی با یک سطح فعالیت یکسان دارد.
- بدین منظور پیشنهاد می‌شود که از مدل ریاضی پیچیده‌تری به عنوان راه‌حل ابزارهای پایش فشارخون به منظور قابلیت اطمینان و دقت بالاتر استفاده گردد که بعدها بتوان از آن در رده ابزارهای کاربردی پزشکی استفاده نمود. همان‌گونه که مدل‌های ریاضی موجود به اندازه‌گیری فشارخون از

اندازه‌گیری‌های تاخیر زمانی پرداخته شده است، در مقایسه روش‌های موجود در این تحقیق، از پایگاه داده آنلاین Physionet استفاده شد که در ادامه به چالش‌ها و مسائل مهمی که در ارتباط با پایش پیوسته فشارخون وجود داشت پرداخته خواهد شد.

۲-۲- فشارخون و اندازه‌گیری آن

در طی مطالعات انجام گرفته در کشورهای توسعه یافته عامل اصلی مرگ و میر در جامعه کهنسال، بیماری‌های قلبی و عروقی (CVD) است [۹، ۱۰]. فشارخون بالا یا هایپرتنشن (HTN)، عاملی شایع در بروز بیماری‌های قلبی می‌باشد. فشارخون موجب افزایش فشار در رگ‌ها شده و منجر به فشار بر روی قلب می‌گردد که بیماری قلبی ناشی از فشارخون بالا نامیده می‌شود. حدود ۶۷ میلیون نفر از جمعیت بزرگسال آمریکایی (۳۱ درصد از کل مردم آمریکا) فشارخون بالا دارند. در حالی که تنها ۴۷ درصد از بیماران بر فشارخون خود کنترل طبیعی دارند [۱۱]. علاوه بر این، فشارخون بالا بر سلامتی اقشار دیگر جامعه از جمله افراد کهنسال و زنان باردار تاثیرگذار است [۱۲].

ابزار معمول اندازه‌گیری فشارخون غیرتهاجمی^۱ فشارسنجی است که توسط ساموئل ون باخ^۲ در سال ۱۸۸۱ پیشنهاد شده است [۸]. ریوا روچی در سال ۱۸۹۶ فشارسنج طراحی شده را بهبود بخشید و آن را به شکل یک فشارسنج کاف بند بازویی توسعه داد [۱۳]. در سال ۱۹۰۵ تشخیص صدای کورتکوف^۳ یا K-Sound اندازه‌گیری فشارخون غیرتهاجمی را تکمیل نمود. شروع اولین صدای کورتکوف (K-1) به عنوان فشارخون سیستولیک (SBP) و کورتکوف (K-5) به عنوان فشارخون دیاستولیک (DBP) نامیده می‌شود [۱۴، ۱۵]. شکل (۲-۱)

در دهه‌های اخیر، فشارسنج‌های اسیلاتوری به دلیل سهولت استفاده از محبوبیت زیادی برخوردار

¹ Non-Invasive

² Samuel von Basch

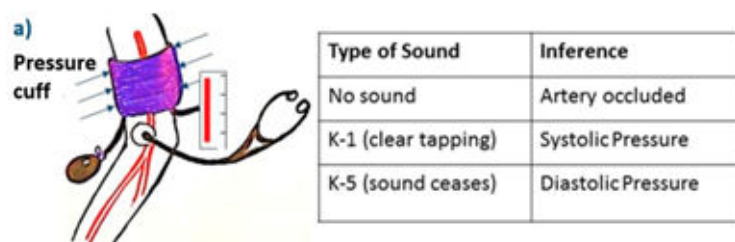
³ Kortokoff

شدند. چرا که به یک ناظر یا فرد مجرب جهت اندازه‌گیری فشارخون نیاز نداشته و لذا می‌تواند در کاربردهای خانگی مورد استفاده قرار گیرد. این ابزارها شامل یک کاف بند جهت بستن به دور بازو یا ران دارند که می‌توانند فشارخون را براساس نوساناتی که هنگام تخلیه کاف صورت می‌گیرد توسط حسگر داخلی خود اندازه‌گیری کنند. فشارخون متوسط (MAP) نیز بر اساس دامنه نوسانات ثبت شده به دست می‌آید که می‌توان از آن فشارخون دیاستولیک و سیستولیک را به دست آورد [۱۶، ۱۷].

(شکل ۲-۲)

طی تحقیقات انجام شده توسط لنگ^۱ ثابت شده که سه اندازه‌گیری از ده اندازه‌گیری خانگی فشارخون از طریق این روش غیرصحیح است [۱۸]. ضمن اینکه فشارسنج‌های کاف بند، چندان سهولت استفاده نداشته و قابلیت اندازه‌گیری فشارخون پیوسته را ندارند. لذا قابلیت استفاده در فناوری‌های پوشیدنی را نیز نداشته و به کاربرد خود در محیط‌های پزشکی و کلینیک‌ها ادامه می‌دهند.

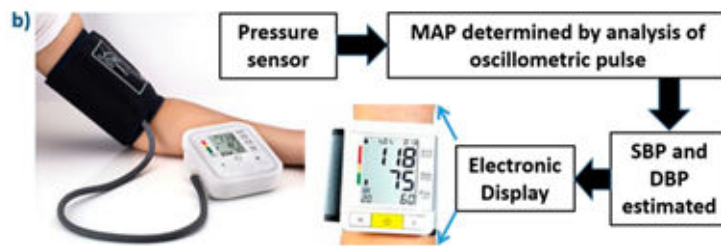
پایش مداوم فشارخون (ABPM) در تشخیص فشارخون بیماران سرپایی نیز مورد استفاده قرار می‌گیرد. اگرچه این روش نسبت به اندازه‌گیری جداگانه و پراکنده فشارخون که به سندرِم پوشش سفید^۲ دچار می‌شوند (پدیده‌ای که فشارخون بیمار تنها در شرایط کلینیکی و پزشکی خود را نشان می‌دهد) ارجحیت دارد، اما به دلیل حجم زیاد، غیرقابل حمل بوده و کاربرد عملی روزانه و یا برای مدت طولانی را نخواهند داشت [۱۹].



شکل (۲-۱) فشارسنج‌های مورد استفاده و مرسوم [۲۰]

¹ Leung

² White Coat



شکل (۲-۲) فشارسنج عقربه ای فشارسنج اسیلاتوری [۲۰]

چندی بعد صنایع پزشکی فاینپرس در هلند، دستگاهی ارائه داد که از طریق امواج فرسرخ و کاف انگشتی فشارخون را اندازه می‌گرفت و مورد استقبال عموم واقع شد [۲۱, ۲۲]. اما به دلیل عدم توانایی در اندازه‌گیری پیوسته فشارخون، همچنان در توسعه ناکافی به نظر می‌رسید. ضمن اینکه این دستگاه نسبت به حرکت حساس بود و نمی‌توانست فشارخون را در فعالیت‌های معمولی اندازه‌گیری نماید [۲۰].

۲-۳- روش‌های اندازه‌گیری فشارخون

امروزه اندازه‌گیری‌های فشارخون به دو صورت کلی تهاجمی و غیر تهاجمی انجام می‌شود:

۲-۳-۱- روش‌های تهاجمی

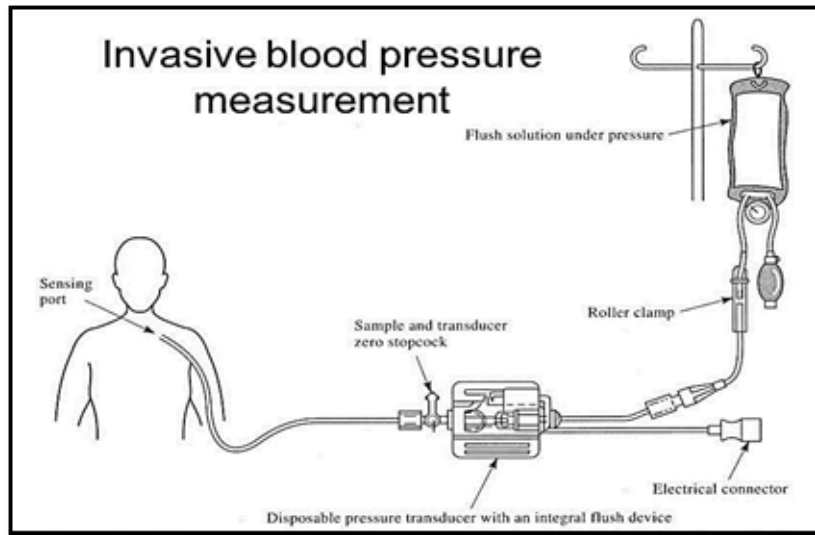
این روش، روش مستقیم نیز نام دارد و با ورود سنسور فشار به یکی از سرخرگ‌های براکیال^۱ یا رادیال^۲ یا فمورال^۳ انجام می‌شود. در این روش از دو نوع سنسور استفاده می‌گردد: سنسورهای خارج رگی: در این مدل، سنسور اندازه‌گیری فشارخون خارج رگ قرار دارد و از طریق لوله پلاستیکی باریکی (کاتتر) که وارد بدن می‌شود، فشارخون را اندازه‌گیری می‌نماید. در داخل کاتتر مایع انتقال‌دهنده فشار است که معمولاً محلول آب نمک به همراه هیپارین می‌باشد. (شکل ۲-۳) یک نمونه

¹ Brachial

² Radial

³ Ulnar

از سنسورهای خارج رگی را نشان می‌دهد [۲۳].



شکل (۲-۳) سیستم سنسور خارج رگی [۲۳]

سنسورهای استفاده‌شده در روش تهاجمی می‌توانند از انواع مختلفی مانند LVDT، strain gage، خازنی، القایی، پیزوالکتریک، نوری و ... انتخاب شوند. سنسورهای داخل رگی: در این نوع سنسورها، سنسور در قسمت انتهایی کاتتر قرار دارد که مستقیم وارد قلب می‌شود و فشار را اندازه می‌گیرد. در این روش ارتباط الکتریکی و نوری جای اندازه‌گیری ارتباط هیدرولیکی را خواهد گرفت [۲۳].

مزایای سنسور داخل رگی: از مزایای این روش می‌توان به محدود نشدن پاسخ فرکانسی در سیستم هیدرولیک و نداشتن تاخیر زمانی گذشتن از میان کاتتر و رسیدن به سنسور و نیاز نداشتن به سیستم ایزولاسیون و ایمنی با استفاده از فیبرهای نوری اشاره کرد.

معایب سنسور داخل رگی: معایب آن گران بودن و شکنندگی این نوع سیستم‌ها را می‌توان نام برد [۲۳].

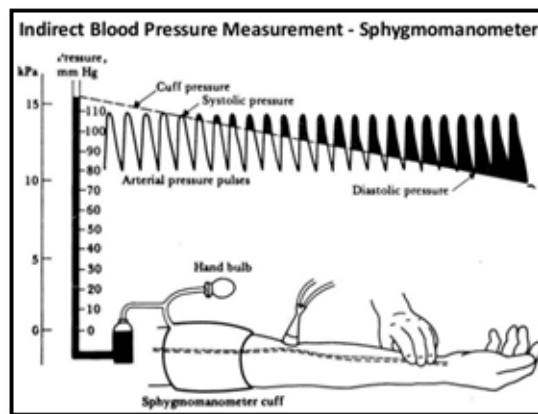
۲-۳-۲- روش‌های غیرتهاجمی

در روش غیرتهاجمی با استفاده از شریان بازویی می‌توان فشارخون در قلب را تخمین زد. علاوه بر شریان بازویی می‌توان از دو شریان جداشونده از شریان بازویی به نام‌های radial و ulnar نیز استفاده

کرد. این روش نیز شامل موارد زیر می‌باشد:

۲-۳-۳- روش palpatory

در این روش با استفاده از پمپ، فشار هوای داخل کاف افزایش می‌یابد تا اندازه‌ای که از فشارخون بیشتر شده و شریان بسته شود (شکل ۲-۴). این کاف برای بزرگسالان باید طولی بین ۳۰ تا ۳۵ سانتی‌متر داشته باشد تا به طور کامل دور بازوی شخص بسته شود و پهنای مناسب آن نیز باید ۱۳-۱۵ سانتی‌متر باشد. همچنین برای نتیجه‌گیری بهتر باید اندازه‌گیری در سطح قلب انجام شود [۲۳].



شکل (۲-۴) اندازه‌گیری فشارخون با روش Palpatory [۲۳]

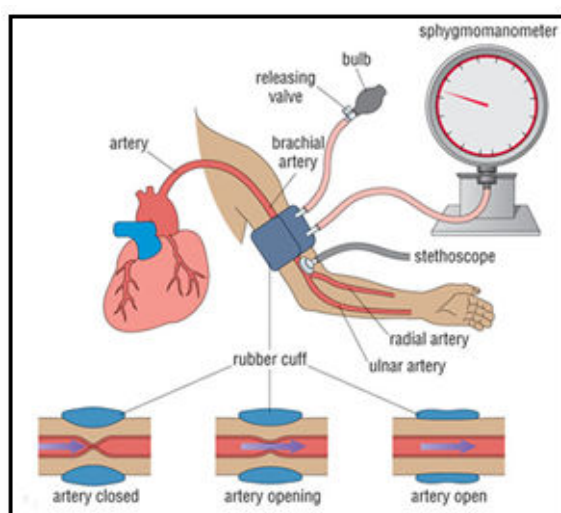
با استفاده از گرفتن نبض می‌توان فشار سیستولی را به دست آورد.

مزایای روش: از مزایای روش نبض این است که در محیط نویزی دقیق‌تر خواهد بود و هم چنین نیاز به امکانات پیشرفته‌ای ندارد.

معایب روش: از معایب این روش نیز می‌توان به نامناسب بودن این روش برای نوزادان و افراد با فشار بالا و به دست نیامدن فشار دیاستولی اشاره کرد [۲۳].

۲-۳-۴- روش Auscultatory

در این روش از یک گوشی که زیر کاف قرار می‌گیرد و صدای کورتوکوف^۱ ایجاد شده از جاری شدن خون در شریان بعد از مساوی شدن فشار کاف و فشارخون استفاده می‌شود که در صورت شنیده شدن اولین صدا فشار مورد نظر که عقربه یا سطح جیوه نشان می‌دهد، برابر با فشار سیستولی خواهد بود و بعد از آن در صورت قطع شدن صدا هم زمان فشار دیاستول اندازه‌گیری می‌شود [۲۳].



شکل (۲-۵) اندازه‌گیری فشارخون با روش Auscultatory [۲۳]

شکل (۲-۵) اندازه‌گیری فشارخون را با استفاده از کاف و گوشی پزشکی نشان می‌دهد. در این روش امکان خطا با تلورانس ۲ میلی‌متر جیوه در فشار سیستولیک و ۴ میلی‌متر جیوه در فشار دیاستولیک خواهیم داشت. مزایای روش: نیاز نداشتن به امکانات پیشرفته. معایب روش: از معایب این روش افزایش خطا در محیط نویزی، خطای کاربری و دقیق نبودن روش برای اطفال و افراد با فشار بالا می‌باشد [۲۳].

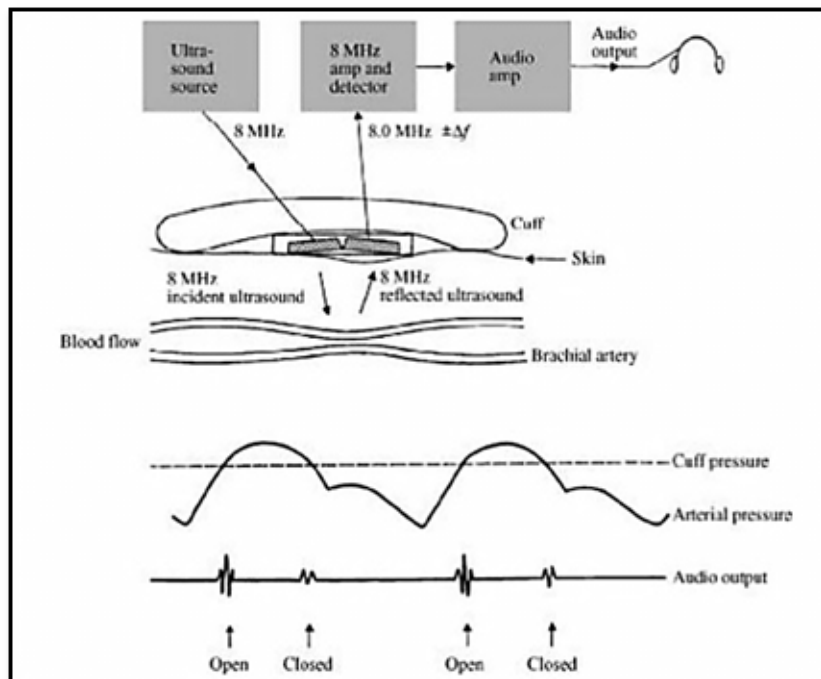
¹ Korotkoff sound

۲-۳-۵- روش اولتراسونیک^۱

در این روش با بهره‌گیری از اثر داپلر و یک سنسور روی پوستی که حرکت خون و دیواره رگ را در انسداد آشکار می‌کند می‌توان فشار سیستولی و دیاستولی را اندازه‌گیری کرد. در این روش فشار کاف باید مقداری بین فشار سیتولیک و دیاستولیک داشته باشد. شکل (۲-۶) کاف و مکان فشردگی کاف روی دو کریستال اولتراسونیک ارسال و دریافت کننده را نشان می‌دهد. کریستال ارسال کننده موج ۳ مگا هرتزی را به دیواره رگ و خون ارسال می‌کند و سیگنال بازگشتی توسط سنسور دریافت کننده دریافت و رمزگشایی می‌شود. اختلاف فرکانس بین دو سنسور ۴۰-۵۰۰ کیلوهرتز خواهد بود که به سختی دیواره رگ و سرعت خون نسبت داده شده است [۲۳].

وقتی فشار کاف، بین فشار سیستولی و دیاستولی تنظیم شود، به دلیل اینکه فشار شریان بین این مقادیر نوسان دارد رگ با هر ضربان قلب باز و بسته می‌شود و باز و بسته شدن رگ توسط سیستم اولتراسونیک ثبت می‌شود. زمانی که فشار کاف را نسبت به فشار تنظیم شده افزایش دهیم، زمان بین باز و بسته بودن رگ کاهش یافته و همزمان خواهند شد که در این نقطه فشار سیستولیک به دست خواهد آمد و زمانی که فشار کاف را کاهش می‌دهیم، زمان بین باز و بسته بودن رگ افزایش می‌یابد تا جایی که بسته شدن رگ در یک ضربان با باز شدن رگ در ضربان بعدی همزمان می‌شود که این نقطه نیز معادل فشار دیاستولیک قلب خواهد بود. از این روش در محیط‌های پر سرو صدا و برای نوزادان و افراد فشار بالا نیز می‌توان استفاده کرد، اما حرکت بدن باعث تغییر مسیر امواج اولتراسونیک خواهد شد [۲۳].

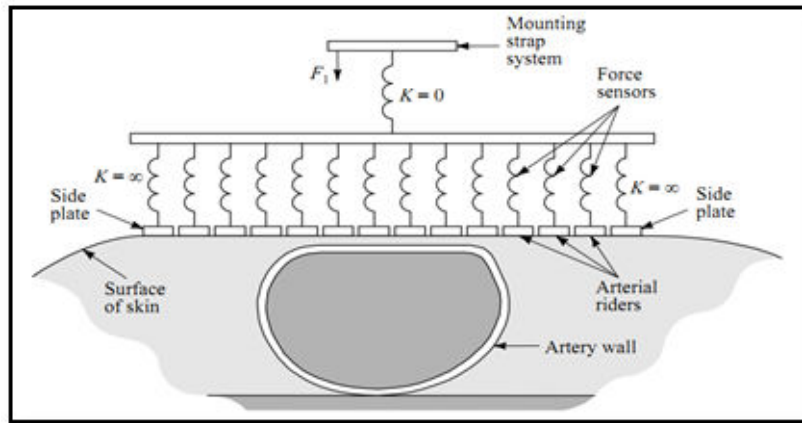
¹ Ultrasonic



شکل (۲-۶) اندازه‌گیری فشارخون با روش اولتراسونیک [۲۳]

۲-۳-۶- روش Tonometry

این روش در اندازه‌گیری فشار داخل چشم استفاده می‌شود که با به کارگیری ایده مشابه می‌توان فشارخون را نیز بدست آورد. در این روش با استفاده از آرایه‌های خطی از سنسورهای فشار که روی سطح سرخرگ radial قرار می‌گیرند (که حتما باید این قسمت از رگ در مجاورت استخوان باشد). نیروی وارد شده‌ای که بتواند رگ را به طور کامل مسدود کند نشان‌دهنده فشار سیستولیک می‌باشد. این روش معایبی چون قیمت بالا و دقت کم تحت تاثیر اغتشاشات دارد. شکل (۲-۷) رگ مجاور استخوان را نشان می‌دهد که با استفاده از آرایه سنسور فشار به اندازه‌گیری فشارخون می‌پردازد [۲۳].

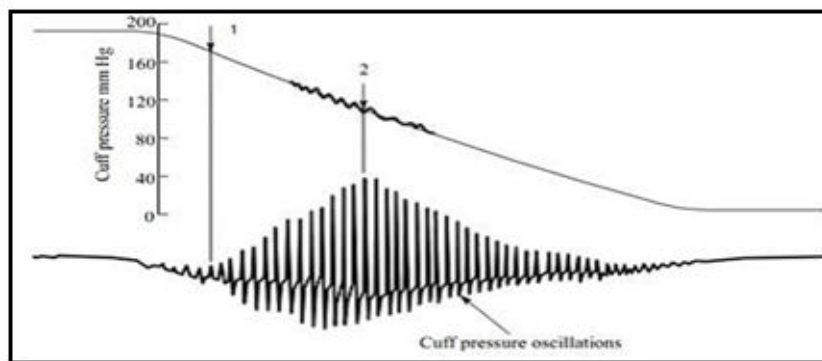


شکل (۷-۲) اندازه‌گیری فشار به روش Tonometry [۲۳]

۷-۳-۲ روش نوسانی (oscillometric)

مطابق شکل (۸-۲) در این روش می‌توان فشار سیستولیک و فشار میانگین را به دست آورد که با معادله (۱-۲) مقدار فشار دیاستولیک نیز دست می‌آید. جایی که نوسان کاف نزدیک به صفر است (نقطه ۱ در شکل (۱۰-۲)) فشار سیستولیک و جایی که ماکزیمم نوسان کاف را داریم (نقطه ۲ در شکل (۱۰-۲)) فشار متوسط MAP^۱ را نشان می‌دهد [۲۳].

$$MAP \cong P_{dias} + \frac{1}{3}(P_{sys} - P_{dias}) \quad (1-2)$$



شکل (۸-۲) نمودار نوسان فشار درون کاف و اندازه‌گیری فشار سیستولیک و میانگین [۲۳]

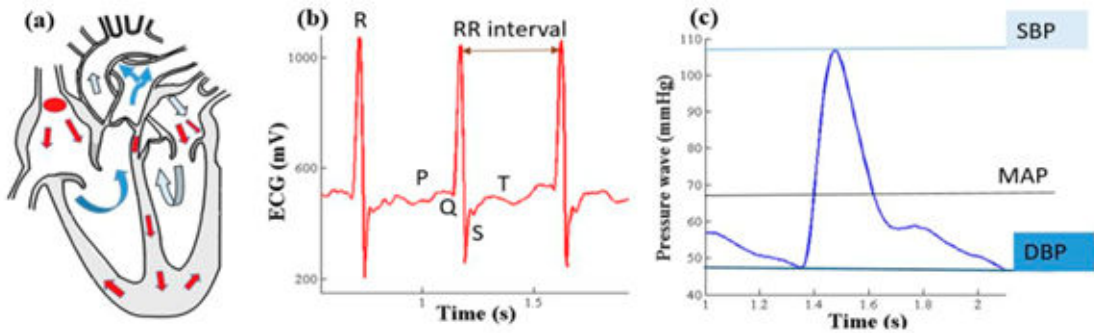
¹ Mean Arterial Pressure

۲-۴- سیستم قلبی- عروقی و اتصال الکترومکانیکی قلب

۲-۴-۱- سیگنال‌های الکترومکانیکی قلبی

سیستم الکتریکی قلب که سیستم هدایت‌گر قلب نیز نامیده می‌شود از سه بخش اصلی تشکیل شده است: گره سینوسی- دهلیزی (SA)، دهلیزی-بطنی (AV)، سیستم پورکینژ که این سیگنال ارسالی معمولاً به عنوان سیگنال ECG ثبت می‌شود [۲۴] (شکل ۲-۹-الف) گره سینوسی- دهلیزی در بخش سمت راست بالای تصویر به عنوان ضربان ساز حقیقی قلب، سیگنال‌های الکتریکی را شبیه‌سازی می‌کند که موج فشار الکتروکاردیوگرام بیمار در آن نشان داده شده است.

سیگنال‌های الکتریکی تولیدی نتیجه انقباض دهانه ماهیچه بوده که می‌تواند خون را به دریچه دهلیزی بطنی انتقال دهد. پالس‌های الکتریکی سپس گره دهلیزی-بطنی را فعال نموده که به عنوان ایستگاه بازفعال سازی سیگنال‌ها در بالای بطن‌ها قرار داشته و حجم خون خود را در بطن چپ و راست خالی می‌کند. (فاصله PR در ECG) در این هنگام سیگنال الکتریکی از گره دهلیزی بطنی به دریچه‌های قلب انتقال می‌یابد که بعداً به فیبرهای پورکینژ متصل به سلول‌های دیوار چپ و راست بطن قلب تقسیم می‌شود. این کار موجب می‌شود که بطن‌ها توسط سیگنال الکتریکی برای پمپاژ خون اکسیژنه به شریان‌ها تحریک شوند. کلیه این مراحل مجموعه QRS در ECG نامیده می‌شود [۲۵, ۲۶].



شکل (۲-۹) سیگنال الکتروکاردیوگرام (ECG) [۲۰]

(الف) فرآیند تولید سیگنال ECG در قلب.

(ب) سیگنال الکتروکاردیوگرام (ECG).

(ج) موج فشار.

اتصال الکترومکانیکی قلب منجر به خروج خون به سمت شبکه شریان‌های بدن می‌شود که بر سرعت خون تاثیر می‌گذارد و باعث ایجاد یک موج فشار سیستمیک شده که از شریان‌های مرکزی به سایر اعضای بدن انتقال می‌یابد. موج فشار موجب انقباض دیواره شریانی در مسیر خود شده و سریع‌تر از جریان خون حرکت می‌کند [۲۷، ۲۸]. این فشار به طور متناوب بین دو مقدار حداکثر و حداقل یا همان فشارخون سیستولیک و دیاستولیک در نوسان است و به ترتیب معرف فشار در شریان به علت انقباض بطنی و فشار در شریان در طول هر ضربان می‌باشند. میانگین موج فشار یا MAP به شکل ذیل تخمین زده می‌شود:

$$MAP = DBP + \frac{1}{3}(SBP - DBP) \quad (2-2)$$

این موج فشار می‌تواند مستقیماً با استفاده از یک حسگر پالس از طریق شریان‌های بدن اندازه گرفته شود یا به طور غیرمستقیم از طریق پالس اکسی‌متر (سیگنال PPG) دریافت شود. از آنجا که موج فشار موجب تغییر حجم خون در شریان‌ها می‌شود، اندازه‌گیری تغییرات میزان اکسیژن خون ناشی از ورود خون اکسیژنه در هنگام رسیدن موج فشار، اولین قله سیگنال PPG را تعیین می‌کند [۲۹].

۲-۴-۲- ارتباط بین فشارخون (BP)، سرعت موج فشار (PWV) و دوره

زمانی

شریان‌های مرکزی خون را به شریان‌های باریک‌تر از طریق انبساط در طول سیستول و انقباض در طول دیاستول انتقال می‌دهند [۳۰]. این انبساط و این انقباض منجر به تغییرات ماژول الاستیک (E) عروق شده و به فشار مایع P طبق معادله زیر مرتبط می‌شود:

$$E = E_0 e^{op} \quad (۳-۲)$$

در این معادله آلفا مولفه عروق (عدد اوپلر) و E_0 بیانگر فشار شریان‌ها می‌باشد. معادله (۳-۲) فشار شریان مرکزی را با به روز رسانی مقادیر آلفا و E_0 ، و محاسبه اثر سن و سلامتی بر الاستیسیته و تغییر ترکیبات دیواره‌های شریانی، تخمین می‌زند [۳۱، ۳۲]. دیواره‌های شریانی از اندوتلیوم، الاستین، کلاژن و عضلات نرم (SM) در مقادیر مختلف و در بخش‌های مرکزی و محیطی تشکیل شده‌اند. ترکیبات مختلف و همچنین جایگزینی تدریجی الاستین با کلاژن باعث تغییر الاستیسیته این شریان‌ها شده که منجر به تغییر در فشارخون مرکزی و محیطی می‌شود [۳۲، ۳۳]. تجزیه و تحلیل دقیق خواص کششی و ویسکوزیته شریان‌ها نشان می‌دهد که چگونه الاستیسیته مرکزی شریان توسط فشارخون تعیین می‌شود [۳۴، ۳۵] و الاستیسیته محیطی هم تحت تاثیر فشارخون و هم عضلات نرم قرار می‌گیرد از این رو، با توجه به معادله (۳-۲)، کشش محیطی را نمی‌توان با دقت پیش بینی کرد [۳۶]. کشش شریان‌ها، سرعت انتشار و سرعت موج فشار (PWV) را تعیین می‌کند [۳۷]. یک رابطه می‌تواند با استفاده از مدل‌های انتشار موج ایجاد شود با فرض اینکه شریانی به عنوان یک لوله الاستیسیته با ضخامت h، قطر d و تراکم خون ρ باشد، معادله Moens-Kortweg را به شرح زیر خواهیم داشت :

$$PWV = \sqrt{\frac{hE}{\rho d}} \quad (۴-۲)$$

با ترکیب کردن معادله (۳-۲) و (۴-۲)، معادله Bramwell-Hills و Moens-Kortweg به دست می‌آید که نمایانگر ارتباط بین PWV و ρ می‌باشد [۲۸]:

$$PWV = \frac{L}{Time\ Delay} = \sqrt{\frac{hE_0 e^{\alpha P}}{\rho d}} \quad (۵-۲)$$

این معادله نشان می‌دهد که با فرض ثابت بودن سایر مولفه‌ها، افزایش فشار، موجب افزایش در PWV خواهد شد و به طور معکوس بر تاخیر زمانی اثرگذار خواهد بود [۲۰].

۲-۴-۳- روش اندازه‌گیری به وسیله زمان گذار پالس

ارتباط زمان گذار پالس و فشارخون: برای استفاده از زمان گذار پالس در اندازه‌گیری پیوسته‌ی فشارخون، ابتدا نوع رابطه‌ی بین فشار و زمان گذار پالس تعیین و اثبات می‌شود. سرعت پالس خون^۱ تولید شده با خواص ساختاری و الاستیکی دیواره شریان‌ها و چگالی خون تعیین می‌شود و بر اساس رابطه‌ی (۶-۲) به دست خواهد آمد.

$$PWV = \sqrt{\frac{V\Delta P}{\rho\Delta V}} = \sqrt{\frac{e^{bp} + 1}{\rho b}} = \frac{1}{\sqrt{\rho b}} \frac{\sqrt{2}}{(1 - \frac{bP}{4})} \equiv \frac{1}{cP - c/4} \quad (۶-۲)$$

در رابطه‌ی (۶-۲) سرعت موج پالس با PWV ، تغییرات فشار با ΔP ، تغییرات حجم با ΔV و چگالی خون با ρ مشخص می‌شود. از آنجایی که زمان گذار پالس، زمان رسیدن یک پالس خونی از قلب به یک نقطه از شریان است، سرعت موج پالس با تقسیم مسیر پیمودن پالس بر زمان گذار به صورت رابطه (۷-۲) بیان شد [۲۰].

$$PWV = L/PTT \quad (۷-۲)$$

از این رو فشارخون بر اساس رابطه (۶-۲) و (۷-۲)، با توجه به رابطه‌ی (۸-۲) به دست آمد.

¹ Pulse Wave Velocity (PWV)

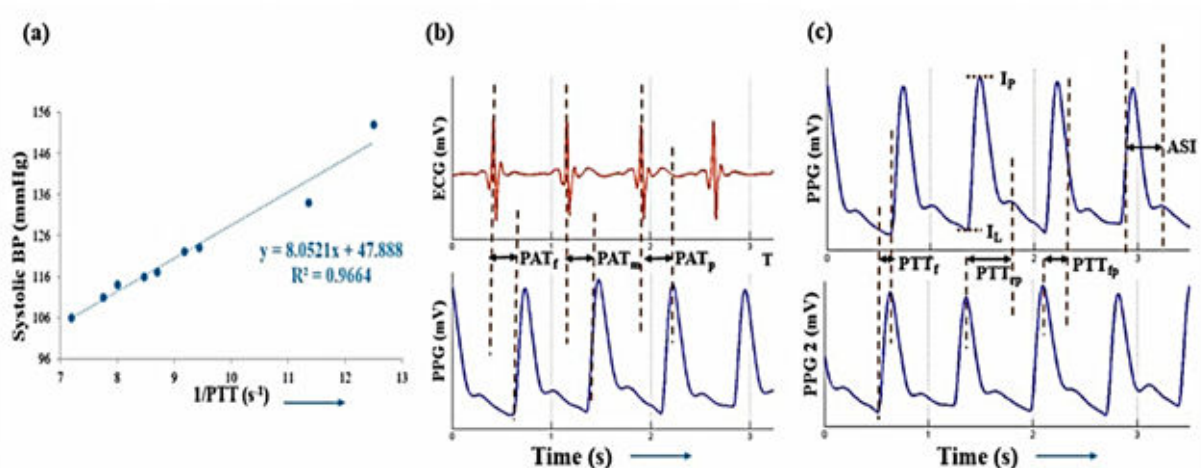
$$PPT = L \left(cP - \frac{c}{4} \right) \rightarrow P = A + B(PTT) \quad (۸-۲)$$

با توجه به اثبات رابطه (۸-۲)، ارتباط بین فشارخون و زمان گذار پالس با یک رابطه‌ی خطی تعیین شد که وابسته به ضرایب ثابت A و B است [۲۰].

۲-۴-۴- تعیین تاخیر زمانی زمان انتقال پالس (PTT)

زمان انتقال پالس به زمانی اطلاق می‌شود که موج فشار بین دو ناحیه شریانی را طی می‌کند و به طور معکوس با فشارخون رابطه دارد شکل (۲-۱۰). زمان انتقال پالس می‌تواند با روش‌های مختلفی نظیر فراصدای داپلر یا دانگ‌سنج شریانی اندازه‌گیری گردد [۳۸، ۳۹]. علاوه بر این می‌تواند با مشاهده فاصله دو موج PPG نیز به دست آید (شکل ۲-۱۰-ج).

گوش‌ها، انگشت پا و دست نواحی مناسبی برای اندازه‌گیری هستند [۳۹]. PTT اندازه‌گیری بخش پایینی یک سیگنال PPG تا سیگنال دیگری محاسبه شده که نمایانگر همبستگی زیاد جهت فشارخون غیرتهاجمی دیاستولیک می‌باشد [۴۰]، اما در مطالعه بر روی ۴۴ مورد خطرناک بر روی مردان به طور دیگری نتیجه‌گیری شد [۴۱]. قله‌های سیگنال PPG که از لحاظ نظری بیانگر فشارخون سیستولیک بود در عمل، مقادیر مورد انتظار را نمایش نمی‌داد. قله‌های سیگنال به دلیل انعکاس موج‌های فشار در پایانه شریان‌ها موجب اغتشاش گردید. چن (۱۹۹۳) روشی را بر مبنای داده‌های تجربی و با استفاده از زمان تاخیر میانگین یا $P \boxtimes f_p$ (تأخیر زمانی بین لبه نزولی سیگنال PPG مرکزی و قله PPG شریان محیطی) و PTT_{rp} (تأخیر زمانی بین لبه صعودی و سیگنال PPG انعکاسی مرکزی و قله PPG شریان محیطی) برای به دست آوردن زمان تاخیر پالس جهت استفاده دریافت فشارخون استفاده نمود [۴۲] (شکل ۲-۱۰-ج). مطالعات دیگر نشان داده که وضعیت، درجه حرارت محیط و آرامش فرد بر سیگنال PPG تأثیر گذاشته که خود ابهامی در توسعه ابزارها یا اندازه‌گیری PTT به طور دقیق می‌باشند [۴۳].



شکل (۲-۱۰) ارتباط معکوس بین زمان انتقال پالس و فشارخون سیستولیک [۲۰]

(الف) ارتباط معکوس بین زمان انتقال پالس و فشارخون سیستولیک از طریق داده ها.

(ب) زمان رسیدن پالس با استفاده از نقاط شاخص موجود در سیگنال PPG

(ج) انواع مختلف PTT و سایر مولفه های PPG

۲-۴-۵- زمان رسیدن پالس

روش مناسب و پرترفدار دیگر، تاخیر زمانی بر اساس اختلاف زمان بین قله R سیگنال ECG و نقاط شاخص قله PPG می باشد [۴۴, ۴۵] (شکل ۲-۱۰-ب). برخی از این مشخصه ها در سیگنال PPG عبارتند از سطح پایین سیگنال، قله و نقطه وسط لبه صعودی سیگنال که به کمک آن می توان تاخیر زمانی را به دست آورد [۴۶, ۴۷] (شکل ۲-۱۰-ب). اگرچه برخی مطالعات نشان داده که این اندازه گیری معادل PTT بوده اما نامگذاری دقیق آن PAT می باشد. چرا که PAT علاوه بر زمان PTT شامل تاخیر دوره پیش از خروج یا PEP نیز می باشد. PEP زمانی است که سیگنال الکتریکی را به یک نیروی پمپاژ مکانیکی و انقباض ایزولومتری تبدیل کرده تا دریچه آئورت را باز کند [۲۷, ۴۸].

$$PAT = PTT + PEP \quad (۲-۹)$$

PEP تاخیری بوده که با استرس، فعالیت بدنی، سن و احساسات تغییر می کند [۴۹]. مطالعاتی در خصوص تلاش برای تخمین PEP به عنوان درصدی از فاصله RR با نرخ ضربان پایین بیشتر آشکار

می‌شود [۵۰]. در این مطالعه PEP به عنوان ۷ درصد از فاصله RR تخمین زده شده و باید از PAT کم شده تا PEP به دست آید. اثر PEP هرچه از قلب فاصله بیشتری گرفته کمتر می‌شود. بنابراین برای PTT های کوچک خصوصاً سیگنال‌هایی که از گوش اندازه‌گیری شوند، لازم است که این اثر در نظر گرفته شود. با این حال همچنان اثر PEP بر تخمین فشارخون مورد تحقیق و بررسی است [۵۱]. [۵۲]. برخی PTT را با PAT مشابه دانسته، در حالی که برخی آن را جایگزین مناسبی نمی‌دانند [۵۳]. [۵۴]. مطالعات دیگری نشان داده که فشارخون سیستولیک و دیاستولیک و فشارخون میانگین، همبستگی کمتری با PAT در مقایسه با PTT دارد [۵۵]. در حالی که برخی دیگر قائل به این هستند که PAT فشارخون سیستولیک را بهتر نشان می‌دهد [۵۶، ۵۷]، چرا که وابسته به انقباض بطنی و عملکرد عروقی می‌باشد.

۲-۴-۶- مدل‌ها

□ مدل Chen در سال ۲۰۰۰

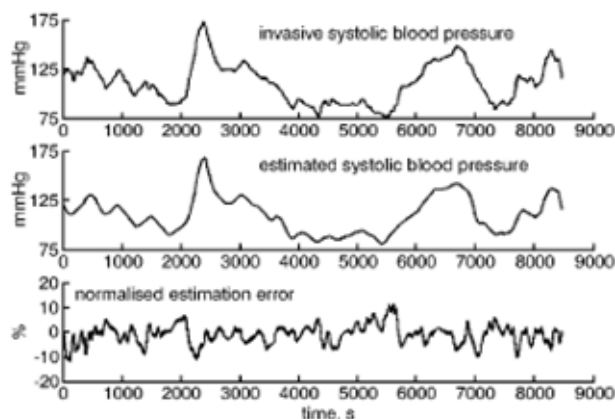
در سال ۲۰۰۰، Chen.W نظریه خود را به این صورت ارائه کرد که تغییرات فشارخون متوسط یکی از پارامترهایی است که روی ضریب ارتجاعی دیواره رگ‌ها و متناسب با آن روی سرعت موج پالس (PWV) اثر می‌گذارد. ضریب ارتجاعی دیواره رگ‌ها از فردی به فرد دیگر متفاوت است و تحت تاثیر پارامترهای مربوط به ماده شیمیایی ترشح شده از عصب^۱ می‌باشد. Chen در مدل خود، برای تخمین فشارخون سیستولیک با استفاده از زمان انتقال پالس فرض کرد که تغییرات قطر و ضخامت دیواره رگ‌ها در حین تغییرات فشارخون قابل چشم پوشی هستند. با قرار دادن معادله (۲-۵) در معادله سرعت و محاسبه تغییرات فشارخون از روی آن یک رابطه خطی بین فشارخون سیستولیک^۲ (SBP) و زمان رسیدن پالس (PAT) بیان کرد (معادله (۲-۱۰)).

^۱ Neuro-humoral

^۲ Systolic blood pressure

$$P_e = P_b + \Delta P = P_b \frac{\gamma}{\gamma_{PAT_b}} \Delta PAT \quad (10-2)$$

فشارخون سیستولیک تخمین زده شده^۱ P_e ، شامل دو قسمت می‌باشد: P_b فشارخون پایه^۲ است که توسط یک روش اندازه‌گیری دیگر همانند روش اسیلومتریک برای کالیبره کردن سیستم در ابتدای اندازه‌گیری و همچنین به طور متناوب در زمان‌های مشخص مثلا هر پنج دقیقه یک بار استفاده می‌شود و ΔP تغییرات فشار ناشی از زمان انتقال پالس بین زمان در حال محاسبه و زمانی که کالیبره سازی انجام شده است، محاسبه می‌شود. PAT_b زمان انتقال پالس هنگام تعیین P_b در زمان کالیبره کردن سیستم است و PAT_b به صورت متناوب همزمان با P_b کالیبره می‌شود. ΔPAT تغییر زمان انتقال پالس نسبت به زمان کالیبره کردن سیستم است. Chen در آزمایش خود کالیبره کردن سیستم را در هر ۱۰ یا ۲۰ دقیقه انجام داد. Chen فشارخون سیستولیک را با استفاده از دو جزء جداگانه تخمین زد. جزء فرکانس بالا از اعمال یک فیلتر میان‌گذر بر روی سیگنال زمان رسیدن پالس (PAT) محاسبه می‌شود و جزء فرکانس پایین به وسیله اندازه‌گیری متناوب فشارخون در زمان کالیبره کردن سیستم و از روی داده‌های ثبت شده توسط روش تهاجمی به دست می‌آید (شکل ۲-۱۱).

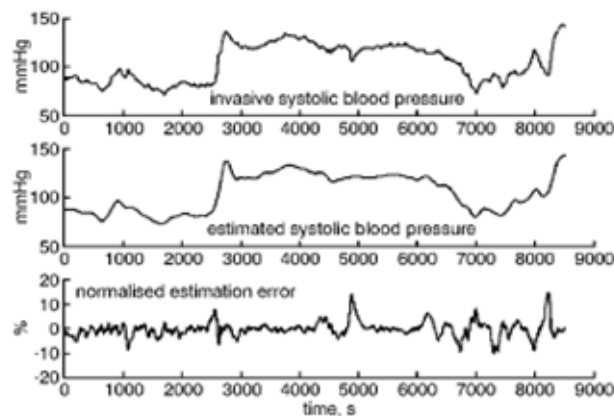


شکل (۱۱-۲) تخمین فشارخون توسط مدل Chen با استفاده از دو جزء فرکانس بالا و فرکانس پایین.

¹ Estimated blood pressure

² Base blood pressure level

Chen مدل خود را بر روی ۲۰ بیمار هنگام عمل جراحی آزمایش کرد و فشارخون سیستولیک تخمینی را با مقادیر حاصل از روش تهاجمی که از طریق کاتترگذاری شریان رادیال به دست آورده بود، مقایسه کرد. (شکل ۲-۱۲) خطای این مدل برای تخمین فشارخون سیستولیک به ازای کالیبره شدن در هر ۱۰ دقیقه 0.94 ± 0.03 mmHg و 0.4 ± 0.5 mmHg به ازای کالیبره شدن سیستم در هر ۲۰ دقیقه است.



شکل (۲-۱۲) فشارخون سیستولیک تخمین زده شده توسط مدل chen با مقدار به دست آمده از روش تهاجمی و محاسبه خطای اندازه گیری

□ مدل Fung

در سال ۲۰۰۴ Fung برای نشان دادن ارتباط بین فشارخون و زمان انتقال پالس، با استفاده از روابط فیزیکی مدل ساده‌ای برای ساختار بدن در نظر گرفت. این مدل اختلاف فشار بین قلب و انگشت دست را به وسیله سرعت انتقال پالس تخمین می‌زند که سرعت موج پالسی که از قلب به سمت انگشت دست در طول شریان منتقل می‌شود توسط زمان انتقال پالس و مسافت انتقال به دست می‌آید. Fung رابطه بین PTT و فشارخون را توسط قانون کار و انرژی و روابط حاکم نمایش داد. کار انجام شده توسط موج پالس برابر مجموع انرژی جنبشی و پتانسیل موج می‌باشد [۵۰]. (معادله (۲-۱۱)).

$$f \cdot d = \frac{1}{2}mv^2 + mgh \quad (2-11)$$

که در آن f نیروی وارده بر خون، d فاصله بین قلب و انگشت دست، m جرم خون، v سرعت موج پالس، g شتاب گرانش، h اختلاف ارتفاع بین قلب و انگشت دست می‌باشد.

علاوه بر رابطه بالا، نیرو را می‌توان بر اساس اختلاف فشار دو نقطه بیان کرد (معادله (۲-۱۰)).

$$F = \Delta BP \cdot a \quad (۲-۱۲)$$

که در آن a سطح مقطع شریان می‌باشد. F با توجه به دو معادله (۲-۱۱) و (۲-۱۲) و در نظر گرفتن روابط بین آنها، رابطه بین فشارخون و زمان انتقال پالس را به صورت معادله (۲-۱۵) بیان کرد.

$$BP = \frac{\Delta BP}{0.7} \quad (۲-۱۳)$$

$$= \frac{1}{0.7} \left(\frac{1}{2} \rho \frac{d^2}{PTT^2} + \rho gh \right) \quad (۲-۱۴)$$

$$= \frac{A}{PTT^2} + B \quad (۲-۱۵)$$

در این مدل پارامتر A تفاوت قابل توجهی بین افراد ندارد اما برای دستیابی به مقدار صحیح فشارخون پارامتر B باید برای افراد از طریق اندازه‌گیری فشارخون توسط روشهای مبتنی بر کاف کالیبره شود.

□ مدل Shriram

در سال ۲۰۱۰ Shriram با توجه به روابط موجود و استفاده از معادلات Hughes و Moens-Kortewe رابطه بین فشارخون سیستولیک و زمان انتقال پالس را به صورت معادله (۲-۱۶) بیان کرد [۵۸].

$$BP = \frac{1}{\alpha} \left[\ln \left(\frac{L^2 dP}{E_0 h} \right) - 2 \ln(PTT) \right] \quad (۲-۱۶)$$

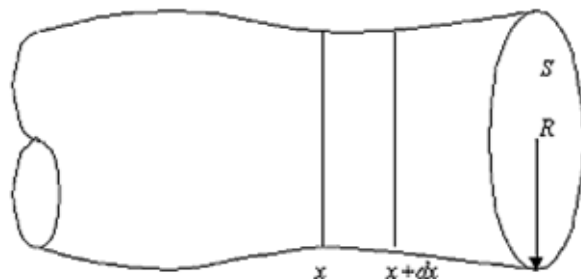
Shriram برای محاسبه زمان انتقال پالس از دو سیگنال ECG و PPG انگشت دست استفاده کرد. همچنین در طول آزمایش فشارخون افراد را با استفاده از روش Sphygmomanometry به عنوان روش مرجع اندازه‌گیری کرد. خطای به دست آمده حاصل از فشارخون سیستولیک تخمین زده شده و روش مرجع را برابر 0.34 ± 3.1 mmHg گزارش کرد.

□ مدل Chen در سال ۲۰۰۹

در سال ۲۰۰۹، Yan Chen یک مدل ریاضی که نشان دهنده رابطه بین PWV با فشارخون می‌باشد را ارائه کرد. انتشار پالس موج در سیستم شریانی از قوانین فیزیکی و فیزیولوژیکی پیروی می‌کند. Chen برای ارتقا مدل‌های موجود و رفع نواقص آن‌ها شریان را به صورت یک لوله انعطاف‌پذیر با دیواره نازک فرض کرد و از معادله موج (معادله (۲-۱۵)) برای انتشار پالس موج فشار در مدل پیشنهادی خود استفاده کرد [۴۰].

$$\frac{\partial^2 R}{\partial t^2} = c^2 \frac{\partial^2 R}{\partial x^2} \quad (17-2)$$

در این معادله c همان PWV، t زمان، x موقعیت مکان مورد نظر در شریان و R شعاع شریان در هر لحظه می‌باشند (شکل ۲-۱۲).



شکل (۲-۱۳) متغیرهای وابسته به حجم یک شریان نرمال [۴۰]

با حل معادله موج، Chen رابطه بین فشارخون دیاستولیک (p) و سرعت موج پالس (PWV) را به صورت معادله (۲-۱۸) بیان کرد:

$$P = be^{\left(\frac{k}{PWV}\right)} \quad (18-2)$$

ضریب k وابسته به خاصیت ارتجاعی شریان‌ها است. با توجه به معادله (۲-۵) سرعت موج پالس (PWV) با ضریب ارتجاعی (E) رابطه مستقیم دارد که این رابطه در ضریب (c) معادله موج (۲-۱۷) نهفته است و در معادله نهایی مدل (۲-۱۸)، توسط پارامتر k بیان شده است. در مدل Chen ضریب

ارتجاعی به عنوان متغیر وابسته به سن، جنسیت و فشارخون تعریف شده است [۴۰].

بررسی روش‌ها

۳-۱- مقدمه

نویز سیگنال‌های ECG و PPG معمولاً توسط منابع مختلف از جمله منابع بیولوژیکی (مثل سیگنال‌های EEG و EMG) و منابع محیطی (مثل نویز برق شهر و تداخل سایر دستگاه‌های الکتریکی) تولید می‌شود [۵۹].

محدوده فرکانسی این سیگنال‌های مزاحم می‌تواند در داخل و خارج محدوده فرکانسی سیگنال‌های اصلی باشد. نویزهای مزاحم برای سیگنال‌های ECG و PPG به‌صورتی است که می‌تواند در اندازه‌گیری دقیق فشارخون اختلال ایجاد کند. لذا عملیات نویززدایی باید با دقت طراحی شود به‌طوری که اطلاعات مهم در شکل موج سیگنال‌های اصلی حفظ شود و یا دچار تغییر نشود [۶۰].

۳-۲- حذف نویز سیگنال‌های ECG و PPG

نویزهای روی سیگنال‌های ECG و PPG شامل موارد زیر است:

- ◆ سیگنال تداخلی ۲۵ هرتز برق شهر
 - ◆ نویزهای محیطی
 - ◆ نویزهای مربوط به دستگاه‌های ثبت
 - ◆ سیگنال تداخلی که در سطح بافت ایجاد می‌شود.
 - ◆ سیگنال‌های حیاتی نامطلوب مانند EMG
- که دو مورد آخر اختصاص به سیگنال ECG دارد. برای حذف نویز سیگنال‌های ECG و PPG روش‌های متعددی پیشنهاد شده است که برخی از آنها شامل موارد زیر است:
- ◆ از اصلی‌ترین نویزهای موجود هنگام ثبت داده‌های مختلف به خصوص سیگنال‌های حیاتی، تداخل نویز برق شهر با سیگنال‌های ثبت شده است که با استفاده از یک فیلتر میان‌گذر در

فرکانس 50Hz این نویز قابل حذف شدن است [۶۱].

- ◆ مولفه‌های اصلی سیگنال PPG در فرکانس 0.6 – 20 Hz است، در نتیجه با استفاده از یک فیلتر میان‌گذر FIR^۱ با فرکانس‌گذر 0.6 – 20 Hz (به دلیل حذف تغییرات فرکانس پایین و عدم نیاز به تغییرات فرکانس بالاتر) می‌توان این سیگنال را فیلتر نمود [۶۱].
- ◆ در صورت استفاده از فیلتر FIR، میزان تأخیر در همه فرکانس‌ها یکسان است و خللی در محتوای فرکانسی سیگنال‌ها به وجود نخواهد آمد [۶۱].
- ◆ خط پایه موج‌دار سیگنال‌های اصلی اغلب موارد با نویزهای حرکتی کم فرکانس دیده می‌شود. برای حذف این نویز کم فرکانس و یکسان‌سازی سیگنال، فرکانس‌های 0 – 0.6 Hz از سیگنال‌های اصلی کم می‌شود. در اصطلاح می‌توان از این پیش‌پردازش به عنوان حذف DC سیگنال نام برد [۶۱].

۳-۳- بانک‌های فیلتر

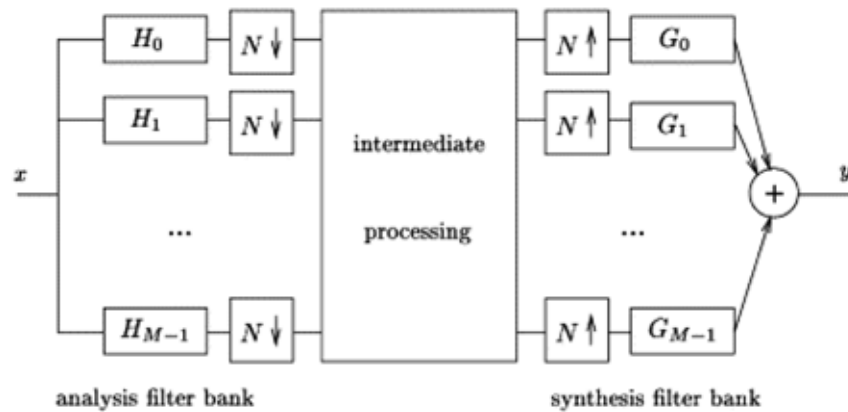
بانک‌های فیلتر آرایشی از فیلترهای پائین‌گذر، میان‌گذر و بالاگذر برای استفاده در تجزیه طیفی و ترکیب سیگنال‌ها است. آنها نقش اساسی در بسیاری از کاربردهای مدرن پردازش سیگنال دارند. دلیل این رواج، سادگی استخراج مؤلفه‌های طیفی از سیگنال به همراه پیاده‌سازی کارا است. از آنجائیکه اغلب بانک‌های فیلتر دارای چندین نرخ نمونه‌برداری می‌باشند، با عنوان سیستم‌های چندنرخه^۲ نیز شناخته می‌شوند. بعنوان یک مثال شکل (۳-۱) بانک فیلتری با M کانال را نشان می‌دهد. سیگنال ورودی به M سیگنال زیرباندی^۳ با استفاده از M فیلتر آنالیز با باندهای عبور متفاوت تجزیه می‌شود. بنابراین هریک از سیگنال‌های زیرباندی، اطلاعات سیگنال ورودی در باند فرکانسی خاصی را حمل

¹ Finite Impulse Response

² Multirate

³ Subband

می‌کنند. بلوک‌های با پیکان‌های اشاره شده به سمت پائین در شکل (۱-۳) کاهش نرخ نمونه برداری^۱ به نسبت N و بلوک‌های با پیکان‌های اشاره شده به سمت بالا افزایش نرخ نمونه برداری^۲ به میزان N را نشان می‌دهد. کاهش نرخ نمونه برداری به میزان N انتخاب فقط یک نمونه از مجموعه N نمونه است. این عمل به حذف زواید از M سیگنال زیرباندی کمک می‌کند. افزایش نمونه برداری به میزان N ، الحاق $N-1$ صفر متوالی بین نمونه‌ها است. این امکان بازیابی نرخ نمونه برداری اصلی را می‌دهد. بدنبال بالا برنده‌های نرخ نمونه برداری، فیلترهایی قرار می‌گیرد که صفرهای الحاقی را با مقادیر معنی‌دار جابجا می‌کند. حالت $M = N$ نمونه برداری کند شده بحرانی خوانده می‌شود، چون این بیشترین ضریب کاهش نمونه برداری است که می‌تواند بازیابی کامل انجام گیرد. بازیابی کامل به معنای آن است که سیگنال خروجی یک کپی از سیگنال ورودی باشد، بدون اینکه هیچ اغتشاش اضافی بجز انتقال زمانی و یا تغییر مقیاس دامنه را داشته باشد [۶۴].



شکل (۱-۳) بانک فیلتر با M کانال [۶۴]

از نقطه نظر ریاضی، یک بانک فیلتر حامل یک بسط سری است که سیگنال‌های زیرباندی ضرایب آن و نسخه‌های انتقال یافته زمانی $g_k(n - iN)$ و $i \in Z$ پاسخ ضربه فیلتر سنتز $g_k(n)$ پایه‌ها را تشکیل می‌دهند. تفاوت اصلی آن با تبدیل بلوکی در طول پاسخ ضربه‌ها است که اغلب بزرگتر از N

¹ Down sampling

² Up sampling

است، بطوری که دنباله‌های پایه دارای همپوشانی هستند [۶۴].

۳-۴- روشهای بررسی سیگنال‌های حیاتی

به‌طورکلی سیگنال‌های حیاتی می‌تواند در حوزه زمان، حوزه فرکانس و یا حوزه‌ی مشترک زمان - فرکانس مورد بررسی قرار گیرد [۶۵]. در ادامه هر یک از روش‌های فوق به اختصار معرفی خواهد شد.

۳-۴-۱- بررسی در حوزه زمان

سیگنال‌های حیاتی با استفاده از سنسورهای مربوطه اندازه‌گیری و ثبت می‌شوند. سیگنالی که بدین طریق به‌دست می‌آید، سیگنال زمانی یا اصطلاحاً شکل موج نامیده می‌شود. یکی از روشهای مرسوم برای بررسی سیگنال‌های حیاتی، مطالعه مستقیم این سیگنال است. بررسی دامنه سیگنال، بررسی مؤلفه‌های اصلی سیگنال و تشخیص فرکانس وقوع آنها، بررسی پدیده‌های خاصی مانند ضربان، بررسی تقارن یا عدم تقارن سیگنال نسبت به محور دامنه و نیز نسبت به محور زمان، از جمله روش‌های بررسی مستقیم سیگنال در حوزه زمان به‌شمار می‌روند [۶۶]. این روش در شرایطی که پدیده غالبی در بازه زمانی خاص وجود داشته باشد، روش مؤثری محسوب می‌شود. اما در صورتی که پدیده‌های مختلفی به‌صورت همزمان وجود داشته باشند و یا میزان نویز موجود در سیگنال بالا باشد، این روش کارایی خود را از دست داده و یا کارایی آن کم خواهد شد.

۳-۴-۲- بررسی در حوزه فرکانس

با اعمال تبدیل فوریه بر روی سیگنال‌های زمانی، امکان بررسی آن در حوزه فرکانس فراهم می‌شود. تبدیل فوریه، میزان شباهت سیگنال را با مجموعه‌ای از خانواده توابع سینوسی و کسینوسی با فرکانس‌های مختلف، سنجیده و وزن هر یک از این توابع را در تشکیل سیگنال مورد نظر تعیین می‌کند. از این طریق، محتوای فرکانسی سیگنال شناسایی می‌شود. تبدیل فوریه پیوسته بر اساس

رابطه‌ی (۱-۳) به دست می‌آید [۶۵].

$$G(f) = \int_{-\infty}^{+\infty} G(t) \exp(-j2\pi ft) dt \quad (1-3)$$

در این رابطه، $G(t)$ سیگنال اصلی، f فرکانس و t زمان بوده و $G(f)$ به عنوان تبدیل فوریه سیگنال شناخته می‌شود. برای پیاده‌سازی تبدیل فوریه در عمل، از تبدیل فوریه گسسته استفاده می‌شود. شایان ذکر است بهترین الگوریتم برای پیاده‌سازی تبدیل فوریه گسسته^۱، الگوریتم تبدیل فوریه سریع^۲ می‌باشد. تبدیل فوریه علی‌رغم مزایای زیاد، محدودیتهایی نیز دارد که مهمترین آن، عدم تعیین زمان رخداد پدیده فرکانسی موجود در طیف سیگنال است.

۳-۴-۳- بررسی در حوزه‌ی مشترک زمان-فرکانس

روش‌های بررسی مستقیم سیگنال زمانی و یا تبدیل فوریه آن، دارای محدودیت‌هایی هستند. از جمله اینکه این روش‌ها برای بررسی سیگنال در حالت گذرا مناسب نیستند زیرا در تبدیل فوریه زمان وقایع مختلف در سیگنال قابل تشخیص نیست. یکی از روش‌های نسبتاً جدید برای مطالعه سیگنال ارتعاشات، مطالعه آن در حوزه‌ی مشترک زمان - فرکانس می‌باشد [۶۵]. روش‌های مختلفی مانند تبدیل فوریه زمان کوتاه^۳ و تبدیل ویگنرویل^۴ برای این منظور به کار می‌روند. البته این روش‌ها نیز دارای محدودیت‌هایی هستند. از جمله اینکه روش تبدیل فوریه زمان کوتاه، قدرت تفکیک یکسانی را در کل حوزه زمان و فرکانس فراهم می‌کند. این درحالی است که برای بررسی فرکانس‌های پایین، قدرت تفکیک بالاتری نسبت به فرکانس‌های بالاتر موردنیاز است. همچنین در تبدیل ویگنرویل برای

¹ Discrete Fourier Transform

² Fast Fourier Transform (FFT)

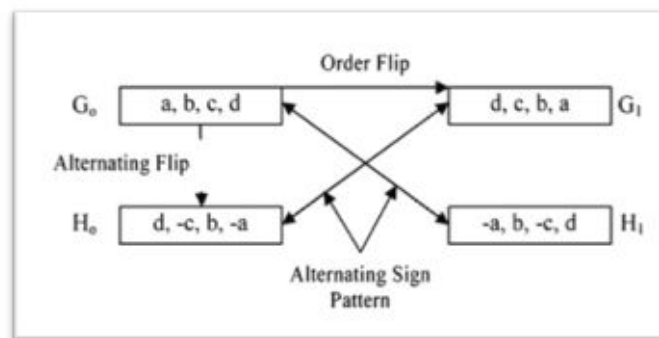
³ Short Time Fourier Transform

⁴ Wigner Weyl Transform

سیگنال‌هایی که دارای بیش از یک مؤلفه‌ی فرکانسی هستند، مؤلفه‌های متقاطع^۱ و غیرواقعی به سیگنال اضافه می‌شود که کار بررسی را دشوار می‌کند.

۳-۵- حذف نویز سیگنال ECG و PPG با استفاده از فیلتر بانک

در این پژوهش، برای حذف نویز سیگنال‌های ECG و PPG از فیلتربانک مناسب استفاده می‌شود. در این روش ابتدا یک فیلتر پایین‌گذر $a(k)$ با توجه به ویژگی‌های سیگنال ECG و PPG ساخته می‌شود که مقادیر ضرایب این فیلتر همان ضرایب فیلتر پایین‌گذر (G_0) فیلتربانک خواهد بود. سپس ضرایب فیلتر بالاگذر (H_0) برای قسمت تجزیه فیلتربانک و ضرایب فیلترهای پایین‌گذر (G_1) و بالاگذر (H_1) برای قسمت سنتز یا ترکیب فیلتر بانک به صورت نشان‌داده شده در شکل (۳-۷) (با برعکس نمودن^۲ ضرایب و تغییر علامت به صورت یک در میان^۳ ضرایب) به دست می‌آید [۷۳, ۷۴].



شکل (۳-۲) ارتباط میان ۴ فیلتر [۴۹].

براساس بحث فوق، فیلتر پایین‌گذر باترورث^۴ با فرکانس قطع ۶۰۰ هرتز و فرکانس نمونه‌برداری ۷۰۰۰ هرتز طراحی شد [۱۶-۱۸]. نتیجه فرایند طراحی شده برای ضرایب فیلتر $a(k)$ بصورت زیر می‌باشد:

(۳-۲)

$$a(k) = [0.0165 \quad -0.0436 \quad -0.0404 \quad 0.2910 \quad 0.5528 \quad 0.2910 \quad -0.0404 \quad -0.0436 \quad 0.0165]$$

¹ Cross Terms

² alternating flip

³ alternating sign pattern

⁴ Butterworth filter

پس از تعیین ضرایب فیلترها سیگنال ECG و PPG بوسیله بانک فیلتر به سه لایه تجزیه شده و در هر لایه با اجرای الگوریتم نویزگیری و قواعد آستانه حذف نویز صورت می‌گیرد.

الگوریتم حذف نویز از رگرسیون آماری ضرایب نویزی در طول زمان برای به دست آوردن سیگنال بازسازی شده و بدون نویز استفاده می‌کند. سطوح آستانه که معمولاً برای نویزگیری سیگنال‌های ناپایدار مورد استفاده قرار می‌گیرند عبارتند از: آستانه عمومی^۱، آستانه مینیماکس^۲، آستانه مطمئن^۳.

قواعد آستانه: آستانه نرم و آستانه سخت.

۳-۵-۲- آستانه عمومی

در این روش از یک مقدار ثابت برای سطح آستانه استفاده می‌شود که از رابطه زیر قابل محاسبه است:

$$THR_{uni} = \sigma \sqrt{2 \log(N)} \quad (3-3)$$

که در آن σ واریانس نویز است و چون معمولاً پارامتری نامعلوم است، می‌توان از تخمین نویز استفاده کرد. تخمین‌گر میانگین انحراف مطلق (MAD^۴) از جمله مهمترین و پرکاربردترین تخمین‌گرها در این خصوص است که بصورت رابطه زیر است:

$$\sigma = \text{median}(|C_j|) / 0.6745 \quad (4-3)$$

در این رابطه C_j ضرایب فرکانس بالای ویولت در مقیاس سطح Z بوده و 0.6745 فاکتور نرمالیزاسیون می‌باشد. پیاده‌سازی این روش بسیار آسان می‌باشد، ولی معمولاً سطح آستانه بدست آمده از این روش بزرگتر از سایر روش‌های آستانه‌گیری است [۵۱].

¹ Sqrtwolog

² Minimaxi

³ Rigrsure

⁴ Mean absolute deviation

۳-۵-۱- آستانه مینیماکس

در این روش از سطح آستانه ثابت استفاده می‌شود که نتیجه ایده‌آل، حاصل از عملکرد روش مینیماکس با استفاده از مربع میانگین خطا بدست می‌آید. این روش توسط دونوهو در ارائه شده و در این روش سطح آستانه وابسته به سطوح تجزیه می‌باشد، بنابراین آستانه‌های مختلف برای هر سطح از تجزیه در نظر گرفته می‌شوند. در این روش thr به گونه‌ای انتخاب می‌شود که عبارت زیر مینیمم گردد:

$$A_n^* = \inf_{thr} \sup_{\theta} \left\{ \frac{R_{thr}(\theta)}{n^{-1} + \min(\theta^2, 1)} \right\} \quad (۵-۳)$$

که $R_{thr}(\theta)$ از رابطه زیر محاسبه می‌شود:

$$R_{thr}(\theta) = \text{var} \{ \delta_{thr}(X) \} + (E \{ \delta_{thr}(X) \} - \theta) \quad (۶-۳)$$

که در آن $X = (\theta, 1)$ می‌باشد.

به صورت خلاصه در این روش سطح آستانه برابر است با:

$$\text{Threshold} = \sigma \times (0.3936 + 0.1829 \times (\log(N) / \log(2))) \quad (۷-۳)$$

σ انحراف معیار نویز است و از رابطه (۸-۳) بدست می‌آید و N برابر طول فریم جاری سیگنال اصلی می‌باشد.

۳-۵-۲- آستانه مطمئن

انتخاب این نوع سطح آستانه براساس قاعده تخمین ریسک استین^۱ می‌باشد، به اینصورت که تخمینی از ریسک برای مقدار خاصی از سطح آستانه THRSURE با استفاده از قاعده ریسک استین تعریف

¹ Stein

می‌شود. در این روش thr طوری انتخاب می‌شود که عبارت زیر مینیمم گردد:

$$SURE(thr, w) = \frac{\sigma^2}{2^j} + \frac{\sigma^2}{n} \sum_{j=1}^J \sum_k S_{thr_j} \left(\frac{d_{j,k}}{\sigma} \right) \quad (8-3)$$

که در آن $S_{thr}(X)$ بر اساس $\sigma_{thr}(X)$ تعریف می‌شود و باید به صورتی باشد که:

$$E[S_{thr}(X)] = E[\delta_{thr}(X) - \theta]^2 \quad (9-3)$$

پس از آن مقادیر سطح آستانه می‌تواند توسط آستانه گذاری تابع تبدیلات سخت و نرم تعیین گردد.

۳-۵-۳- آستانه سخت (h)

در آستانه سخت، فقط ضرایب سیگنال با قدرمطلق پایین‌تر از سطح آستانه (λ) تحت تأثیر قرار گرفته و با صفر جایگزین می‌شود و بقیه دست نخورده باقی می‌ماند.

$$Y_{j,k}^{hard} = \begin{cases} Y_{j,k} & \text{for } |Y_{j,k}| > \lambda \\ 0 & \text{for } |Y_{j,k}| \leq \lambda \end{cases} \quad (10-3)$$

۳-۵-۴- آستانه نرم

در آستانه نرم، ضرایب بالاتر از آستانه λ توسط کاهش مقدار خاصی از آستانه اصلاح می‌شوند:

$$Y_{j,k}^{soft} = \begin{cases} Y_{j,k} - \lambda & \text{for } |Y_{j,k}| \geq \lambda \\ 0 & \text{for } |Y_{j,k}| < \lambda \\ Y_{j,k} + \lambda & \text{for } |Y_{j,k}| < -\lambda \end{cases} \quad (11-3)$$

۳-۵-۵- قطعه بندی

آنالیز مناسب سیگنال‌های ECG و PPG می‌تواند اطلاعات مورد نیاز برای اندازه‌گیری فشارخون در اختیار ما قرار دهد. یکی از روش‌های آنالیز مناسب قطعه‌بندی سیگنال جهت شناسایی و تفکیک دوره

تناوب آن می‌باشد. برای قطعه‌بندی سیگنال مراحل زیر انجام پذیرفت:

گرفتن بسته سیگنال ECG و تبدیل به یک سری از پالس‌های مستطیل شکل با استفاده از تکنیک آستانه. مقدار آستانه با استفاده از فرمول (۳-۲۶) محاسبه گردید.

$$S(X) = \begin{cases} 1 & y_n(x) > T \\ 0 & y_n(x) \leq T \end{cases} \quad (۳-۱۲)$$

که در آن T سطح آستانه است و با رابطه زیر محاسبه می‌شود:

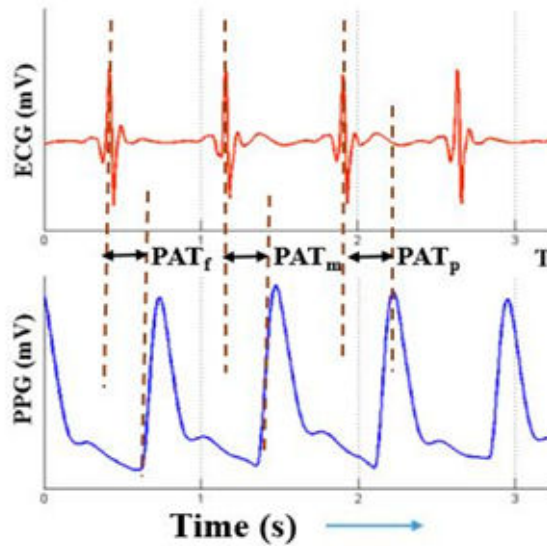
$$T = \log(27) \left[\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (X - x)^2 \right]^{1/2} \quad (۳-۱۳)$$

۳-۶- الگوریتم محاسبه فشارخون از طریق سیگنال‌های PPG و ECG

۳-۶-۱- گام اول: محاسبه PAT و PTT

□ محاسبه PAT

مدت زمانی که طول می‌کشد، حجمی از خون (به صورت پالس) از قلب به یکی از شریان‌های بدن انتقال یابد را PAT می‌نامند، این پارامتر رابطه معکوس با فشارخون دارد و از روی سیگنال‌های ECG و PPG با سه روش، به شکل ذیل محاسبه می‌شود:



شکل (۳-۳) ارتباط معکوس فشارخون با دو سیگنال ECG و PPG

روش اول: PAT_f (شروع خیز): فاصله زمانی بین پیک ECG و زمان خیز سیگنال PPG

روش دوم: PAT_m (میانه): فاصله زمانی بین پیک ECG و میانگین حداقل و حداکثر سیگنال PPG

روش سوم: PAT_p (پیک): فاصله زمانی بین پیک ECG و حداکثر سیگنال PPG

□ محاسبه PTT

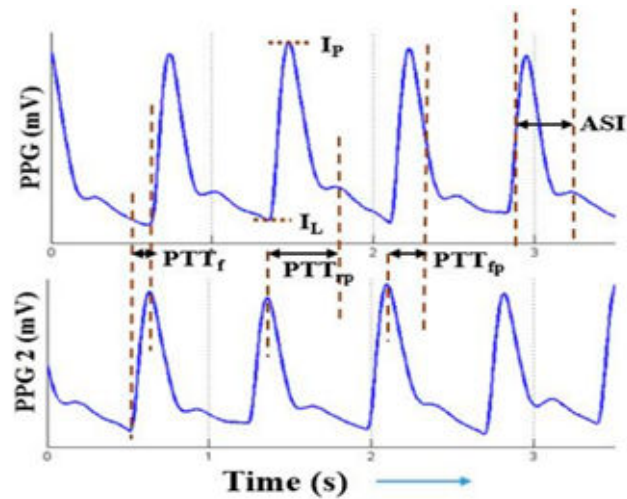
PTT به زمان انتقال پالس بین دو شریان اطلاق می‌گردد. به بیان دیگر در صورتی که عملیات سنکرون‌سازی بین دو فاکتور PTT و PAT به درستی انجام گیرد، این دو عبارت معادل هم می‌گردند.

♦ محاسبه PTT_{fp} : فاصله بین میانگین بخش نزولی سیگنال اول PPG و پیک سیگنال دوم

PPG

♦ محاسبه PTT_{rp} : فاصله بین پیک سیگنال اول PPG و پیک میانه سیگنال دوم PPG

♦



شکل (۳-۴) فاصله بین پیک سیگنال میانی سیگنال اول PPG و پیک سیگنال دوم PPG

۳-۶-۲- گام دوم: محاسبه فشارخون از طریق PTT و یا PAT

الگوریتم‌های گوناگونی جهت محاسبه فشارخون از طریق این دو سیگنال وجود دارد که با قراردادن یکی عبارات PAT/PTT و تخمین ضرایب مورد نیاز می‌توان فشارخون را بر حسب mmHg محاسبه نمود.

جدول (۱-۳) الگوریتم‌های محاسبه فشارخون از طریق PAT/PTT [۲۰]

Algorithm	Time Delay
$\ln(\text{Time Delay}) + b$	PTT_f
	PAT_f
	PTT_f
$\frac{A}{PAT^2} + B$	PAT_p
	PAT_f
$aPAT + b$	PAT_p
	PAT_m
	PAT_p
	PAT_p
	PAT_m
	PAT_f
	PAT_p
	PAT_m
	PAT_f
$\frac{a}{PAT} + b$	PAT_p
	PAT_m
$\frac{a}{PAT} + b + c * VPAT + d * (PATV - PATV_0)$	PAT_p
$a + \left(\frac{b}{PAT-c}\right)^2$	PAT_p
$\frac{(PWV-a)}{b}$	PAT_f
	PAT_f
$aPAT + bHR + c$	PAT_m
	PAT_m
$a + bPAT + cHR + dTDB$	PAT_m
	PAT_m
$BP_{ij} = b_{ij}e^{-\left(\frac{K_{ij}}{PWV_{ij}}\right)}$ $i = 1, 2, \dots, m(\text{age})$ and $j = \text{Male/Female}$	PTT_f
	$PTT_{fp} + PTT_{rp}$
$DBP = \frac{SBP_0}{3} + \frac{2DBP_0}{3} + \ln\left(\frac{PAT_{w0}}{PAT_w}\right) - \frac{(SBP_0-DBP_0)}{3}\left(\frac{PAT_{w0}}{PAT_w}\right)^2$ $SBP = DBP_0 + (SBP_0 - DBP_0)\left(\frac{PAT_{w0}}{PAT_w}\right)^2$	PAT_m
	PAT_m
$BP = a * PWV * e^{b*PMV} + cPWV^d - (BP_{PTT,cal} - BP_{PTT})$	PAT_m
$DBP = DBP_0 \frac{PIR_0}{PIR}$ $SBP = DBP_0 \frac{PIR_0}{PIR} + PP_0\left(\frac{PAT_0}{PAT}\right)^2$	PAT_m
	PAT_m

۳-۶-۳- گام سوم : مقایسه فشارخون به دست آمده با فشارخون واقعی

پس از محاسبه فشارخون به دست آمده از طریق دو سیگنال ECG و PPG، مقدار به دست آمده با فشارخون واقعی اندازه گیری شده مقایسه می گردد و مقادیر خطا به ازای هر الگوریتم به دست می آید.

۳-۷- مدل های ریاضی ECG

رابطه بین فشارخون و زمان انتقال پالس (PTT/PAT) براساس مدل های فیزیکی و ریاضی تعیین می شود برخی از این مدل ها در جدول (۳-۱) ذکر شده است. در این قسمت به تشریح چندین مدل می پردازیم.

۳-۷-۱- مدل لگاریتمی

معادله Bramwell-Hills (۳-۱۶) و Moens-Kortweg یک رابطه لگاریتمی را بین فشارخون و تاخیر زمانی بیان می کند.

$$PWV = \frac{L}{Time\ Delay} = \sqrt{\frac{hE_0 e^{\alpha P}}{\rho d}} \quad (۳-۱۴)$$

اگر در این معادله، چگالی خون ρ ، قطر شریان d ، ضخامت شریان h ، فاصله ای که منجر به تاخیر زمانی می شود L و E_0 ضریب الاستیک در معادله مربوطه می باشند. می توان رابطه بین فشارخون و تاخیر زمانی را به شکل زیر بیان نمود:

$$BP = a \ln(Time\ Delay) + b \quad (۳-۱۵)$$

در این معادله a و b ثابت های خاص بوده که از آنالیز رگرسیون فشارخون و تاخیر زمانی مرتبط با آن به دست می آید [۷۵]. فشارخون سیستولیک مورد نظر از طریق معادله فوق و استفاده از هر دو زمان تاخیر PAT و PTT امکان پذیر است [۷۵]. تاخیر زمانی PTT را می توان از طریق سنسورهای

PPG قرار گرفته روی لاله گوش و انگشت دست و PAT را می‌توان از طریق تنظیم امپدانس کاردیوگرام به دست آورد. بنابراین با استفاده از این روش، دستیابی غیرمستقیم به فشارخون از طریق تاخیر زمانی امکان پذیر است. معادله لگاریتمی موجود در این روش هنگامی که تاخیر زمانی به صفر میل می‌کند به سمت منفی بی‌نهایت می‌رود. از این رو برای اندازه‌گیری‌های کوچک فشارخون مناسب نیست [۴۲].

۳-۷-۲- مدل نسبی (خطی)

فرض کنید با تغییرات فشارخون، تغییراتی جزئی در قطر و ضخامت شریان داشته باشیم. ارتباط فشارخون و زمان تاخیر می‌تواند مطابق رابطه خطی ذیل با دیفرانسیل‌گیری از معادله (۳-۲۰) نسبت به زمان به دست آید [۴۴]. چن و سایرین توانستند به ضریب همبستگی بالایی بین فشارخون سیستولیک اندازه گرفته شده و فشارخون سیستولیک به دست آمده از طریق PAT_f دست پیدا کنند و یک مدل کالیبره ایجاد کردند که نوسانات PAT را در نظر بگیرد.

$$BP = a (Time Delay) + b \quad (۳-۱۶)$$

در این معادله از PAT_p ، برای زمان تأخیر در تمامی موارد می‌توان استفاده نمود. اگرچه محدوده مقادیر a و b مشابه با مقادیری است که قبلاً محاسبه شده اما خطاهای محاسبات فشارخون ناشی از الگوریتم کاملاً مشهود است. در این معادله، بین فشارخون دیاستولیک و PAT همبستگی کمتری وجود دارد که می‌بایست برای محاسبه فشارخون دیاستولیک هم از PAT_p به جای PAT_f استفاده شود [۷۶].

چوی نیز از همین روش برای یافتن نقاط شاخص متفاوت در سیگنال PPG و کالیبراسیون فواصل برای محاسبه فشارخون استفاده نمود [۷۷]. وی نیز با اندازه‌گیری PAT_p و کالیبراسیون یک ساعته فواصل با کاهش خطا، تخمین بهتری از فشارخون را بدست آورد. ضمن اینکه وی ثابت نمود که این

الگوریتم نه تنها عملکرد بهتری دارد بلکه نسبت به حرکات موجود در شکل موج های غیرتهاجمی ثبات بیشتری از خود به جای می گذارد.

مطالعات متعدد دیگری برای دخیل کردن سایر مولفه های موثر در اندازه گیری فشارخون، نظیر نرخ ضربان قلب (HR) و شاخص سختی شریان (ASI) انجام شده که به یکپارچه سازی الگوریتم خطی فشارخون پرداختند [۸, ۴۹, ۷۸]. در یک وضعیت عادی، نرخ ضربان قلب اثر مثبتی داشته اما در شرایط باروفلکس (مکانیزم تنظیم فشارخون حاد با کنترل ضربان قلب)، نرخ ضربان قلب همبستگی معکوس با فشارخون خواهد داشت. فاکتورهای دیگر نظیر سختی شریان در مدل های فیزیکی ثابت در نظر گرفته شده است. اگرچه این مولفه نیز می تواند بر فرکانس کالیبراسیون تاثیر گذاشته و توسط ASI تخمین زده شود. فاکتور همبستگی نرخ ضربان قلب و معادله (۳-۱۸) حدود ۰/۷۹ برای فشارخون سیستولیک و ۰/۸۱۴ برای فشارخون دیاستولیک تخمین زده شده است که بیانگر اهمیت این مولفه در محاسبات می باشد. همچنین ثابت شد که تخمین براساس درست نمایی بیشینه و فیلتر کالمن، فقط می تواند به کاهش اندازه گیری های کالیبراسیون مورد نیاز برای تخمین ثابت های الگوریتم کمک کند. این مدل نیز می تواند بر اساس رگرسیون خطی انجام پذیرد و کالیبراسیون مجدد را سهولت بخشد.

۳-۷-۳- مدل معکوس مربعات

در این روش شریان های بدن را به عنوان لوله هایی صلب فرض می نمایند. محاسبات بر اساس انتقال موج فشار می تواند به عنوان جمع انرژی پتانسیل و جنبشی بیان گردد به طوری که انرژی جنبشی آن به PWV وابسته است. کاری که انجام می گردد معادل با تغییرات فشارخون در یک سطح مقطع ثابت بوده لذا [۵۰]:

$$BP = \frac{A}{Time\ Delay^2} + B \quad (۳-۱۷)$$

که A طبق رابطه زیر بدست می‌آید:

$$A = (0.6 \times \frac{\text{height}}{\text{distance factor}})^2 \cdot \frac{\rho}{1.4} \quad (18-3)$$

در رابطه فوق، ρ چگالی خون میانگین می‌باشد. در معادله (۳-۳۱) پارامتر B بر اساس اندازه‌گیری از طریق کاف و به ازای هر تخمین به دست می‌آید. فانگ از PAT جهت تخمین فشار استفاده کرده و ثابت نموده که اندازه‌گیری‌هایی که از اعضای همچون شصت پا یا انگشت به دست می‌آید، دارای تأخیر قابل توجهی ناشی از PEP هستند. برای PPG در گوش، PAT باید نسبت به PEP تنظیم شود، چرا که فاصله کمتری نسبت به قلب خواهد داشت. بنابراین دارای یک موج فشار شریان مرکزی است. برای تخمین A ، فاکتور فاصله‌ای اضافی مرتبط با مکان سنسورهای PPG در نظر گرفته می‌شود. این فاکتور فاصله به ترتیب برای انگشتان، گوش و شصت پا برابر ۱، ۰.۵ و ۱.۶ می‌باشد. الگوریتم همبسته با فشارخون که توسط یک کاف اندازه‌گیری شده دارای اختلاف تفاضل 0.0790- میلی‌متر جیوه می‌باشد. همچنین این روش دارای قابلیت اندازه‌گیری فشارخون پایین و بالا است. ویمبر جهت تاثیر آسمپاتیک در محاسبات فشارخون معادله فوق را به شکل ذیل اصلاح نمود:

$$BP = a + \left(\frac{b}{\text{Time Delay} - c} \right)^2 \quad (19-3)$$

در این مطالعات، PAT با استفاده از سیگنال‌های PPG و ECG به دست آمده و ضریب همبستگی فراوانی با فشارخون سیستولیک دارد، در حالی که همبستگی آن با فشارخون دیاستولیک مشابه حالت قبل است. لذا معادله (۳-۳۴) به طور مستدل‌تری اثر آسمپاتیک را به فشارخون اضافه کرده درحالی که سایر روش‌ها قادر به انجام آن نبودند.

۳-۷-۴- مدل معکوس

در مدلی که توسط معادله (۳-۳۴) نشان داده شد، بین فشارخون و PTT رابطه معکوس وجود دارد

[۷۹, ۳۶] و می‌توان از آن برای دستیابی به معادله ذیل استفاده نمود:

$$BP = \frac{a}{Time\ Delay} + b \quad (۲۰-۳)$$

برای تاثیر عصبی روی فشارخون، پارامترهای دیگری همراه معادله معکوس ارائه شده در (۳-۳۱) در نظر گرفته شده است. مطالعات پیشین نشان می‌دهد که سیستم عصبی به طور همزمان روی تغییرات سیگنال‌های PTT و فشارخون، اثرگذار است. اگر معادله (۳-۳۱) با پارامترهای جبران‌سازی این تغییرات توسط کنترل عصبی کامل شود، نتایج محاسبات فشارخون سیستولیک و دیاستولیک بهبود پیدا می‌کند. همچنین این مدل اثر هیدرواستاتیک را در الگوریتم با اندازه‌گیری داده‌ها در زمان نشستن و یا ایستادن در نظر گرفته است [۴۶]. در صورتی که معادله (۳-۳۱) به فرم PWV بیان گردد، رابطه مستقیمی بین PWV و فشارخون حاصل می‌شود. در این مورد پارامتر L فاصله بین موقعیت سنسور و قلب می‌باشد [۸۰]. ماریسینکوویس دو روش برای اندازه‌گیری PWV با استفاده از PAT_p و PAT_f در نظر گرفت که نتایج مشابهی را در پی داشت [۸۰]. اغلب داده‌های آزمایشی رابطه معکوس بین فشارخون و PAT/PTT را پیشنهاد نموده که توسط این مدل به دست می‌آید.

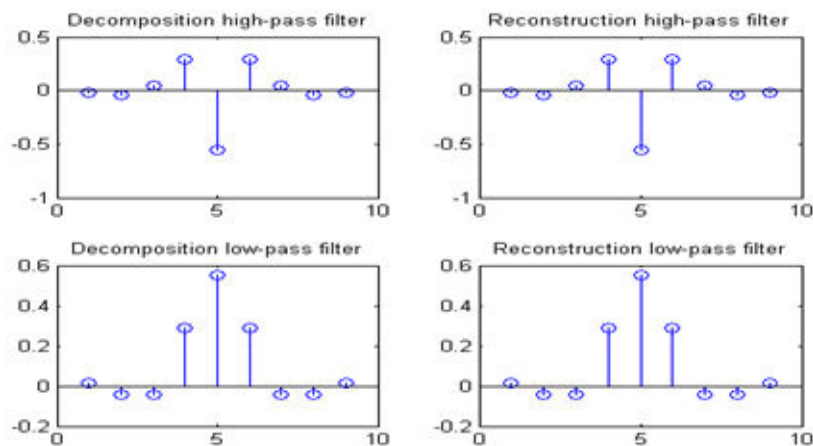
مقایسه و ارزیابی نتایج پژوهش

۴-۱- مقدمه

در این بخش ابتدا به بررسی نتایج حاصل از پیاده سازی روش بانک‌های فیلتری پرداخته و اثر ضرایب فیلتر ارائه شده در این پایان‌نامه را با ضرایب فیلترهای HAAR, DB2, DB3, DB4 و DB5 در نویز زدایی سیگنال بررسی می‌نماییم. در ادامه به بررسی نتایج حاصل از قطعه بندی سیگنال پرداخته و ویژگی‌های استخراج شده از قبیل ماکسیمم و مینیمم‌های سیگنال‌های PPG و ECG که از قطعه‌بندی حاصل شده‌اند را نشان می‌دهیم. در این شبیه‌سازی‌ها از داده‌های ثبت شده در پایگاه داده Physionet استفاده شده است که در پیوست الف اطلاعات آن‌ها درج شده است.

۴-۲- ضرایب فیلترهای بانک فیلتری

سیگنال ECG دارای فرکانس‌هایی در محدوده ۰/۵ هرتز تا ۱۰۰-۵۰۰ هرتز است. از این رو ابتدا یک فیلتر پایین گذر با فرکانس قطع ۶۰۰ هرتز را ایجاد نمودیم و سپس با استفاده از روش تشریح شده در فصل ۳ ضرایب فیلترهای بالاگذر و پایین‌گذار تجزیه و سنتز را بدست آوردیم. این ضرایب در شکل (۴-۱) نشان داده شده است.

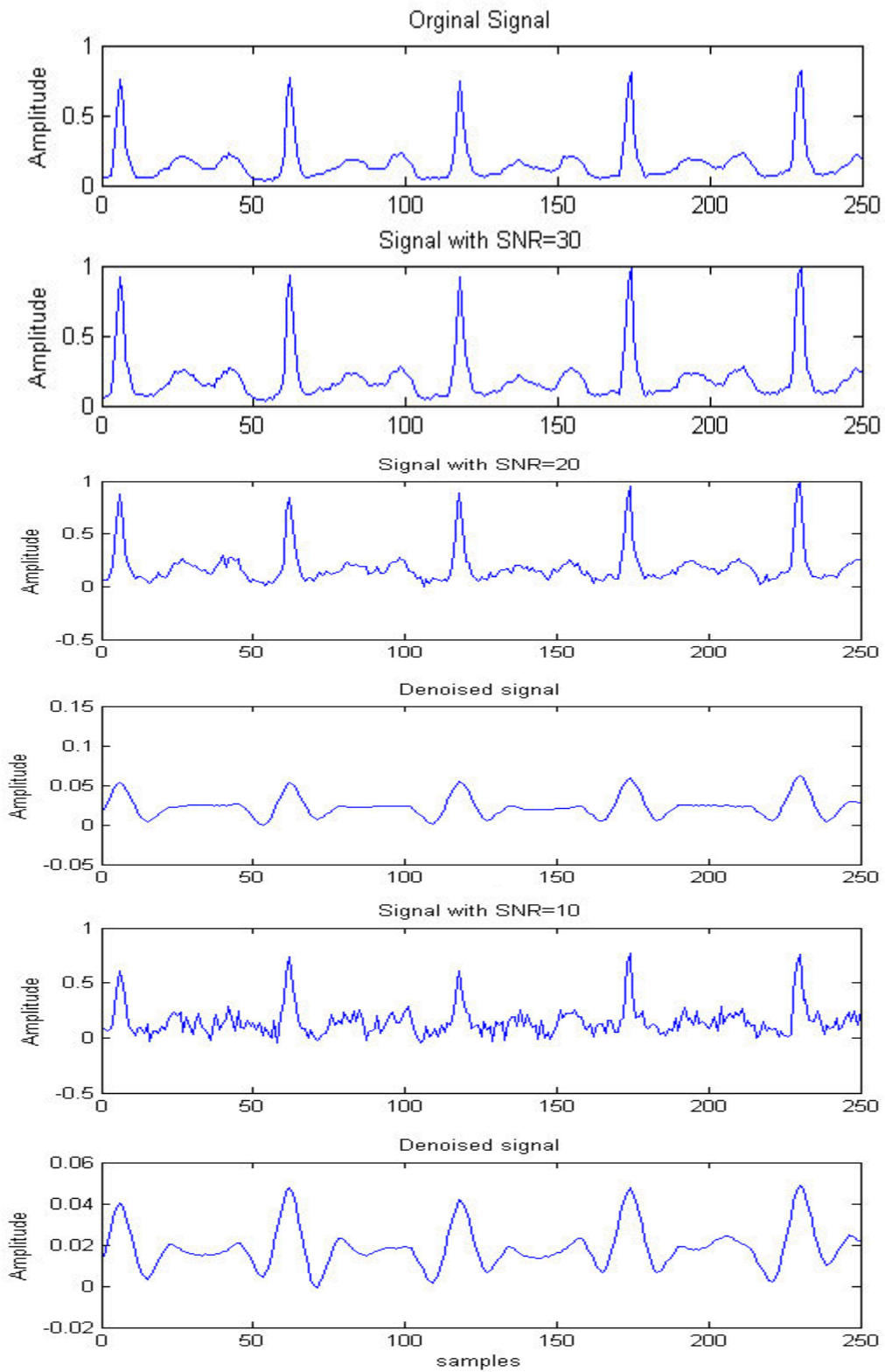


شکل (۴-۱) ضرایب فیلتر ارائه شده

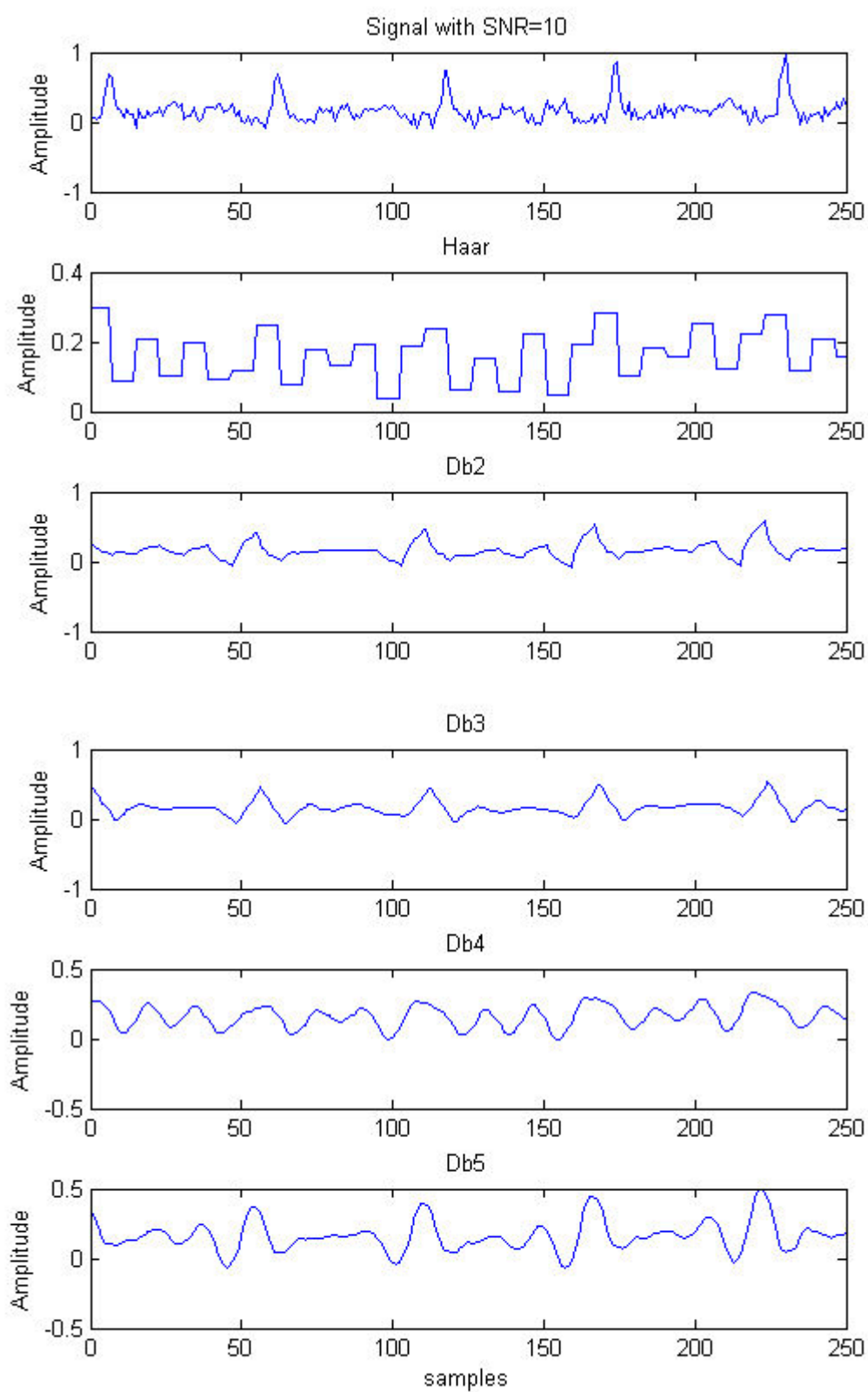
۳-۴- پیاده‌سازی روش‌ها

۳-۴-۱- پیاده‌سازی روش حذف نویز برای سیگنال‌های ECG و PPG

سیگنال‌های حیاتی ECG و PPG در هنگام اندازه‌گیری دارای نویزهای اضافی بوده که می‌بایست حذف گردند. در شکل (۳-۴) نتایج نویززدایی با استفاده ضرایب فیلتر ارائه شده در بخش قبل برای سیگنالی با SNRهای ۴۵، ۳۵ و ۲۵ نشان داده شده است. در شکل (۴-۴) نتایج نویززدای با استفاده از ضرایب فیلترهای HAAR، DB2، DB3، DB4 و DB5 نشان داده شده است. مقایسه نتایج نشان می‌دهد که ضرایب فیلتر ارائه شده در مقایسه با ضرایب فیلترهای HAAR، DB2، DB3، DB4 و DB5 در نویززدایی عملکرد بهتری را نشان داده است.



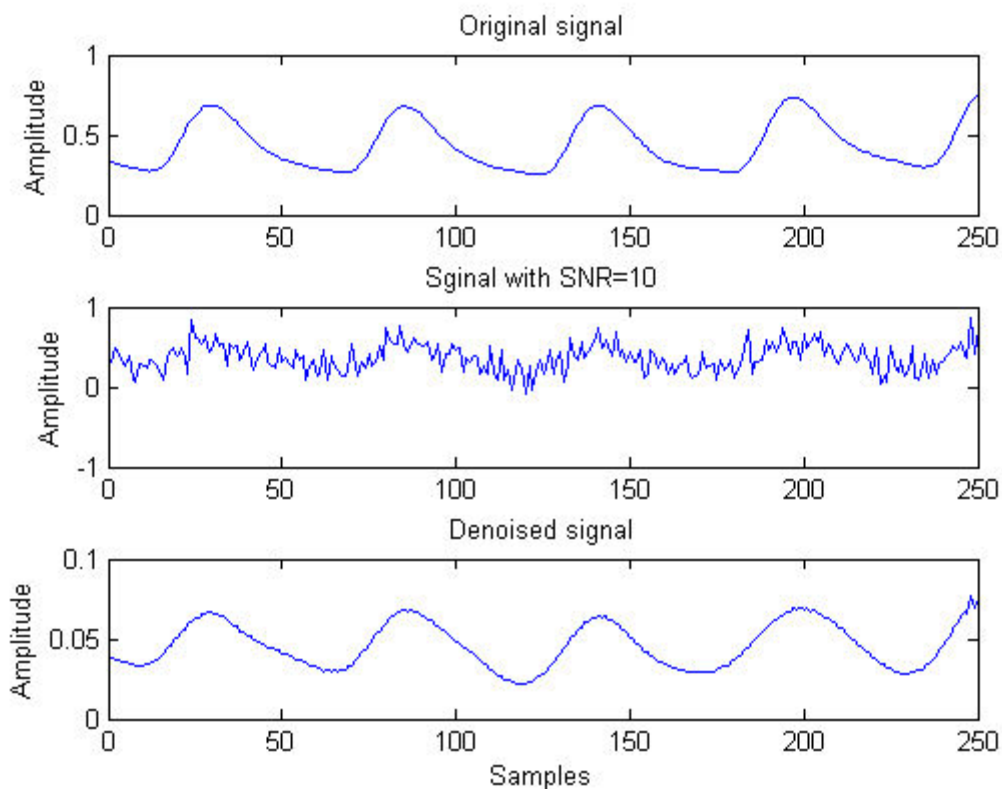
شکل (۴-۲) اعمال بانک فیلتری بر سیگنال ECG با استفاده از ضرایب فیلتر ارائه شده



شکل (۴-۳) اعمال فیلتربانک با ضرایب فیلتر های HAAR, DB2, DB3, DB4 و DB5 بر سیگنال ECG, به

منظور نوزدایی

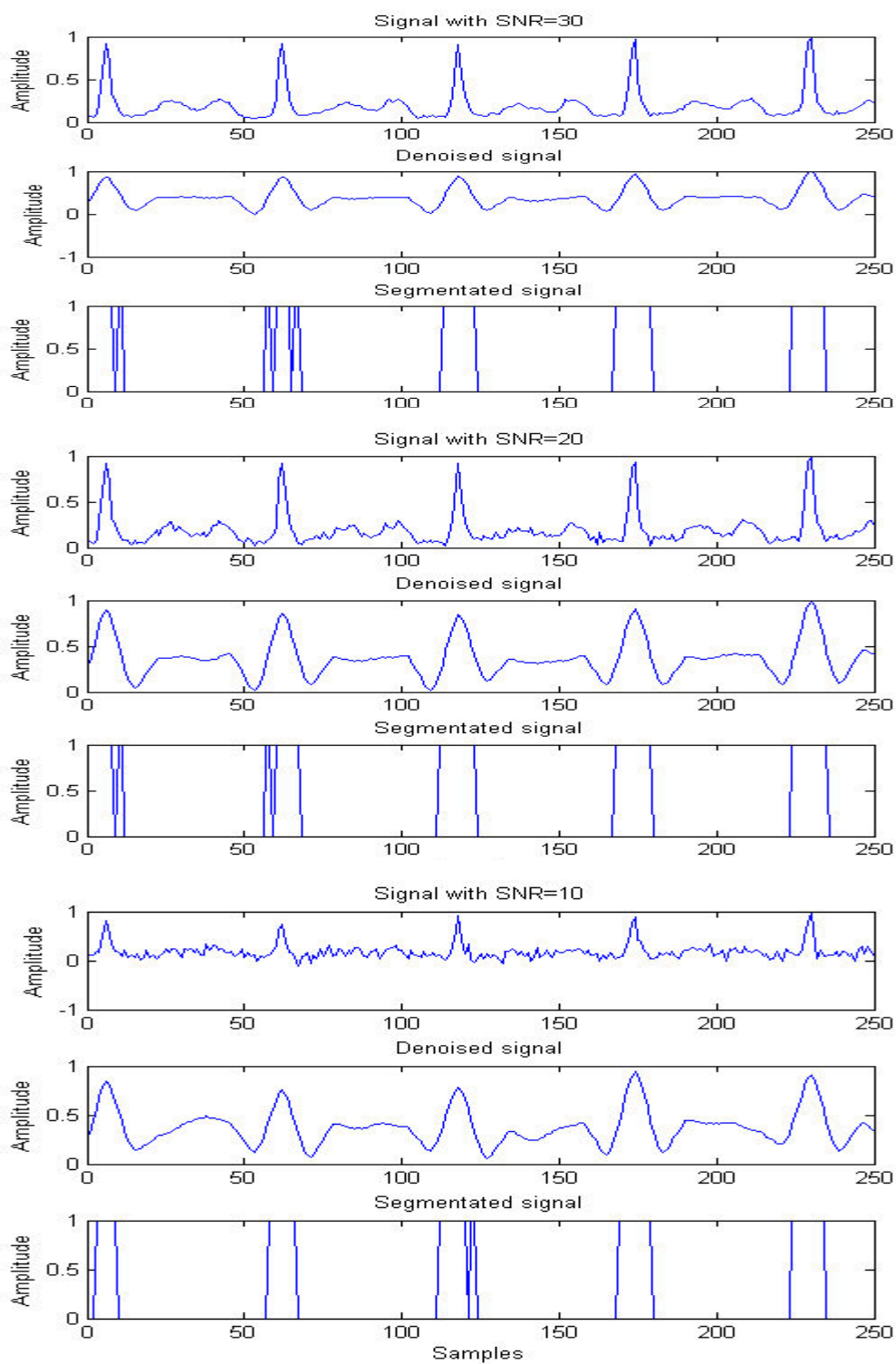
در شکل (۴-۵) سیگنال PPG توسط بانک فیلتری نویززدایی شده است.



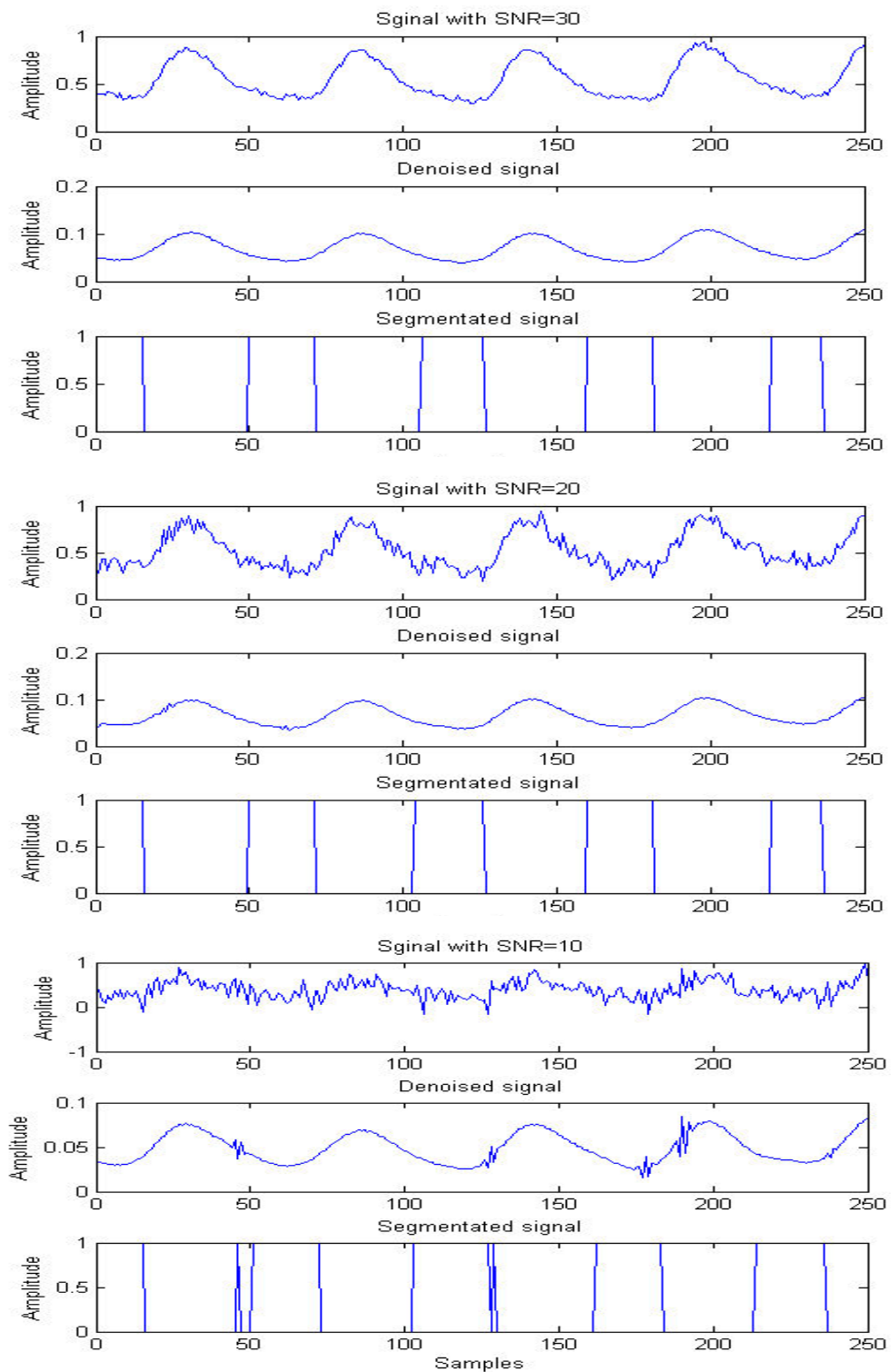
شکل (۴-۴) نویززدایی سیگنال PPG

۴-۳-۲- قطعه‌بندی

به منظور یافتن محدوده ماکزیمم و مینیمم‌ها، سیگنال‌های ECG و PPG بعد از نویززدایی با استفاده از رابطه (۳-۲۸) آستانه‌گیری و قطعه‌بندی شده‌اند. در شکل (۴-۶) نتایج حاصل از قطعه‌بندی سیگنال‌های ECG و PPG به ازای SNR برابر با ۳۵ نشان داده شده است. در شکل (۴-۷) نتایج حاصل از قطعه‌بندی برای سیگنال‌هایی با SNRهای ۲۵ و ۱۰ بررسی شده است. نتایج بیان‌گر آن است که قطعه‌بندی سیگنال محدوده ماکزیمم‌های سیگنال ECG و مینیمم‌های سیگنال PPG را به خوبی مشخص کرده است. از این رو با ماکزیمم و مینیمم‌گیری از سیگنال‌های نویززدایی شده با ماکزیمم خطایی در حدود ۲ نمونه، مکان ماکزیمم و مینیمم‌های سیگنال را تشخیص داد.



شکل (۴-۵) قطعه‌بندی سیگنال ECG و بررسی اثرات نویز بر آن



شکل (۴-۶) قطعه‌بندی سیگنال PPG و اثرات نویز در آن

۴-۳-۳- پیاده‌سازی روش‌های اندازه‌گیری فشارخون

اندازه‌گیری پیوسته‌ی فشارخون تلاشی در جهت شناسایی بیماری فشارخون است. همچنین اندازه‌گیری تغییرات فشارخون در شرایط بحرانی و جراحی‌های حساس بسیار حیاتی است. در این پژوهش، اندازه‌گیری پیوسته فشارخون با استفاده از دو سیگنال ECG و PPG پیشنهاد شده است. با استفاده از این دو سیگنال ویژگی PTT که با فشارخون به صورت خطی مرتبط است، استخراج و بر اساس آن فشار سیستولیک و دیاستولیک به صورت پیوسته اندازه‌گیری می‌شود. در این بخش ۳ مدل از روش‌های اندازه‌گیری فشارخون بر اساس زمان گذر پالس با استفاده از سیگنال‌های حاصل شده از بانک فیلتر مورد بررسی قرار می‌گیرد. در ادامه نتایج پیاده‌سازی هر یک از سه روش مذکور تشریح شده است.

□ پیاده‌سازی روش Chen

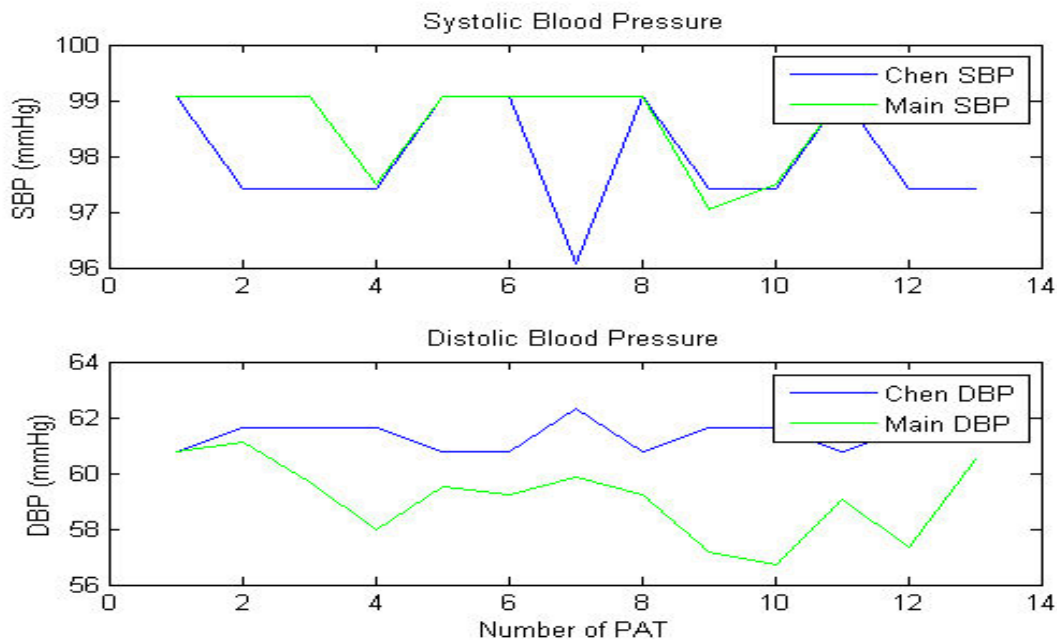
روش ارائه شده توسط Chen، یک رابطه خطی است (معادله (۴-۱)) که تنها برای فشارخون سیستولیک مورد آزمایش قرار گرفته بود.

$$P_e = P_b + \Delta P = P_b \frac{\gamma}{\gamma_{PAT_b}} \Delta PAT \quad (۴-۱)$$

با استفاده از این مدل و پایگاه داده موجود، فشارخون سیستولیک و دیاستولیک برای افراد مختلف تخمین زده شد و نتایج به دست آمده با مقادیر روش مرجع که روش تهاجمی شریانی است، مقایسه گردیده و خطای اندازه‌گیری برای این مدل به صورت $0.74 \pm 9.33 \text{ mmHg}$ و $0.65 \pm 7.67 \text{ mmHg}$ به ترتیب برای فشارخون سیستولیک و دیاستولیک گزارش شده است.

روش دیگر برای بررسی نتایج حاصل از مدل‌ها رسم نمودار فشارخون تخمین زده شده براساس فشارخون واقعی است که خط گذرنده از نمونه‌ها شیبی معادل 0.841 و 1.2602 برای فشارخون تخمین زده شده با مقدار واقعی آن برای فشارخون سیستولیک و دیاستولیک به ترتیب برابر 0.3486 و

0.4717 می‌باشد.



شکل (۴-۷) مقایسه فشارخون سیستولیک و دیاستولیک بدست آمده از روش Chen با مقدار واقعی

□ پیاده‌سازی روش Fung

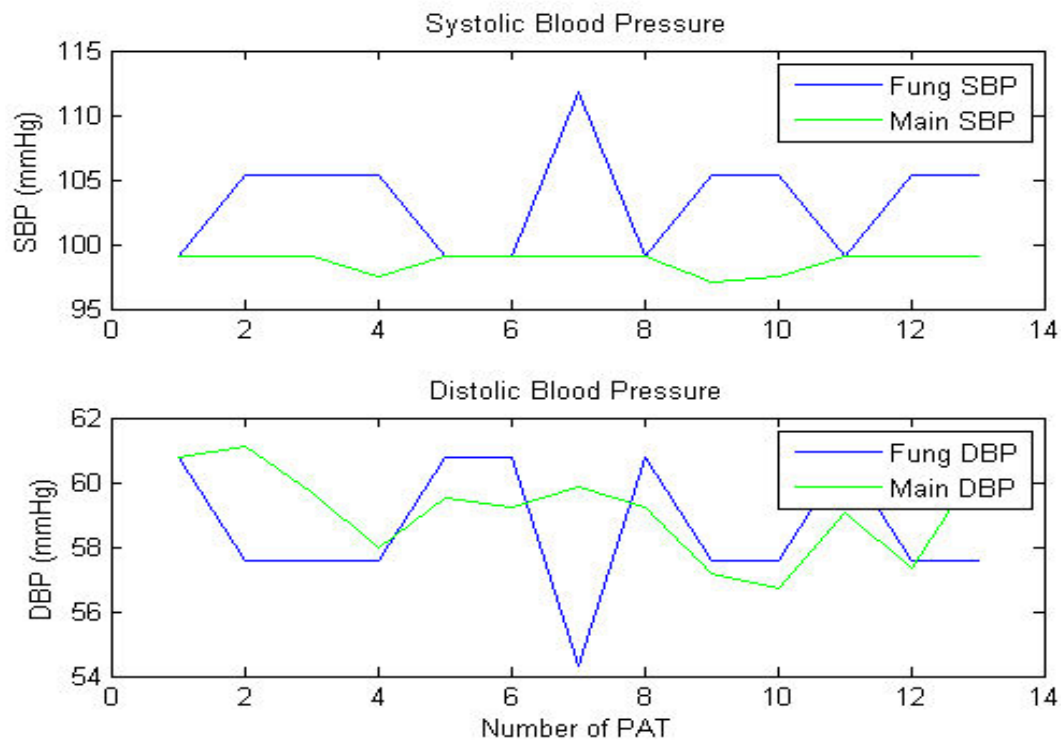
Fung رابطه بین PTT و فشارخون را توسط قانون کار و انرژی و روابط حاکم نمایش داد که کار انجام شده توسط موج پالس برابر مجموع انرژی جنبشی و پتانسیل موج می‌باشد. در نهایت رابطه بین فشارخون و زمان انتقال پالس را به صورت معادله (۴-۲) نمایش داد.

$$BP = \frac{A}{PTT^2} + B \quad (۴-۲)$$

برای تخمین فشارخون سیستولیک و دیاستولیک با استناد بر این مدل، تعریف پارامتر A را به صورت $A = aL^2$ تغییر داده و در آن a ضریبی است که به صورت سعی و خطا برای جامعه مورد آزمایش به صورت یک ضریب ثابت برابر 0.75 تعریف شده، L فاصله انتشار و پارامتر B هنگام کالیبره کردن سیستم تعیین می‌شود.

میزان خطای این مدل برای داده‌های موجود برابر $0.46 \pm 4.73 \text{ mmHg}$ و $-2.03 \pm 6.76 \text{ mmHg}$ به

ترتیب برای فشارخون سیستولیک و دیاستولیک به دست آمده است. با رسم نمودار فشارخون تخمین زده شده بر حسب فشارخون واقعی و خط گذرنده از نمونه‌ها رگرسیون خطی این مدل شیئی معادل 0.1383 و 0.8077 برای فشارخون سیستولیک و دیاستولیک دارد. همچنین همبستگی فشارخون تخمین زده شده با مقدار واقعی آن بای فشارخون سیستولیک و دیاستولیک به ترتیب برابر 0.6784 و 0.027 می‌باشد.



شکل (۴-۸) مقایسه فشارخون سیستولیک و دیاستولیک بدست آمده از روش Fung با مقدار واقعی

□ پیاده‌سازی روش Shriram

Shriram رابطه بین فشارخون سیستولیک و زمان انتقال پالس را به صورت معادله (۴-۳) بیان کرد.

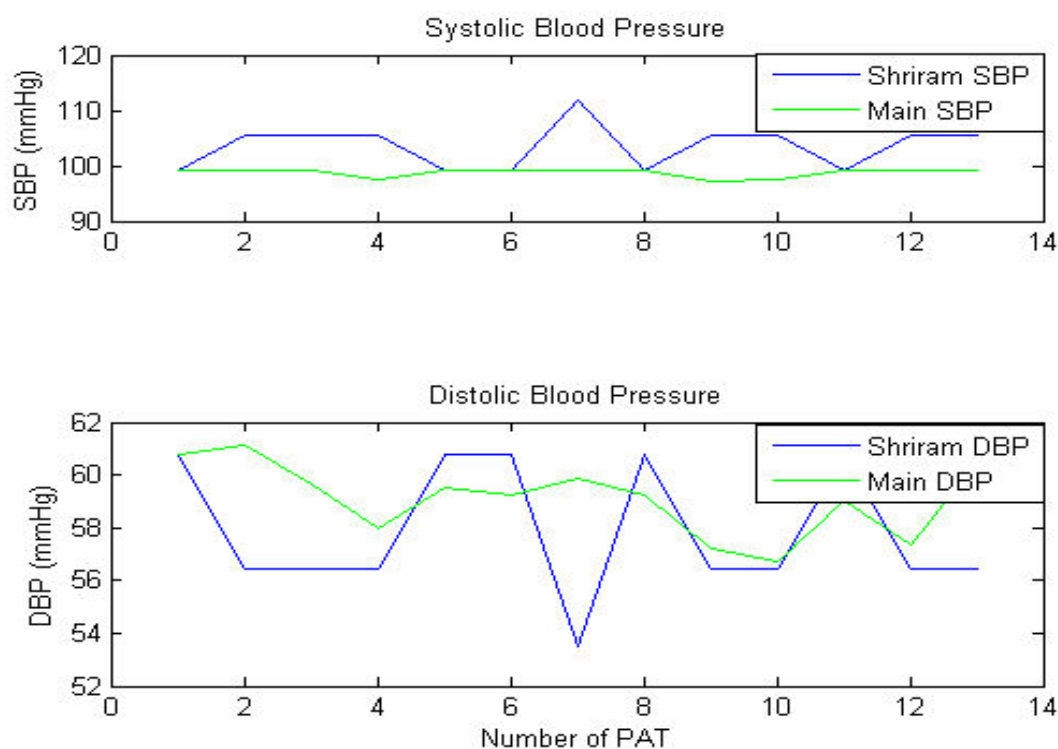
$$BP = \frac{1}{\gamma} \left[\ln \left(\frac{l^2 dP}{E_0 h} \right) - 2 \ln(PTT) \right] \quad (۴-۳)$$

برای ارزیابی این مدل با استفاده از داده‌های موجود رابطه را با استفاده از دو پارامتر مجهول بیان

می‌کنیم:

$$BP = \frac{1}{\gamma} \ln\left(\frac{L^2 dP}{E_0 h}\right) - 2 \ln(PTT) = A - B \ln(PTT) \quad (4-4)$$

پارامتر A در ابتدای آزمایش و هنگام کالیبره کردن برای هر شخصی به صورت جداگانه به دست می‌آید. پارامتر B برابر $2/\gamma$ تعریف شده است که γ یک ضرب ثابت می‌باشد و در این آزمایش مقدار آن برابر 0.021 است. نتایج این الگوریتم برابر $1.05 \pm 9.39 \text{ mmHg}$ و $1.28 \pm 8.82 \text{ mmHg}$ به ترتیب برای فشارخون سیستولیک و دیاستولیک به دست آمده است.



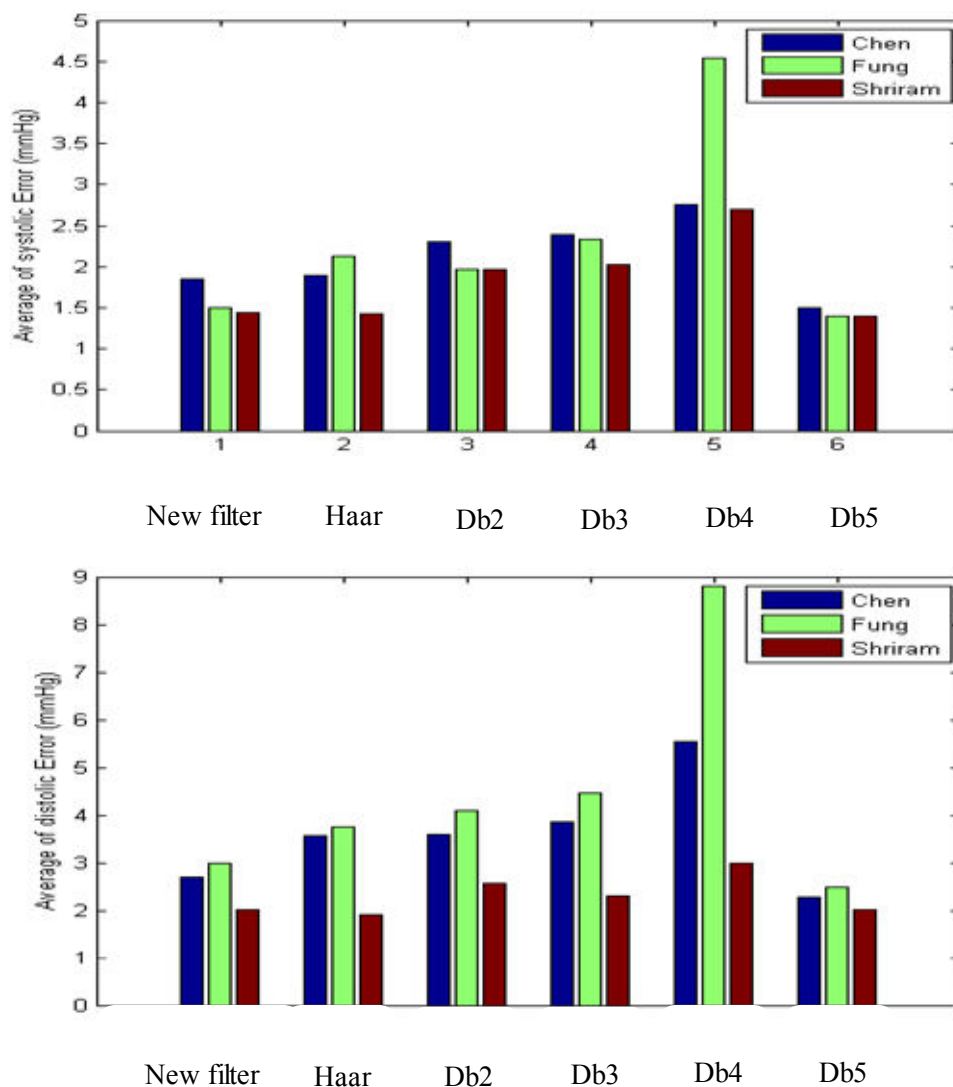
شکل (4-9) مقایسه فشارخون سیستولیک و دیاستولیک بدست آمده از روش Shriram با مقدار واقعی

در جدول‌های (1-4) و (2-4) میانگین خطای فشارخون سیستولیک و دیاستولیک به دست آمده از روش‌های فوق برای 12 هدف نشان داده شده است. با توجه به میانگین خطای کل می‌توان گفت که روش Shriram نسبت به روش Fung و روش Fung نسبت به روش Chen از خطای کمتری برخوردار است.

جدول (۱-۴) میانگین خطای فشارخون سیستولیک

سیگنال	SBP			DBP		
	Chen (mmHg)	Fung (mmHg)	Shriram (mmHg)	Chen (mmHg)	Fung (mmHg)	Shriram (mmHg)
۱	۳/۹۳	۱/۸۸	۰/۶۲	۱/۹۹	۱/۲۳	۰/۲۳
۲	۱/۰۸	۵/۳۴	۳/۹۰	۲/۱۸	۲/۱۵	۳/۶۸
۳	۲/۹۵	۴/۵۰	۳/۶۷	۱/۱۲	۱/۵۴	۲/۱۸
۴	۰/۹۴	۰/۹۷	۰/۸۱	۰/۸۵	۰/۷۴	۰/۷۲
۵	۴/۳۰	۲/۰۵	۲/۹۰	۱/۸۹	۲/۷۲	۲/۴۳
۶	۱/۱۵	۱/۶۳	۱/۲۱	۱/۱۵	۰/۸۱	۰/۸۵
۷	۲/۱۸	۲/۹۵	۲/۲۸	۲/۸۲	۱/۸۸	۲/۰۶
۸	۲/۱۹	۲/۸۳	۲/۵۵	۱/۴۵	۱/۲۵	۱/۲۵
۹	۶/۳۲	۸/۱۸	۱/۶۵	۴/۹۷	۲/۰۱	۱/۲۱
۱۰	۱/۱۸	۱/۶۶	۱/۲۵	۱/۰۱	۰/۵۳	۰/۷۱
۱۱	۲/۰۶	۱/۳۰	۱/۵۲	۰/۶۷	۱/۱۷	۰/۹۳
۱۲	۴/۱۴	۲/۵۲	۱/۶۰	۲/۰۴	۱/۹۵	۰/۹۹
میانگین	۲/۷۰	۲/۹۸	۲	۱/۸۵	۱/۵	۱/۴۵

در شکل (۴-۱۰) میانگین خطاهای سامانه به ازای ضرایب فیلتر ارائه شده در این پایان‌نامه و ضرایب فیلترهای HAAR، DB2، DB3، DB4 و DB5 نشان داده شده است. کاملاً مشهود است که در SBP و DBP ضرایب فیلتر ارائه شده دارای میانگین خطای کمتری در نسبت به ضرایب HAAR، DB2، DB3، DB4 است و ضرایب DB5 خطای کمتری را نسبت به فیلتر ارائه شده داراست.



شکل (۴-۱۰) مقایسه میانگین خطاهای سامانه به ازای ضرایب فیلترهای مختلف

نتیجه گیری

۱-۵- بررسی نتایج

خلاصه نتایج بدست آمده از پیاده سازی روش‌ها، به شرح جدول (۱-۵) می باشد:

جدول (۱-۵) نتایج به دست آمده از پیاده سازی مدل های اندازه گیری فشارخون با سیگنال های اصلی و سیگنال های فیلتر شده برای ۱۲ هدف

پیاده سازی مدل با روش پیشنهادی حذف نویز		پیاده سازی مدل بدون روش پیشنهادی حذف نویز		
میانگین خطای دیاستولیک	میانگین خطای سیستولیک	میانگین خطای دیاستولیک	میانگین خطای سیستولیک	
0.17	0.14	2.77	0.50	مدل Chen
0.22	0.22	0.94	0.12	مدل Fung
0.21	0.07	3.97	9.36	مدل Shriram

نتایج درج شده در جدول (۱-۵) نشان می دهد که با اعمال روش پیشنهادی میزان خطای میانگین در تخمین فشارخون سیستولیک و دیاستولیک کاهش یافته و بر این اساس مقادیر به دست آمده برای تخمین فشارخون به مقدار واقعی حاصل از روش اندازه گیری شریانی نزدیک تر است. همچنین مقادیر بدست آمده از این روش، استاندارد AAMI را رعایت کرده است.

بررسی نتایج نشان می دهد که از بین مدل های مختلف برای تخمین فشارخون با استفاده از زمان گذر پالس، مدل نمایی می تواند تغییرات فشارخون در طول زمان را با میانگین خطای کمتری نشان دهد. در این مدل با مقداردهی اولیه، سیستم را در ابتدای آزمایش کالیبره نموده و با استفاده از یک رابطه نمایی، تغییرات فشارخون با توجه به مقدار اولیه محاسبه شده است. همچنین می توان فشارخون را در هر ضربان قلب با دقت و صحت قابل قبولی تخمین زد. در این خصوص حذف نویزهای سیگنال و تداخل های ناخواسته می تواند نتایج حاصل را بهبود بخشد. لذا با توجه به نتایج بدست آمده، این مدل می تواند به عنوان یک روش کم هزینه و غیر تهاجمی در کنترل پیوسته فشارخون مورد استفاده قرار

گیرد.

در صورتی که قرار باشد از روش حاضر به عنوان پایش پیوسته فشارخون در طول فعالیت روزانه فرد استفاده نماییم، ابتدا باید رابطه فشارخون با زمان گذر پالس، برای هر فرد کالیبره شود، یعنی ضرایب A و B به دقت محاسبه گردند. هرچه در فعالیت‌های بدنی و شرایط گوناگون، اندازه‌گیری‌های بیشتری از فشارخون و متناسب با آن PTT به عمل آید، ضرایب ثابت که ارتباط خطی بین PTT و فشارخون را تخمین می‌زند دارای صحت بیشتری بوده و اندازه‌گیری فشارخون معتبرتر خواهد بود. اما در موارد بحرانی که هدف اندازه‌گیری تغییرات فشارخون است، این روش نیازمند محاسبه دقیق ضرایب ثابت نخواهد بود. در این حالت مقادیر تقریبی که معمولاً در افراد مختلف و بر اساس محدوده‌ی سنی تغییر می‌کند، در نظر گرفته شده و بر این اساس تغییرات فشارخون سنجیده می‌شود و پایش تغییرات فشارخون را خواهیم داشت. همچنین می‌توان بر اساس تناسب تغییرات زمان گذار پالس و تغییرات فشارخون و محدوده‌ی ضریب ثابت B، تغییرات فشارخون را پایش کرد. از جمله مهمترین کاربرد این سیستم در اتاق‌های عمل برای اندازه‌گیری تغییرات فشارخون در شرایط پرخطر و بیهوشی‌های عمومی در بین زمان‌هایی که کاف فشارخون قادر به باد شدن و اندازه‌گیری فشارخون نیست، می‌باشد. در این شرایط دیگر نمی‌توان اندازه‌گیری‌های فشارخون را در شرایط مختلف بدنی برای تعیین ضرایب رابطه‌ی خطی انجام داد. در این حالت می‌توان با گذشت زمان در چند ضربان ابتدایی زمان گذار پالس مرجع و متناسب با آن فشارخون مرجع را محاسبه نمود و از طریق محدوده‌ی سنی ضرایب تقریبی برای رابطه خطی در نظر گرفت. سپس با محاسبه‌ی زمان گذار پالس در قسمت‌های دیگر سیگنال و محاسبه‌ی اختلاف آن از زمان گذار پالس مرجع، تغییرات فشارخون را پیوسته اندازه‌گیری نمود. این کار با اضافه کردن یک نرم افزار به دستگاه‌های مانیتورینگ در اتاق‌های عمل قابل اجرا است و به این ترتیب نیازی به وجود کاف فشارخون در دستگاه مانیتورینگ در طول جراحی و فرآیند بیهوشی نیست. در صورتی که مانیتورینگ فشارخون برای یک فرد در طول فعالیت‌های روزانه مورد نیاز باشد، اندازه‌گیری PTT نباید جلوی فعالیت‌های روزانه شخص را بگیرد. از این رو می‌توان الکترودهای ECG

را بر روی سینه و سنسور پالس را در لاله‌ی گوش قرار داد و در حین فعالیت‌های روزانه فشارخون را به طور پیوسته اندازه‌گیری کرد. پس از تعیین ضرایب رابطه‌ی خطی به منظور اندازه‌گیری پیوسته و بدون استفاده از کاف فشارخون، با استفاده از سنسورهای تعیین وضعیت بدن فرد، می‌توان ضرایب مربوط برای آن موقعیت را انتخاب و به این طریق خطای روش که ناشی از حرکات ناخواسته به وجود می‌آید را به حداقل رساند. اگر چه در این تحقیق با استفاده از روش جدید طراحی شده توانسته‌ایم فشارخون را به صورت پیوسته اندازه‌گیری نماییم اما باید متذکر شویم که اعتبار این روش به محاسبه‌ی صحیح ضرایب رابطه‌ی خطی وابسته است و در صورت قرار دادن ضرایب صحیح در رابطه‌ی خطی می‌توان فشارخون را به صورت پیوسته پایش نمود.

۵-۲- نقاط ضعف و قوت

همان گونه که اشاره شد، داده‌هایی که در این آزمایش مورد استفاده قرار گرفته‌است شامل چندین داده ثبت شده در پایگاه داده Physionet می‌باشد که حالت‌های مختلفی را در بر می‌گیرند. در هر یک از نمونه‌ها، اندازه‌گیری واقعی فشارخون به روش تهاجمی شریانی (ABP) صورت گرفته است. که در این آزمایش برای ارزیابی و کالیبره کردن هر سری داده ثبت شده از همان سیگنال ABP استفاده شده است. با توجه به پیوستگی سیگنال ABP می‌توان در هر سیکل ضربان قلب، فشارخون حاصل از مدل‌ها را با سیگنال ABP در همان سیکل مقایسه نمود که بر این اساس ارزیابی مدل‌ها با دقت زیادی همراه با دنبال کردن تغییرات فشارخون را صورت می‌پذیرد.

این روش می‌تواند جایگزین مناسبی برای روش تهاجمی اندازه‌گیری فشارخون شود. اما باید به این نکته توجه داشت که با توجه به تعریف زمان انتقال پالس و اینکه برای دستیابی به آن تنها می‌توان در هر ضربان قلب، این زمان را به دست آورد، فشارخون نیز در هر ضربان قلب تخمین زده می‌شود و به صورت گسسته قابل دستیابی است. در صورتی که در روشن تهاجمی فشارخون به صورت یک

شکل موج پیوسته به نمایش در می آید.

راهاندازی چنین سیستمی برای تخمین فشارخون که از زمان انتقال پالس استفاده می کند وابسته به یک روش و یا وسیله اندازه گیری دیگری برای کالیبره شدن است.

۵-۳- پیشنهادها

♦ برای این که چنین سیستم اندازه گیری بتواند به عنوان دستگاه اندازه گیری فشارخون که به صورت غیر تهاجمی و پیوسته عمل کند و از جهت کاربرد قابل اطمینان باشد تا به صورت تجاری عرضه شود نیاز است وابستگی سیستم به یک دستگاه اندازه گیری دیگر برای کالیبره شدن از بین برود.

♦ استفاده از این روش باعث ایجاد و توسعه سخت افزار متناسب با اینترنت اشیا در مانیتورینگ فشارخون بیماران خواهد شد.

مراجع

References

1. Lass, J., et al. *Continuous blood pressure monitoring during exercise using pulse wave transit time measurement*. in *Engineering in Medicine and Biology Society, 2004. IEMBS'04. 26th Annual International Conference of the IEEE*. 2004. IEEE.
2. Allen, J. and A. Murray, *Age-related changes in peripheral pulse timing characteristics at the ears, fingers and toes*. *Journal of human hypertension*, 2002. **16**(10): p. 711.
3. Poon, C.C., Y.-T. Zhang, and Y. Liu. *Modeling of pulse transit time under the effects of hydrostatic pressure for cuffless blood pressure measurements*. in *Medical Devices and Biosensors, 2006. 3rd IEEE/EMBS International Summer School on*. 2006. IEEE.
4. Blinov, A. and E. Selivanov, *Plethysmographic impedance device for measuring blood pressure*. *Measurement techniques*, 1997. **40**(2): p. 188-192.
5. Santic, A. and M. Saban. *Two methods for determination of diastolic and systolic pressures in fingers*. in *Engineering in Medicine and Biology Society, 1995., IEEE 17th Annual Conference*. 1995. IEEE.
6. Polk, T., et al. *Wireless telemetry for oxygen saturation measurements*. in *Biomedical Circuits and Systems Conference, 2006. BioCAS 2006. IEEE*. 2006. IEEE.
7. Moroz, L.A., L.L. Simpson, and B. Rochelson. *Management of severe hypertension in pregnancy*. in *Seminars in perinatology*. 2016. Elsevier.
8. Booth, J., *A short history of blood pressure measurement*. 1977, SAGE Publications.
9. Laflamme, M.A. and C.E. Murry, *Heart regeneration*. *Nature*, 2011. **473**(7347): p. 326.
10. Cao, H., et al., *Electrical and mechanical strategies to enable cardiac repair and regeneration*. *IEEE reviews in biomedical engineering*, 2015. **8**: p. 114-124.
11. Control, C.f.D. and Prevention, *Vital signs: awareness and treatment of uncontrolled hypertension among adults--United States, 2003-2010*. *MMWR. Morbidity and mortality weekly report*, 2012. **61**: p. 703.
12. Ubolsakka-Jones, C., et al., *Older Women with Controlled Isolated Systolic Hypertension: Exercise and Blood Pressure*. *Medicine and science in sports and exercise*, 2016. **48**(6): p. 983-989.

13. Riva Rocci, S., *The technique of sphygmomanometry*. Gazz Med Torino, 1897. **10**: p. 981-1017.
14. Korotkoff, N., *On methods of studying blood pressure*. Izv. Venno-Med. Akad., 1905. **11**: p. 365.
15. Riva-Rocci, S., *Un nuovo sfigmomanometro*. Gazz Med Torino, 1896. **47**: p. 981-1001.
16. Walma, E., et al., *Accuracy of an oscillometric automatic blood pressure device: the Omron HEM403C*. Journal of human hypertension, 1995. **9**(3): p. 169-174.
17. O'Brien, E., et al., *Blood pressure measuring devices: recommendations of the European Society of Hypertension*. BMJ: British Medical Journal, 2001. **322**(7285): p. 531.
18. Leung, A.A., et al., *Hypertension Canada's 2016 Canadian hypertension education program guidelines for blood pressure measurement, diagnosis, assessment of risk, prevention, and treatment of hypertension*. Canadian Journal of Cardiology, 2016. **32**(5): p. 569-588.
19. Group, J.J.W., *Guidelines for the clinical use of 24 hour ambulatory blood pressure monitoring (ABPM)(JCS 2010)*. Circulation Journal, 2012. **76**(2): p. 508-519.
20. Sharma, M., et al., *Cuff-less and continuous blood pressure monitoring: a methodological review*. Technologies, 2017. **5**(2): p. 21.
21. Porter, K.B., et al., *Finapres: a noninvasive device to monitor blood pressure*. Obstetrics and gynecology, 1991. **78**(3 Pt 1): p. 430-433.
22. Kermode, J., N. Davis, and W. Thompson, *Comparison of the Finapres blood pressure monitor with intra-arterial manometry during induction of anaesthesia*. Anaesthesia and intensive care, 1989. **17**(4): p. 470-475.
23. Peura, R.A., *Blood pressure and sound*. Medical Instrumentation. Application and Design, 1992: p. 378.
24. Fye, W.B., *A history of the origin, evolution, and impact of electrocardiography*. American Journal of Cardiology, 1994. **73**(13): p. 937-949.
25. Sundnes, J., et al., *Computing the electrical activity in the heart*. Vol. 1. 2007: Springer Science & Business Media.

26. Isselbacher, K.J., et al., *Harrison's principles of internal medicine*. Shock, 1996. **5**(1): p. 78.
27. Alastruey, J., K.H. Parker, and S.J. Sherwin. *Arterial pulse wave haemodynamics*. in *11th International Conference on Pressure Surges*. 2012. Virtual PiE Led t/a BHR Group: Lisbon, Portugal.
28. Nichols, W., M. O'rourke, and W.L. Kenney, *McDonald's Blood Flow in Arteries: Theoretical, Experimental and Clinical Principles*, ed. 3. 1991, LWW.
29. Penaz, J. *Photoelectric measurement of blood pressure, volume and flow in the finger*. in *Digest of the 10th international conference on medical and biological engineering-Dresden, 1973*. 1973.
30. Wagenseil, J.E. and R.P. Mecham, *Elastin in large artery stiffness and hypertension*. Journal of cardiovascular translational research, 2012. **5**(3): p. 264-273.
31. Geddes, L.A., *Handbook of blood pressure measurement*. 2013: Springer Science & Business Media.
32. Hughes, D., et al., *Measurements of Young's modulus of elasticity of the canine aorta with ultrasound*. Ultrasonic Imaging, 1979. **1**(4): p. 356-367.
33. Burton, A.C., *Relation of structure to function of the tissues of the wall of blood vessels*. Physiological reviews, 1954. **34**(4): p. 619-642.
34. Ferrari, A.U., A. Radaelli, and M. Centola, *Invited review: aging and the cardiovascular system*. Journal of Applied Physiology, 2003. **95**(6): p. 2591-2597.
35. O'rourke, M.F. and J. Hashimoto, *Mechanical factors in arterial aging: a clinical perspective*. Journal of the American College of Cardiology, 2007. **50**(1): p. 1-13.
36. Mukkamala, R., et al., *Toward ubiquitous blood pressure monitoring via pulse transit time: theory and practice*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2015. **62**(8): p. 1879-1901.
37. Cox, R.H., *Regional variation of series elasticity in canine arterial smooth muscles*. American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology, 1978. **234**(5): p. H542-H551.
38. Kanda, T., et al., *Arterial pulse wave velocity and risk factors for peripheral vascular disease*. European journal of applied physiology, 2000. **82**(1-2): p. 1-7.

39. Loukogeorgakis, S., et al., *Validation of a device to measure arterial pulse wave velocity by a photoplethysmographic method*. *Physiological measurement*, 2002. **23**(3): p. 581.
40. Chen, Y., et al., *Continuous and noninvasive blood pressure measurement: a novel modeling methodology of the relationship between blood pressure and pulse wave velocity*. *Annals of biomedical engineering*, 2009. **37**(11): p. 2222-2233.
41. Nitzan, M., B. Khanokh, and Y. Slovik, *The difference in pulse transit time to the toe and finger measured by photoplethysmography*. *Physiological measurement*, 2001. **23**(1): p. 85.
42. Chen, Y., et al., *Continuous and noninvasive measurement of systolic and diastolic blood pressure by one mathematical model with the same model parameters and two separate pulse wave velocities*. *Annals of biomedical engineering*, 2012. **40**(4): p. 871-882.
43. Allen, J., *Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement*. *Physiological measurement*, 2007. **28**(3): p. R1.
44. Chen, W., et al., *Continuous estimation of systolic blood pressure using the pulse arrival time and intermittent calibration*. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 2000. **38**(5): p. 569-574.
45. Ma, T. and Y. Zhang. *A correlation study on the variabilities in pulse transit time, blood pressure, and heart rate recorded simultaneously from healthy subjects*. in *Engineering in Medicine and Biology Society, 2005. IEEE-EMBS 2005. 27th Annual International Conference of the*. 2005. IEEE.
46. Ma, H.T., *A blood pressure monitoring method for stroke management*. *BioMed research international*, 2014. **2014**.
47. Forouzanfar, M., et al., *Model-based mean arterial pressure estimation using simultaneous electrocardiogram and oscillometric blood pressure measurements*. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 2015. **64**(9): p. 2443-2452.
48. Li, Q. and G. Belz, *Systolic time intervals in clinical pharmacology*. *European journal of clinical pharmacology*, 1993. **44**(5): p. 415-421.
49. Peter, L., N. Noury, and M. Cerny, *A review of methods for non-invasive and continuous blood pressure monitoring: Pulse transit time method is promising?* *Irbm*, 2014. **35**(5): p. 271-282.

50. Fung, P., et al. *Continuous noninvasive blood pressure measurement by pulse transit time*. in *Engineering in Medicine and Biology Society, 2004. IEMBS'04. 26th Annual International Conference of the IEEE*. 2004. IEEE.
51. Ochiai, R., et al., *The relationship between modified pulse wave transit time and cardiovascular changes in isoflurane anesthetized dogs*. *Journal of clinical monitoring and computing*, 1999. **15**(7-8): p. 493-501.
52. Naschitz, J.E., et al., *Pulse transit time by R-wave-gated infrared photoplethysmography: review of the literature and personal experience*. *Journal of clinical monitoring and computing*, 2004. **18**(5-6): p. 333-342.
53. Payne, R., et al., *Pulse transit time measured from the ECG: an unreliable marker of beat-to-beat blood pressure*. *Journal of Applied Physiology*, 2006. **100**(1): p. 136-141.
54. Young, C.C., et al., *Clinical evaluation of continuous noninvasive blood pressure monitoring: accuracy and tracking capabilities*. *Journal of Clinical Monitoring*, 1995. **11**(4): p. 245-252.
55. Zhang, G., et al., *Pulse arrival time is not an adequate surrogate for pulse transit time as a marker of blood pressure*. *Journal of applied physiology*, 2011. **111**(6): p. 1681-1686.
56. Noordergraaf, A., *Circulatory system dynamics*. Vol. 1. 2012: Elsevier.
57. Marie, G.V., et al., *The relationship between arterial blood pressure and pulse transit time during dynamic and static exercise*. *Psychophysiology*, 1984. **21**(5): p. 521-527.
58. Shriram, R., et al. *Continuous cuffless blood pressure monitoring based on PTT*. in *Bioinformatics and Biomedical Technology (ICBBT), 2010 International Conference on*. 2010. IEEE.
59. Pongpon Sri, S. and X.-H. Yu, *An adaptive filtering approach for electrocardiogram (ECG) signal noise reduction using neural networks*. *Neurocomputing*, 2013. **117**: p. 206-213.
60. Chourasia, V.S. and A.K. Tiwari, *Fetal heart rate variability analysis from phonocardiographic recordings*. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, 2011. **11**(05): p. 1315-1331.
61. Olmos, S., et al., *ECG signal compression plus noise filtering with truncated orthogonal expansions*. *Signal Processing*, 1999. **79**(1): p. 97-115.
62. Mallat, S., *A wavelet tour of signal processing*. 1999: Academic press.

63. Torry, J.N. *Heart sound analysis comparing wavelet and autoregressive techniques*. in *Computers in Cardiology, 2003*. 2003. IEEE.
64. Eneman, K. and M. Moonen, *DFT modulated filter bank design for oversampled subband systems*. *Signal Processing*, 2001. **81**(9): p. 1947-1973.
65. Randall, R.B., *Vibration-based condition monitoring: industrial, aerospace and automotive applications*. 2011: John Wiley & Sons.
66. Dunton, T.A., *An introduction to time waveform analysis*. Universal Technologies Inc., aynı zamanda [http://www.unitechinc.com/pdf/Introduction to Time Waveform Analysis](http://www.unitechinc.com/pdf/Introduction%20to%20Time%20Waveform%20Analysis.pdf). pdf adresinden elde edilebilir, 1999.
67. Peng, Z. and F. Chu, *Application of the wavelet transform in machine condition monitoring and fault diagnostics: a review with bibliography*. *Mechanical systems and signal processing*, 2004. **18**(2): p. 199-221.
68. Mallat, S.G., *A theory for multiresolution signal decomposition: the wavelet representation*. *IEEE transactions on pattern analysis and machine intelligence*, 1989. **11**(7): p. 674-693.
69. Mallat, S., *A wavelet tour of signal processing: the sparse way*. 2008: Academic press.
70. Daubechies, I., *The wavelet transform, time-frequency localization and signal analysis*. *IEEE transactions on information theory*, 1990. **36**(5): p. 961-1005.
71. Mallat, S., *A wavelet tour of signal processing (academic p ress, new york 1 999)*; i. Daubechies Ten Lectures on Wavelets (SIAM, Philadelphia, 1992).[10]. Jouault, F. S é bille and V. de la Mota, *Nucl. P hys. A*, 1998. **628**(1): p. 998.
72. Chourasia, V.S. and A. Mitra, *Most Suitable Mother Wavelet for Fetal Phono-Cardiographic Signal Analysis*. *i-Manager's Journal on Future Engineering and Technology*, 2009. **4**(3): p. 23.
73. Strang, G. and T. Nguyen, *Wavelets and Filter Banks.* , Wellesley-Cambridge, Wellesley. 1997.
74. Vetterli, M. and C. Herley, *Wavelets and filter banks: Theory and design*. *IEEE transactions on signal processing*, 1992. **40**(9): p. 2207-2232.
75. Proença, J., et al. *Is pulse transit time a good indicator of blood pressure changes during short physical exercise in a young population?* in *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2010 Annual International Conference of the IEEE*. 2010. IEEE.

76. Wong, M.Y.-M., C.C.-Y. Poon, and Y.-T. Zhang, *An evaluation of the cuffless blood pressure estimation based on pulse transit time technique: a half year study on normotensive subjects*. Cardiovascular Engineering, 2009. **9**(1): p. 32-38.
77. Choi, Y., Q. Zhang, and S. Ko, *Noninvasive cuffless blood pressure estimation using pulse transit time and Hilbert–Huang transform*. Computers & Electrical Engineering, 2013. **39**(1): p. 103-111.
78. Baek, H.J., et al., *Enhancing the estimation of blood pressure using pulse arrival time and two confounding factors*. Physiological measurement, 2009. **31**(2): p. 145.
79. Griggs, D., et al. *Design and development of continuous cuff-less blood pressure monitoring devices*. in *SENSORS, 2016 IEEE*. 2016. IEEE.
80. Marcinkevics, Z., et al., *Relationship between arterial pressure and pulse wave velocity using photoplethysmography during the post-exercise recovery period*. Acta Univesitatis Latviensis: Biology, 2009. **753**: p. 59-68.

Abstract:

One of the most important components of health monitoring is the measurement of blood pressure. Blood pressure is measured through sphygmomanometers, cuffs, arterial measurement, and recently oscillator barometers. Unconventional nature, disability in mobile monitoring applications, inaccuracies in movement, and the need for pre-measurement calibration and calibration are all among the problems of these tools. In a new study, with the analysis of photoplethysmogram (PPG) signals and electrocardiogram (ECG) signals, and taking into account the condition of individuals, a new parameter called pulse transit time (PTT) is introduced, which is a potential parameter for estimating uncontrolled hypertension. The common problem is the recording of biological signals, noise, and interference of electrical waves, which causes the signal to signal failure or its analysis. Therefore, it is necessary to eliminate the effect of noise in these signals. In this research, the bank signals are used to remove noise from vital signals. By using bank filters and by breaking down at three levels, the SNRs increase vital signals and measure blood pressure with these signals more accurately. This method has been applied to ECG and PPG signals with noise and acceptable results in measuring blood pressure.

Keywords: Blood pressure, vital signal, pulse transit time, filter bank.



Shahrood University of Technology

Faculty of Mechanical and Mechatronics Engineering

M.Sc. Thesis in Mechatronics Engineering

**Designing a method for continuous measurement
of blood pressure based on electrocardiogram
and pulse oxime signals**

By: Nasser Biyari

Supervisors:

Dr. Habib Ahmadi

Dr. Alireza Ahmadifard

January 2018