مجله دانشگاه علوم پزشکی خراسان شمالی
زمستان ۱۳۹۰
دوره سوم، شماره ۴، صفحات ۱۱۸-۱۱۱

Journal of North Khorasan University of Medical Scienc
Winter 2011
Vol 3, Issue 4, Page 111-118

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

محمدامین یونسی هروی[۱*]، سیما جوهری‌نیا[۲]، سیمین جوهری‌نیا[۳]، محسن یعقوبی[۴]

چکیده

زمینه و هدف: یکی از مشکلات عمده بخصوص در اتاقهای عمل و در دستگاههای مانیتورینگ، اندازه‌گیری 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 می‌شود و می‌توان فشارخون را به‌طور پیوسته از طریق ارتباط خطی با آن اندازه‌گیری 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 ناخواسته‌ی موجود در سیگنال‌ها و آشکارسازی قله‌ی سیگنال پالس و موج R در سیگنال ECG، فاصله زمانی PTT **محاسبه** شده و پارامترهای رابطه‌ی PTT و فشارخون با استفاده از مجموعه داده‌های جمع‌آوری شده، تخمین زده شد.

یافته ها: نتایج نشان داد که پارامتر PTT برای تمامی داده‌ها با ضریب همبستگی ۰/۹۵ به فشار سیستولیک 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: اندازه‌گیری فشار خون بر اساس سیگنالهای الکتروکاردیوگراف و پالس اکسی متر روش غیرتهاجمی جدیدی برای اندازه‌گیری پیوس‌ته‌ی فشار خون در اتاق عمل و در حین بیهوشی است.

واژه های کلیدی: اندازه‌گیری پیوسته‌ی 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

www.SID.ir

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 اسفیگومانومتری 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 حمله های قلبی، و در حالت دوم برای کنترل و بررسی تغییرات فشار خون در حین عمل‌های جراحی و بیهوشی عمومی و همچنین در افرادی‌که 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[۳-۱]. در صورت اندازه‌گیری فشار با کاف بین هر دو اندازه‌گیری فشار باید تقریبا 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 متداوم 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 امپدانسی[1] است [۴]. این روش به علت پیچیدگی زیاد در محاسبات فشارخون و عدم سادگی در ساخت سیستم اندازه گیری 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 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[2] نامیده می‌شود. این روش با پردازش و استخراج ویژگی از سیگنال‌های ECG[3] و SpO_2[4] 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)

Archive of SID

www.SID.ir

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[1] تولید شده با خواص ساختاری و الاستیکی دیواره شریان‌ها و چگالی خون تعیین می‌شود (۳،۹،۱۰) و براساس رابطه‌ی ۱ به دست خواهد آمد.

رابطه ۱:

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

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 به‌یک نقطه از شریان است، سرعت موج پالس با تقسیم مسیر پیمودن پالس بر زمان گذار به صورت رابطه ۲ بیان شد.

رابطه ۲ : $$PWV = L / PTT$$

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

رباطه 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[2] دو کاناله انجام شد. موج پالس از طریق سنسور نوری دستگاه که به انگشت سبابه‌ی دست چپ متصل شده و ECG در یک لید و از طریق سه الکترود سینه‌ای نقره- کلرید نقره[3] 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[4] به صورت یک فایل متنی در آمده و برای پردازش در نرم افزار مطلب[5] 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[6] با درجه ۵ و با پهنای باند ۶۰-۰/۱ 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 نمونه ها 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

1- Pulse Wave Volecity(PWV)
2 -Power Lab System AD Instrumentation .Co
3 -Ag-AgCl
4-Chart for Windows Software, Version 5
5 -MAThematical LABoratory Software Version 7.6
6- Finite Impulse Response (FIR)

Archive of SID

www.SID.ir

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 دویدن 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 نظرگرفته 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 فعالیت های 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 سیتولیک 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.

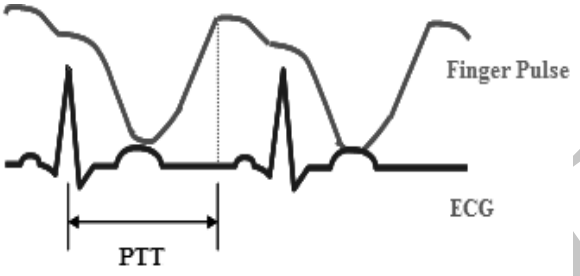
یافته ها

۳۵ فرد (۱۲ زن و ۲۳ مرد) درمحدوده‌ی سنی ۶۳-۲۱ سال در این تحقیق شرکت کردند. از افراد تحت مطالعه ۲۴ نمونه (۶۸/۵۷٪) افراد سالم و ۱۱ نمونه (۳۱/۴۲٪) افراد دارای بیماری فشارخون بودند. نمونه‌ها دارای متوسط فشارخون سیستولیک ۱۵±۱۲۹ میلی‌متر جیوه، متوسط تعداد ضربان قلب ۸±۷۸ در دقیقه و متوسط قد ۰/۰۹±۱/۷۱ متر بودند. جمع‌آوری داده‌ها در دمای ۱±۲۶ درجه‌ی سانتیگراد و با فرکانس نمونه برداری ۴۰۰ هرتز انجام گرفت. پس از انجام آزمایشات لازم بر روی افراد تحت مطالعه برای محاسبه ضرایب ثابت A و B، مشاهده شد که در تمامی افراد در دوگروه سالم و بیمار رابطه‌ی خطی با ضریب همبستگی مناسب و قابل قبولی تعیین شده است. به طوری که در گروه سالم کمترین مقدار از بین ۲۴ ضریب همبستگی برای فشار سیستولیک ۰/۹۵ و برای فشار دیاستولیک ۰/۹۴، و برای افراد با فشار خون نوع I کمترین ضریب همبستگی از بین ۱۱ ضریب، برای فشار سیستولیک برابر ۰/۹۵ و برای فشار دیاستولیک برابر ۰/۹۳ محاسبه شده است. شکل ۲ چپ، رابطه‌ی بین PTT و فشار سیستولیک و شکل ۲ راست، رابطه‌ی بین PTT و فشار دیاستولیک و شکل ۳ نتایج پایش فشارخون را برای یک نمونه نشان می‌دهد. پس از تعیین ضرایب رابطه‌ی خطی برای هر فرد در مدت ۲۰ دقیقه در فاصله زمانی ۵ دقیقه‌ای از فرد اندازه‌گیری فشارخون با کاف به عمل آمد. همچنین اندازه‌گیری پیوسته فشارخون نیز با روش پیشنهادی انجام شد. بیشترین خطای مطلق بین مقادیر لحظه‌ای برای اندازه‌گیری با کاف و اندازه‌گیری پیوسته با PTT در گروه سالم ۹ میلی‌متر جیوه و برای گروه فشار خون نوع I، ۷ میلی‌متر جیوه اندازه‌گیری شد. همچنین بیشترین درصد خطا برای گروه سالم ۷/۵٪ و برای گروه بیمار ۵/۱٪ محاسبه شد. در مطالعه حاضر وابستگی PTT در افراد بیمار نسبت به افراد سالم بیشتر بوده و دارای ضریب همبستگی بالاتری است. همچنین درصد خطای حاصل از روش در افراد بیمار کمتر از افراد سالم محاسبه شد. با محاسبه ضرایب ثابت برای افراد مختلف مشاهده شد که به طور متوسط با افزایش سن PTT کاهش و در نتیجه فشارخون افزایش یافت. همچنین برای افراد تحت مطالعه مقادیر ثابت A و B با افزایش سن متغیر بودند و برای A بین ۰/۲۸- تا ۰/۵۳- و برای B بین ۲۱۸ تا ۲۵۲ محاسبه شدند. شکل ۴ تغییرات زمان گذار پالس را بر حسب سن و شکل ۵ تغییرات ضرایب A و B را برای افراد تحت مطالعه نشان می‌دهد. مطابق با شکل ۴ مشاهده شد که با افزایش سن، PTT در افراد تحت مطالعه به صورت خطی تغییر

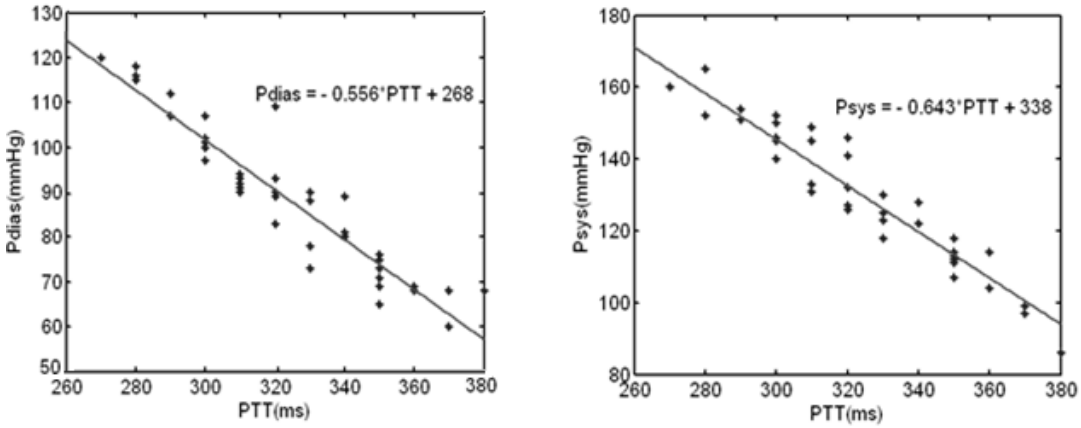
Archive of SID

www.SID.ir

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 شد. با تغییر زاویه دست از ۹۰- درجه تا ۹۰+ درجه نسبت به خط افق کاهش فشارخون براساس افزایش PTT قابل شهود بود.



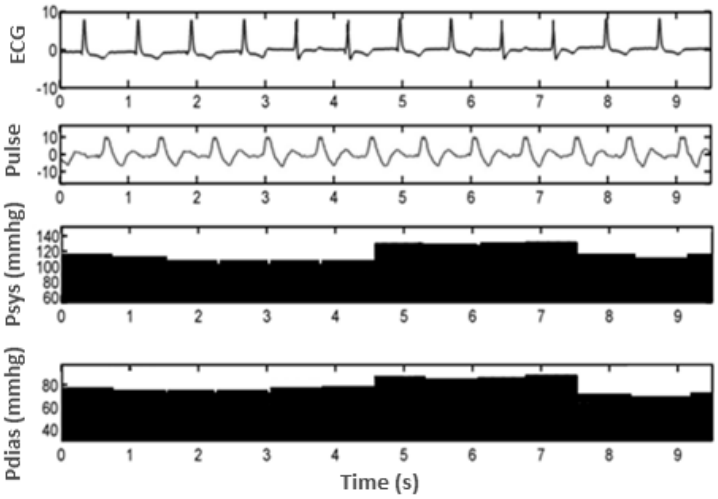
شکل ۱ : استخراج زمان گذار پالس از الکتروکاردیوگراف و موج پالس



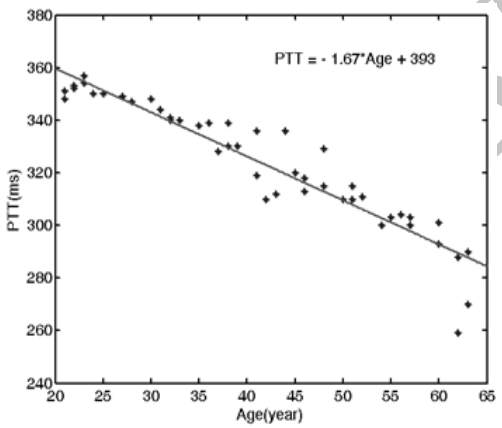
شکل۲: رابطه فشار سیستولیک و دیاستولیک با **PTT**

Archive of SID

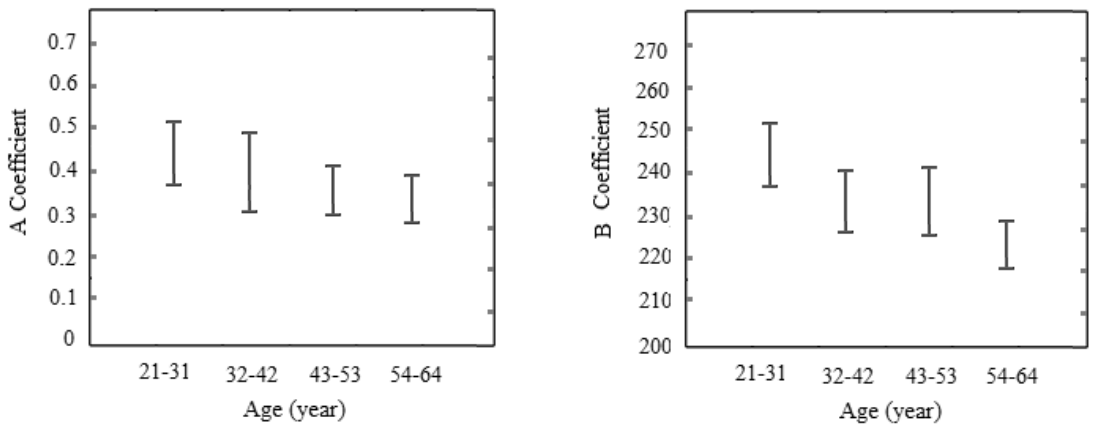
www.SID.ir



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: محدوده‌ی تغییرات ثابت **A** و **B** بر اساس بازه های سنی

بحث

انـدازه‌گیـری پیوسـته‌ی فشـارخون تلاشـی در جهـت شناسایی بیماری فشار خون است. علاوه بر این انـدازه‌گیـری تغییرات فشارخون در شـرایط بحرانـی و جراحـی هـا بسـیار حیاتی است[۱]. در ایـن مطالعـه روشـی بـرای انـدازه‌گیـری پیوسته فشار خون با استفاده از دو سیگنال ECG و SpO_2 پیشنهاد شد. در این روش از ۲ سیگنال مذکور ویژگی PTT که با فشارخون به صورت خطی مرتبط است، اسـتخراج و بـر

www.SID.ir

اساس آن فشار سیستولیک و دیاستولیک به صورت پیوسته اندازه‌گیری می‌شود. روش حاضر با ضرایب همبستگی ۰/۹۳ ارتباط بین PTT و فشار خون را نشان می‌دهد و بر اساس آن می‌توان با اندازه گیری PTT، پایش فشار خون را انجام داد. همچنین خطای اندازه‌گیری شده در روش حاضر برای اندازه‌گیری فشار خون کمتر از ۷ 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 ۰/۹۳ است. روش IPG، روشی برای تخمین الگوی تغییرات فشارخون به طور پیوسته بوده و سیگنال فشار خون 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 فشار خون است. در صورتیکه قرار باشد از روش حاضر به عنوان پایش پیوسته فشار خون 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 فشار خون سنجیده شده 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 فشار خون 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 اندازه گیری نمود. این کار با اضافه کردن یک نرم افزار به دستگاه های مانیتورینگ در اتاق‌های عمل قابل اجرا است و به این ترتیب نیازی به وجود کاف فشار خون 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 فشار خون 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 فشار خون 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

Archive of SID

www.SID.ir

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 transist 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 Telemetryfor Oxygen Saturation Measurement, Biomedical Circuitand Systems 2006, 174-177.

7. Khoury M, Soda J, Neuman V, Portable SpO2 Monitor: a fast response approach, IEEE. International Conferenceon Portable Information Device; 2007: 1-5.

8. Maruf Al G., AI-Jaafreh M, Continuous Measurement of Oxygen Saturation Level using PhotoplethysmographySignal, International Conferenceon Biomedical and Pharmaceutical Engineering 2006: 504-507.

9. Asmar R . Assessment of arterial distensibility byautomatic pulse wave velocity measurement; validationand 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 andTriaxial Accelerometer, third International Conferenceon Convergence and Hybrid Information Technology, 2008: 436-441

Archive of SID

www.SID.ir