Islamic Azad University , Shiraz Branch
نشریه تحلیل مدارها، داده ها و سامانه ها
Journal of Circuits, Data and Systems Analysis
sanad.iau.ir/journal/jcdsa

Energy harvesting from diaphragm muscle using piezoelectric specification

Sepehr Khalafzadeh[1], Farshad Pesaran[2*], Nabiollah Shiri[3]

[1] Department of Electrical Engineering, Shiraz Branch, Islamic Azad University, Shiraz, Iran
V.khalafzadeh@gmail.com
[1] Department of Electrical Engineering, Shiraz Branch, Islamic Azad University, Shiraz, Iran
farshad.pesaran@iau.ac.ir
[1] Department of Electrical Engineering, Shiraz Branch, Islamic Azad University, Shiraz, Iran
na.shiri@iau.ac.ir

Abstract: One of the most important applications of bioelectronics is to improve health and increase the lifespan of people through implantable devices. These types of equipment become more important and find more applications day-by-day. To improve the performance and lifetime of these equipment inside the body, they must have a stable energy supply. Batteries can save energy, but they must be replaced by passing the time, and this causes resurgery and extra costs for the patient. In this regard, many efforts have been made to supply this needed energy from inside the body. In this research, a new method for harvesting energy from the contraction movement of the diaphragm muscle is presented. In this method, a mechanical structure is used that transfers the energy from the diaphragm movement to the piezoelectric layer through a silicon spring. The piezoelectric layer stores the harvested energy in the electrical form.

Keywords: Implantable devices, energy harvester, diaphragm, respiratory, piezoelectric.

JCDSA, Vol. 2, No. 5, Spring 2024	Online ISSN: 2981-1295	Journal Homepage: https://sanad.iau.ir/en/Journal/jcdsa
Received: 2024-02-08	Accepted: 2024-04-28	Published: 2024-06-11

CITATION

Khalafzadeh, S., et. al., *"Energy harvesting from diaphragm muscle based on piezoelectric specification"*, Journal of Circuits, Data and Systems Analysis (JCDSA), Vol. 2, No. 5, pp. 45-51, 2024.
DOI: 00.00000/0000

COPYRIGHTS

©2024 by the authors. Published by the Islamic Azad University Shiraz Branch. This article is an open-access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution 4.0 International (CC BY 4.0)
https://creativecommons.org/licenses/by/4.0

* Corresponding author

Extended Abstract

1- Introduction

One of the challenges in implantable devices is providing their required energy. From a long-term perspective, their batteries need to be replaced and recharged, so, researchers are presenting energy harvesting from the human body.

Energy harvesting is divided into outside the body (wearable), and inside the body (implantable). Chemical, mechanical, and thermal energy harvesting are popular mechanisms. Wearable electronics have problems like power consumption, high volume, and restriction, so, a flexible triboelectric nanogenerator was introduced.

As a thermal energy harvesting, a flexible three-dimensional spring-like thermoelectric device (S-TED) with double elastomeric layers and air gaps was presented. In vivo energy harvesting increases the lifetime of implantable medical devices, it is an attractive process and satisfies sources of power supply in low-power applications. The method of harvesting energy should be stable and permanent to exempt the patients from battery replacement surgery and reduce the costs and risks of re-surgery. The energy was stored from internal organs in the spring as an in vivo mechanical energy harvesting, a triboelectric nanogenerator harvests energy from the breathing and diaphragm, which is suitable for electrically stimulating different neuronal structures.

The piezoelectric nanogenerators are another in vivo energy harvesting method that is applicable for low-frequency movements. Piezoelectric materials are a sufficient way to directly transfer mechanical energy to electric energy, but in general, these types of equipment are facing important challenges that are addressed in this research.

Firstly, the efficiency of energy transformation needs to be improved, while balancing the energy harvesting efficiency and the relevant harvesting technology is an important challenge. Secondly, the verification of the long-term operation of the organism to achieve a symbiotic state, and the biocompatibility of the devices require a large number of animal experiments and clinical trials. As an energy harvester's application the stimulation of the vagus nerve helps the treatment of many diseases, such as obesity, neurological and mental diseases, and Alzheimer's. This equipment, like other equipment that can be placed in the body, needs a battery to provide its energy. Therefore, in this research, a biocompatible energy harvesting system is designed to provide the energy of this stimulant from diaphragm motion.

2- Methodology

In this study, the diaphragm muscle is chosen to harvest energy from it, because of its strength and constant movement. Also, from the implantable viewpoint, there is a suitable space around the diaphragm muscle for the harvester devices. Lead zirconate titanate (PZT) has good results in experimental evaluations in converting mechanical energy into electrical energy.

As a piezoelectric material, the PZT-8 satisfies the requirements of the proposed energy harvester, especially for in vivo and low-frequency movement. The diaphragm muscle in its relaxed state is convex and the contraction causes it to decrease and become an almost flat surface, this deformation causes a force to be applied to the piezoelectric layer.

3- Results and discussion

One of the factors that is very important in the design and construction of energy harvesters is how much electrical energy can be harvested from the muscle. In this article, we have investigated these issues and the mechanical changes and electrical outputs of the harvester To check the accuracy of the performance, the results are shown after 100 time periods. A graphical diagram of distributed voltage on the piezoelectric device is represented and the results confirm the performance of the presented model.

4- Conclusion

An energy harvester model is presented which is an implantable piezoelectric nanogenerator (IPENG). It harvests mechanical energy from the diaphragm muscle. Evaluations show that this harvester can provide satisfying energy for long-time usage and this feature presents the design as a long-life battery to prevent multiple battery replacement surgeries. The piezoelectric energy harvesting systems are compared with the presented structures, without harming the body. The results show that the proposed structure is suitable for supplying implantable medical devices.

Islamic Azad University , Shiraz Branch
نشریه تحلیل مدارها، داده ها و سامانه ها
Journal of Circuits, Data and Systems Analysis
sanad.iau.ir/journal/jcdsa

برداشت انرژی از ماهیچه دیافراگم با استفاده از خاصیت پیزوالکتریکی

سپهر خلف‌زاده[1]، فرشاد پسران[2*]، نبی‌اله شیری[3]

۱،۲،۳- گروه مهندسی برق، واحد شیراز، دانشگاه آزاد اسلامی، شیراز، ایران
(v.khalafzadeh@gmail.com, farshad.pesaran@iau.ac.ir, na.shiri@iau.ac.ir)

چکیده: یکی از مهمترین کاربردهای بیوالکترونیک بهبود سلامت و افزایش طول عمر افراد از طریق دستگاه‌های قابل جای‌گذاری در بدن است. این نوع تجهیزات روز به روز اهمیت و کاربرد بیشتری پیدا می‌کنند. برای بهبود عملکرد این تجهیزات و افزایش طول عمرشان در داخل بدن، باید منبع انرژی پایداری داشته باشند. باتری‌ها هرچند قابلیت ذخیره کردن انرژی را دارند، اما با گذر زمان نیاز به تعویض دارند که باعث تحمیل جراحی مجدد و هزینه اضافی به بیمار می‌شود. تلاش‌های زیادی برای تامین این انرژی مورد نیاز از داخل بدن صورت گرفته است. در این مقاله روش جدیدی برای برداشت انرژی از حرکت انقباضی عضله دیافراگم ارائه شده است. در این روش از یک ساختار مکانیکی استفاده شده که انرژی حاصل از حرکت دیافراگم را از طریق فنر سیلیکونی به لایه پیزوالکتریک منتقل می‌کند. لایه پیزوالکتریک انرژی را به‌صورت الکتریکی در خود ذخیره می‌کند.

واژه های کلیدی: دستگاه‌های کاشتنی، برداشت‌کننده انرژی، دیافراگم، تنفسی، پیزوالکتریک

نوع مقاله: پژوهشی
تاریخ ارسال مقاله: ۱۴۰۲/۱۱/۱۹ تاریخ پذیرش مقاله: ۱۴۰۳/۰۲/۱۰ تاریخ چاپ مقاله: ۱۴۰۳/۰۳/۲۲
DOI: 00.00000/0000

۱- مقدمه

دستگاه‌های کاشتنی در علم پزشکی روز به روز در حال گسترش هستند و کاربردی‌تر می‌شوند. اما این دستگاه‌ها قبل از کاشت در بدن نیاز به آزمایش‌های زیادی دارند تا محققین مطمئن شوند که آسیبی به بدن بیمار وارد نمی‌کنند. یکی از عواملی که باید از کارایی آن اطمینان حاصل شود بخش تامین انرژی این تجهیزات است. باتری‌ها این انرژی را تامین می‌کنند، اما دائمی نیستند و برای تعویض آنها نیاز به هزینه و جراحی دارند. برای حل این مشکل، محققان به این فکر افتادند که انرژی مورد نیاز این تجهیزات را با برداشت انرژی از بدن انسان تامین کنند. این کار دو مزیت دارد: اول اینکه نیاز به تعویض و جراحی مجدد ندارد و دوم اینکه تا زمانی که بدن انسان زنده است کار می‌کند. بدن موجودات زنده به خصوص بدن انسان چه در داخل و چه در خارج از بدن پتانسیل بالایی برای برداشت انرژی دارد. این تحقیق به بررسی و ارائه روشی برای برداشت انرژی از داخل بدن می‌پردازد. لذا بررسی اجمالی از برخی تحقیقاتی که تاکنون در این راستا انجام شده است، ارائه می‌شود. برداشت انرژی از بدن محدودیت‌هایی دارد و باید به آن‌ها دقت کرد که اولاً در حرکت لندام هدف اختلال ایجاد نکند و ثانیاً مواد تجهیز زیست سازگار[1] است یا نه. انرژی مکانیکی حاصل از حرکت اعضای داخلی بدن پتانسیل خوبی برای برداشت انرژی دارد.

در یکی از تحقیقات انجام شده، ساختار مارپیچی را پیشنهاد کرده‌اند که می تواند با استفاده از انرژی ذخیره شده در فنر، انرژی را از ضربان قلب برداشت کند [۱]. روش دیگر برای برداشت این انرژی، استفاده از نانو ژنراتور تریبوالکتریک[2] است که تلاشهای زیادی در این زمینه صورت گرفته است. یکی از کاربردهایی که برای خروجی این نوع برداشت‌گر بسیار مناسب است، تحریک ساختارهای عصبی مختلف است [۲]. در بین تمامی روش‌های برداشت انرژی، استفاده از مواد پیزوالکتریک بسیار رایج است که در این مقاله از یکی از این مواد استفاده می‌شود، زیرا برای برداشت انرژی از حرکات اندام‌های داخلی بدن با فرکانس پایین عملکرد خوبی دارند. مواد پیزوالکتریک به عنوان مواد هوشمند شناخته می‌شوند زیرا به راحتی می‌توانند انرژی مکانیکی را به انرژی الکتریکی و بالعکس تبدیل کنند. مزیت دیگر داشتن چگالی انرژی بالاتر نسبت به مبدل‌های دیگر مانند مواد تریبوالکتریک و الکترومغناطیسی است [۳-۵]. این ویژگی‌ها مواد پیزوالکتریک را از سایر مواد برای برداشت انرژی متمایز می‌کند. محققان روش های مختلفی را برای استفاده از مواد پیزوالکتریک در برداشت کننده‌های انرژی ارائه کرده‌اند. یکی از تحقیقاتی که در سال ۲۰۱۳ انجام شد، لایه‌ای از پیزوالکتریک را در لندام‌های داخلی (قلب، ریه ها و دیافراگم) گاو قرار داده و با تغییر ضربان قلب، خروجی‌های متفاوتی را گزارش کردند. در این تحقیق از مواد PZT استفاده شده‌بود [۶].

* نویسنده مسئول

[1] biocompatible
[2] triboelectric

یکی از اهداف برداشت انرژی، رفع نیاز وسایل پزشکی قابل کاشت به داشتن منبع انرژی خارجی است. یکی از این تجهیزات ضربان‌ساز است. در همین راستا، در سال ۲۰۱۹، گروهی از محققین ساختاری را پیشنهاد کردند که با استفاده از ساختار فنری شکل به صورت یکپارچه که بر روی سرهای[1] ضربان‌ساز قرار می‌گیرد و با برداشت نیروی حاصل از پمپاژ قلب، انرژی مورد نیاز دستگاه را تامین می‌کند. انرژی الکتریکی که از برداشت‌گرها به دست می‌آید ناشی از حرکت اندام‌های داخلی با فرکانس پایین است که خروجی را به صورت گسسته ارائه می‌کند. در همین راستا، گروهی از محققان در سال ۲۰۱۸ ساختاری را طراحی کردند که می‌تواند مستقیماً جریان DC تولید کند. آنها این ساختار را روی دیافراگم یک موش قرار دادند و توانستند دریافت ۲.۲ ولت DC را گزارش کنند [۷]. علی‌رغم تمام این تلاش‌ها، برداشت‌کننده‌های انرژی هنوز در مراحل ابتدایی خود هستند و قبل از استفاده در مقیاس وسیع باید مسائل زیادی را در نظر گرفت. یکی از مهم‌ترین مواردی که باید به آن توجه کرد طول عمر دستگاه است. همان‌طور که قبلا ذکر شد، یکی از دلایلی که در پس ایده برداشت‌کننده‌های انرژی وجود دارد، اجتناب از جراحی‌های مکرر برای تعویض باتری است، بنابراین تا زمانی که بیمار زنده است، دستگاه باید توانایی کار کردن را داشته‌باشد [۸].

چالش بعدی، زیست سازگاری است و موادی که این ویژگی را دارند باید استفاده شوند یا با پوششی که زیست سازگار است در داخل بدن قرار گیرند. طرف دیگر برداشت انرژی این است که چگونه و برای چه هدفی می‌توان از آن انرژی استفاده کرد. با فراگیرتر شدن استفاده از وسایل کاشتنی در بدن، نیاز به این نوع انرژی بیشتر می‌شود. یکی از کاربردهایی که قبلا مورد استفاده قرار گرفته است، تحریک عصب واگ است که برای درمان بیماری‌های مزمن مانند افسردگی، اختلالات دوقطبی و چاقی استفاده می‌شود [۹]. کاربرد دیگر، تسریع روند بهبودی استخوان‌های شکسته شده‌است [۱۰].

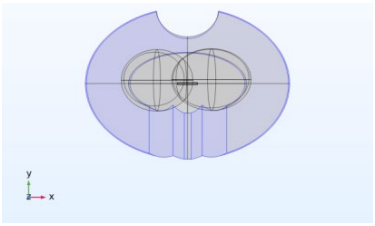
این مقاله سه بخش اصلی دارد که در بخش اول به بررسی روش پیشنهادی، نحوه شبیه‌سازی عضله دیافراگم، ساختار کلی برداشتگر مورد نظر و نحوه قرارگیری آن پرداخته شده است. در بخش بعدی بررسی نتایج حاصل از شبیه‌سازی و مقایسه آن با تعدادی از روش‌هایی است که پیش از این انجام داده شده ، بیان شده است. در بخش پایانی هم نتیجه‌گیری حاصل از این مقاله بیان شده است.

۲- روش پیشنهادی

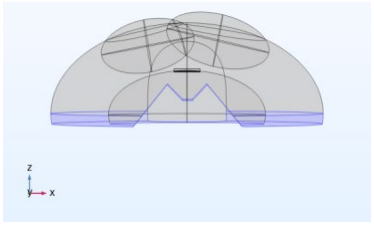
در طراحی و ساخت برداشت‌کننده‌های انرژی، موارد مهم زیادی وجود دارد. یکی از این موارد این است که انتخاب اندام مورد نظر جهت برداشت انرژی است که پس از نصب تجهیزات در عملکرد بدن اختلال ایجاد نکند و به سلامتی بیمار آسیبی وارد نشود. عضله دیافراگم برای این کار بسیار مناسب است؛ زیرا هم انرژی کافی دارد و هم فضای کافی برای نصب برداشتگر انرژی دارد. عامل مهم دیگر این است که از چه موادی برای ساخت دستگاه استفاده می‌شود تا در برداشت انرژی بهینه‌ترین حالت ممکن را داشته باشد. در برداشت‌گر انرژی مورد نظر، از یک ماده پیزوالکتریک به نام تیتانات سرب زیرکونات (pzt-8) استفاده شده است که برای استفاده در حرکات با فرکانس پایین مناسب است [۱۱-۱۵]. این ماده در ارزیابی‌های آزمایشگاهی و تجربی عملکرد خوبی داشته است. ظاهر این عضله در حالت ریلکس محدب است که در حالت انقباض صاف می‌شود. این حرکت با فرکانس بسیار کم و به طور مداوم انجام می‌شود و تا پایان عمر بیمار ادامه دارد. ساختار مورد نظر ما برای برداشت انرژی از حرکات انقباض عضله دیافراگم طراحی شده است. ساختار مورد نظر از یک لایه مواد پیزوالکتریک و یک فنر سیلیکنی و یک بستر سیلیکونی تشکیل شده است. جابجایی فنر باعث می‌شود لایه پیزوالکتریک تحت فشار قرار گیرد و همین امر باعث تولید انرژی می‌شود.

۲-۱- مدل‌سازی عضله دیافراگم

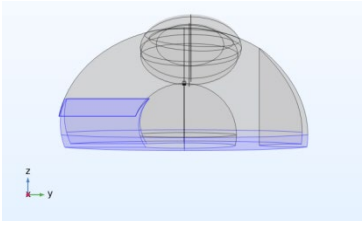
ساختار کلی عضله دیافراگم محدب است که در هنگام انقباض به سمت پایین و صاف می‌شود. برای به دست آوردن نتایج دقیق‌تر و ایجاد شرایط مرزی صحیح‌تر، نواحی متصل به قفسه سینه ثابت و در شکل (۱) به رنگ آبی در نظر شده است. در این شکل، ساختار کلی عضله دیافراگم و نواحی که در سه جهت به قفسه سینه ثابت شده‌اند را نشان داده شده است. نوع ماده این عضله، هایپرالاستیک در نظر گرفته شده است و مشخصات آن در جدول (۱) بیان شده است.



(الف)



(ب)



(ج)

شکل (۱): شرایط مرزی عضله دیافراگم پیشنهادی، (الف): نمای ZX، (ب): نمای YX، و (ج): نمای ZY.

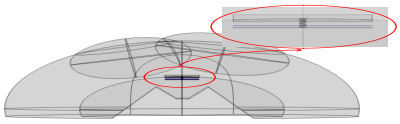
[1] Leads

جدول (۱): خواص مکانیکی عضله دیافراگم پیشنهادی

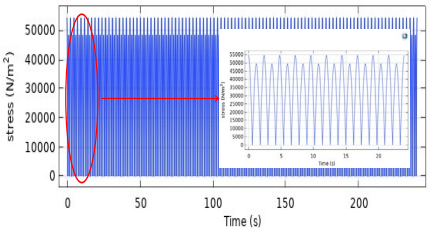
مقدار	مشخصات
هایپرالاستیک	**نوع**
1090 Kg/m³	**چگالی**
1.79e5 N/m²	**Lamé parameter λ**
7.14e5 N/m²	**Lamé parameter μ**
450 mm	**عرض دیافراگم**
350 mm	**طول دیافراگم**
150 mm	**ارتفاع دیافراگم**
90 mm	**ضخامت دیافراگم**

جدول (۲): ویژگی‌های نیرو.

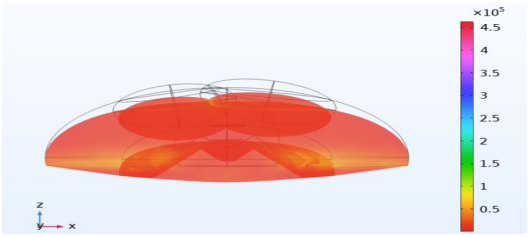
مقدار	مشخصات
40000 N/m²	**دامنه**
محور Z	**جهت**
0.3Hz	**فرکانس**
سینوسی	**نوع**



شکل (۲): قرارگیری ساختار پیشنهادی



(الف)



(ب)

شکل (۳): (الف) استرس عضلانی دیافراگم. (ب) مقدار استرس

برای شبیه‌سازی حرکت این عضله از اعمال نیروی سینوسی استفاده شده است که مشخصا به فرکانس تنفس نزدیک است. تنفس طبیعی یک فرد بالغ حدود ۲۰-۱۲ بار در دقیقه است. اندازه دامنه در نظر گرفته شده از معادلات زیر به دست می آید [۱۶].

$$T = 60 / n \quad (۱)$$

$$f = 1 / T \quad (۲)$$

دامنه نیرو با استفاده از (۳) محاسبه می‌شود.

$$Tdi = \left(\frac{Pdi}{DMT}\right) \times \left(\frac{A}{C}\right) \quad (۳)$$

شدت انقباض با Tdi و ضخامت عضله با DMT و سطح مقطع و دور قفسه سینه به ترتیب با (A) و (C) بیان می‌شود. لازم به ذکر است که اندازه‌گیری دقیق این پارامترها امکان‌پذیر نیست و برای افراد با شرایط مختلف متفاوت است. به همین دلیل است که از مقادیر بزرگ تری استفاده شده است. جزئیات مشخصات نیروی اعمال شده در جدول (۲) نشان داده شده است.

۲-۲- ساختار پیشنهادی برداشت‌گر پیزوالکتریک

برای تبدیل انرژی مکانیکی در عضله دیافراگم باید از ساختاری استفاده کرد که به راحتی بتواند این انرژی را تبدیل کند. برای این منظور از فنر سیلیکونی پلی‌کریستال و لایه‌ای از مواد پیزوالکتریک در سازه پیشنهادی استفاده شده است. ماده پیزوالکتریک استفاده شده در این سازه PZT-8 است که همانطور که قبلاً اشاره شد برای حرکات با فرکانس پایین بسیار مناسب است.

۲-۳- محل قرارگیری ساختار پیشنهادی

برای تبدیل هرچه بهتر انرژی مکانیکی حاصل از حرکت عمودی دیافراگم و تحریک بیشتر لایه پیزوالکتریک، فنری به قسمت پایینی عضله وصل شده و با جابجایی آن لایه پیزوالکتریک نیز فشرده و جابجا می‌شود. به همین منظور لایه های پیزوالکتریک را ثابت در نظر گرفته می‌شود. شکل (۲) نحوه قرارگیری ساختار پیشنهادی برداشت‌کننده انرژی را نشان می‌دهد.

۳- نتایج

به منظور بررسی دقیق‌تر و نتایج قابل اعتمادتر، شبیه‌سازی در ۱۰۰ بازه زمانی انجام شده‌است. اولین نتیجه‌ای که بررسی شده است ارزیابی توزیع و میزان تنش روی عضله دیافراگم است که به ترتیب در شکل (۳: الف-ب) نشان داده شده است. در واقع نمودار اول میزان تنش را در تمام نقاط عضله دیافراگم نشان می‌دهد. توزیع تنش مورد دیگری که مورد بررسی قرار گرفته است جابجایی لایه پیزوالکتریک است که در شکل (۴-الف) نشان داده شده است. شکل (۴-ب) نیز میزان تنش روی لایه پیزوالکتریک را نشان می‌دهد. همانطور که قبلا ذکر شد، ساختار طراحی شده با تحریک و اعمال نیرو بر روی لایه پیزوالکتریک، ولتاژ تولید می‌کند.

شکل (۵-الف) نشان می‌دهد که ساختار پیشنهادی می‌تواند حدود ۱.۵ ولت در سیکل مثبت و ۲.۵ ولت در چرخه منفی تولید کند. در شکل (۵-ب) توزیع انرژی الکتریکی روی لایه پیزوالکتریک را می‌بینیم. لازم به ذکر است تمامی نتایج با استفاده از نرم افزار COMSOL Multiphysics و رعایت حداکثر شرایط مرزی به دست آمده است. برای طراحی دستگاه برداشت انرژی، از مواد پیزوالکتریک PZT-8 و برای لایه‌های زیرین و فنر، از سیلیکون استفاده شده که ممکن است

برای سلامت اندام‌های داخلی بدن خطرناک باشد، بنابراین باید سازه را با مواد زیستی، مواد سازگار مانند PVDF[1] پوشاند. برای درک بهتر از میزان انرژی برداشت شده توسط این برداشتگر جدول (۳) ارائه شده است. در واقع این جدول مقایسه روش‌هایی است که برای برداشت انرژی الکتریکی از اندام‌های داخلی استفاده شده است. این تفاوت‌ها در میزان خروجی عموماً مربوط به مواد پیزوالکتریک و محل برداشتگر و ساختار کلی دستگاه برداشت انرژی است. تلاش‌های زیادی در این راستا صورت گرفته که همگی برای تکمیل نیاز به آزمایش‌های بالینی بسیار دقیق‌تری دارند. اغلب آزمایشات و تحقیقات با هدف کمک به سلامت انسانی انجام شده است. در این مقاله سعی شد با رعایت حداکثری شرایط درون بدن انسان شبیه‌سازی انجام شود تا بتوان تخمین نسبتاً دقیق از عملکرد این تجهیز درون بدن را ارائه کرد. فارغ از اینکه سایر طرح‌هایی که برای برداشت انرژی پیشنهاد شده‌اند اغلب دارای ساختار مکانیکی بسیار ساده‌تر هستند [۲۲]، در این تحقیق با در نظر گرفتن یک ساختار متفاوت سعی بر این بوده است که بیشترین برداشت انرژی از حرکت انقباضی ماهیچه حاصل شود.

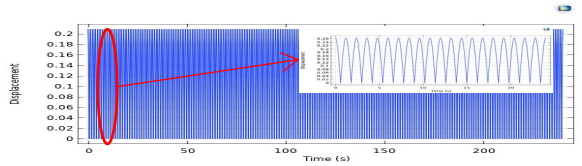
۴- نتیجه‌گیری

دستگاه‌های قابل جای‌گذاری در بدن کمک فراوانی به بهبود سلامتی بیماران کرده‌اند و روز به روز اهمیت و کاربرد بیشتری پیدا می‌کنند. با توجه به نیاز تجهیزات قابل کاشت به منبع انرژی، در این مقاله روش جدیدی برای برداشت انرژی از حرکت انقباضی عضله دیافراگم ارائه شده است. ساختار مکانیکی پیشنهادی انرژی حاصل از حرکت دیافراگم را از طریق فنر سیلیکونی به لایه پیزوالکتریک منتقل می‌کند. ساختار پیشنهادی ما توانایی دارد که تا در سیکل مثبت حدودا یک ولت و در سیکل منفی نیز در حدود ۲/۵ ولت انرژی پتانسیل الکتریکی تولید کند،میزان جا به جایی لایه پیزوالکتریک حاصل از تحریک توسط فنر ۰.۲ میلی متر بوده است.

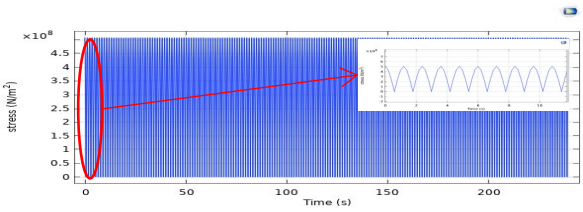
جدول (۳): مقایسه روش‌های برداشت انرژی

Structure type	Harvester material	Harvesting source	Max voltage (V)
Helical [4]	Pvdf-Trfe	The ventricle of the human heart	0.4 volts
Nanofiber [18]	Pvdf-Trfe	SD rat	0.006 volts
Multilayer [19]	PZT	Bovine heart	4 volts
Nano wire [17]	Zno	Rat heart	0.1 volts
Single crystal [20]	Pb	Porcine heart	3.8 volts
Hydrogels [21]	PAN-PVDF	vocal cord vibration	0.2 m volts
Onelayer-spring(Proposed structure)	PZT-8	Human Diaphragm muscle	2.5 volts

[1] Polyvinylidene fluoride

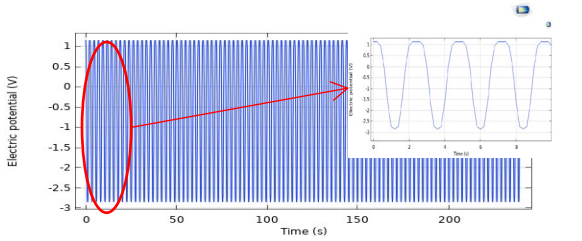


(الف)

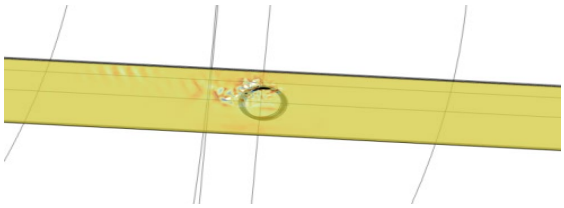


(ب)

شکل (۴): لایه پیزوالکتریک الف)جا به‌جای ب)تنش



(الف)



(ب)

شکل (۵): پتانسیل الکتریکی. الف) کمیت پتانسیل الکتریکی ب) توزیع پتانسیل الکتریکی

مراجع

[1] L. Huang *et al.*, "Fiber-Based Energy Conversion Devices for Human-Body Energy Harvesting," *Advanced Materials*, vol. 32, no. 5, p. 1902034, Jun. 2019, doi: https://doi.org/10.1002/adma.201902034.

[2] N. Wu, B. Bao, and Q. Wang, "Review on engineering structural designs for efficient piezoelectric energy harvesting to obtain high power output," *Engineering Structures*, vol. 235, p. 112068, May 2021, doi: https://doi.org/10.1016/j.engstruct.2021.112068.

[3] C. B. Williams and R. B. Yates, "Analysis of a micro-electric generator for microsystems," *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 52, no. 1–3, pp. 8–11, Mar. 1996, doi: https://doi.org/10.1016/0924-4247(96)80118-x.

[4] S. Mohammadi, K. Cheraghi, and A. Khodayari, "Piezoelectric vibration energy harvesting using strain energy method," *Engineering Research Express*, vol. 1, no. 1, p. 015033, Sep. 2019, doi: https://doi.org/10.1088/2631-8695/ab3f0c.

[5] E. M. Qureshi, X. Shen, and J. Chen, "Vibration control laws via shunted piezoelectric transducers: A review," *International Journal of Aeronautical and Space Sciences*, vol. 15, no. 1, pp. 1–19, Mar. 2014, doi: https://doi.org/10.5139/ijass.2014.15.1.1.

[6] C. Dagdeviren *et al.*, "Conformal piezoelectric energy harvesting and storage from motions of the heart, lung, and diaphragm," *Proceedings of the National Academy of Sciences*, vol. 111, no. 5, pp. 1927–1932, Jan. 2014, doi: https://doi.org/10.1073/pnas.1317233111.

[7] H. Lee, S. Sherrit, L. Tosi, P. Walkemeyer, and T. Colonius, "Piezoelectric Energy Harvesting in Internal Fluid Flow," *Sensors*, vol. 15, no. 10, pp. 26039–26062, Oct. 2015, doi: https://doi.org/10.3390/s151026039.

[8] C. Lu, V. Raghunathan, and K. Roy, "Efficient Design of Micro-Scale Energy Harvesting Systems," *IEEE Journal on Emerging and Selected Topics in Circuits and Systems*, vol. 1, no. 3, pp. 254–266, Sep. 2011, doi: https://doi.org/10.1109/jetcas.2011.2162161.

[9] Y. Liu *et al.*, "Piezoelectric energy harvesting for self-powered wearable upper limb applications," *Nano Select*, Feb. 2021, doi: https://doi.org/10.1002/nano.202000242.

[10] J. Tian *et al.*, "Self-powered implantable electrical stimulator for osteoblasts' proliferation and differentiation," *Nano Energy*, vol. 59, pp. 705–714, May 2019, doi: https://doi.org/10.1016/j.nanoen.2019.02.073.

[11] N. Sezer and M. Koç, "A comprehensive review on the state-of-the-art of piezoelectric energy harvesting," *Nano Energy*, vol. 80, no. 105567, p. 105567, Feb. 2021, doi: https://doi.org/10.1016/j.nanoen.2020.105567.

[12] N. Wu, B. Bao, and Q. Wang, "Review on engineering structural designs for efficient piezoelectric energy harvesting to obtain high power output," *Engineering Structures*, vol. 235, p. 112068, May 2021, doi: https://doi.org/10.1016/j.engstruct.2021.112068.

[13] H. Liang, G. Hao, and O. Z. Olszewski, "A review on vibration-based piezoelectric energy harvesting from the aspect of compliant mechanisms," *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 331, p. 112743, Nov. 2021, doi: https://doi.org/10.1016/j.sna.2021.112743.

[14] K. A. Cook-Chennault, N. Thambi, and A. M. Sastry, "Powering MEMS portable devices—a review of non-regenerative and regenerative power supply systems with special emphasis on piezoelectric energy harvesting systems," *Smart Materials and Structures*, vol. 17, no. 4, p. 043001, Jun. 2008, doi: https://doi.org/10.1088/0964-1726/17/4/043001.

[15] Y. Zou, L. Bo, and Z. Li, "Recent progress in human body energy harvesting for smart bioelectronic system," *Fundamental Research*, vol. 1, no. 3, pp. 364–382, May 2021, doi: https://doi.org/10.1016/j.fmre.2021.05.002.

[16] A. Wang *et al.*, "Piezoelectric nanofibrous scaffolds as in vivo energy harvesters for modifying fibroblast alignment and proliferation in wound healing," *Nano Energy*, vol. 43, pp. 63–71, Jan. 2018, doi: https://doi.org/10.1016/j.nanoen.2017.11.023.

[17] J. G. Wen *et al.*, "Melamine Related Bilateral Renal Calculi in 50 Children: Single Center Experience in Clinical Diagnosis and Treatment," *Journal of Urology*, vol. 183, no. 4, pp. 1533–1538, Apr. 2010, doi: https://doi.org/10.1016/j.juro.2009.12.040.

[18] C.-S. Kim, S.-K. Kim, and S. Y. Lee, "Piezoelectric properties of new PZT–PMWSN ceramic," *Materials Letters*, vol. 57, no. 15, pp. 2233–2237, Apr. 2003, doi: https://doi.org/10.1016/s0167-577x(02)01201-6.

[19] T. Adam and U. Hashim, "COMSOL Multiphysics Simulation in Biomedical Engineering," *Advanced Materials Research*, vol. 832, pp. 511–516, Nov. 2013, doi: https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/amr.832.511.

[20] J. Chen *et al.*, "Novel pyroelectric single crystals PIN-PMN-PT and their applications for NDIR gas detectors," *Japanese Journal of Applied Physics*, vol. 63, no. 1, pp. 01SP20–01SP20, Dec. 2023, doi: https://doi.org/10.35848/1347-4065/acfcc4.

[21] B Upendra, B Panigrahi, K. Singh, and GR Sabareesh, "Recent advancements in piezoelectric energy harvesting for implantable medical devices," *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, vol. 35, no. 2, pp. 129–155, Oct. 2023, doi: https://doi.org/10.1177/1045389x231200144.

[22] Nabiollah Shiri, Hadi Veladi, and Hanieh NiroomOscuii, "A New Rotational Stepwise Mechanical Energy Harvester for Biomedical Implants," *Sensors and materials*, vol. 30, no. 6, pp. 1319–1319, Jun. 2018, doi: https://doi.org/10.18494/sam.2018.1740.