منسوجات فنی

ساخت کمربند هوشمند تشخیص و اعلان ایست قلبی در خواب با استفاده از منسوج فشاری تاری پودی و حسگر مقاومتی

محمد مهدی فقیه ایمانی[1] | سید عبدالکریم حسینی[2] | سعید آجلی[2]

در سال‌های اخیر بیماری‌های قلبی به ویژه ایست قلبی به عنوان یکی از مهم‌ترین دلایل مرگ و میر شناخته میشود. بر اساس آمار، ایست قلبی منجر به فوت اغلب در خواب رخ می‌دهد؛ این در حالی است که در صورت اطلاع اطرافیان و انجام اقدامات مناسب در زمان طلایی می‌توان از مرگ جلوگیری نمود.

در این پژوهش با استفاده از خاصیت منسوجات فشاری و حسگر فشار یک ابزار کاربردی با استفاده آسان، جهت تشخیص ایست قلبی به ویژه در خواب ساخته شد. به طور کلی در طول یک تنفس طبیعی، قلب ۵ ضربان انجام می‌دهد. بنابراین نیروی ایجاد شده ناشی انقباض و انبساط شکم در یک سیکل تنفس به‌عنوان شاخصی از نرخ ضربان قلب در نظر گرفته شد. همچنین کمربند ساخته شده از منسوج فشاری، طبق قانون لاپلاس تحت کشش نیرویی به سمت داخل وارد می‌کند؛ بنابراین با بهینه سازی منسوج فشاری ضمن اعمال حداقل نیروی فشاری به سمت داخل و جلوگیری از آزار شخص استفاده کننده، این نیرو توسط حسگر فشاری دریافت شده و مورد پردازش قرار می‌گیرد.

همچنین با استفاده از تجهیزات الکترونیکی ارسال داده بی‌سیم با کمترین میزان تولید سیگنال، وقوع ایست قلبی به سیستم هشدار در منزل و یا مراکز اورژانس اعلام می‌گردد.

۱- مقدمه

بر اساس گزارش سازمان بهداشت جهانی در سال ۲۰۱۸ بیماری‌های قلبی و عروقی به‌عنوان اصلی‌ترین علت مرگ و میر در اثر بیماریهای غیر واگیر در جهان شناخته شده است.در این میان یکی از شایع‌ترین پدیده‌های منجر به فوت در سال‌های اخیر، ایست قلبی ناگهانی است. این نوع عارضه قلبی نه تنها در افراد سالمند و یا دارای سابقه بیماری قلبی، بلکه در افراد جوان و میانسال نیز رواج یافته است. از آنجا که این پدیده به طور ناگهانی رخ می‌دهد و به جز در موارد خاص علایمی بروز نمی‌دهد، بسیاری از افراد از اینکه در معرض این عارضه قرار دارند بی‌اطلاع هستند. با توجه به عدم وجود علایم در موارد نادر برای افراد مستعد، کاشت باتری قلب (ICD) توسط عمل جراحی تجویز می‌گردد.

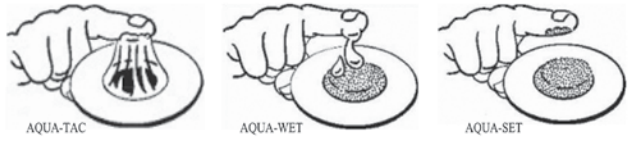
بدین ترتیب در صورت بروز ایست قلبی، یک شوک کنترل شده توسط باتری به قلب وارد میشود. همچنین در مراکز درمانی مجهز به واحد مراقبتهای ویژه، با استفاده از تجهیزات ثبت سیگنال الکتروکاردیوگرافی و غیره علایم حیاتی بدن مانیتورمی‌گردد.

با بروز فناوریهای نوین نظیر گجت‌ها و تلفن‌های همراه هوشمند امکان ثبت ضربان قلب به صورت موقت نیز بوجود آمده است اما وسیله‌ای در دسترس با کاربری آسان جهت استفاده سالمندان و بیمارن که قابلیت اعلان ایست قلبی و همچنین برقراری تماس با مراکز درمانی را داشته باشد ارائه نشده است.

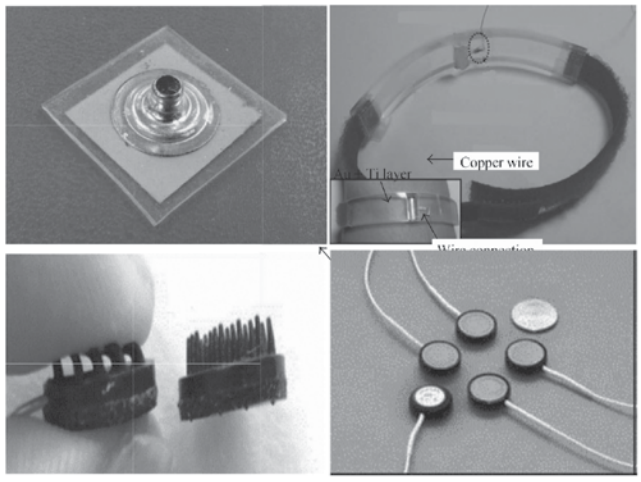
۲- تئوری

روش‌های مستقیم و غیر مستقیم گوناگونی جهت پایش عملکرد قلب وجود دارد. در سال ۱۹۴۵ هولتر به‌عنوان اولین ابزار ثبت سیگنال الکتروکاردیوگرافی به صورت همراه ارائه گردیداما عواملی نظیر وزن و هزینه بالا استفاده از این ابزار را دچار محدودیت نمود.

چالش اصلی استفاده از سیگنال الکتروکاردیوگرافی تشخیص موج‌های p ،q ،r ،s و t است که در هر مرتبه ضربان به صورت یک کمپلکس پیچیده به‌وجود می‌آید. این سیگنال همواره حاوی نویزهای مختلف از جمله نویز ناشی از فعالیت الکتریکی



الف) الکترودهای حاوی ژل رسانا (تر) متداول



ب) الکترودهای خشک نوین

شکل ۱ - نمایش الکترودهای خشک و تر جهت دریافت سیگنال الکتروکاردیوگرافی

دیگر ماهیچه‌ها است. نکته حائز اهمیت آن است که استفاده طولانی مدت به ویژه در خواب از این تجهیزات به سبب نیاز به اتصال الکترود خارجی (حاوی ژل رسانا) به بدن برای کاربر دشوار است(شکل ۱– الف). به‌طوری که فرد به علت احساس ناراحتی نسبت به استفاده از آن خودداری می‌ورزد. به همین سبب از سال ۲۰۰۱ تاکنون انواع مختلفی از الکترودهای پلیمری خشک به صورت چند الکترودی و حتی تک الکترودی ارائه گردیده است؛ از آنجا که عمده کاربرد این الکترودها در تجهیزات هوشمند بوده و به لطف استفاده از سیستم‌های پردازشی و حسگرهای شتاب سنجی، فرایند حذف نویز به‌خوبی اجرا می‌گردد (شکل ۱–ب)، اما همچنین موانعی نظیر استفاده دشوار برای جامعه هدف یعنی سالمندان و نیز هزینه بسیار زیاد از فراگیری این تجهیزات پایش سلامت جلوگیری به‌عمل آورده است.

در این پژوهش سنجش عملکرد قلب به روش غیر مستقیم و بر مبنای نرخ تنفس ارائه شده است. به‌طور کلی انجام یک سیکل تنفس وابسته به عملکرد قلب بوده و در افراد بالغ نسبت نرخ تنفس به نرخ ضربان قلب برابر ۱به ۴ – ۵ است . بنابراین با بدست آوردن نرخ تنفس و اعمال ضریب مناسب میتوان نرخ ضربان قلب را محاسبه نمود. ضمن اینکه ایست تنفسی به معنای ایست قلبی نیز بوده و بدون

شکل ۲ - نمایش کمربند تشخیص ایست قلبی و ب(خروجی حسگر

محاسبه نرخ ضربان قلب نیز می‌توان آن را تشخیص داد.

اندازه گیری نرخ تنفس بر مبنای نیرو ایجاد شده توسط انبساط و انقباض شکم در یک سیکل تنفس است. به منظور اندازه‌گیری نیروی ایجاد شده از یک سنسور پلیمری مقاومتی استفاده شد. در یک سنسور نیروی مقاومتی با تغییر نیروی اعمال شده به آن مقدار مقاومت داخلی سنسور دچار تغییر می‌شود.

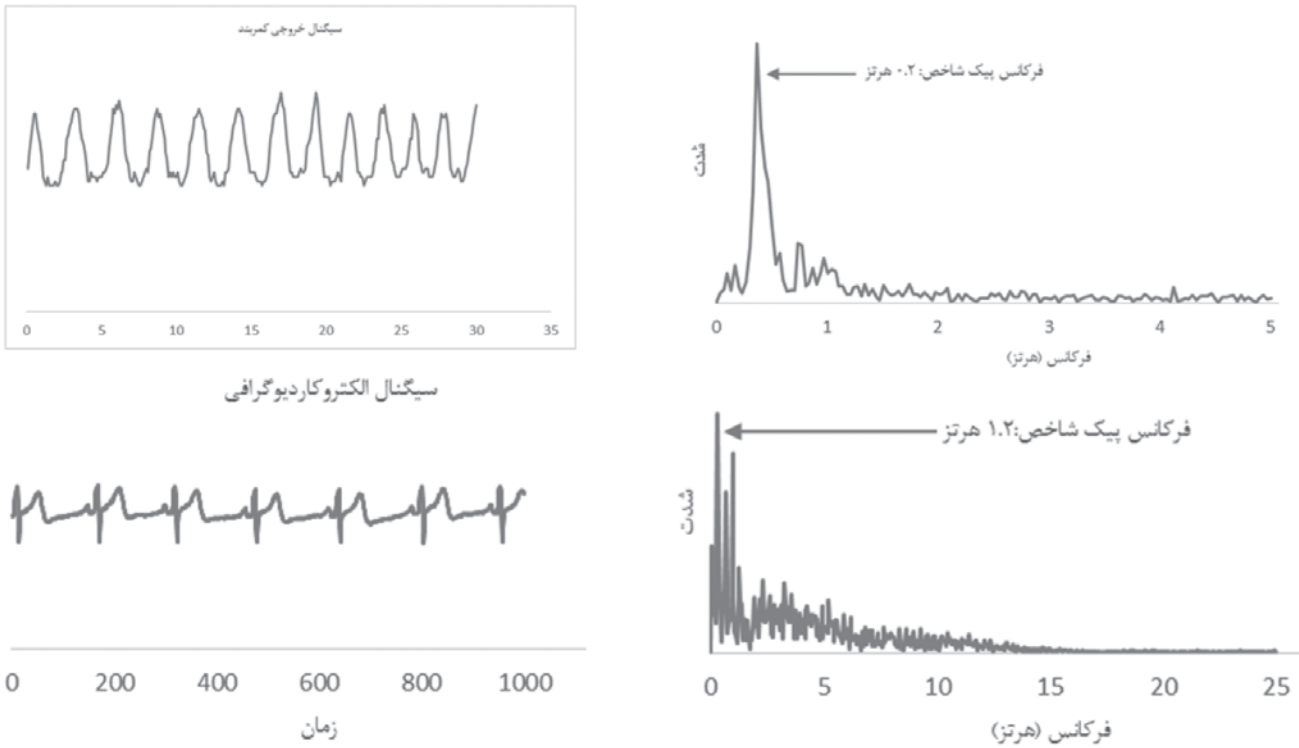
قرارگیری حسگر نیروی مقاومتی در یک مدار پل وتستون منجر به تولید ولتاژ متناسب با مقدار نیروی اعمال شده میگردد. همچنین برای انتقال نیروی ایجاد شده توسط انبساط شکم به سنسور نیرو از یک کمربند ساخته شده از منسوج فشاری تاری پودی استفاده گردید. طبق رابطه لاپلاس اصلاح شده برای منسوجات فشاری با کاربرد پزشکی(رابطه یک) که در آن P تخمین فشار بوجود آمده، T تنش نیروی کششی و C محیط جسم محصور (محیط دور کمر) است، با افزایش نسبت T/C فشار ایجاد شده افزایش می‌یابد. بدیهی است که با افزایش فشار ایجاد شده در ناحیه شکم، فرد دچار احساس نامطلوب می‌گردد.

$$P=2\pi T*133.3/C \qquad (۱)$$

آستانه دردناکی برای فشار وارد شده به بدن وابسته به خصوصیات فردی و اینکه فشار به کدام قسمت از بدن اعمال شود برابر ۵/۸۸ تا ۹/۸ کیلو پاسکال بوده و در محدودهی ۱/۹۶ تا ۳/۹۲ کیلو پاسکال شخص در حالت نرمال قرار می‌گیرد. از آنجا که اولویت این پژوهش استفاده آسان برای کاربر و پرهیز از هرگونه اخلال

جدول ۱- پارامترهای بهینه شده منسوج فشاری

شاخص	مقدار	مشخصات منسوج	شرح
نیرو اعمال شده به سنسور	۱/۲ - ۵N	نوع بافت	تاری پودی
فشار اعمال شده به بدن توسط منسوج فشاری	۲/۴-۵ N/m	تراکم پودی (نخ الاستان)	۶ بر سانتی متر
تنش به وجود آمده در منسوج در اثر ازدیاد طول ۵ -۱۰ درصد	۴۵۰-۳۰۰ N/m	مدول یانگ	۲,۳۸ Mpa



شکل ۳ - مقایسه خروجی حسگر کمربند و سیگنال الکتروکاردیوگرافی

در فعالیت‌های عادی فرد بوده است، با در نظر گرفته حد آستانه سنسور فشاری، پارامترهای منسوج فشاری به‌گونه‌ای طراحی گردید که در هنگام استفاده حداقل فشار لازم به شخص اعمال شود؛ به‌طوری که شخص هیچ گونه احساس تحت فشار بودن و سنگینی را نداشته باشد.

سیگنال استخراج شده از سنسور توسط یک برد الکترونیکی بسیار کوچک شامل میکروکنترولر Attiny85، فرستنده بی‌سیم رادیویی و منبع تغذیه با استفاده از الگوریتم تفاضلی وفقی مورد پردازش قرار گرفته است.

۳- نتایج و بحث

پارامترهای بهینه بدست آمده جهت ساخت منسوج فشاری شامل مشخصات منسوج و نیز مقادیر فشار و نیروی وارده شده به بدن و حسگر فشاری در اثر استفاده از این منسوج در جدول یک ارائه شده است. در شکل ۳ سیگنال خروجی حسگر کمربند و نیز سیگنال الکتروکاردیو گرافی به همراه طیف فوریه نمایش داده شده است. در نمودار مربوط به حسگر هر قله نشانگر یک تنفس و در نمودار سیگنال الکتروکاردیوگرافی هر کمپلکس نشانگر یک ضربان قلب است.

نرخ ضربان قلب با استفاده از طیف فوریه سیگنال الکتروکاردیو گرافی از رابطه ۲ و نرخ ضربان قلب با استفاده از حسگر کمربند از رابطه ۲ بدست می‌آید

$$heart\ rate = f_{ecg} \times 60 \rightarrow 1.2 \times 60 = 72 \quad (۲)$$

$$heart\ rate = f_{sensor} \times 60 \times 5.8 \rightarrow 0.2 \times 60 \times 5.8 = 69.6 \quad (۳)$$

با استفاده از روش تجزیه واریانس یک طرفه برابری داده‌های بدست آمده از دو روش فوق برای ۱۰ مورد آزمون قرار گرفت و اختلاف معنا داری میان آنها مشاهده نشد.

همچنین ضریب همبستگی برابر ۰/۹۹۱ بوده و داده‌ها در سطح اطمینان ۹۹ درصد دارای همبستگی معنا دار هستند. بنابراین می‌توان به عملکرد کمربند اطمینان نمود.

۳-نتیجه‌گیری

در این تحقیق کمربند هوشمند تشخیص ایست قلبی جهت جلوگیری از مرگ ناشی از ایست قلبی در خواب بوده طراحی و تولید گردید. اندازه‌گیری ضربان قلب توسط این کمربند با سطح ۹۹ درصد قابل اطمینان است. مدول الاستیک منسوج فشاری بهینه شده با هدف اعمال کمترین فشار ممکن به شخص، ۲/۳ Mpa به‌دست آمد.

قرار گیری فشار وارد شده از طرف کمربند به بدن در محدوده فشار نرمال(۹۶Mpa/۱-۳/۹۲) نشانگر آن است که فرد استفاده‌کننده از آن دچار احساس ناراحتی نخواهد شد.

پی‌نوشت

۱- دانشجوی دکتری دانشگاه صنعتی اصفهان

۲- عضو هیئت علمی دانشگاه صنعتی اصفهان