



طراحی روشی برای اندازه گیری پیوسته فشار خون بر اساس سیگنالهای الکتروکاردیوگراف و پالس اکسی متر

محمدامین یونسی هروی^{۱*}، سیما جوهری نیا^۲، سیمین جوهری نیا^۳، محسن یعقوبی^۴

چکیده

زمینه و هدف: یکی از مشکلات عمده بخصوص در اتاقهای عمل و در دستگاههای مانیتورینگ، اندازه گیری تغییرات فشارخون به صورت پیوسته با استفاده از کاف است. زمان گذار پالس (Pulse Transition Time (PTT)) پارامتری وابسته به سیستم قلبی عروقی است و به کمک سیگنال پالس اکسی متری و الکتروکاردیوگراف استخراج می شود و می توان فشارخون را به طور پیوسته از طریق ارتباط خطی با آن اندازه گیری کرد. در این مطالعه، به طراحی روشی پرداخته شد که از طریق آن فشار خون بدون بستن کاف و با استفاده از PTT مانیتور شود.

مواد و روش کار: برای ۳۵ نفر در ۲۰ حالت مختلف، ثبت پیوسته موج پالس و سیگنال ECG از طریق دستگاهی که قابلیت ثبت دو سیگنال را دارد، انجام شد. با بستن سنسور پالس نوری روی انگشت سبابه دست چپ و قرار دادن الکترودهای نقره-کلرید نقره بر روی سینه، موج پالس انگشتی و ECG در لید I ثبت شدند. با حذف عوامل ناخواسته موجود در سیگنالها و آشکارسازی قله ی سیگنال پالس و موج R در سیگنال ECG، فاصله زمانی PTT محاسبه شده و پارامترهای رابطه ی PTT و فشارخون با استفاده از مجموعه داده های جمع آوری شده، تخمین زده شد.

یافته ها: نتایج نشان داد که پارامتر PTT برای تمامی داده ها با ضریب همبستگی ۰/۹۵ به فشار سیستمولیک و با ضریب همبستگی ۰/۹۳ به فشار دیاستولیک وابسته بوده و بر اساس آن فشار خون با صحت و دقت مناسبی پایش شد.

نتیجه گیری: اندازه گیری فشار خون بر اساس سیگنالهای الکتروکاردیوگراف و پالس اکسی متر روش غیرتهاجمی جدیدی برای اندازه گیری پیوسته ی فشار خون در اتاق عمل و در حین بیهوشی است.

واژه های کلیدی: اندازه گیری پیوسته ی فشارخون، زمان گذار پالس، موج پالس، الکتروکاردیوگراف.

۱- کارشناس ارشد مهندسی پزشکی، عضو هیئت علمی دانشگاه علوم پزشکی خراسان شمالی

۲- کارشناس ارشد مهندسی برق، دانشگاه آزاد اسلامی واحد بجنورد

۳- کارشناس پرستاری، مرکز تحقیقات کاربردی سلامت همگانی و توسعه پایدار، دانشگاه علوم پزشکی خراسان شمالی

۴- دانشجوی پرستاری، کمیته تحقیقات دانشجویی، دانشگاه علوم پزشکی خراسان شمالی

* نویسنده مسئول: بجنورد، دانشگاه علوم پزشکی خراسان شمالی، دانشکده پرستاری و مامایی

تلفن: ۰۵۸۴-۲۲۹۷۰۹۷ پست الکترونیک: a.younessi7@gmail.com

تاریخ دریافت: ۱۳۹۰/۶/۱ تاریخ پذیرش: ۱۳۹۰/۶/۱۱

مقدمه

اندازه‌گیری فشارخون یکی از مهمترین اقدامات حیاتی در مراکز درمانی است. فشارخون هم به صورت تهاجمی، از طریق یک کاتتر که داخل شریان فرستاده می‌شود و هم به صورت غیرتهاجمی از طریق کاف اسفیگومانومتري اندازه‌گیری می‌شود. اگرچه روش داخل شریانی با کاتتر یکی از روش‌های مرجع توصیه شده توسط انجمن تجهیزات پزشکی پیشرفته است، اما برای راحتی بیمار و سهولت کار بیشتر از روش‌های غیرتهاجمی استفاده می‌شود. اندازه‌گیری غیرتهاجمی فشار خون تلاشی در جهت شناسایی بیماری فشار خون و بررسی تغییرات آن نسبت به شرایط طبیعی است. مشاهدات و تحقیقات اخیر نشان می‌دهد برای کنترل بهینه فشارخون در افراد باید الگوی تغییرات فشار در ۲۴ ساعت مورد بررسی قرار گیرد. 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. در حالت اول برای افرادی که دارای فشارخون ناپایدار هستند و باید از داروهای ضد فشار استفاده نمایند، همچون افراد مسن، افراد پس از حمله‌های قلبی، و در حالت دوم برای کنترل و بررسی تغییرات فشار خون 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 فشار خون 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 باد شدن مداوم کاف شرایط نامطلوبی را برای شخص فراهم می‌کند، ضمن

آنکه بستن کاف به طور مداوم به بازو یا مچ دست 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 آشکار سازی حجم خون و ترکیب آن با پلتیسموگراف امپدانس^۱ است [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 است. این روش، معمولاً برای اندازه‌گیری فشارخون سیستولیک به کار می‌رود و برای اندازه‌گیری فشار دیاستولیک مناسب نیست [۵]. همچنین اگر چه در این روش کاف فشار کوچک است، اما باز هم این کاف در انگشت وجود دارد و مکانیزم کاری آن مشابه سایر روش‌های کاف است. در این مطالعه به طور طراحی روشی پرداختیم که از طریق آن فشارخون به طور پیوسته و بدون بستن کاف پایش شود. روش طراحی شده بر اساس ارتباط بین فشارخون و زمانی است که یک پالس خون از قلب تا یک نقطه معین از شریان را طی می‌کند، و روش زمان گذار پالس^۲ نامیده می‌شود. این روش با پردازش و استخراج ویژگی از سیگنال‌های ECG^۳ و SpO₂^۴ 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 است [۶-۸]. سیگنال ECG نیز ناشی از فعالیت‌های الکتریکی عضله‌ی 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 وسیله‌ی

1- Impedance PlethysmoGraph (IPG)

2- Pulse Transition Time (PTT)

3- Electro Cardio Graph (ECG)

4- Blood-Oxygen Saturation (SpO2)

سنسور نوری دستگاه که به انگشت سبابه‌ی دست چپ متصل شده و ECG در یک لید و از طریق سه الکتروده سینه‌ای نقره- کلرید نقره^۳ ثبت گردید. با اتصال سنسورهای دستگاه به بدن، امواج آنالوگ حاصل از بدن انسان توسط مبدل دستگاه به صورت دیجیتال در آمده و به منظور ذخیره و پردازش از طریق درگاه USB وارد کامپیوتر می‌شود. در ادامه سیگنال‌های ثبت شده توسط دستگاه از طریق نرم افزار چارت^۴ به صورت یک فایل متنی در آمده و برای پردازش در نرم افزار مطلب^۵ ذخیره شد. سیگنال‌های ثبت شده توسط دستگاه، سیگنال‌های خام هستند، بنابراین به منظور پردازش بر روی آن‌ها ابتدا باید نویزهای موجود در آن‌ها را تا حد امکان از بین برده شد. برای از بین بردن تداخل سیگنال عضلات بین دنده‌ای و همچنین نویز خط پایه و تداخلات حرکتی و نویزهای فرکانس بالا در ECG [۱۱]، از یک فیلتر میان گذر FIR^۶ با درجه ۵ و با پهنای باند ۰/۱-۶۰ هرتز استفاده شد. تداخل فرکانس برق شهر نیز از طریق یک فیلتر ناچ ۵۰ هرتز حذف گردید. در سیگنال پالس نیز تداخلات حرکتی و همچنین نورهای رسیده به گیرنده علاوه بر نور بازگشتی از بافت [۱۲]، از طریق یک فیلتر بالاگذر FIR درجه ۵ با فرکانس قطع ۰/۴ هرتز از بین رفت. کلیه پردازش‌ها در نرم افزار مطلب پیاده سازی شد. این پردازش اولیه برای تمامی نمونه‌ها انجام شد. نمونه‌های این مطالعه به صورت تصادفی از افراد سالم و همچنین مبتلا به بیماری فشارخون نوع I که بر طبق دسته بندی سازمان بهداشت جهانی دارای فشارخون سیستولیک ۱۴۹~۱۴۰ و فشار خون دیاستولیک ۹۹~۹۰ هستند، انتخاب شدند.

آشکارسازی PTT و محاسبه‌ی فشار خون: در این مطالعه برای محاسبه‌ی زمان گذار پالس از اختلاف زمانی بین موج R در سیگنال ECG و قله‌ی موج پالس استفاده شد. برای این منظور یک حد آستانه برای هر سیگنال در نظر گرفته

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 اندازه گیری نمود.

روش کار

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 شد. سرعت پالس خون^۱ تولید شده با خواص ساختاری و الایستیکی دیواره شریان‌ها و چگالی خون تعیین می‌شود (۳،۹،۱۰) و براساس رابطه‌ی ۱ به دست خواهد آمد.

رابطه ۱:

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

در رابطه‌ی ۱ سرعت موج پالس PWV، تغییرات فشار ΔP و تغییرات حجم ΔV و چگالی خون، ρ می‌باشد.

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 ۲ بیان شد.

$$PWV = L / PTT$$

رابطه ۲:

از این رو فشار خون بر اساس رابطه ۱ و ۲، با توجه به رابطه‌ی ۳ به دست آمد.

رابطه ۳:

$$PTT = L(cP - c/4) \longrightarrow P = A + B(PTT)$$

با توجه به اثبات رابطه ۳، ارتباط بین فشار خون و زمان گذار پالس با یک رابطه‌ی خطی تعیین شد که وابسته به ضرایب ثابت A و B است.

سیگنال‌های مورد استفاده و نحوه‌ی ثبت آن‌ها: در این تحقیق ثبت پیوسته‌ی موج پالس انگشتی و ECG از طریق یک دستگاه پاورلب^۲ دو کاناله انجام شد. موج پالس از طریق

3 -Ag-AgCl

4-Chart for Windows Software, Version 5

5 -MAThematical LABoratory Software Version 7.6

6- Finite Impulse Response (FIR)

1- Pulse Wave Volecity(PWV)

2 -Power Lab System AD Instrumentation .Co

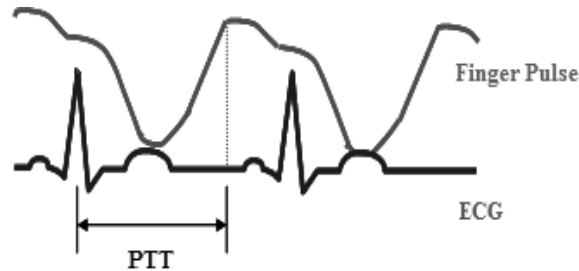
شده و موج R در سیگنال ECG و قله سیگنال پالس متناظر با آن آشکار شد. با محاسبه‌ی فاصله‌ی زمانی بین این دو، PTT استخراج گردید. در شکل ۱ نحوه استخراج زمان گذار پالس مشاهده می‌شود. از آنجایی که برای اندازه‌گیری پیوسته فشار خون علاوه بر استخراج پیوسته PTT، ضرایب ثابت نیز مورد نیاز است، از این رو ضرایب A و B در شرایط گوناگون و حالات مختلف بدنی هم برای فشار سیستولیک و هم فشار دیاستولیک محاسبه شد. در محاسبه ضرایب ثابت، برای هر فرد در شرایط طبیعی و در فعالیت‌های مختلف بدنی، PTT و متناسب با آن فشارخون سیستولیک و دیاستولیک اندازه‌گیری شد. برای این منظور در حالت استراحت و بدون فعالیت بدنی، سیگنال‌ها برای یک شخص ثبت شده و همراه با آن اندازه‌گیری فشار خون نیز صورت گرفت. سپس با استفاده از دوییدن درجا در فاصله زمانی‌های مختلف، افزایش فعالیت بدنی ایجاد و در این حالت‌ها نیز سیگنال‌ها و فشار خون ثبت گردید. پس از فاصله زمانی هر فعالیت بدنی و ثبت سیگنال‌ها، ۳ تا ۷ دقیقه برای برگشت به حالت اولیه در نظر گرفته شد. این کار تا خستگی کامل در فعالیت بدنی صورت گرفت. کلیه‌ی اندازه‌گیری‌های فشارخون توسط فشار سنج دیجیتالی بازویی (Citizen, BK202) که به بازوی دست چپ بسته شد، انجام گرفت. این عمل برای افراد مختلف تحت مطالعه انجام و تاثیر افزایش سن بر روی فشار خون و متناسب با آن PTT محاسبه و همچنین محدوده‌ی تقریبی ضرایب A و B تعیین گردید. بنابراین در فعالیت‌های بدنی مختلف و شرایط متفاوت، PTT محاسبه شده و فشار سیستولیک و دیاستولیک متناظر با آن برای هر فرد اندازه‌گیری شد. پس از ثبت داده‌ها در حالات مختلف برای هر فرد رابطه‌ی خطی متناظر بین PTT و فشار سیستولیک و دیاستولیک برای هر فرد محاسبه شد. رابطه‌ی خطی با استفاده از نرم افزار مطلب و از طریق برازش خط متناظر بین PTT و فشار خون سیستولیک و دیاستولیک محاسبه شده و به این صورت ضرایب رابطه خطی برای هر فرد تعیین گردید. پس از تعیین ضرایب رابطه‌ی خطی برای هر فرد به منظور اعتبار سنجی نتایج حاصل از آن با روش کاف مقایسه شد. همچنین ارتباط بین تغییرات PTT با افزایش سن در افراد تحت مطالعه محاسبه شد.

یافته‌ها

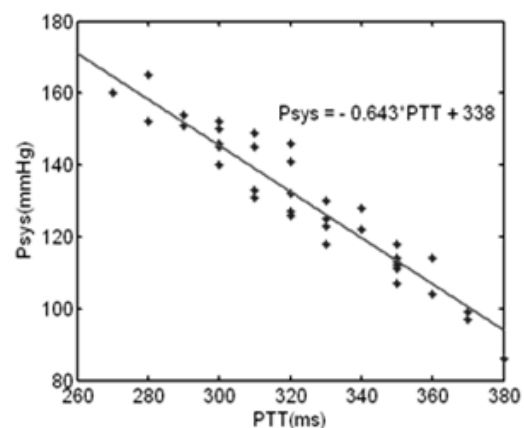
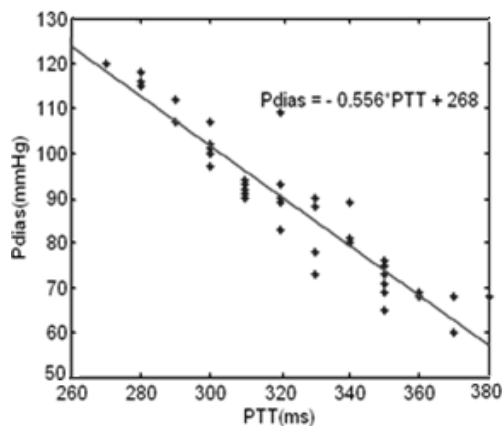
۳۵ فرد (۱۲ زن و ۲۳ مرد) در محدوده‌ی سنی ۶۳-۲۱ سال در این تحقیق شرکت کردند. از افراد تحت مطالعه ۲۴ نمونه

شد. با تغییر زاویه دست از -90° تا $+90^\circ$ درجه نسبت به خط افق کاهش فشارخون براساس افزایش PTT قابل شهود بود.

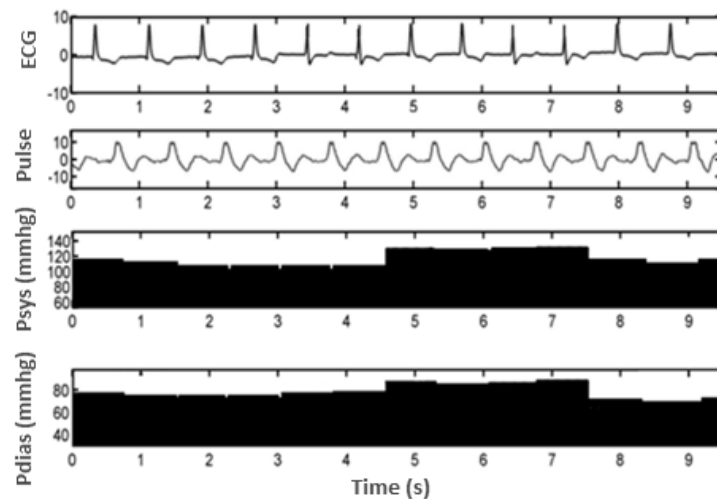
می‌یابد اما در بعضی از افراد دارای بیماری فشارخون نوع I در سنین بالاتر از ۵۹ سال از این رابطه خطی تبعیت نمی‌کنند. علاوه بر این محاسبه تغییرات فشارخون برای هر فرد با قرار دادن مقادیر تقریبی A و B متناسب با بازه سنی بر اساس شکل ۵ انجام شد. در اندازه‌گیری فشار خون، تغییرات معناداری بین حالت‌های مختلف بدنی و همچنین با تغییر زاویه دست مشاهده شد. با فعالیت بدنی بیشتر، کاهش بیشتر PTT و در نتیجه افزایش بیشتر فشار خون مشاهده



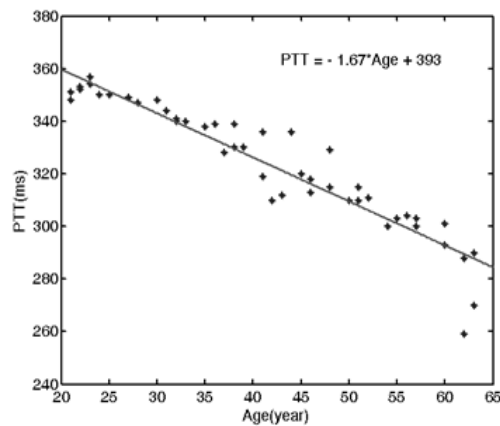
شکل ۱: استخراج زمان گذار پالس از الکتروکاردیوگراف و موج پالس



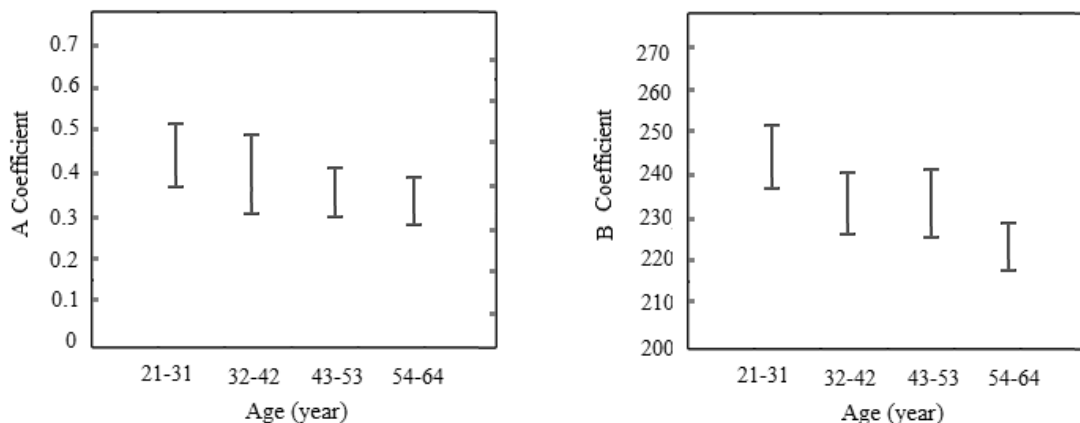
شکل ۲: رابطه فشار سیستولیک و دیاستولیک با PTT



شکل ۳: مانیتورینگ فشار خون به صورت پیوسته در طول فعالیت فرد



شکل ۴: تغییرات PTT با افزایش سن برای افراد تحت مطالعه و رسم منحنی خطی



شکل ۵: محدوده تغییرات ثابت A و B بر اساس بازه های سنی

بحث

حیاتی است [۱]. در این مطالعه روشی برای اندازه گیری پیوسته فشار خون با استفاده از دو سیگنال SpO_2 و ECG پیشنهاد شد. در این روش از ۲ سیگنال مذکور ویژگی PTT که با فشارخون به صورت خطی مرتبط است، استخراج و بر

اندازه گیری پیوسته ی فشارخون تلاشی در جهت شناسایی بیماری فشار خون است. علاوه بر این اندازه گیری تغییرات فشارخون در شرایط بحرانی و جراحی ها بسیار

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.

نتیجه گیری

در این تحقیق روش غیرتهاجمی جدیدی برای اندازه‌گیری پیوسته‌ی فشارخون بدون کاف ارزیابی شد. در روش حاضر بر اساس استخراج یک پارامتر وابسته به فشار

اساس آن فشار سیستولیک و دیاستولیک به صورت پیوسته اندازه‌گیری می‌شود. روش حاضر با ضرایب همبستگی 0.93 ارتباط بین PTT و فشارخون را نشان می‌دهد و بر اساس آن می‌توان با اندازه‌گیری PTT ، پایش فشارخون را انجام داد. همچنین خطای اندازه‌گیری شده در روش حاضر برای اندازه‌گیری فشارخون کمتر از 7 درصد بوده است. اعتبار این روش به تعیین صحیح مقادیر رابطه‌ی خطی وابسته است و در صورتی که ضرایب رابطه‌ی خطی به درستی لحاظ شود، درصد خطای آن ناچیز است و اندازه‌گیری حاصل از آن قابل قیاس با اندازه‌گیری‌های ناشی از کاف و همچنین روش‌های پیوسته فشارخون همچون IPG و روش کاف انگشتی است [۴، ۵]. ضمن اینکه با تعیین مقادیر صحیح A و B در این روش کاف حذف شده و محدودیت‌های ناشی از کاف از بین خواهد رفت. در روش اندازه‌گیری فشارخون بر اساس کاف انگشتی محاسبه فشارخون دیاستولیک بسیار مشکل بوده و صحت پایینی دارد [۵]. در حالی که در روش حاضر فشار دیاستولیک نیز همچون فشار سیستولیک بسیار به PTT وابسته بوده و دارای ضریب همبستگی 0.93 است. روش IPG برای تخمین الگوی تغییرات فشارخون به طور پیوسته بوده و سیگنال فشارخون را در طول زمان نمایش می‌دهد. صحت این روش وابسته به محاسبات پیچیده آن است [۴]. مزیت روش حاضر نسبت به IPG هزینه کمتر و عدم پیچیدگی محاسبات در اندازه‌گیری پیوسته فشارخون است. در صورتیکه قرار باشد از روش حاضر به عنوان پایش پیوسته فشارخون در طول فعالیت روزانه فرد استفاده کرد ابتدا باید رابطه خطی 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 شده و پایش تغییرات فشارخون را خواهیم داشت. همچنین می‌توان بر اساس تناسب تغییرات زمان گذار پالس و تغییرات

خون، به صورت پیوسته به پایش فشارخون پرداخته شد. نتایج حاصل از این مطالعه نشان می‌دهد که با تعیین مقادیر ضرایب ثابت در این روش، خطای حاصل ناچیز بوده و می‌توان از آن برای اندازه‌گیری پیوسته فشارخون در افراد دارای فشار خون ناپایدار و در دستگاه‌های مانیتورینگ استفاده نمود.

تشکر و قدردانی

از اعضای هیئت علمی و مسئولان آزمایشگاه فیزیولوژی گروه مهندسی پزشکی دانشگاه آزاد اسلامی واحد مشهد جهت در اختیار قرار گذاشتن دستگاه‌های ثبت سیگنال و فراهم کردن

مکان مناسب برای جمع آوری داده ها کمال تشکر را داریم. کلیه منابع مالی این تحقیق نیز توسط خود محققین تأمین شده است.

References

1. Lass J, Meigas K, Karai D, Continuous blood pressure monitoring during exercise using pulse wave transit time measurement, 26th annual international conference of the IEEE EMBS 2004: 2239-2242.
2. Allen J, Murray A, Age-related changes in peripheral pulse timing characteristics at the ears, fingers and toes, Human Hypertension 2002; 16: 711-717.
3. Poon C Y, Zhang Y T, Liu Y B, Modeling of Pulse Transit Time under the Effects of Hydrostatic Pressure for Cuffless Blood Pressure Measurements, International Conference of IEEE in Medicine and Biology Society 2006, 101-106
4. Blinov A V, Selivanov E, Plethysmographic impedance device for measuring blood pressure, Medical and Biological Measurements 1997; 40(2):188-192.
5. Fiantii A, Member S, Two Methods for Determination of Diastolic and Systolic Pressures in Fingers, IEEE 17th Annual Conference 1995; 149 - 150
6. Polk T, Walker W, Hande A, Bhatia D, Wireless Telemetry for Oxygen Saturation Measurement, Biomedical Circuit and Systems 2006, 174-177.
7. Khoury M, Soda J, Neuman V, Portable SpO2 Monitor: a fast response approach, IEEE. International Conference on Portable Information Device; 2007: 1-5.
8. Maruf Al G., Al-Jaafreh M, Continuous Measurement of Oxygen Saturation Level using Photoplethysmography Signal, International Conference on Biomedical and Pharmaceutical Engineering 2006: 504-507.
9. Asmar R. Assessment of arterial distensibility by automatic pulse wave velocity measurement; validation and clinical application studies. Hypertension 1995; 26(3) 485-490
10. Nitza M, Khanokh B, Slovik Y, The difference in pulse transit time to the toe and finger measured by photoplethysmography, Physiol Meas 2002; 23(2): 85-93
11. Jeong D. U, Kim S. J, Development of a Technique for Cancelling Motion Artifact in Ambulatory ECG Monitoring System, third International Conference on Convergence and Hybrid Information Technology, 2008: 954-961
12. Lee Y D, Jung S J, Chung W Y, Measurement of Motion Activity during Ambulatory Using Pulse Oximeter and Triaxial Accelerometer, third International Conference on Convergence and Hybrid Information Technology 2008: 436-441