

قلب نگاری امپدانس روشی برای پایش غیرتهاجمی حجم ضربه‌ای: یک مطالعه‌ی مقدماتی

***حسن یزدانیان:** کارشناس ارشد، گروه مهندسی پزشکی، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه اصفهان، اصفهان، ایران (*نویسنده مسئول). hassanyazdanian@gmail.com

امین مهنام: استادیار، گروه مهندسی پزشکی، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه اصفهان، اصفهان، ایران. mahnam@eng.ui.ac.ir

مهدی ادریسی: استادیار، گروه مهندسی برق، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه اصفهان، اصفهان، ایران. edrisi@eng.ui.ac.ir

مرتضی آبدار اصفهانی: دانشیار، مرکز تحقیقات قلب و عروق اصفهان، پژوهشکده قلب و عروق اصفهان، گروه قلب، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران.

abdariranian@yahoo.com

تاریخ پذیرش: ۱۳۹۳/۷/۲

تاریخ دریافت: ۱۳۹۳/۳/۱۹

چکیده

زمینه و هدف: قلب نگاری امپدانس (Impedance CardioGraphy-ICG) روشی ساده و ارزان برای اندازه‌گیری غیرتهاجمی و پیوسته‌ی (به صورت هولتر) حجم ضربه‌ای و سایر متغیرهای همودینامیک است. بدین جهت استفاده از این روش در کاربردهای بالینی و پژوهشی در سراسر دنیا به سرعت در حال افزایش است. با توجه به فراگیر نبودن فناوری قلب‌نگاری امپدانس در کشور، هدف این مطالعه معرفی مبانی این فناوری، گزارش توسعه و ساخت یک نمونه‌ی اولیه از دستگاه ICG و ارائه نتیجه ارزیابی اولیه آن بوده است.

روش کار: برای اندازه‌گیری امپدانس ناحیه‌ی قفسه‌ی سینه، دستگاهی طراحی و توسعه داده شد که یک جریان سینوسی ۵۰-KHz با دامنه‌ی ۲ mA را از طریق ۲ جفت الکترود به قفسه‌ی سینه اعمال و به کمک ۲ جفت الکترود دیگر افت ولتاژ ایجاد شده در این ناحیه را ثبت می‌کند. پس از ارزیابی الکترونیکی دستگاه، صحت و کارایی آن در اندازه‌گیری حجم ضربه‌ای برحسب مقادیر بدست آمده از داپلر-اکوکاردیوگرافی، به صورت اولیه برای ۵ نفر مورد بررسی قرار گرفت.

یافته‌ها: طی این پژوهش یک دستگاه قلب‌نگار امپدانس قابل حمل پیاده سازی شده توانایی ثبت همزمان سیگنال ICG و یک لید سیگنال ECG را دارد و متغیرهایی مانند زمان پیش تخلیه، زمان تخلیه‌ی بطن چپ، برون ده قلب و ظرفیت مایع سینه‌ای را محاسبه و ارائه می‌نماید. در ارزیابی اولیه پس از آزمایش دستگاه بر روی ۵ نفر، ضریب همبستگی پیروسون بین حجم ضربه‌ای استخراج شده از روش قلب نگاری امپدانس و روش داپلر-اکوکاردیوگرافی $p < 0.05$ به دست آمد.

نتیجه‌گیری: نتایج این مطالعه‌ی مقدماتی نشان می‌دهد که امکان توسعه و بومی سازی فناوری قلب‌نگاری امپدانس در داخل کشور وجود دارد. با توجه به ویژگی‌های منحصر به فرد این فناوری در ارزیابی متغیرهای همودینامیک در مقایسه با سایر روش‌های مشابه، توسعه این سیستم در داخل کشور و بهره‌گیری از آن توسط جامعه‌ی پزشکان می‌تواند منجر به افزایش کیفیت خدمات درمانی شود.

کلیدواژه‌ها: حجم ضربه‌ای، متغیرهای همودینامیک، حجم سنجی امپدانس، قلب نگاری امپدانس

مقدمه

مدیریت متغیرهای همودینامیک بیماران بعد از عمل جراحی و همچنین در بیماران بد حال از اهمیت زیادی برخوردار است (۲). همچنین اندازه‌گیری این متغیر در طول رویدادهای گذرا (مانند فیبریلاسیون دهلیزی یا در حضور اکستراسیستول) می‌تواند تخمینی کمی از کار قلب ارائه دهد در حالیکه امکان انجام این کار در روش‌های مرسوم وجود ندارد (۱). اندازه‌گیری دقیق حجم ضربه‌ای می‌تواند به کمک روش‌های تهاجمی مانند تکنیک رقیق سازی مبتنی بر دما (Thermodilution-

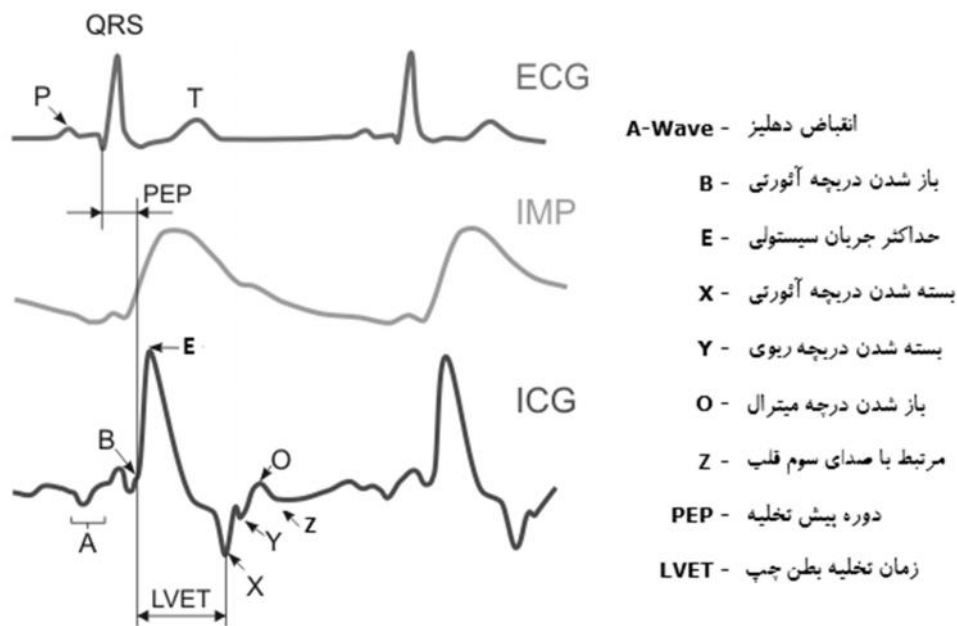
حجم ضربه‌ای (Stroke Volume- SV) یکی از مهم‌ترین متغیرهای همودینامیک است. این متغیر مشخص‌کننده‌ی فعالیت مکانیکی قلب به عنوان یک پمپ و انعکاسی از میزان جریان خون آئورتی می‌باشد. اندازه‌گیری حجم ضربه‌ای و تغییرات آن در پاسخ به تست‌های فیزیولوژیکی و محرک‌های دارویی به صورت بالقوه یک ابزار مناسب برای ارزیابی کارایی مکانیکی قلب است (۱). در طب مراقبت‌های ویژه، اندازه‌گیری حجم ضربه‌ای جهت

داشت اما با گذشت زمان و پیشرفت تجهیزات، نقایص موجود رفع شدند و دستگاه‌های قلب‌نگار امیدانسی با اخذ تاییدیه‌های لازم از مراجع ذیصلاح روانه بازار گشتند (۶)؛ بنابراین امکان ثبت غیرتهاجمی، پیوسته و دقیق حجم ضربه ای در موقعیت‌های مختلف بالینی و فیزیولوژیکی با به کارگیری روش ICG به عنوان یک روش ایمن، ساده و ارزان فراهم شده است (۷).

اساس روش ICG مبتنی بر حجم‌سنجی امیدانسی (Impedance Plethysmography) است بدین صورت که یک جریان مناسب به ناحیه‌ی قفسه‌ی سینه اعمال و ولتاژ ایجاد شده ثبت می‌شود. نسبت دامنه‌ی ولتاژ به دامنه‌ی جریان اعمالی برابر با امیدانس قفسه‌ی سینه است (شکل ۱). مشتق سیگنال امیدانس با نام سیگنال ICG شناخته می‌شود (شکل ۱) و می‌توان از آن اطلاعاتی از قبیل زمان تخلیه‌ی بطن چپ (Left Ventricular Ejection Time)، دوره‌ی پیش تخلیه (Pre Ejection Period)، شاخص انقباض بطن چپ و ظرفیت مایع سینه‌ای (Thoracic Fluid Capacity) را استخراج نمود. همچنین به کمک یک سری از روابط، حجم ضربه ای و در

تکنیک رقیق سازی مبتنی بر رنگ (Dye Dilution-DD) و روش‌های مبتنی بر قانون فیک (Fick) انجام شود اما اخیراً به علت خطر زیاد و هزینه‌ی بالا، استفاده از این روش با انتقادهای زیادی همراه بوده است (۳). از سوی دیگر روش‌های غیرتهاجمی مانند داپلر-اکوکاردیوگرافی (DE: Doppler Echocardiography) و روش تنفس CO₂ که برای اندازه‌گیری این متغیر به کار می‌روند در طول تست‌های ورزشی و شرایط تحرک دقت قابل قبولی ندارند (۴). گذشته از این چه روش‌های تهاجمی و چه روش‌های غیرتهاجمی اندازه‌گیری SV، نیازمند تجهیزات گرانبه‌ای و افراد ماهر می‌باشند و امکان پایش طولانی مدت SV با این روش‌ها میسر نیست (۳).

حدود ۵۰ سال پیش Kubicek و همکاران (۵) یک روش غیرتهاجمی برای اندازه‌گیری حجم ضربه‌ای ارائه کردند. این روش که مبتنی بر اندازه‌گیری تغییرات ایجاد شده در امیدانس الکتریکی ناحیه‌ی قفسه‌ی سینه است «قلب‌نگاری امیدانسی (Impedance Cardiography-ICG)» نام دارد. سالهای متمادی روی صحت این روش و همبستگی پاسخ آن با روش‌های مرجع بحث وجود



شکل ۱- سیگنال‌ها به ترتیب از بالا به پایین: ECG، امیدانس قفسه سینه، مشتق امیدانس (ICG) (۸)

امکان ایجاد تمایز بین پاسخ‌های استرس پاتولوژیک را نیز فراهم می‌کند. همچنین Lorne و همکاران (۱۶) با مقایسه‌ی برون ده قلب به دست آمده از روش ICG و روش اکوکاردیوگرافی از طریق مری (Oesophageal Doppler monitoring) در ۳۲ بیمار تحت عمل جراحی با بیهوشی عمومی، به همبستگی ۰/۸۸ دست یافتند. آنها بیان کردند که قلب‌نگاری امپدانسی یک روش مطمئن برای استخراج برون ده قلب در بیماران تحت عمل جراحی می‌باشد.

پژوهشگران کارایی ICG را در تشخیص بسیاری از ناهنجاری‌های قلبی و عروقی و همچنین تصمیم‌گیری در مورد نحوه‌ی اداره بالینی، اتخاذ شیوه‌ی درمان و پیش‌آگهی بیماران مبتلا به این ناهنجاریها بررسی کرده‌اند. به عنوان مثال طبق پژوهش Tahvanainen و همکاران (۱۷)، ICG می‌تواند برای توضیح مکانیسم سنکوپ ارتواستاتیک مفید باشد. آنها با استفاده از قلب‌نگاری امپدانسی یک کاهش عمده را در مقاومت عروقی سیستمی (Systemic Vascular Resistance) بیماران مبتلا به پیش‌سنکوپ (Pre-Syncope) تحریک شده با ۰/۲۵mg Nitrogliserin در طول آزمون شیب- Tilt-table (test) مشاهده کردند. این یافته‌ها نشان داد که حتی یک دوز کم از Nitrogliserin به طور قابل توجهی مقاومت شریانی و پس بار قلبی را کاهش می‌دهد.

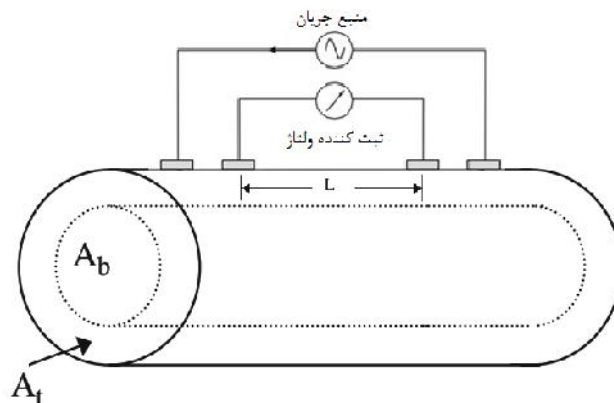
قلب‌نگاری امپدانسی می‌تواند به طور دقیقی میزان مداخله‌ی هر کدام از متغیرهای همودینامیک را در وقوع بیماری فشار خون تعیین کند؛ بنابراین با استفاده از این روش می‌توان نوع دارو و میزان آن را بر اساس وضعیت هودینامیک بیمار مشخص نمود که در نتیجه به طور قابل ملاحظه‌ای درمان فشار خون را بهبود می‌بخشد (۱۸). همچنین ICG می‌تواند روش مفیدی برای نظارت کمی بر روند توانبخشی قلب باشد. Gielerak و همکاران (۱۹) اثر توانبخشی قلب بر روی متغیرهای همودینامیک اندازه‌گیری شده به کمک ICG را در ۵۰ بیمار مبتلا به نارسایی قلب مطالعه کرده‌اند. یافته‌های این مطالعه آنها را به

نتیجه برون ده قلب (Cardiac Output-CO) نیز از این روش قابل محاسبه است. توضیحات بیشتر در مورد روش اندازه‌گیری این سیگنال در قسمت روش‌ها ارائه شده است.

مطالعات زیادی صحت و دقت روش ICG را در مقایسه با روشهای دیگر، چه تهاجمی و چه غیرتهاجمی، مورد بررسی قرار داده‌اند (۹-۱۲). Yung و همکاران (۱۳) طی یک مطالعه، برون ده قلب به دست آمده از روش ICG را با برون ده قلب محاسبه شده از دو روش TD و فیک، در بیماران مبتلا به فشار خون ریوی مقایسه کرده‌اند. همبستگی به دست آمده بین نتایج روش ICG و فیک، روش TD و فیک و روش ICG و TD به ترتیب برابر ۰/۸۴، ۰/۸۹ و ۰/۸۰ گزارش شده است. آنها به این نتیجه دست یافتند که ICG یک روش دقیق، مفید و ارزان قیمت جهت تعیین CO در بیماران مبتلا به فشار خون ریوی است.

Brown و همکاران (۱۴) طی یک مطالعه نشان داده‌اند که قلب‌نگاری امپدانسی می‌تواند روشی مطمئن برای پایش متغیرهای همودینامیک افراد سالخورده و همچنین جایگزینی برای روش TD باشد. آنها با آزمایش همزمان این ۲ روش بر روی ۲۸۵ بیمار و استخراج شاخص قلبی به همبستگی ۰/۸ بین نتایج این دو روش دست یافتند. در پژوهش Schmidt و همکاران (۱۵) حجم ضربه‌ای استخراج شده از سیگنال ICG با حجم ضربه‌ای به دست آمده از روش DE برای ۳۷ بیمار نامزد جراحی عروق کرونری با هم مقایسه شده است. آنها به یک ضریب همبستگی بالا (۰/۸۶) بین این دو روش دست یافته و به این نتیجه رسیده‌اند که این همبستگی از نظر بالینی قابل قبول است و می‌توان این دو روش را به صورت جایگزین استفاده نمود.

Scherhang و همکاران (۳) مقایسه‌ای بین نتایج روش قلب‌نگاری امپدانسی و اکوکاردیوگرافی با استرس دارویی (بعد از مصرف دی‌پیریدامول و دوبوتامین) انجام داده‌اند. آنها دریافتند که روش ICG نه تنها اجازه‌ی نظارت بر تغییرات متغیرهای همودینامیک در طول اکوکاردیوگرافی با استرس دارویی را می‌دهد بلکه



شکل ۲- مدل دو بخشی از قسمت استوانه ای شکل از بدن - بخش درونی حجم اشغال شده توسط خون با سطح مقطع A_b و بخش بیرونی حجم اشغال شده توسط بافت با سطح مقطع A_t - L فاصله بین الکترودهای ثابت ولتاژ

خون بالا، تشخیص اولیه‌ی ناهنجاری‌های قلبی و عروقی و تنظیم ضربان ساز بهره برد (۸). تا این مرحله اهمیت و کاربرد روش قلب‌نگاری امیدانسی در حیطه‌ی طب قلب و عروق به وضوح مشخص شده است. با توجه به فراگیر نبودن فناوری ICG در کشور، هدف این مطالعه معرفی مبانی نظری این فناوری و گزارش توسعه و ساخت یک نمونه‌ی اولیه از دستگاه ICG است.

روش کار

به منظور استفاده صحیح از روش حجم سنجی امیدانسی جهت ثبت غیرتهاجمی حجم ضربه‌ای ابتدا نیاز به درک مبانی نظری این روش است. شکل ۲ را در نظر بگیرید که ناحیه‌ی استوانه‌ای شکل از بدن را نشان می‌دهد. جریان از طریق ۲ الکترود به این ناحیه اعمال و به کمک ۲ الکترود دیگر، ولتاژ ایجاد شده در این ناحیه ثبت می‌شود. این مدل از دو بخش استوانه‌ای هم مرکز (بخش درونی شامل خون و بخش بیرونی شامل سایر بافت‌ها) تشکیل شده است.

سطح مقطع خون A_b و سطح مقطع بافت A_t و L فاصله‌ی بین الکترودهای ثابت ولتاژ می‌باشد. اگر مقاومت ناحیه‌ی محصور بین الکترودهای ثبت را R_{12} بنامیم، این مقاومت از موازی شدن مقاومت خون (R_b) با مقاومت بافت (R_t) تشکیل می‌شود و مقدار آن برابر است با:

این نتیجه رساند که ICG اثرات مفیدی بر روی روند توانبخشی قلب دارد.

برنامه‌ریزی نامناسب تأخیر گره AV در ضربان سازها، به طور قابل توجهی برون ده قلب را کاهش می‌دهد. از ICG می‌توان برای بهینه‌سازی تأخیر گره‌ی AV در ضربان سازهای چند حفره‌ای (Multi-chamber pacemakers) استفاده کرد. Braun Cardiac و همکاران (۲۰) دریافتند که در درمان همگامی مجدد قلبی (Resynchronization Therapy)، بهینه‌سازی تأخیر AV بر اساس مقدار برون ده قلب به دست آمده از روش قلب‌نگاری امیدانسی، به میزان زیادی با مقدار اندازه‌گیری شده از روش DE همبسته است ($p=0/001$ ، $r=0/74$).

از ICG در کاربردهای دیگری از جمله بررسی وضعیت مایعات درون قفسه‌ی سینه (۲۱)، پایش متغیرهای همودینامیک در طول دیالیز (۲۲) یا در طول دوران بارداری (۲۳)، در مطالعات دارویی (۲۴)، فیزیولوژیکی (۲۵) و خواب (۲۶) استفاده شده است. البته بیشتر این کاربردها هنوز در مرحله‌ی تحقیقاتی قرار دارد و در صورت ادامه‌ی تحقیقات امکان استفاده از آنها به صورت بالینی فراهم خواهد شد (۱). از دستگاه ICG می‌توان در واحد مراقبت‌های ویژه و واحد اورژانس جهت نظارت پیوسته بر متغیرهای همودینامیک بیماران استفاده نمود (۸). همچنین با توجه به ابعاد و هزینه‌ی دستگاه، می‌توان از آن در مطب پزشکان برای کاربردهای متنوعی از جمله کنترل فشار

$$\rho_b V_t + \rho_t V_b = \frac{\rho_b \rho_t L^2}{R_{12}} \quad (9)$$

و جایگذاری رابطه (۹) در رابطه (۸)، رابطه‌ی (۱۰) به دست می‌آید.

$$dV_b = -\rho_b \left(\frac{L}{R_{12}} \right)^2 dR_{12} \quad (10)$$

با فرض اینکه بتوان امپدانس را با مقاومت جایگزین نمود آنگاه رابطه‌ی (۱۰) به یک رابطه‌ی آشنا جهت محاسبه‌ی تغییرات حجم بر حسب تغییرات امپدانس تبدیل می‌شود (۲۷).

$$\Delta V_b = -\rho_b \left(\frac{L}{Z_0} \right)^2 \Delta Z \quad (11)$$

که در این رابطه ρ_b مقاومت ویژه‌ی خون، L فاصله‌ی بین الکترودهای ثبت ولتاژ و Z_0 امپدانس پایه ناحیه‌ی محصور میان دو الکترود ثبت می‌باشد. می‌توان رابطه (۱۱) را به صورت زیر جهت محاسبه حجم ضربه‌ای از روش قلب‌نگاری امپدانس اصلاح کرد:

$$SV = -\rho_b \left(\frac{L}{Z_0} \right)^2 T \frac{dZ}{dt}_{max} \quad (12)$$

$$\Delta Z = T \left(\frac{dZ}{dt} \right)_{max} \quad \text{با فرض اینکه}$$

T : زمان تخلیه‌ی بطن چپ و $(dZ/dt)_{max}$ بیشینه‌ی سیگنال ICG می‌باشد.

رابطه (۱۲) شناخته شده ترین رابطه جهت استخراج حجم ضربه ای از سیگنال ICG است که برای اولین بار توسط Kubicek و همکاران ارائه شد (۵).

طراحی سیستم قلب نگار امپدانس: شکل ۳ دیاگرام بلوکی از سیستم پیاده سازی شده طی این پژوهش را نشان می دهد. الکترودها مطابق شکل

$$\frac{1}{R_{12}} = \frac{1}{R_t} + \frac{1}{R_b} \quad (1)$$

چنانچه مقاومت ویژه‌ی خون و بافت به ترتیب برابر ρ_b و ρ_t باشد، آنگاه R_b و R_t از روابط (۲) و (۳) محاسبه می‌شوند.

$$R_b = \rho_b \frac{L}{A_b} \quad (2)$$

$$R_t = \rho_t \frac{L}{A_t} \quad (3)$$

با کمک روابط (۲) و (۳) می‌توان رابطه‌ی (۱) را بازنویسی کرد.

$$R_{12} = \frac{\rho_b \rho_t L}{\rho_b A_t + \rho_t A_b} \quad (4)$$

با ورود خون تازه به ناحیه‌ی محصور بین الکترودهای ثبت، اصولاً حجم بافت بدون تغییر باقی می‌ماند

$$V_t = A_t L \quad (5)$$

اما حجم خون تغییر می‌کند.

$$V_b = A_b L \quad (6)$$

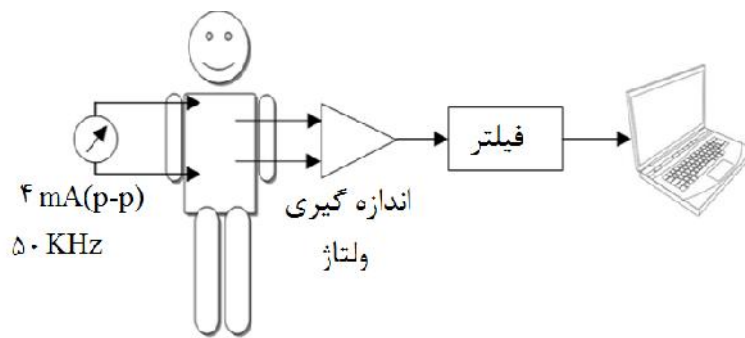
رابطه‌ی (۴) را می‌توان بر حسب حجم خون و حجم بافت بازنویسی کرد.

$$R_{12} = \frac{\rho_b \rho_t L^2}{\rho_b V_t + \rho_t V_b} \quad (7)$$

میزان تغییر مقاومت ایجاد شده به واسطه‌ی افزایش حجم خون با مشتق‌گیری از رابطه‌ی (۷) بر حسب V_b به دست خواهد آمد.

$$\frac{dR_{12}}{dV_b} = - \left| \frac{\rho_b \rho_t^2 L^2}{(\rho_b V_t + \rho_t V_b)^2} \right| \quad (8)$$

با دانستن



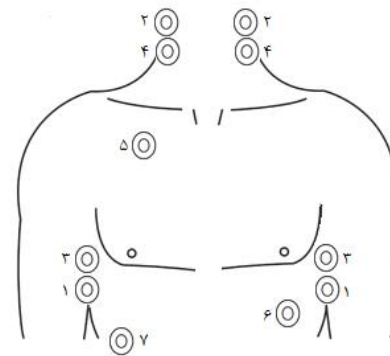
شکل ۴- بلوک دیاگرام کلی سیستم

اختلاف پتانسیل ایجاد شده (ولتاژ)، از محل مجموعه الکترودهای ۳ و ۴ اندازه گیری می شود. این الکترودها به ترتیب در راستای زائده خنجری (Xiphoid) و روی گردن، در طرفین بدن قرار می گیرند (شکل ۴). فاصله‌ی بین الکترودهای ۳ و ۴ در واقع همان L است که در رابطه‌ی استخراج SV استفاده می شود. سپس اطلاعات امپدانس توسط فیلترهای طراحی شده از سیگنال ولتاژ استخراج می گردد. الکترودهای ۵، ۶ و ۷ وظیفه‌ی ثبت یک لید سیگنال ECG را بر عهده دارند. این پژوهش تحلیلی، مشاهده‌ی ای و آینده نگر بود و برای مقایسه‌ی اولیه‌ی نتایج SV اندازه‌گیری شده با دستگاه قلب نگاری امپدانس (ساخته شده طی این پژوهش) و SV به دست آمده از شیوه‌ی داپلر-اکوکاردیوگرافی در ۵ فرد و در بازه سنی بین ۲۵ تا ۶۵ سال (۲ نمونه مرد و ۳ نمونه زن) انجام شد. نمونه‌گیری به روش غیراحتمالی در دسترس (Convenience) از بین مراجعه کنندگان جهت انجام تست داپلر-اکوکاردیوگرافی انجام گردید. نمونه‌ها پیش از انجام آزمایش در وضعیت خوابیده قرار گرفته و ابتدا سیگنال ICG هر کدام به مدت ۶۰ ثانیه ثبت شده است. بلافاصله پس از آن، حجم ضربه‌ای همان نمونه به کمک روش داپلر-اکوکاردیوگرافی اندازه‌گیری گردید. درصد خطای نسبی حجم ضربه‌ای به دست آمده از روش قلب نگاری امپدانس (SV_{ICG}) در مقایسه با مقدار به دست آمده از روش داپلر-اکوکاردیوگرافی (SV_{DE}) از رابطه‌ی زیر به دست آمده است:

۴ بر روی بدن قرار می گیرند (الکترودهای همنام به یکدیگر متصل هستند). از لید سینه‌ای ژل جامد (Solid Gel) به عنوان الکتروود استفاده شده است (۲۸).

الکترودهای ۱ و ۲ وظیفه‌ی اعمال جریان به بدن را دارند (شکل ۴). در اغلب سیستم‌های ثبت ICG از یک منبع جریان سینوسی در محدوده‌ی فرکانسی ۱۰۰-۲۰ KHz و دامنه‌ی ۱-۵ mA استفاده می شود زیرا که در این محدوده خطر شوک الکتریکی وجود ندارد (۲۹). در این پژوهش از یک منبع جریان سینوسی با دامنه‌ی ۲mA و فرکانس ۵۰ KHz جهت تحریک امپدانس ناحیه‌ی قفسه سینه استفاده شده است.

امپدانس ناحیه‌ی قفسه سینه از دوبرخش ثابت (Z₀) و متغیر با زمان (ΔZ) تشکیل شده است که بخش متغیر عمدتاً از تغییرات حجم خون در آئورت ناشی می شود (۲۹). جریان اعمال شده به بدن توسط امپدانس ناحیه‌ی توراکس مدوله و سبب ایجاد یک اختلاف پتانسیل در این ناحیه می گردد. به کمک یک تقویت کننده‌ی ابزاری



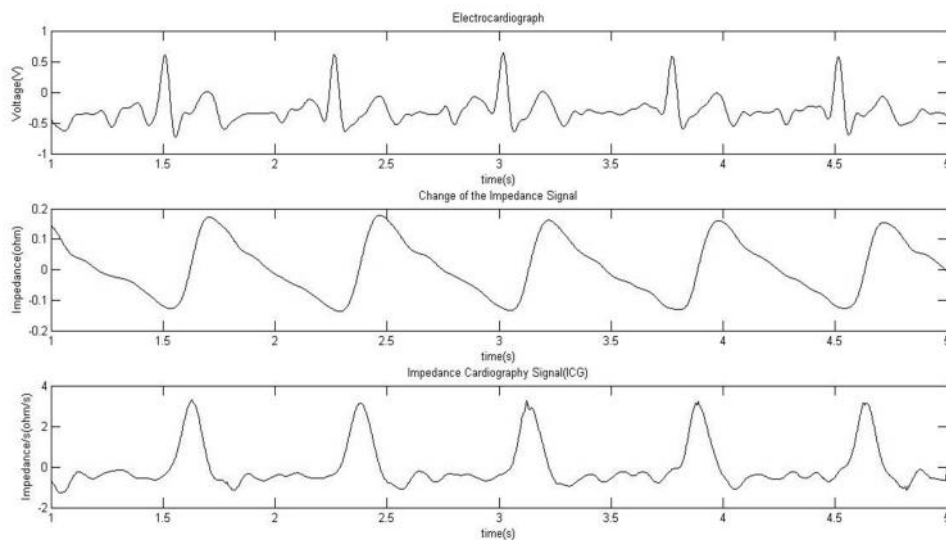
شکل ۳- آرایش قرارگیری الکترودها روی بدن

ثبت می‌کند و پارامترهای نرخ ضربان قلب، زمان پیش تخلیه، زمان تخلیه‌ی بطن چپ، حجم ضربه‌ای، برون ده قلب، محتوای مایعات سینه‌ای و شاخص هیترا را محاسبه و ارائه می‌نماید. این دستگاه دارای گواهی ثبت اختراع به شماره‌ی ۸۳۴۵۷ از اداره‌ی مالکیت صنعتی می‌باشد. شکل ۵ نمونه‌ای از سیگنال‌های ثبت شده توسط دستگاه برای یکی از افراد را نشان می‌دهد که بسیار شبیه سیگنال‌های ثبت شده توسط نمونه‌های تجاری دستگاه می‌باشد. سیگنال‌ها به ترتیب از بالا به پایین سیگنال ECG غیر تشخیصی لید دوم، سیگنال تغییرات امپدانس ناحیه‌ی قفسه‌ی سینه (Z) و سیگنال ICG می‌باشند (dZ/dt).

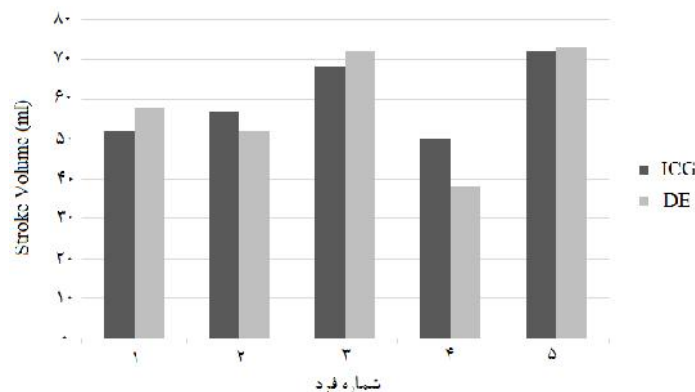
$$error(\%) = \frac{SV_{DE} - SV_{ICG}}{SV_{DE}} \times 100 \quad (13)$$

یافته‌ها

در این بخش نتایج ارزیابی عملکرد سخت افزار دستگاه پیاده سازی شده و همچنین بررسی اولیه صحت و دقت نتایج این دستگاه در اندازه‌گیری حجم ضربه‌ای برحسب مقادیر به دست آمده از روش داپلر-اکوکاردیوگرافی برای ۵ نفر ارائه شده است. اولین یافته‌ی پژوهش یک دستگاه قلب‌نگار امپدانسی قابل حمل مبتنی بر باتری به ابعاد ۲۰×۱۵×۷ می‌باشد که توانایی نگهداری ۹ ساعت شارژ را دارد. این سیستم سیگنال ICG و به طور همزمان یک لید سیگنال ECG غیر تشخیصی را



شکل ۵- نمونه‌ی چهار ثانیه‌ای از سیگنال‌های ثبت شده از فرد اول- سیگنال‌ها از بالا به پایین: ECG، سیگنال تغییرات امپدانس و ICG



شکل ۶- مقایسه بین حجم ضربه‌ای به دست آمده از روش ICG و روش DE

طی این پژوهش یک دستگاه قلب‌نگار امپدانسی قابل حمل مبتنی بر باتری طراحی و پیاده‌سازی شد که توانایی ثبت سیگنال ICG و به‌طور همزمان یک لید سیگنال ECG غیرتشخیصی را دارد. این دستگاه دارای گواهی ثبت اختراع به شماره ۸۳۴۵۷ از اداره مالکیت صنعتی می‌باشد. دستگاه قلب‌نگار ساخته شده پارامترهای نرخ ضربان قلب، زمان پیش تخلیه، زمان تخلیه‌ی بطن چپ، حجم ضربه‌ای، برون ده قلب، محتوای مایعات سینه‌ای و شاخص هیترا محاسبه و ارائه می‌کند. در ارزیابی اولیه پس از آزمایش دستگاه بر روی افراد، میانگین خطای نسبی برای حجم ضربه‌ای استخراج شده از روش قلب‌نگاری امپدانسی در مقایسه با روش داپلر-اکوکاردیوگرافی در بدترین حالت برابر با $11/37 \pm 11/68\%$ بود. موارد زیادی می‌تواند سبب ایجاد خطا در تخمین حجم ضربه‌ای از روش ICG شود. به‌عنوان مثال طبق رابطه‌ی (۱۲) حجم ضربه‌ای متناسب با ρb ، $T(L/Z_0)$ و $(dZ/dt)_{max}$ است بنابراین تعیین دقیق هر کدام از این پارامترها مستقیماً روی مقدار SV اثر می‌گذارد. مقدار ρb در این مطالعه ثابت و برابر ۱۴۵ cm در نظر گرفته شده است در حالیکه مقدار دقیق این پارامتر با آزمایش مشخص می‌شود و در بازه‌ی ۱۳۰-۱۵۰ cm قرار دارد (۲۹). همچنین وجود نویز در سیگنال ثبت شده سبب ایجاد خطا در تعیین پارامترها خواهد شد. از منابع دیگر خطا می‌توان به اتصال نامناسب الکتروود- پوست، قرار دادن اشتباه محل الکتروودها و ابتلای فرد به بیماری خاص اشاره نمود. در مقایسه با پژوهش‌های مرتبط، تنها می‌توان به مطالعه‌ی Shyu و همکاران (۳۰) اشاره کرد که در مقاله‌ی خود روش طراحی و ساخت یک دستگاه قلب‌نگار امپدانسی را برای «نظارت غیرتهاجمی بر برون‌ده قلب به صورت زمان واقعی» ارائه کردند. آنها دستگاه خود را بر روی ۴ بیمار آزمایش و نتایج آن را با روش فیک مقایسه کرده‌اند که در ۳ مورد به نتایج قابل قبولی دست‌یافته‌اند و ضریب همبستگی پیرسون برای ۳ بیمار برابر ۰/۹۱ بود ($p < 0/05$). همبستگی به‌دست آمده بین روش ICG و داپلر-

| شماره فرد | SV _{ICG} | SV _{DE} |
|-----------|-------------------|------------------|
| ۱ | ۵۱/۷۲ | ۵۸/۲۲ |
| ۲ | ۵۶/۷ | ۵۲ |
| ۳ | ۶۸ | ۷۲/۲ |
| ۴ | ۴۹/۸ | ۳۸ |
| ۵ | ۷۲ | ۷۳/۲ |

نتایج حجم‌ضربه‌ای به دست آمده از روش DE و روش ICG در جدول ۱ ارائه شده است. ضریب همبستگی پیرسون برای داده‌های این جدول در نرم افزار SPSS ورژن ۱۶ به دست آمده و $p < 0/05$ معنادار در نظر گرفته شده است. مقدار این ضریب بزرگ و برابر با ۰/۸۹۱ به دست آمد و نتیجه‌ی این تحلیل آماری حاکی از عدم وجود تفاوت معنادار بین نتایج دو روش است.

شکل ۶ نیز مقایسه‌ای بین نتایج به دست آمده از دو روش را نشان می‌دهد.

همانطور که مشاهده می‌شود نتیجه‌ی دو روش به جز برای یکی از افراد، به هم نزدیک است. میانگین خطای بین دو روش برای ۵ نفر $11/37 \pm 11/68\%$ می‌باشد و در صورتی که نتیجه‌ی فرد شماره‌ی ۴ در محاسبه‌ی میانگین خطا در نظر گرفته نشود این مقدار برابر $6/9 \pm 4/14$ خواهد بود.

بحث و نتیجه‌گیری

نتایج این مطالعه‌ی مقدماتی نشان می‌دهد که امکان توسعه و بومی‌سازی فناوری قلب‌نگاری امپدانسی در داخل کشور وجود دارد و با توجه به پتانسیل بالای این روش در اندازه‌گیری غیرتهاجمی متغیرهای همودینامیک در مقایسه با سایر روش‌ها، توسعه‌ی این سیستم و استفاده آن توسط جامعه پزشکان می‌تواند منجر به افزایش کیفیت خدمات درمانی ارائه شده شود. در ارزیابی اولیه، بین نتایج این روش و روش داپلر-اکوکاردیوگرافی در محاسبه‌ی حجم ضربه‌ای برای ۵ نفر همبستگی قابل قبولی وجود داشت ($p < 0/05$). درواقع این پژوهش یک مطالعه‌ی مقدماتی بوده است تا در آینده بتوان با اطمینان بیشتری ارزیابی این روش را دنبال کرد.

نوبدبخش یک فناوری مفید برای تصمیم‌گیری در نحوه‌ی اداره بالینی، اتخاذ شیوه‌ی درمان و پیش‌آگهی بیماران مبتلا به بسیاری از ناهنجاری‌های قلبی و عروقی باشد که منجر به افزایش کیفیت خدمات درمانی خواهد شد. هدف اصلی این مطالعه توسعه نمونه‌ی اولیه از دستگاه قلب‌نگار امپدانس بوده است و انجام مطالعات اعتبارسنجی و بررسی کاربردهای بالینی و تحقیقاتی دستگاه در مراحل بعدی این مطالعه قرار دارد.

منابع

1. Cybulski G, Strasz A, Niewiadomski W, G siorowska A. Impedance cardiography: Recent advancements. *Cardiol J*. 2012;19(5): 550-556.
2. Konings MK, Goovaerts HG, Roosendaal MR, Rienks R, Koevoets FM, Bleys RL, et al. A new electric method for non-invasive continuous monitoring of stroke volume and ventricular volume-time curves. *Biomed Eng online*. 2012; 11(1): 51.
3. Scherhag A, Kaden J, Kentschke E, Sueselbeck T, Borggreffe M. Comparison of impedance cardiography and thermodilution-derived measurements of stroke volume and cardiac output at rest and during exercise testing. *Cardiovasc Drugs Ther*. 2005;19(2): 141-147.
4. Charloux A, Lonsdorfer-Wolf E, Richard R, Lampert E, Oswald-Mammosser M, Mettauer B, et al. A new impedance cardiograph device for the non-invasive evaluation of cardiac output at rest and during exercise: comparison with the "direct" Fick method. *Eur J Appl Physiol*. 2000;82(4): 313-320.
5. Kubicek W, Patterson R, Witsoe D. Impedance cardiography as a noninvasive method of monitoring cardiac function and other parameters of the cardiovascular system. *Ann NY Acad Sci*. 1970;170(2): 724-732.
6. U.S. Food and Drug Administration. approval for marketing. [Cited 2014 March 14]; Available from: www.accessdata.fda.gov.
7. Rosenberg P, Yancy CW. Noninvasive assessment of hemodynamics: an emphasis on bioimpedance cardiography. *Curr Opin Cardiol*. 2000;15(3): 151-155.
8. Medis G, Ilmenau H. ICG - Impedance Cardiography [cited 2014 February 9]; Available from: www.medis-de.com.
9. McFetridge-Durdle JA, Routledge FS, Parry MJ, Dean C, Tucker B. Ambulatory impedance cardiography in hypertension: a validation study. *Eur J Cardiovasc Nurs*. 2008;7(3): 204-213.

اکوکاردیوگرافی در این مطالعه نسبت به پژوهش Shyu و همکاران کمی کوچکتر بود و برابر ۰/۸۹۱ (p<۰/۰۵) به دست آمد. البته در این مطالعه ۵ نفر مورد آزمایش قرار گرفتند که نتیجه هیچ کدام از افراد نیز در محاسبه ضریب همبستگی حذف نشد. اندازه گیری SV و مهمتر از آن تغییرات SV در ارزیابی عملکرد سیستم گردش خون و فعالیت پمپ قلب بسیار مهم است. نیاز به یک روش ساده و مطمئن برای ثبت حجم ضربه‌ای در کاربردهای بالینی و پژوهشی به شدت احساس می‌شود. اگرچه روش‌های تهاجمی مانند TD برای اندازه‌گیری دقیق پارامترهای همودینامیک مورد استفاده قرار می‌گیرند اما این روش‌ها به علت مشخص نبودن نسبت سود به خطر و همچنین هزینه‌های بالا مورد انتقادهای زیادی هستند (۳۱).

پس از نوار قلب (ECG)، فشارخون، تنفس، دمای بدن و درصد اشباع اکسیژن خون (SpO₂) از سیگنال ICG به عنوان ششمین علامت حیاتی یاد می‌شود (۳۲). پارامترهای قابل استخراج از روش قلب نگاری امپدانس تنها به حجم ضربه‌ای و برون ده قلب محدود نمی‌شود و پارامترهای همودینامیک متنوعی از این روش قابل استخراج است که می‌توان به زمان تخلیه بطن چپ، پریود پیش تخلیه، ظرفیت مایع سینه‌ای، حداکثر سرعت خون آئورتی، کار قلب چپ (Left Cardiac Work)، مقاومت عروقی سیستمی (سه پارامتر آخر در صورت ثبت همزمان سیگنال فشار خون قابل اندازه‌گیری است) و ... اشاره نمود (۲۹). اخیراً روش‌هایی برای استفاده از این فناوری به صورت تجهیزات پوشیدنی نیز ارائه شده است که در صورت تحقق آن امکان پایش متغیرهای همودینامیک به صورت طولانی مدت و در طول فعالیت‌های روزانه‌ی بیمار فراهم خواهد شد (۳۳). کاربرد روش قلب‌نگاری امپدانس تنها به حیطةی پزشکی محدود نمی‌شود و با توجه به ویژگی‌های منحصر به فرد آن در زمینه مهندسی ورزش نیز مورد توجه قرار گرفته است (۳۴). با توجه به پتانسیل گسترده‌ی ICG، در صورت معرفی و گسترش آن در جامعه‌ی پزشکان می‌تواند

- Mitchell BP, Woodruff TA, Dalton ML. TFC (thoracic fluid content): a new parameter for assessment of changes in chest fluid volume. *Am Surg.* 2005;71(1): 81-86.
22. Wynne JL, Ovadje LO, Akridge CM, Sheppard SW, Vogel RL, Van De Water JM. Impedance cardiography: a potential monitor for hemodialysis. *J Surg Res.* 2006;133(1): 55-60.
23. San-Frutos L, Engels V, Zapardiel I, Perez-Medina T, Almagro-Martinez J, Fernandez R, et al. Hemodynamic changes during pregnancy and postpartum: a prospective study using thoracic electrical bioimpedance. *J Matern Fetal Neonatal Med.* 2011;24(11): 1333-1340.
24. Scherhag AW, Pflieger S, Mey C, Schreckenberger AB, Staedt U, Heene DL. Continuous measurement of hemodynamic alterations during pharmacologic cardiovascular stress using automated impedance cardiography. *Journal Clin Pharmacol.* 1997;37(S1): 21S-28S.
25. Tank J, Baevsky R, Weck M. Hemodynamic regulation during postural tilt assessed by heart rate-and blood-pressure variability combined with impedance cardiography. *Wien Med Wochenschr.* 1995;145(22): 616-625.
26. Balachandran JS, Bakker JP, Rahangdale S, Yim-Yeh S, Mietus JE, Goldberger AL, et al. Effect of mild, asymptomatic obstructive sleep apnea on daytime heart rate variability and impedance cardiography measurements. *Am J Cardiol.* 2012;109(1): 140-145.
27. Nyboer J, Kreider MM, Hannapel L. Electrical Impedance Plethysmography A Physical and Physiologic Approach to Peripheral Vascular Study. *Circulation.* 1950;2(6): 811-821.
28. Swanson D, Webster J. Errors in four-electrode impedance plethysmography. *Med Biol Eng Comput.* 1983;21(6): 674-680.
29. Cybulski G. *Ambulatory Impedance Cardiography: The Systems and their Application.* Berlin: Springer. 2011;p:7-33.
30. Shyu LY, Chiang CY, Liu CP, Hu WC. Portable impedance cardiography system for real-time noninvasive cardiac output measurement. *J Med Biol Eng.* 2000. 20(4): 193-202.
31. Keren H, Burkhoff D, Squara P. Evaluation of a noninvasive continuous cardiac output monitoring system based on thoracic bioimpedance. *Am J Physiol Heart Circ Physiol.* 2007;293(1): H583-H589.
32. Van De Water JM, Miller TW, Vogel RL, Mount BE, Dalton ML. Impedance Cardiography The Next Vital Sign Technology? *CHEST Journal.* 2003;123(6): 2028-2033.
33. Ulbrich M, Mühlsteff J, Sipilä A, Kamppi M, Koskela A, Myry M, et al. The IMPACT shirt: textile integrated and portable impedance cardiography. *Physiol Meas.* 2014;35(6): 1181.
34. Yilmaz DC, Buyukakilli B, Gurgul S, Gujjar AR, Muralidhar K, Banakal S, Gupta R, Sathyaprabha TN, Jairaj P. Non-invasive cardiac output by transthoracic electrical bioimpedance in post-cardiac surgery patients: comparison with thermodilution method. *J Clin Monit Comput.* 2008;22(3): 175-180.
11. Kim JY, Kim BR, Lee KH, Kim KW, Kim JH, Lee SI, et al. Comparison of cardiac output derived from FloTrac™/Vigileo™ and impedance cardiography during major abdominal surgery. *J Int Med Res.* 2013;41(4): 1342-1349.
12. Burlingame J, Ohana P, Aaronoff M, and Seto T. Noninvasive cardiac monitoring in pregnancy: impedance cardiography versus echocardiography. *J Perinatol.* 2013;33(9): 675-680.
13. Yung GL, Fedullo PF, Kinninger K, Johnson W, Channick RN. Comparison of impedance cardiography to direct Fick and thermodilution cardiac output determination in pulmonary arterial hypertension. *Congest Heart Fail.* 2004;10(s2): 7-10.
14. Brown CV, Shoemaker WC, Wo CC, Chan L, Demetriades D. Is noninvasive hemodynamic monitoring appropriate for the elderly critically injured patient? *J Trauma.* 2005;58(1): 102-107.
15. Schmidt C, Theilmeier G, Van Aken H, Korsmeier P, Wirtz S, Berendes E, et al. Comparison of electrical velocimetry and transoesophageal Doppler echocardiography for measuring stroke volume and cardiac output. *Br J Anaesth.* 2005;95(5): 603-610.
16. Lorne E, Mahjoub Y, Diouf M, Slegem J, Buchalet C, Guinot PG, et al. Accuracy of impedance cardiography for evaluating trends in cardiac output: a comparison with oesophageal Doppler. *Br J Anaesth.* 2014;aeu136.
17. Tahvanainen A, Koskela J, Leskinen M, Ilveskoski E, Nordhausen K, Kähönen M, et al. Reduced systemic vascular resistance in healthy volunteers with presyncopal symptoms during a nitrate-stimulated tilt-table test. *Br J Clin Pharmacol.* 2011;71(1): 41-51.
18. Krzesi ski P, Gielerak GG, Kowal JJ. A "patient-tailored" treatment of hypertension with use of impedance cardiography: A randomized, prospective and controlled trial. *Med Sci Monit.* 2013;19: 242.
19. Gielerak G, Piotrowicz E, Krzesi ski P, Kowal J, Grz da M, Piotrowicz R. The effects of cardiac rehabilitation on haemodynamic parameters measured by impedance cardiography in patients with heart failure. *Kardiol Pol.* 2010; 69(4): 309-317.
20. Braun MU, Schnabel A, Rauwolf T, Schulze M, Strasser RH. Impedance cardiography as a noninvasive technique for atrioventricular interval optimization in cardiac resynchronization therapy. *J Interv Card Electrophysiol.* 2005;13(3): 223-229.
21. Van De Water JM, Mount BE, Chandra K,

Rencuzogullari I. Adaptation of heart to training :
A comparative study using echocardiography &
impedance cardiography in male & female
athletes. Indian J Med Res. 2013;137(6): 1111.

Impedance cardiography a method for non-invasive monitoring of stroke volume: a preliminary study

***Hasan Yazdani**, MA, Medical Engineering Department, Faculty of Engineering, Esfahan University, Esfahan, Iran (*Corresponding author).

Amin Mahnam, Assistant Professor, Medical Engineering Department, Faculty of Engineering, Esfahan University, Esfahan, Iran.

Mehdi Edrisi, Assistant Professor, Electrical Engineering Department, Faculty of Engineering, Esfahan University, Esfahan, Iran.

Morteza Abdar Esfahani, Associate Professor, Isfahan Cardiovascular Research Institute, Cardiovascular Department, Medical Faculty, Esfahan University of medical Sciences, Esfahan, Iran.

Abstract

Background: Impedance cardiography (ICG) is a simple and inexpensive technique for non-invasive and continuous measurement of stroke volume. Due to non-invasive nature, ICG is becoming increasingly used in research and clinical applications. With regard to lack of domestic impedance cardiograph and limited similar imported products in the country, an inexpensive and portable prototype of ICG system has been developed through this study.

Methods: To measure electrical impedance of the thorax area, a constant sin wave current of 50 KHz and 2 mA is injected through two pairs of electrodes and modulated voltage signal with impedance information is picked up by using two other pairs of electrodes. After hardware performance checking, accuracy and efficiency of the system for measurement of the absolute value of SV in comparison with Doppler-echocardiography was evaluated for five patients.

Results: Through this study a portable impedance cardiograph was implemented in which could record ICG signal and one-lead ECG signal simultaneously and calculate parameters such as pre-ejection period, left ventricular ejection time, cardiac output, and, thoracic fluid content. After initial test of the system on the five patients, there was a significant correlation ($p < 0.05$) for measurements of SV between ICG and Doppler-echocardiography methods ($r = 0.83$).

Conclusion: ICG has potential to become a simple and reliable technique for non-invasive and continuous measurement of SV. The results of this pilot study demonstrate that there is possibility of manufacturing and development of domestic impedance cardiograph.

Keywords: Stroke volume, Hemodynamic parameters, Impedance plethysmography, Impedance cardiography.