

برداشت انرژی از راه رفتن جهت تأمین انرژی یک سیستم الکترونیکی با استفاده از مبدل پیزوالکتریک

مصطفی فخار^۱، امین مهنام^{*}، مهدی ادریسی^۲

مقاله پژوهشی

چکیده

مقدمه: اگرچه با کاهش ابعاد و مصرف مدارهای الکترونیکی، امکان توسعه بسیاری از ابزارهای پزشکی به صورت قابل پوشیدن و یا نصب‌شونده در داخل بدن فراهم شده است، اما وزن و اندازه بزرگ باتری مورد نیاز برای تأمین انرژی ابزار، باعث محدود بودن کاربرد این ابزارها و یا مشکلات در استفاده درازمدت از آنهاست. رویکرد نوین برای رفع این محدودیت، کسب انرژی لازم برای عملکرد دستگاه، از خود بدن می‌باشد.

مواد و روش‌ها: در این مقاله، توسعه سیستمی برای کسب انرژی از راه رفتن با استفاده از مبدل پیزوالکتریک با هدف تأمین انرژی یک ابزار پزشکی پوشیدنی ارائه شده است. مبدل پیزوالکتریک درون کفش زیر پاشنه پا کار گذاشته شده است و انرژی کسب شده در هر گام، ذخیره و برای استفاده ابزارهای الکترونیکی مناسب‌سازی شده است. سپس با انجام آزمایش‌های عملی کارایی این ابزار مورد ارزیابی قرار گرفته است.

یافته‌ها: ابزاری که در این تحقیق توسعه داده شد، امکان کسب و ذخیره انرژی فشار پا بر زمین حین راه رفتن را دارا است. این ابزار با استفاده از تنها یک مبدل پیزوالکتریک، امکان تأمین توان دایمی در حد ۰/۸ میلی‌وات را فراهم نمود. البته برای فراهم شدن این توان دایمی به صورت یک منبع تغذیه ۳ ولت، نیاز به برداشته شدن حدود ۴۰ گام به صورت اولیه بود. این ابزار جهت تأمین انرژی یک مدار الکترونیکی پایه مورد استفاده قرار گرفت و پایداری آن در طول زمان مورد تأیید قرار گرفت.

نتیجه‌گیری: با توسعه ابزارهای پزشکی پوشیدنی کم مصرف، امکان تأمین انرژی لازم برای آن‌ها از خود بدن و جایگزین شدن این روش به جای استفاده از باتری وجود دارد.

کلید واژه‌ها: برداشت انرژی، راه رفتن، مبدل پیزوالکتریک، ابزارهای پزشکی

ارجاع: فخار مصطفی، مهنام امین، ادریسی مهدی. برداشت انرژی از راه رفتن جهت تأمین انرژی یک سیستم الکترونیکی با

استفاده از مبدل پیزوالکتریک. پژوهش در علوم توانبخشی ۱۳۹۲؛ ۹(۴): ۶۹۳-۷۰۴.

تاریخ پذیرش: ۱۳۹۲/۳/۲۰

تاریخ دریافت: ۱۳۹۱/۱۱/۳۰

* استادیار، گروه مهندسی پزشکی، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه اصفهان، اصفهان، ایران (نویسنده مسؤل)

Email: mahnam@eng.ui.ac.ir

۱- کارشناس ارشد، گروه مهندسی پزشکی، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه اصفهان، اصفهان، ایران

۲- استادیار، گروه مهندسی برق، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه اصفهان، اصفهان، ایران

مقدمه

رشد تکنولوژی در ساخت مدارات الکترونیکی امکان طراحی و ساخت ابزارهای الکترونیکی با مصرف بسیار کم و ابعاد کوچک را فراهم کرده است. تجهیزات پزشکی و توانبخشی نیز از این امر مستثنی نبوده و هم‌اکنون انواع مختلفی از ابزارهای مراقبتی و درمانی برای سالمندان و ناتوانان، و همچنین ابزارهای تشخیصی به صورت قابل حمل (برای مثال با قرار گرفتن داخل جیب یا بسته شدن به کمربند) و یا قابل پوشیدن (برای مثال به صورت یک ساعت مچی، بازوبند، یا سربند) و با توان مصرفی بسیار کم (چند صد میکرو وات) به بازار ارائه می‌شوند، و کاربرد آن‌ها به شکل چشمگیری در حال افزایش است. روند تکنولوژی به سمت کاهش هر چه بیشتر ابعاد و توان مصرفی این ابزارها است، تا امکان استفاده راحت‌تر و طولانی‌تر از آن‌ها فراهم شود. تکنولوژی نیمه‌هادی‌ها و همین‌طور ریزابزارهای الکترومکانیکی، این امکان را فراهم کرده است تا سیستم‌های درمانی، توانبخشی و مراقبتی پیچیده در ابعاد بسیار کوچک ساخته شوند.

در حال حاضر انرژی مورد نیاز تجهیزات الکترونیکی قابل حمل و پوشیدنی، از طریق انواع باتری‌ها تأمین می‌شود. اما پیشرفت تکنولوژی با تحقق ابزارهای الکترومکانیکی بسیار کوچک باعث شده تا معمولاً باتری مورد استفاده برای سیستم سهم بزرگی را در ابعاد کل سیستم داشته باشد. طبعاً باتری کوچک‌تر به معنی ظرفیت کمتر باتری و مدت کارکرد کمتر سیستم است. به همین دلیل، ظرفیت باتری یکی از عوامل محدودکننده کارایی تجهیزات الکترونیکی به شمار می‌آید و عموماً لازم است مصالحه‌ای بین وزن و ابعاد باتری از یک سو، و ظرفیت و مدت عملکرد سیستم از سوی دیگر برقرار شود.

ابزارهای پزشکی قابل نصب در داخل بدن مانند ضربان‌ساز قلب، پمپ‌های انسولین و گروهی از تحریک‌کننده‌های عصبی نیز از باتری استفاده می‌کنند و طول عمری محدود به طول عمر باتری خود دارند. با تمام شدن انرژی باتری، لازم است جراحی مجددی صورت گیرد تا باتری آن‌ها تعویض شوند. این مسأله علاوه بر تحمیل هزینه‌های بیشتر به بیمار، احتمال درگیر شدن با مشکلات مرتبط با جراحی را افزایش می‌دهد.

در سال‌های اخیر در حوزه‌های مختلف صنعتی، ایده برداشت انرژی از محیط (مانند نور خورشید، باد و امواج آب) به جای استفاده از منابع متمرکز انرژی مانند باتری و برق مورد توجه بسیاری قرار گرفته و به سرعت در حال پیشرفت است. همین ایده در حوزه تجهیزات پزشکی و توانبخشی نیز برای کاهش محدودیت‌ها و دشواری‌های مذکور در حال گسترش است.

سیستم‌های مرتبط با بدن انسان به صورت پوشیدنی یا نصب‌شونده در داخل بدن، این امکان را دارند تا از منابع انرژی که به صورت فیزیولوژیک در بدن وجود دارند به عنوان منابعی برای برداشت انرژی استفاده کنند. از جمله این منابع می‌توان به دمای بدن، قند خون و فعالیت عضلات اشاره کرد. بدن انسان با مصرف انرژی دمای بدن را در حدود ۳۷ درجه سانتی‌گراد نگه می‌دارد که این انرژی به صورت یک اختلاف دمای قابل توجه با محیط در اختیار است، و امکان استفاده از آن به کمک مبدل‌های ترموالکتریک وجود دارد (۱). قند خون به عنوان تأمین‌کننده طبیعی انرژی در بدن ممکن است با استفاده از پیل‌های سوختی مناسب برای تأمین انرژی الکتریکی ابزارهای نصب‌شونده در داخل بدن مورد استفاده قرار گیرد (۲).

روش سوم که بیشتر از موارد فوق مورد توجه بوده است، برداشت انرژی از حرکت‌های بخش‌های مختلف بدن است. حرکت ناشی از عضلات مانند حرکت دست، شانه، حرکت قفسه سینه به هنگام عمل دم و بازدم، حرکت انگشتان هنگام تایپ کردن، راه رفتن و حتی فعالیت قلب به عنوان منابعی دیگر جهت برداشت انرژی مورد توجه قرار گرفته‌اند (۳).

در سال ۱۹۹۶ طی تحقیقی که توسط شرکت IBM انجام شده است، میزان انرژی موجود در فعالیت‌های حرکتی مختلف بدن مورد مطالعه قرار گرفته است تا امکان استفاده از آن‌ها برای تأمین انرژی ابزارهای قابل حمل و یا پوشیدنی بررسی شود (۴). براساس این تحقیق در حالت طبیعی حدود ۰/۸۳ وات در عمل متناوب دم و بازدم در قفسه سینه، ۶۰ وات در حرکت بازو، ۱۹ میلی‌وات در حرکت انگشتان دست، ۰/۹۳ وات در تغییر فشار خون ناشی از فشارهای سیستول و دیاستول، ۶۷ وات در گام برداشتن و ۴/۸ وات در تلفات گرمایی بدن که به شکل طبیعی

است (۸). در سال ۲۰۱۰ در پژوهشی انرژی قابل برداشت با استفاده از برداشت‌کننده‌های پیژوالکتریک در حرکت راه رفتن انسان در سرعت‌های مختلف اندازه‌گیری و مقایسه گردیده است (۹). در تحقیقات گذشته، تنها بر طراحی یک سیستم کسب انرژی تمرکز شده است و کارایی عملی سیستم‌ها برای تأمین پیوسته انرژی یک ابزار الکترونیکی مورد ارزیابی قرار نگرفته است. بدیهی است هر گونه کاهش لحظه‌های توان تحویلی توسط سیستم می‌تواند منجر به اختلال در عملکرد کلی سیستم الکترونیکی شود. از سوی دیگر امکان افزایش راندمان و در نتیجه توان تحویلی توسط این سیستم‌ها می‌تواند امکان استفاده از آن‌ها برای طیف وسیع‌تری از سیستم‌های الکترونیکی را محقق نماید.

در این مطالعه، مداری جهت برداشت انرژی با راندمان بالا از راه رفتن با استفاده از برداشت‌کننده پیژوالکتریک، طراحی و ساخته شده است و ضمن بررسی کارایی آن در تحویل انرژی هرچه بیشتر، امکان تأمین انرژی یک مدار الکترونیکی پایه به صورت پیوسته توسط آن مورد ارزیابی عملی قرار گرفته است.

مواد و روش‌ها

مقدار انرژی قابل برداشت

با استفاده از روابط نظری می‌توان درکی از میزان انرژی قابل برداشت توسط سنسور پیژوالکتریک حین راه رفتن ارائه نمود. در صورتی که فرض کنیم پا هنگام قرار گرفتن روی زمین با شتاب g به زمین نزدیک می‌شود، و جرمی معادل یک ششم جرم بدن را برای پا در نظر بگیریم که با قرار گرفتن روی مبدل باعث جابجایی در حد ۲ میلی‌متر در سنسور شود (۱۰)(۱۱)، کار تحویل شده توسط پا به سنسور برای یک فرد ۶۰ کیلوگرمی از رابطه (۱) قابل محاسبه است:

$$W = P \cdot d =$$

$$(10Kg) \left(9.8 \frac{m}{sec^2}\right) (0.002m) \left(\frac{1step}{sec}\right) = 196mW \quad (1)$$

در نظر گرفتن جرمی معادل یک ششم جرم بدن برای این حرکت، بر اساس اعمال نیروهای استاندارد به مبدل و مقایسه

از طریق پوست آزاد می‌شود، وجود دارد. اگر تنها درصدی از این مقادیر قابل برداشت و تبدیل به انرژی الکتریکی باشد امکان تأمین انرژی مورد نیاز ابزارهای الکترونیکی-پزشکی با مصارف بسیار پایین امکان‌پذیر خواهد بود (۴). با توجه به مقادیر محاسبه شده، بیشترین پتانسیل انرژی قابل برداشت در حرکت‌های مکانیکی بدن وجود دارد. برداشت‌کننده‌های مکانیکی برای استفاده از این انرژی‌ها، در سه گروه اصلی الکترواستاتیک، الکترومگنتیک و پیژوالکتریک دسته‌بندی می‌شوند. با حفظ شرایط و ابعاد برابر برای برداشت‌کننده‌های مکانیکی راندمان آن‌ها و میزان انرژی قابل برداشت به صورت تئوری و عملی مورد بررسی قرار گرفته است (۳) که در جدول ۱ مشاهده می‌شود.

جدول ۱. مقایسه‌ی انرژی قابل برداشت از نظر تئوری و به صورت عملی برای برداشت‌کننده‌های مکانیکی (۳)

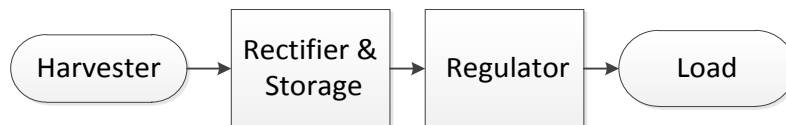
نوع برداشت‌کننده	تئوری (میلی ژول بر سانتی متر مکعب)	آزمایشگاهی (میلی ژول بر سانتی متر مکعب)
الکترواستاتیک	۴۴	۴
الکترومگنتیک	۴۰۰	۲۴/۸
پیژوالکتریک	۳۳۵	۳۵/۴

با توجه به جدول ۱ در آزمایش‌های عملی، امکان برداشت انرژی توسط مبدل پیژوالکتریک با راندمان بالاتری فراهم شده است. در سال ۱۹۹۸ کسب انرژی از حرکت راه رفتن برای اولین بار توسط Kymissis و همکاران بررسی شده است (۵). در این پژوهش با استفاده از برداشت‌کننده پیژوالکتریک ۱/۲ میلی‌وات انرژی از راه رفتن برداشت شده است. در سال ۲۰۰۱ شنک و پارادیسو دو برداشت‌کننده پیژوالکتریک یکی از نوع سرامیکی و دیگری از نوع پلیمری را جهت برداشت انرژی با یکدیگر مقایسه کرده‌اند. پیژوالکتریک پلیمری به علت انعطاف‌پذیری بالا و نوع سرامیکی به دلیل راندمان بهتر مورد توجه قرار گرفته‌اند (۶). Niu و همکاران امکان برداشت انرژی از حرکات مکانیکی در مفاصل پا را بررسی کرده‌اند (۷). در سال ۲۰۰۹ انرژی برداشت شده از طریق فشار پا بر روی زمین در افراد با جرم‌های مختلف بررسی شده و نشان داده شده که میزان انرژی به دست آمده در برداشت انرژی از بدن انسان به شرایط فیزیکی افراد وابسته

میلیوات را داشت. در عمل بزرگ بودن میزان تلفات مکانیکی در چنین سیستمی امکان کسب توانی بسیار کمتر را فراهم می‌کند، اما این محاسبات دست بالا حداقلدیدی اولیه را در مورد حدود توان مورد انتظار ارائه می‌نماید.

مدار برداشت انرژی

شکل ۱. دیاگرام بلوکی سیستم کسب انرژی مبتنی بر پیزوالکتریک که در این تحقیق توسعه داده شد را ارائه می‌نماید.



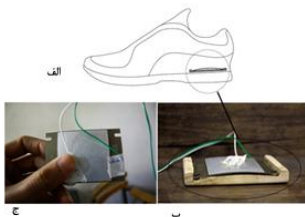
شکل ۱. دیاگرام بلوکی سیستم کسب انرژی مبتنی بر پیزوالکتریک

شرکت Face International در کشور آمریکا است، خریداری و مورد استفاده قرار گرفت. جدول ۱ برخی مشخصات مهم Thunder و شکل ۲ تصویری از پیزوالکتریک و نحوه اتصال به آن را نشان می‌دهند.

جدول ۲. مشخصات مبدل پیزوالکتریک استفاده شده با نام تجاری

Thunder

پارامتر مربوطه	مقدار پارامتر
ولتاژ پیک به پیک	۴۵۰ ولت
ظرفیت	نانوفاراد ۷۷
جرم	۱۶/۳ گرم
ابعاد (استراحت)	$۵۱/۸۲ \times ۷۵/۸۲$ میلی‌متر
ابعاد (فشرده)	$۵۱/۸۲ \times ۷۶/۲$ میلی‌متر
انحنا	۴/۲۴ میلی‌متر
حداکثر نیروی مجاز	۱۳۴ نیوتن



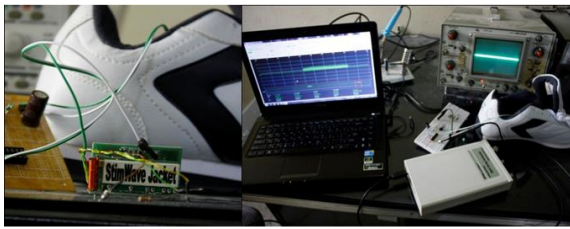
شکل ۲. الف) نحوه استقرار پیزوالکتریک در کفش (ب) بستر فراهم شده جهت استقرار و حفاظت از پیزوالکتریک (ج) محل اتصال الکترودها به پیزوالکتریک جهت انتقال انرژی

خروجی سنسور با شرایط واقعی راه رفتن، در همین تحقیق بدست آمد. مبدل‌های معمول به صورت یک صفحه دارای انحنا هستند که در اینجا ارتفاعی برابر ۲ میلی‌متر برای آن در نظر گرفته شده و قرار گرفتن پا روی آن باعث صاف شدن این صفحه می‌شود. در یک تخمین دست بالا، اگر فرض کنیم که تلفاتی وجود نداشته باشد و کل این انرژی به مبدل تحویل شود، و از سوی دیگر راندمانی در حدود ۱۰ درصد را برای مبدل در نظر بگیریم، می‌توان انتظار حداکثر توان الکتریکی در حد ۱۹

در یک نگاه، سیستم برداشت انرژی طراحی شده شامل سه بخش اصلی مبدل انرژی، ذخیره‌کننده انرژی و تنظیم‌کننده ولتاژ برای مصرف‌کننده است.

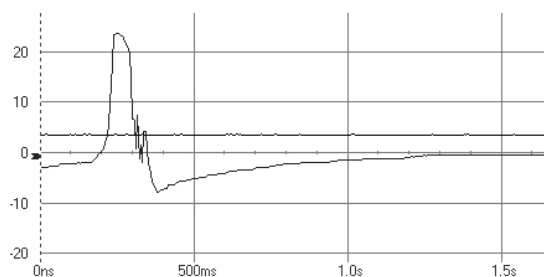
مبدل‌های پیزوالکتریک پلیمری انعطاف پذیری بالایی داشته و از این رو آسیب کمتری در زمان راه رفتن خواهد دید اما راندمان آن‌ها در مقایسه با پیزوالکتریک‌های سرامیکی بسیار کمتر است. در این تحقیق از پیزوالکتریک نوع سرامیکی استفاده شد که درون یک کفش قرار گرفته‌است. میزان انعطاف‌پذیری کفش در انتقال نیرو به مبدل پیزوالکتریک تأثیرگذار می‌باشد. از طرفی توان قابل برداشت در سرعت‌های بالاتر از راه رفتن جهت بررسی و مقایسه میزان انرژی تولیدی و البته استفاده پزشکی - توانبخشی از این کفش باعث شده است تا از کفش ورزشی با کفی نرم استفاده شود. نکته مهم فارغ از نوع کفش این است که مبدل دارای محدودیت انحنا می‌باشد که با قرار گرفتن در بستر تهیه شده شکل ۲ از آسیب‌دیدگی آن جلوگیری شده و می‌تواند در انواع کفش‌ها مورد استفاده قرار گیرد.

برداشت‌کننده‌زیر پاشنه پا قرار داده شده و در نتیجه انعطاف بالایی مورد نیاز نبوده است. با جستجو در بین محصولات تولیدکنندگان مبدل‌های پیزوالکتریک که برای تبدیل انرژی مناسب باشند، مبدلی با نام تجاری Thunder که تولید



شکل ۳. (الف) برخی تجهیزات استفاده شده در آزمایشگاه (ب) کفش حاوی برداشت کننده و مدار برداشت انرژی و مصرف کننده

در هر گام برداشت، مبدل پیزوالکتریک شکل موجی دوسویه تولید می‌کند. شکل ۴ ولتاژ خروجی ثبت شده حاصل از گام برداشتن یک فرد ۶۰ کیلوگرمی را نشان می‌دهد که در آن اسکوپ روی حالت 10x قرار دارد، و بنابراین ولتاژ خروجی مبدل در حالت مدار باز به حدود ۲۵۰ ولت می‌رسد. به منظور استفاده از این سیگنال به عنوان منبع انرژی، خروجی مبدل به یک یک‌سوساز به صورت پل دیودی با تلفات کم (در حد یک میکرووات) تحویل داده شد.



شکل ۴. سیگنال ایجاد شده از نیروی اعمالی پاشنه یک فرد ۶۰ کیلوگرمی (پروب در حالت ۱۰x قرار دارد)

نیز کم و مناسب است. توان یک خازن با استفاده از رابطه (۲) قابل محاسبه است:

$$P = \left(\frac{1}{2}\right) CV^2 \quad (2)$$

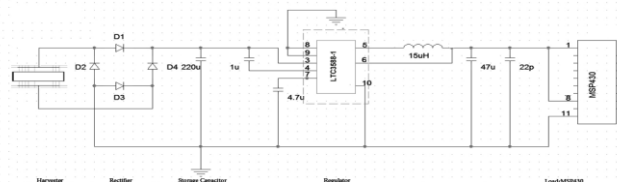
که در آن، P توان خازن، C ظرفیت خازن و V ولتاژ خازن است. بنابراین مقدار خازن تعیین کننده میزان افزایش ولتاژ در هر بار گام برداشتن است. این مقدار از یکسو باید بزرگ باشد تا پس از چندین گام امکان راه‌اندازی مدارهای مصرف کننده فراهم شود و از سوی دیگر باید کوچک باشد تا ولتاژ خازن در طول زمان از حد مجاز آن که عموماً به ده‌ها ولت می‌رسد بیشتر نشود. در شرایط یکسان با اعمال نیروی ۱۰۰ نیوتونی به برداشت کننده، خازن‌هایی با ظرفیت‌های ۱۰۰۰ میکروفاراد، ۲۲۰ میکروفاراد و ۱۰۰ میکروفاراد به عنوان ذخیره کننده انرژی تولید شده، مورد استفاده و مقایسه قرار گرفتند (نمودار ۲).

این مبدل پیزوالکتریک از یک لایه زیرکوانات تیتانیم ساخته شده که توسط دو لایه چسبنده پلیمری احاطه شده است. این لایه‌ها خود توسط دو لایه آلومینیومی پوشانده شده‌اند. برای جلوگیری از انحنای معکوس پیزوالکتریک در هنگام اعمال نیرو برداشت کننده بر روی یک ورق چوبی مستحکم قرار داده شد. کفش مورد استفاده در این پژوهش یک کفش ورزشی تولید شرکت Nike به شماره ۴۱ با کفی نرم مناسب جهت پیاده‌روی می‌باشد. کفش ذکر شده به همراه محل قرار گرفتن پیزوالکتریک در شکل ۳ مشخص شده است. در حالت استراحت مبدل، انحنایی به ارتفاع ۴/۲۴ میلی‌متر داراست. انحنای مذکور در زمان اعمال نیرو کاسته شده و پیزوالکتریک فشرده می‌گردد. برای فراهم کردن شرایط مناسب عملکرد پیزوالکتریک یک سمت آن کامل ثابت شده و سمت دیگر آن جهت تغییر طول به هنگام اعمال نیرو آزاد می‌باشد.

سیگنال تولید شده توسط مبدل پس از یک‌سوسازن بایستی ذخیره گردد. با توجه به کوچک بودن توان تحویلی در هر گام، و اهمیت ابعاد کوچک و وزن ذخیره‌کننده انرژی، استفاده از باتری‌های قابل شارژ مناسب نیست و ابرخازن‌ها و خازن‌های کم تلفات، گزینه‌های مناسب‌تری هستند. اما ابرخازن‌ها نیز محدودیت تعداد بار شارژ شدن دارند که در حد چند میلیون بار است. با فرض استفاده از ابرخازنی با قابلیت شارژ مجدد ۱۰ میلیون بار که قرار باشد در هر روز ۸ ساعت با فرکانس ۱ هرتز (نرخ گام برداشتن) شارژ گردد، این ابرخازن روزانه ۲۸۸۰۰ بار شارژ می‌شود، و در کل به مدت تنها ۳۴۷ روز قابل استفاده خواهد بود. این محدودیت باعث شد که در این مطالعه از خازن‌های معمولی کم تلفات استفاده شود. خازن‌های معمولی را می‌توان بی‌نهایت بار شارژ و دشارژ نمود. وزن و حجم خازن‌ها

گرفتند. بارهای پسیو (در این جا چند مقاومت) توان تولیدی را در هر شرایطی مصرف می کنند، در صورتی که بارهای فعال تنها در صورت مطلوب بودن پیوسته توان و انرژی تولیدی، عملکرد درستی را ارائه می کنند. در این تحقیق به عنوان بار فعال از یک میکروکنترلر MSP430 ساخت شرکت Texas Instruments به شماره G2432 استفاده شد که هنگام فراهم شدن توان مناسب، فعال شده و سیگنال هایی با الگوهای خاص جهت اعمال تحریک الکتریکی تولید می کند. این میکروها از جهت مصرف کم و دارا بودن حالت های خواب متعدد معروف هستند. در حالت های خواب، بخش هایی از میکروکنترلر خاموش می شوند تا مصرف انرژی کمتر شود و تنها در صورت نیاز به آن بخش از میکروکنترلر، آن بخش روشن شده و بعد از پایان استفاده دوباره خاموش می شود. میکروکنترلر مورد استفاده در حالت های خواب، نیمه فعال و کاملاً فعال مورد آزمایش قرار گرفت. این میکروکنترلر توانی حدود ۰/۳۵ میکرووات، ۳۰ میکرووات و ۳۸۰ میکرووات را به ترتیب در حالت های خواب، نیمه فعال و کاملاً فعال مصرف می کند. با توجه به اینکه در شرایط واقعی بسته به کاربرد، المان های دیگری نیز در کنار میکرو وجود دارند که خود مصرف کننده انرژی نیز هستند، در این مطالعه نیز از المان هایی در کنار میکروکنترلر استفاده شد و توان مصرفی تا ۰/۹۵ میلی وات افزایش یافت. عملکرد مصرفی MSP430 بیش از ۱۰ مرتبه تحت نیرویی ثابت (۵۰، ۲۰، ۱۰ و ۱۰۰ نیوتنی) پس از شروع کار به مدت بیش از یک دقیقه آزمایش و ثبت شده است.

شکل ۵ مدار برداشت کننده انرژی را شامل مبدل، یک سوساز، خازن ذخیره کننده انرژی، رگولاتور و مصرف کننده نشان می دهد.



شکل ۵. نمای کل مدار برداشت کننده انرژی مبتنی بر مبدل پیزوالکتریک

در مرحله بعد، با توجه با ثابت نبودن ولتاژ خازن ذخیره کننده انرژی، لازم است از یک تنظیم کننده ولتاژ استفاده شود تا ولتاژ ثابتی برای مدارهای مصرف کننده فراهم گردد. اما تنظیم کننده های ولتاژ نیز خود مقداری از انرژی ذخیره شده را تلف می کنند و با توجه به کم بودن انرژی کسب شده، این تلفات اهمیت پیدا می کنند. در این تحقیق یک تنظیم کننده ولتاژ به نام LTC3588 از شرکت Linear Technology مورد استفاده قرار گرفت که ویژگی خاص آن تلفات بسیار پایین آن است. این مبدل برای عملکرد مناسب حداقل ولتاژ ۵ ولت را در ورودی لازم دارد و در این صورت خروجی PGOOD در آن فعال شده و خروجی بر روی ۳ ولت تنظیم می گردد.

مصرف کننده جهت بررسی و ثبت انرژی قابل برداشت تحت اعمال نیروی های مختلف، پس از راه اندازی سیستم و اطمینان از صحت عملکرد آن، به ازای اعمال هر یک از نیروهای ۱۰، ۲۰، ۵۰ و ۱۰۰ نیوتنی، آزمایش ۱۰ مرتبه تکرار شده و متوسط سیگنال ها و مقادیر ثبت شده، گزارش شده است. برای تست اولیه مدار از مقاومت های ۱۰۰ کیلو اهم، ۵۶ کیلو اهم و ۳۰ کیلو اهمی به عنوان مصرف کننده، در خروجی مدار برداشت انرژی استفاده شد. اما برای انجام دادن تست های واقعی تر، یک مدار پایه میکروکنترلی نیز به عنوان مصرف کننده مورد استفاده قرار گرفت. اغلب تجهیزات پزشکی شامل یک میکروکنترلر هستند که عمده اعمال کنترلی و محاسباتی را برعهده دارد.

با توجه به محدودیت انرژی کسب شده در این مطالعه، کم مصرف بودن سیستمی که قرار است انرژی عملکرد آن تأمین شود، اهمیت زیادی دارد. جهت بررسی صحت عملکرد سیستم، مصرف کننده ها در دو گروه فعال و پسیو مورد آزمایش قرار

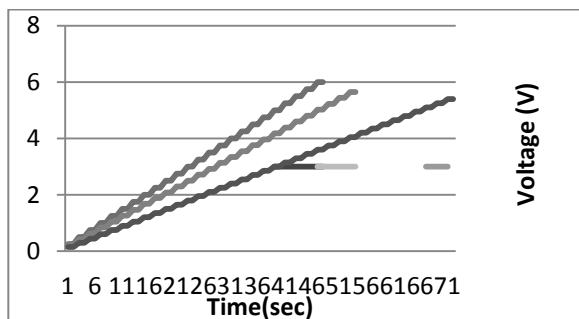
یافته ها

در این تحقیق یک سیستم برداشت انرژی حین راه رفتن مبتنی بر مبدل پیزوالکتریک توسعه داده شد و مورد آزمایش

قرار گرفت. بخشی از نیروی اعمالی توسط پاشنه پا بر روی زمین حین راه رفتن توسط این سیستم به انرژی الکتریکی

با توجه به نمودار ۱ ولتاژ تولیدی رابطه غیرخطی با نیروی اعمالی دارد. از سوی دیگر با توجه به شکننده بودن مبدل، امکان افزایش بیشتر نیروی اعمالی و تولید ولتاژ بیشتر وجود ندارد.

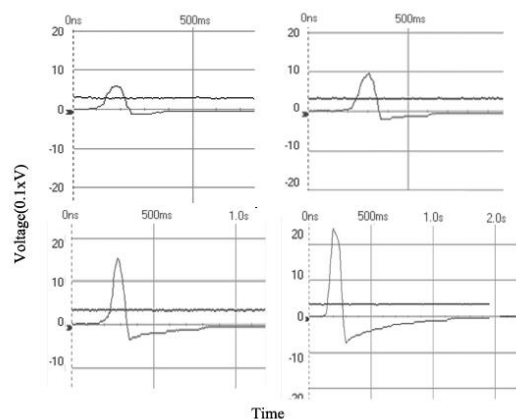
اعمال هر بار نیرو بر روی پیژوالکتریک باعث تحویل مقدار مشخصی انرژی الکتریکی می‌شود که پس از یک‌سوسازی ولتاژ سر مبدل، باعث افزایش ولتاژ روی خازن ذخیره‌کننده می‌گردد. نمودار ۲ این افزایش ولتاژ در گام‌های پیاپی را برای مقادیر مختلفی از خازن ذخیره‌کننده انرژی نشان می‌دهد. در هر بار اعمال نیرو بر برداشت‌کننده، ولتاژ سر خازن به طور متوسط 0.3 ولت افزایش می‌یابد. با توجه به حداقل ولتاژ لازم 5 ولت برای عملکرد صحیح تنظیم‌کننده ولتاژ، به صورت اولیه حدود 40 ثانیه (40 گام) زمان نیاز است تا تنظیم‌کننده ولتاژ عمل نموده و توان به مصرف‌کننده منتقل گردد.



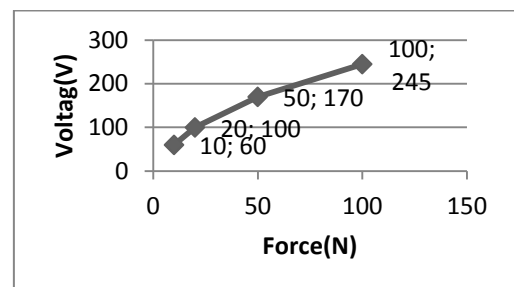
نمودار ۲. افزایش ولتاژ خازن ذخیره‌کننده انرژی در هر بار گام برداشتن به ازای سه مقدار مختلف خازن به ترتیب از بالا به پایین 1000 ، 220 و 100 میکروفاراد

توان قابل برداشت توسط سیستم بدون تنظیم‌کننده ولتاژ، با در نظر گرفتن یک بار مقاومتی به عنوان مصرف‌کننده، اندازه‌گیری شد که برابر 0.85 میلی‌وات به دست آمد. اما با وجود تنظیم‌کننده ولتاژ، توان خروجی کل سیستم به ازای سه مقدار جابجایی ایجاد شده در مبدل، اندازه‌گیری شد که نتایج در نمودار ۳ ارائه شده است.

تبدیل می‌شود تا توان لازم برای راه‌اندازی یک مدار الکترونیکی با کاربرد مراقبتی یا توانبخشی را فراهم نماید. در وهله اول، نیروهای مختلف 10 تا 100 نیوتن به مبدل پیژوالکتریک اعمال گردید و ولتاژ مبدل بدون بار اندازه‌گیری شد. مطابق نمودار ۱ و شکل ۶ ماکزیمم ولتاژ حاصل از مبدل پیژوالکتریک به ازای اعمال نیروی 10 نیوتنی حدود 60 ولت است و با افزایش نیرو تا 100 نیوتن به 250 ولت می‌رسد. مقایسه این نتایج با شکل ۴ مربوط به نیروی اعمالی پاشنه پای یک فرد 60 کیلوگرمی، نشان می‌دهد که حداکثر ولتاژ تولیدشده حین گام برداشتن چنین فردی معادل اعمال نیروی 100 نیوتنی است.



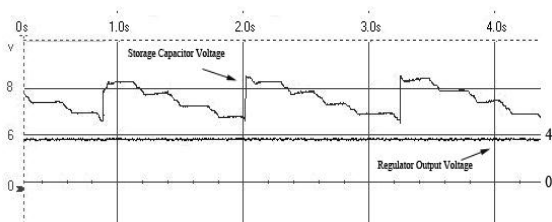
شکل ۶ شکل موج ولتاژ ثبت‌شده از مبدل در شرایط اعمال نیروهای 10 ، 20 ، 50 و 100 نیوتنی در شرایط بی‌باری



نمودار ۱. حداکثر ولتاژ ثبت‌شده از مبدل در شرایط اعمال نیروهای مختلف در شرایط بی‌باری

با توجه به نمودار ۴ توان قابل برداشت به ازای نرخ گام برداشتن ۲ بار در ثانیه، بیش از دو برابر مقدار قابل برداشت به ازای نرخ ۱ بار در ثانیه است.

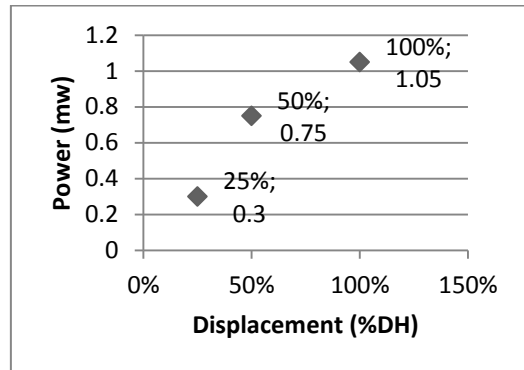
میکروکنترلر MSP430 به عنوان مصرف‌کننده فعال برای این سیستم برداشت انرژی مورد استفاده قرار گرفت. برنامه‌ای در این میکروکنترلر نوشته شد که با زمان‌بندی مشخص فرمان تولید پالس‌های تحریک الکتریکی فرضی را تولید نماید. بدیهی است که مصرف‌کننده توانی را به صورت پیوسته مصرف می‌نماید، اما برداشت انرژی در هر گام اتفاق می‌افتد. شکل ۷ تغییرات ولتاژ روی خازن ذخیره‌کننده انرژی را نشان می‌دهد. در هر گام این ولتاژ افزایش می‌یابد، و بعد تا گام برداشتن بعدی به مرور کاهش می‌یابد. روند کاهش ولتاژ نیز چند جهش را نشان می‌دهد. این جهش‌ها لحظاتی هستند که میکروکنترلر به حالت فعال در آمده تا پالس‌های کنترلی را تولید نماید. در باقی لحظات، اگر چه زمان‌بندی با استفاده از تایمرهای میکروکنترلر در حال انجام است، اما بخش‌های دیگر میکرو در حالت خواب هستند و مصرف میکروکنترلر به طور قابل توجهی کمتر است. شکل ۷ نشان می‌دهد که تعادل مناسبی بین توان کسب‌شده و توان مصرفی برقرار شده است.



شکل ۷. ولتاژ خازن ذخیره‌کننده انرژی در حین گام برداشتن و عملکرد میکروکنترلر به عنوان مصرف‌کننده

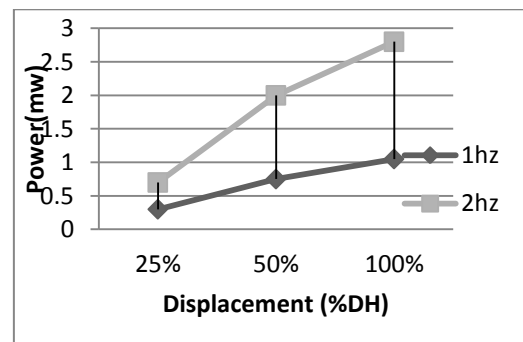
بحث

در این پژوهش با توسعه یک مدار ساده برداشت انرژی، نشان داده شد که امکان برداشت انرژی از نیروی اعمال شده توسط پاشنه پا روی زمین، با استفاده از یک مبدل پیزوالکتریک وجود



نمودار ۳. توان قابل تحویل توسط کل سیستم به ازای اعمال نیروی ۱۰۰ نیوتن با فرکانس یک هرتز و جابجایی‌های مختلف در سنسور

مطابق نمودار ۳ در صورت اعمال نیرو ۱۰۰ نیوتنی و فشردگی ۱۰۰٪ به پیزوالکتریک، ۱/۰۵ میلی‌وات توان قابل تحویل به مصرف‌کننده خواهد بود. برای حفاظت از برداشت‌کننده پیزوالکتریک و جلوگیری از شکسته‌شدن آن، در سایر بخش‌های این تحقیق، مقدار جابجایی مبدل برابر ۵۰٪ مقدار ماکزیمم در نظر گرفته شد که در این شرایط توانی حدود ۰/۷۵ میلی‌واترا می‌توان به مصرف‌کننده تحویل داد. سرعت راه رفتن فرد یا به عبارتی دیگر فرکانس تحریک پیزوالکتریک نیز به عنوان پارامتری تأثیرگذار در مقدار برداشت انرژی مورد مطالعه و اندازه‌گیری قرار گرفت. در نمودار ۴ مقدار توان قابل برداشت در دو فرکانس ۱ و ۲ هرتز مقایسه گردیده‌اند.



نمودار ۴. توان برداشت‌شده در فرکانس‌های مختلف راه رفتن

دارد. این انرژی ذخیره شده و با استفاده از یک تنظیم‌کننده ولتاژ بسیار کم‌مصرف، برای تأمین انرژی یک مدار پایه میکروکنترلری مورد استفاده قرار گرفته است. اندازه‌گیری‌ها نشان داد که با استفاده از سیستم توسعه یافته، امکان برداشت توانی در حد $0/85$ میلی‌وات تنها از یک مبدل وجود دارد. بدیهی است که با قرار دادن مبدل دوم در کفش دیگر، امکان برداشت انرژی دو برابر وجود خواهد داشت. همچنین می‌توان از چند لایه از مبدل روی هم استفاده نمود که باعث چند برابر شدن توان برداشتی خواهد شد.

در پژوهش‌های دیگری، برای کسب انرژی از حرکت مفصل پا (۳) یا فشار زیر انگشت شست پا استفاده شده بود که انرژی کسب‌شده به مراتب کمتر از نتیجه این تحقیق بوده است (به ترتیب ۳۰ و ۵۰ میکرووات). برخی پژوهش‌ها تنها به بررسی نظری موضوع پرداخته‌اند (۵) و یا تنها نیروی اعمالی را فارغ از شرایط ارگونومیکی بدن در نظر گرفته‌اند (۸). Shenck و Paradiso (۶) از پیژوالکتریک‌های پلیمری استفاده کردند که راندمانی به مراتب کمتر دارند، به طوری که برای کسب توانی برابر $1/2$ میلی‌وات، ۱۶ لایه برداشت‌کننده مورد استفاده قرار گرفته است. در بعضی مطالعات قبلی شرایط انجام آزمایش دور از شرایط واقعی بوده است، برای مثال در تحقیقی از جک هیدرولیک برای اعمال نیرو به مبدل استفاده شده (۱۳) یا در فرکانس اعمال نیرو ۸۰ هرتز (۱۴) در نظر گرفته شده است. در برخی پژوهش‌ها توان مورد نیاز جهت راه‌اندازی سیستم در سرعت طبیعی راه رفتن فراهم نشده است (۹) به گونه‌ای که جهت رسیدن به توان مورد نیاز سرعت گام برداشتن، ۴ گام در ثانیه (چهار هرتز) در نظر گرفته شده که دور از واقعیت است. در بسیاری از پژوهش‌ها هدف، تأمین انرژی یک تجهیز الکترونیکی است (۳) مانند شارژ کردن تلفن همراه از طریق گام برداشتن و یا حرکت زانو. غیر ارگونومیک بودن این

روش‌ها و عدم در نظر گرفتن شرایط طبیعی بدن نقطه ضعفی است که نمی‌توان از آن چشم‌پوشی کرد. اعمال نیرویی بیش از حد در حرکت زانو جهت تولید انرژی بیشتر و یا استفاده از کفش با ارتفاع پاشنه زیاد (۱۵) در کاربرد ممکن است باعث آسیب شود. مفاصل از محل‌های حساس و بسیار آسیب‌پذیر می‌باشند بنابراین کسب انرژی از آنها به طور مستقیم (۱۶) مناسب ارزیابی نمی‌شوند. در تحقیقی، برداشت‌کننده در کوله‌پشتی مورد استفاده قرار گرفته است (۱۷) که این روش نیز به دلیل استفاده از قطعات مکانیکی زیاد، سنگین بودن و عدم استفاده همیشگی البته پایین بودن توان قابل برداشت مطلوب ارزیابی نشده است. اما در این مطالعه کسب توان $0/85$ میلی‌وات در شرایط واقعی دارای اهمیت است. در تمامی مطالعات قبلی، توان کسب‌شده به بار پسیو تحویل و اندازه‌گیری شده است.

در این پژوهش یک مدار الکترونیکی فعال تغذیه شده که مانند همه مدارهای واقعی، توان مصرفی ثابتی ندارد و از سوی دیگر، کاهش لحظه‌ای توان تحویلی هم می‌تواند باعث اختلال در عملکرد آن شود. روش به کار گرفته شده در این پژوهش مبتنی بر به حالت خواب رفتن مصرف‌کننده و فعال شدن آن در زمان نیاز به عنوان روشی بهینه جهت کاهش مصرف می‌تواند مورد توجه قرار گیرد که از دیگر نکات متمایز این تحقیق است.

با قرار دادن مبدل دوم در کفش دیگر، امکان برداشت انرژی دو برابر وجود خواهد داشت. همچنین می‌توان از چند لایه از مبدل روی هم استفاده نمود که باعث چند برابر شدن توان برداشتی خواهد شد. روش ارائه شده در این پژوهش توانایی تأمین انرژی مورد نیاز را برای بسیاری از ابزارهای مراقبتی برای سالمندان و ناتوانان، و یا برخی ابزارهای توانبخشی دارا است و این نوید را به همراه دارد که بتوان این‌گونه ابزارها را

نظر قرار دادن قابلیت‌های حرکتی آنان، دارای اهمیت و قابل بررسی است.

بدون نیاز به استفاده از باتری و تنها با برداشت انرژی از بدن مورد استفاده قرار داد.

محدودیت‌ها

میزان توان قابل برداشت از بدن هنوز در حدی نیست که بتواند توان مورد نیاز برای گستره وسیعی از ابزارهای مراقبتی و توانبخشی را پوشش دهد. برای تحقق این موضوع علاوه بر نوآوری در انتخاب مناسب محل و نحوه کسب انرژی، به پیشبرد تکنولوژی ساخت مبدل‌ها نیاز است که متأسفانه در داخل کشور محدودیت‌های زیادی از این بابت وجود دارد. از سوی دیگر برداشت انرژی از بدن به صورت درازمدت می‌تواند اثرات نامطلوبی بر بدن داشته باشد. برای مثال در این تحقیق نیروی اعمال شده به مبدل در کف پا در هر بار گام برداشتن امکان آسیب‌های مفصلی را مطرح می‌سازد که قابل بررسی است، ضمن اینکه محدودیت‌هایی را در کسب حداکثری انرژی از بدن اعمال خواهد کرد.

تشکر و قدردانی

نویسندگان از همکاری خوب مسوولین محترم آزمایشگاه گروه فیزیک دانشگاه اصفهان که امکان تست دقیق عملکرد سیستم را فراهم نمود و همینطور آقای نوید شهریاری که در تهیه مبدل کمک نمودند، کمال تشکر را دارند.

نتیجه‌گیری

در این تحقیق با طراحی و پیاده‌سازی یک سیستم برداشت انرژی از بدن انسان، نشان داده شد که امکان تامین انرژی سیستم‌های الکترونیکی با کاربردهای مراقبتی و توانبخشی از خود بدن و بی‌نیاز شدن از باتری‌ها و تعویض یا شارژ مکرر آنها برای سیستم‌های کم مصرف وجود دارد.

پیشنهادها

این تحقیق یکی از نخستین گام‌ها در داخل کشور برای استفاده از انرژی بدن برای تامین انرژی سیستم‌های مراقبتی و توانبخشی بوده است. با توجه به رویکرد جهانی به این موضوع در طول دهه گذشته، به نظر می‌رسد که نسل جدید ابزارهای پزشکی از این تکنولوژی بهره‌مند خواهند بود و در نتیجه پیشبرد این تکنولوژی در داخل کشور دارای اهمیت است. در این تحقیق، با استفاده از یک مبدل پیزوالکتریک که کف کفش تعبیه شد، امکان کسب ۰/۸۵ میلی‌وات توان فراهم گردید. قرار دادن مبدل دوم در کفش دیگر، امکان برداشت انرژی دو برابر را فراهم می‌کند و همچنان استفاده از چند لایه مبدل بر روی هم باعث چند برابر شدن توان برداشتی خواهد شد. پیشنهاد می‌شود در مطالعات آینده این تکنیک‌ها بصورت عملی مورد بررسی قرار گیرند. کسب انرژی از حرکات دیگر بدن، با مد

References

- 1- Watkins C, Shen B, Enkatasubramanian RV. Low-grade-heat energy harvesting using superlattice thermoelectrics for applications in implantable medical devices and sensors. 24th International Conference on ICT 2005 (Clemson); 265-7.
- 2- Cinquin P, Gondran C, Giroud F, Mazabrard S, Pellissier A, Boucher F, et al. A Glucose BioFuel Cell Implanted in Rats. PLoS One 2010; 5: e10476.
- 3- Romero E, Warrington RO, Neuman MR. Energy scavenging sources for biomedical sensors. Physiol Meas 2009; 30(9): R35-62.
- 4- Starner T. Human powered wearable computing. IBM System Journal 1996; 35(3.4): 618 - 29.
- 5- Kymissis K, Kendall C, Paradiso J, Gershenfeld N. Parasitic power harvesting in shoes. Proceedings of the Second International Symposium on Wearable Computers (Pittsburgh) 1998; 132-9.
- 6- Shenck NA, Paradiso J. Energy scavenging with shoe-mounted piezoelectric. IEEE Micro 2001; 21(3): 30-42.

- 7- Niu P, Chapman P, Riemer R, Zhang X. Evaluation of motions and actuation methods for biomechanical energy harvesting. PESC 2004; 3: 2100–6.
- 8- Jia D, Liu J. Human power-based energy harvesting strategies for mobile electronic devices. Frontiers of Energy and Power Engineering in China 2009; 3(1): 27–46.
- 9- Rocha JG, Gonçalves LM. Energy Harvesting From Piezoelectric Materials Fully Integrated in Footwear. IEEE Transduction on Industrial Electronic 2010; 57(3): 813 – 819
- 10- Face International Corporation. Available from: <http://www.prestostore.com/cgi-bin/pro23.pl?ref=thunderonline&pg=17412>
- 11- Mossil K. M, Bishop R. P. Characterization of different types of high performance THUNDERTM actuators. Smart materials technologies 1999; 3675: 43-52.
- 12- Wei X, Liu J. Power sources and electrical recharging strategies for implantable medical devices. FrontEnergy Power Eng China 2008; 2(1): 1–13.
- 13- Antaki JF, Bertocci GE, Green EC, Nadeem A, Rintoul T, Kormos RL, et al. A gait-powered autologous battery charging system for artificial organs. ASAIO 1995; 41(3): M588–95.
- 14- Ahmad R, Hashim MH. Development of Energy Harvesting Device using Piezoelectric Material. Proceeding of the 4th International Conference on Modeling Simulation and Applied Optimization (ICMSAO) 2011: 1-6.
- 15- Starner T, Paradiso JA. Human generated power for mobile electronics. In: Piguat C. editor. Low-Power Electronics Design. Boca Raton: CRC Pres; 2004.
- 16- Renaud M, Fiorini P, van Schaijk R, van Hoof C. Harvesting energy from the motion of human limbs: the design and analysis of an impact-based piezoelectric generator. Smart Mater. Struct. 2009; 18(3): 0035001.
- 17- Feenstra J, Granstrom J, Sodano H. Energy harvesting through a backpack employing a mechanically amplified piezoelectric stack Mech. Syst. Signal Process 2008; 22: 721–34.
- 18- Platt S R, Farritor S, Garvin K, Haider H. The use of piezoelectric ceramics for electric power generation within orthopedic implants IEEE/ASME Trans. Mechatronics 2005b; 10: 455–61.
- 19- Wang J B, Wang W Y, Jewell G W, Howe D. A low-power, linear, permanent-magnet generator/energy storage system. IEEE Trans. Ind. Electron 2002; 49(3): 640–648.
- 20- Kendall CJ. Parasitic Power Collection in Shoe-Mounted Devices. BS thesis, Dept. of Physics and MIT Media Laboratory, Massachusetts Institute of Technology, Cambridge, MA, June 1998.
- 21- Yang B. Efficient energy harvesting from human motion using wearable piezoelectric shell structures. Proceeding of the 16th International Conference of Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems. 2011; 2646 – 2649.

Harvesting of energy from Human Walking with a piezoelectric transducer to supply a medical instrument

Mostafa Fakhar¹, Amin Mahnam*, Mehdi Edrisi²

Original Article

Abstract

Introduction: the current state-of-art in designing electronic circuits in very small size and with very low power consumption has led to the development of wearable and implantable medical devices. However, the electronic circuits need power supply that is usually provided by relatively large and heavy batteries. The discharged batteries have to be replaced or recharged for the long time operation of the circuits. A new promising approach to overcome these limitations is to harvest the required power from the human body itself.

Materials and Methods: In this study, a harvesting system which implements a high performance piezoelectric transducer in the shoe was developed and evaluated for supplying the power required by a basic electronic circuit as a model of a wearable medical device.

Results: The developed system was able to harvest 0.8mw of steady power with the use of only one piezoelectric transducer. The power was used to supply a basic micro-controller based electronic system steadily without the need for any batteries.

Conclusion: The results demonstrate that low power monitoring or rehabilitation instruments may be supplied without batteries by harvesting the available energy in the walking process.

Keywords: Energy harvesting, Human walking, Piezoelectric Transducer, Wearable Medical Devices

Citation: Fakhar Mostafa, Mahnam Amin, Edrisi Mehdi. **Harvesting of energy from Human Walking with a piezoelectric transducer to supply a medical instrument.** J Res Rehabil Sci 2013; 9(4): 693-704.

Received date: 10/6/2013

Accept date: 18/2/2013

*Assistant Professor, Department of Biomedical Engineering, University of Isfahan, Isfahan, Iran (Corresponding Author) Email: mahnam@eng.ui.ac.ir

1- MSc, Department of Biomedical Engineering, University of Isfahan, Isfahan, Iran

2- Assistant Professor, Department of Electrical Engineering, University of Isfahan, Isfahan, Iran