



Design, Analysis, and Simulation of a Low Size Ultrasonic Piezoelectric Micro-Generator for Implantable Biosensors

Amin Damya¹, Ghader Rezazadeh², Yaseen Khalili³, Hossein Soleimani^{4*}, Amin Khalilzadegan⁵, Nima Ahmadi Sheikh Sarmast⁶

¹Assistant Professor, Department of Electrical Engineering, Technical and Vocational University (TVU), Tehran, Iran.

²Professor, Department of Mechanical Engineering, Faculty of Engineering, Urmia University, Urmia, Iran.

³MSc Student, Department of Electrical and Electronic Engineering, Faculty of Electrical Engineering, Urmia University, Urmia, Iran.

⁴Assistant Professor, Department of Electrical Engineering, Technical and Vocational University (TVU), Tehran, Iran.

⁵PhD, Department of Electrical Engineering, Technical and Vocational University (TVU), Tehran, Iran.

⁶ Assistant Professor, Department of Mechanical Engineering, Technical and Vocational University (TVU), Tehran, Iran.

ARTICLE INFO

Received: 04.24.2022

Revised: 08.23.2022

Accepted: 10.01.2022

Keyword:

Micro-generator

Piezoelectric

Ultrasonic

Implanting sensors in the body

Sound waves

***Corresponding Author:**

Hossein Soleimani

Email: hsoleimani@tvu.ac.ir

ABSTRACT

This paper presents a new piezoelectric-based ultrasonic micro-generator to supply the required power of implantable medical devices in the human body. Unlike previous ones, this structure uses sound waves with higher frequency to extract energy. Despite the smaller dimensions, the extractable power of the micro-generator was increased. Using aluminum nitrate instead of toxic materials such as PZT in the structure of the designed microgenerator made it more compatible with the human body and the environment. The presented design occupies only $15.7 \times 10^{-6} \text{ cm}^3$ and can produce $260 \mu\text{W}$ under the applied acoustic pressure of 1000 Pa at the frequency of 1.158 MHz. Various simulations were performed in the COMSOL software to evaluate the performance of the proposed micro-generator. In addition, simulation results were verified by the values obtained from the theoretical and numerical analyses. According to the obtained results and other salient features, the proposed structure is a suitable candidate for use in implantable medical devices in the human body.



EXTENDED ABSTRACT

Introduction

In recent years, implantable medical devices (IMDs) have gained much popularity due to their salient features and direct impact on increasing the quality of human life. The size and weight are the most challenging issues in the design of such devices since they should not hinder patients' daily activities. Therefore, researchers have devoted all their efforts to optimize the specifications of IDMs. Using a micro-generator to wirelessly produce the required electrical energy from the patient's activities and its surrounding environment is one of the most effective solution for reducing size and weight. Various technologies such as photoelectric, thermoelectric, electromagnetic, electrostatic, and piezoelectric are exploited to convert environmental energy into electrical energy. By considering all the advantages and disadvantages, it can be concluded that piezoelectric transducers are the most suitable transducers for converting ambient fluctuating energies into electrical energy. This paper presents a new piezoelectric-based ultrasonic micro-generator to supply the required power of implantable medical devices in the human body. Unlike previous cases, this structure uses sound waves with higher frequencies to extract energy. Despite the smaller dimensions, the extractable power of the micro-generator increased. Using aluminum nitrate instead of toxic materials such as PZT in the structure of the designed micro-generator made it more compatible with the human body and the environment. The presented design occupied only 314 mm² and could produce 260 μW under the applied acoustic pressure of 1000 Pa at the frequency of 1.158 MHz. Various simulations were performed in the COMSOL software to evaluate the performance of the proposed micro-generator. In addition, simulation results were verified by the values obtained from the theoretical and numerical analyses. According to the obtained results and other salient features, the proposed structure suitable for use in implantable medical devices in the human body.

Methodology

For increasing the amount of the extractable power, a circular membrane whose edges were completely fixed to a cylindrical frame was used to construct the proposed micro-generator, as shown in Figure 1. This structure created greater stress on all edges of the membrane. The presented design was a piezoelectric energy extraction device based on an acoustic resonator in micrometer dimensions, which included a fixed cylindrical frame, a circular microplate as a membrane, and a piezoelectric layer deposited on it.

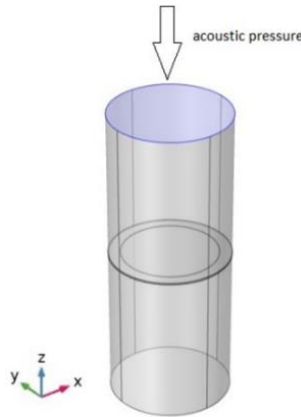


Figure 1. Structure of the proposed micro-generator.

The working principle of the structure was that the circular micro-plate vibrates by applying external sound in the fixed frame. In this way, the stress is applied to the ALN piezoelectric, and a potential difference is created at its output terminals, which can be used for storage in the battery. The physical characteristics of the materials used in the design of the micro-generator are given in Table 1.

Table 1. Physical characteristics of the materials used in the design of the proposed micro generator.

Material	Physical characteristics
Si	Density = 2329 Kg/m ³
	Young's modulus = 170×10 ⁹ Pa
	Poisson's ratio = 0.28
ALN	Density = 3300 Kg/m ³
	Young's modulus = 340×10 ⁹ Pa
	Electrical permittivity = 9

The height of the cylindrical frame was proportional to the wavelength of the audio signal used, i.e. 500 μm , and its radius was 100 μm . The material of the body of this cylindrical frame and membrane were silicon while the interior space was assumed to be air. It is noteworthy that the radius and thickness of membrane were correspondingly 100 μm and 2 μm . Piezoelectric was deposited at the edges of the membrane where it was fixed to the cylindrical frame. By doing so, the maximum amount of energy could be extracted since the mentioned point had the most stress rate. The material of this Piezoelectric was ALN and its thickness and area were respectively 1 μm and 11304 μm^2 .

Results and discussion

The Performance of the proposed micro-generator structure was evaluated using the COMSOL software. It is worth noting that this software is a robust simulation environment that allows researchers to get as close as possible to the final design before the physical testing by involving the impact of the near all effective parameters. Currently, many

prestigious universities and companies in the world, such as NASA, General Electrics, and Millipore use COMSOL software to carry out their industrial and research projects. According to the simulations, the natural frequency of the structure was 1.158 MHz and the maximum extractable power of 268.7 μW was achievable at this frequency.

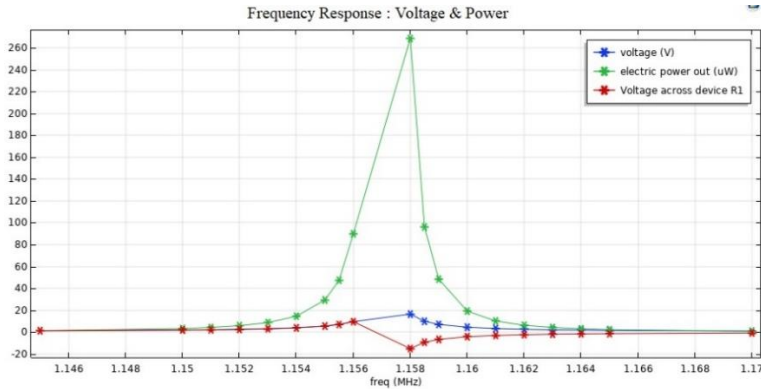


Figure 2. Extractable power in the natural frequency range.

Based on the mathematical calculation carried out in the current research, the natural frequency value of the structure can be derived from following equation:

$$f = \frac{\lambda}{2\pi} \frac{h}{R^2} \left(\frac{E}{12\rho(1-\nu^2)} \right)^{0.5} \quad (1)$$

By subsuming parameter values in this equation, the natural frequency of the structure obtained was 1.052 MHz. It is obvious that the theoretically calculated value had very acceptable agreement with the simulation results. The little discrepancy in the results could be ascribed to variation of the Young's modulus of membrane due to piezoelectric deposition.

In general, based on the obtained results, the presented structure had the capability of producing higher electrical power despite its smaller dimensions with respect to the previous works.

Conclusion

In the present research, a piezoelectric based micro-generator was proposed to supply the required power of the biosensors. In this structure, ALN was used for depositing piezoelectric sensors due to the greater compatibility of it with the body regarding the conventional ones. The designed structure had a volume of $15.7 \times 10^{-6} \text{ cm}^3$ and could produce 260 μW power under an acoustic pressure of 1000 Pa at a natural frequency of 1.158 MHz. According to the calculations and simulations, it can be concluded that the presented structure is capable of producing high voltage and power in small dimensions, making it more suitable choice to be embedded in future biosensors.



شاپای الکترونیکی: ۲۵۳۸-۴۴۳۰

شاپای چاپی: ۲۳۸۲-۹۷۹۶

مقاله پژوهشی

طراحی، تحلیل و شبیه‌سازی یک میکروژنراتور التراسونیک مبتنی بر پیزوالکتریک با ابعاد کوچک برای حسگرهای زیستی قابل تعبیه در بدن

امین دمیا^۱، قادر رضازاده^۲، یاسین خلیلی^۳، حسین سلیمانی^{۴*}، امین خلیل زادگان^۵، نیما احمدی^۶

۱- استادیار، گروه مهندسی برق، دانشگاه فنی و حرفه‌ای، تهران، ایران.

۲- استاد، گروه مهندسی مکانیک، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه ارومیه، ارومیه، ایران.

۳- دانشجوی ارشد، گروه مهندسی برق، دانشکده برق، دانشگاه ارومیه، ارومیه، ایران.

۴- استادیار، گروه مهندسی برق، دانشگاه فنی و حرفه‌ای، تهران، ایران.

۵- دکتری، گروه مهندسی برق، دانشگاه فنی و حرفه‌ای، تهران، ایران.

۶- استادیار، گروه مهندسی مکانیک، دانشگاه فنی و حرفه‌ای، تهران، ایران.

چکیده

اطلاعات مقاله

در این مقاله یک میکروژنراتور التراسونیک جدید مبتنی بر پیزوالکتریک با هدف تأمین توان موردنیاز تجهیزات پزشکی قابل تعبیه در بدن انسان ارائه شده است. برخلاف روش‌های پیشین، این ساختار از امواج صوتی با فرکانس بالاتر برای استخراج انرژی بهره می‌گیرد. با وجود کوچک بودن ابعاد میکروژنراتور پیشنهادی، میزان توان قابل استخراج آن افزایش یافته است. همچنین به دلیل استفاده از نیترات آلومینیوم در ساختار میکروژنراتور طراحی شده به‌جای مواد سمی نظیر PZT، این ساختار سازگاری بیشتری با بدن انسان و محیط زیست دارد. شایان ذکر است که حجم ساختار ارائه شده $15.7 \text{ cm}^3 \times 10^{-6}$ می‌باشد و قابلیت تولید توان $260 \mu\text{W}$ را تحت فشار آکوستیکی اعمالی 1000 pa در فرکانس 1.158 MHz دارد. شبیه‌سازی‌های مختلفی در نرم‌افزار قدرتمند کامسول، برای ارزیابی صحت عملکرد میکروژنراتور پیشنهادی انجام شده است. شایان ذکر است که صحت نتایج شبیه‌سازی، با مقادیر به‌دست‌آمده از تحلیل تئوری و عددی تطبیق داده شده است. در مجموع به توجه به این نتایج به‌دست‌آمده و همچنین ابعاد کوچک و قابلیت تولید توان بالا، می‌توان گفت که ساختار پیشنهادی گزینه مناسبی برای کاربرد در تجهیزات پزشکی قابل تعبیه در بدن انسان می‌باشد.

دریافت مقاله: ۱۴۰۱/۰۲/۰۴

بازنگری مقاله: ۱۴۰۱/۰۶/۰۱

پذیرش مقاله: ۱۴۰۱/۰۷/۰۹

کلید واژگان:

میکروژنراتور
پیزوالکتریک
التراسونیک
تعبیه سنسور در بدن
امواج صوت

*نویسنده مسئول: حسین سلیمانی

پست الکترونیکی:

hsoleimani@tvu.ac.ir



مقدمه

در سال‌های اخیر شاهد رشد و گسترش تجهیزاتی هستیم که برای تشخیص بیماری و کنترل علائم حیاتی در درون بدن بیماران تعبیه می‌شوند که در اصطلاح به آنها ^۱IMD اطلاق می‌شود [۱؛ ۲]. ضربان‌سازهای قلب، محرک‌های مغزی و عصبی نمونه‌هایی مهم از این تجهیزات هستند که تأثیر مستقیمی در افزایش کیفیت زندگی و عمر بیماران دارند. برای مثال ضربان‌ساز قلب^۲ با تحریک الکتریکی عضله‌های قلب، ریتم و ضربان غیرطبیعی آن را اصلاح و تنظیم و از ایست قلبی بیمار جلوگیری می‌کند [۳؛ ۴]. نکته قابل توجه در خصوص این تجهیزات این است که اندازه و وزن آنها باید طوری باشد که مانع از فعالیت‌های روزانه بیماران نشود. با توجه به این که بخش قابل توجه اندازه و وزن این تجهیزات مربوط به باتری آنها می‌باشد، نمی‌توان اندازه آن را کوچک در نظر گرفت چون که با اتمام انرژی ذخیره‌شده در باتری، عمل جراحی فوری برای تعویض آن نیاز خواهد بود [۵]. محققان در سال‌های اخیر با هدف کاهش مخاطرات مربوط به تعویض باتری IMDها، روش‌های مختلفی را در رابطه با بی‌سیم کردن فرایند شارژ و افزایش طول عمر باتری این تجهیزات را ابداع کردند. ایده اصلی کلیه این روش‌ها، تولید انرژی الکتریکی موردنیاز شارژ باتری به شکل بی‌سیم و از فعالیت‌ها و محیط پیرامون بیمار توسط یک میکروژنراتور می‌باشد [۶].

بهینه‌سازی ابعاد این میکروژنراتورها، مهم‌ترین معضل طراحی آنها است. این موضوع سبب شده است که همواره محققان به دنبال بهره‌گیری از روش‌ها و فناوری‌های مختلف برای کاهش ابعاد این میکروژنراتورها باشند. از فناوری‌های مختلفی نظیر فوتوالکتریک، ترموالکتریک، الکترومغناطیس، الکترواستاتیک و پیزوالکتریک می‌توان برای تبدیل انرژی‌های محیط پیرامون به انرژی الکتریکی بهره گرفت [۷]. اگرچه مبدل‌های فوتوالکتریک زمانی که در معرض نور خورشید قرار می‌گیرند توان بالایی را تولید می‌کنند اما مناسب استفاده در داخل بدن نیستند چون برای تولید انرژی الکتریکی نیازمند دسترسی مستقیم به نور خورشید هستند [۸]. مبدل‌های ترموالکتریک نیز صرفاً قابل استفاده در مکان‌های خاص با اختلاف دمایی بالا می‌باشد و توان خروجی بالایی نیز ندارند [۹]. با وجود این که مبدل‌های الکترومغناطیسی توان خروجی مناسبی دارند ولی چون رفتار آنها در مقابل ارتعاشات محیطی معمولاً به‌صورت نوسانی می‌باشد، مناسب کاربرد در IMDها نیستند [۱۰]. استفاده از مبدل‌های الکترواستاتیک هم که از انرژی‌های نوسانی محیط استفاده می‌کنند، به دلیل دشوار بودن مکانیسم تبدیل انرژی الکتریکی در این نوع مبدل‌ها و همچنین پایین بودن توان الکتریکی تولیدی، قابل توجه نیست [۱۱]. در نهایت می‌توان این گونه نتیجه گرفت که مناسب‌ترین مبدل برای تبدیل انرژی‌های نوسانی محیطی به انرژی الکتریکی، مبدل‌های پیزوالکتریک می‌باشند. از این رو، مبدل‌های پیزوالکتریک که براساس امواج صوتی و فراصوتی کار می‌کنند، بیش از سایر فناوری‌های برای توسعه IMDها مورد استفاده قرار گرفته‌اند [۱۲]. لازم به توضیح است که استفاده از امواج صوتی فرکانس پایین برای انتقال انرژی در کارهای قبلی مبتنی بر مبدل‌های پیزوالکتریک [۱۳-۱۷]، باعث بزرگ شدن ابعاد این تجهیزات شده است. در این مقاله با بهره‌گیری از یک ممبرین^۳ دایره‌ای در ابعاد میکرو و مواد پیزوالکتریک، یک میکروژنراتور آلتراسونیک با فرکانس کاری بالاتر ارائه شده است که علاوه بر داشتن ابعاد کوچک‌تر برای تعبیه در بدن، توان تولیدی بالاتری نیز نسبت به نمونه‌های قبلی دارد.

در ادامه مقاله ابتدا ساختار میکروژنراتورهای پیزوالکتریک توضیح داده می‌شود و به دنبال آن برای تفهیم بهتر موضوع، مکانیسم عملکرد چند نمونه از کارهای قبلی بیان می‌گردد. در بخش بعدی ساختار میکروژنراتور پیشنهادی تشریح می‌شود و روابط حاکم بر آن با هدف تصدیق نتایج شبیه‌سازی بیان می‌گردد. در ادامه، شبیه‌سازی‌های مختلفی

¹ Implantable Medical Device

² Pace Maker

³ Membrane

برای ارزیابی نحوه عملکرد ساختار پیشنهادی توسط نرم‌افزار قدرتمند کامسول^۱ انجام می‌گیرد. شایان ذکر است که این نرم‌افزار به دلیل در نظر گرفتن بیشتر عوامل دخیل رفتار نمونه در دنیای واقعی، این امکان را برای طراحان فراهم می‌آورد که قبل از ساخت، ایده خود با دقت بسیار نزدیک به دنیای واقعی مورد آزمایش قرار دهند و از صحت عملکرد آن در دنیای واقعی اطمینان حاصل کنند. به موازات شبیه‌سازی‌های مختلف، کارایی ساختار پیشنهادی از طریق مقایسه آن با کارهای قبلی ارزیابی می‌شود. در نهایت خلاصه و جمع‌بندی مطالب مطرح‌شده در این مقاله، در بخش نتیجه‌گیری آورده می‌شود.

میکروژنراتورهای پیزوالکتریک

همان‌طور که در بخش قبلی بیان شد می‌توان با محصور کردن انرژی آکوستیک آن را به انرژی الکتریکی مفید تبدیل و از آن برای شارژ باتری تجهیزات مختلف بهره‌برداری کرد. این موضوع اساس کار میکروژنراتورهای مبتنی بر پیزوالکتریک می‌باشد. مواد پیزوالکتریک موادی هستند که تحت تأثیر تنش مکانیکی، بار الکتریکی ایجاد می‌کنند و همچنین در پی اعمال بار الکتریکی قادر به ایجاد تنش مکانیکی می‌باشند. مبدل‌های پیزوالکتریک براساس ابعاد به دو دسته افزاره‌های ماکرو^۲ (ابعاد بزرگ‌تر از یک سانتی‌متر) و میکرو^۳ (ابعاد میکرومتر تا میلی‌متر) طبقه‌بندی می‌شوند [۴]. بسیاری از استخراج‌کننده‌های انرژی ارتعاشی مبتنی بر سیستم‌های جرم و فنر نوسان‌کننده در ابعاد میلی‌متری هستند که از حرکت نسبی بین یک نقطه و جرم داخلی که بر روی یک سیستم تعلیق فنر در داخل قاب ثابت نصب است، انرژی لازم را تولید می‌کنند [۱۸].

اندازه ژنراتورها، حرکت قاب ژنراتورها و فنر نوسان‌کننده از جمله عوامل محدودکننده چگالی توان استخراج‌کننده انرژی هستند. برای دستیابی به بالاترین چگالی توان در یک شرایط کاری معین، ضروری است که نیروی میرایی روی مقدار بهینه تنظیم شود. البته اگر نیروی میرایی بیش‌ازحد زیاد شود حساسیت ژنراتور کمتر می‌شود. میکروژنراتورهای پیزوالکتریک هنگام اتصال به بارهای مقاومتی می‌توانند به چگالی توان بالاتری به دست یابند [۱۹] و همچنین قادر هستند ولتاژهایی بزرگ را برای مدارهای تقویت ولتاژ بزرگ تولید کنند [۲۰].

تا کنون ساختارهای مختلفی با اشکال هندسی متفاوت برای ساخت میکروژنراتورهای پیزوالکتریک بررسی کرده‌اند که در ادامه نحوه عملکرد چند نمونه از آنها به‌صورت خلاصه تشریح می‌شود. در مقاله [۲۱] خان^۴ و ایزهار^۵ یک ژنراتور برای تأمین توان موردنیاز حسگرهای بی‌سیم طراحی کردند که بلوک دیاگرام آن در شکل ۱ نشان داده شده است. این ژنراتور دارای یک رزوناتور هلمهولتز، یک قسمت لاستیکی منعطف، دو عدد گیره مغناطیسی و یک سیم‌پیچ است. فشار پایین صوت باعث رفتار خطی و فشار بالای صوت باعث رفتار غیرخطی آن می‌شود. در فرکانس ۱۴۴ هرتز و شدت صوت ۱۲۰ دسی‌بل، توان تولیدی این ساختار برابر با ۱۵۰۳/۴ میکرووات است.

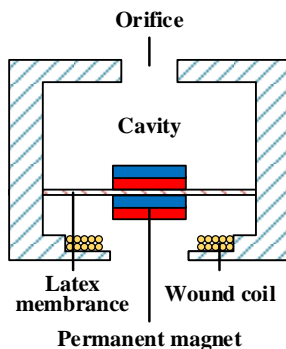
¹ COMSOL Software

² Macro

³ Micro

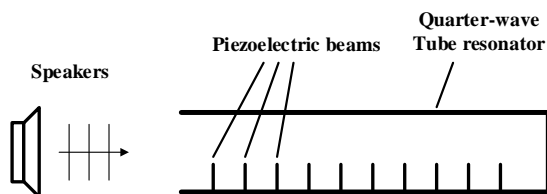
⁴ Khan

⁵ Izhar



شکل ۱. نمای شماتیک استخراج‌کننده انرژی [۲۱]

لی و همکارانش^۱ [۲۲] نیز مطابق شکل ۲ با قرار دادن تعداد زیادی پیزوالکتریک PVDF در رزوناتور هلمهولتز با سطح مقطع لوله مستطیلی، یک میکروژنراتور را طراحی کردند. آنها موفق شدند با فشار صوتی ۱۰۰dB در فرکانس ۴۰۰Hz، حداکثر انرژی ۰/۳۸۲ میکروژول را ایجاد کنند. در این طرح چون تغییرات فشار در ابتدای لوله زیاد است، پس انرژی استخراج شده در ابتدای لوله بیشتر از انتهای آن می‌باشد. از این رو برای افزایش توان تولیدی، پیزوالکتریک‌ها را طوری طراحی کردند که فرکانس ذاتی آنها برابر با فرکانس اول لوله باشد.

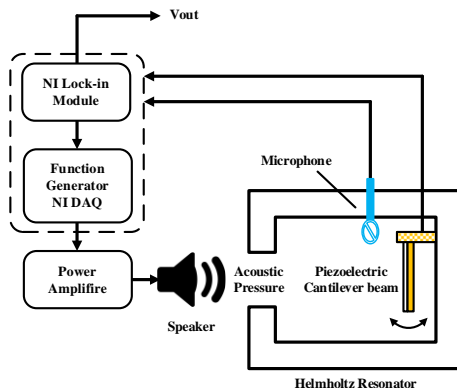


شکل ۲. نمای شماتیک رزوناتور هلمهولتز با صفحات PVDF [۲۲]

نو و همکارانش^۲ [۲۳] با استفاده از پیزوالکتریک PVDF در یک رزوناتور هلمهولتز، یک استخراج‌کننده انرژی را بررسی کردند. همان‌طوری که در شکل ۳ نشان داده شده است، در این طرح موج صوتی به‌وسیله یک تقویت‌کننده و بلندگو ایجاد می‌شود. نوسان تیر پیزوالکتریک در اثر فشار صورت ایجاد شده منجر به تولید انرژی الکتریکی می‌شود.

¹ Li et al

² Noh et al



شکل ۳. نمای شماتیک استخراج کننده انرژی با تیر پیزوالکتریک [۲۳]

ساختار میکروژنراتور پیشنهادی

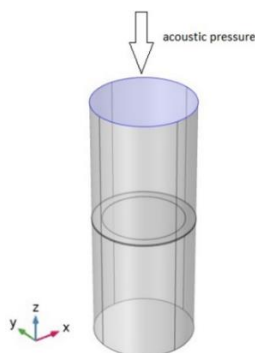
این بخش به طراحی ساختار میکروژنراتور ارائه شده در این مقاله می‌پردازد. از آن جایی که نوع ماده مورد استفاده، نقش مهم و اساسی در بهبود عملکرد میکروژنراتور پیزوالکتریک دارد، این مسئله اولین گام در طراحی می‌باشد. رایج ترین ماده برای کاربرد در میکروژنراتورها PZT می‌باشد. این ماده با وجود شکنندگی بالا، بهترین گزینه از نظر ضریب کوپلینگ است. اما به دلیل دارا بودن عنصر خطرناک و مضر سرب در ترکیب خود، قابلیت استفاده در داخل بدن انسان را ندارد [۷]. در مقابل پیزوالکتریک آلومینیوم نیتراید^۱ (ALN) عاری از سرب و مواد سمی است و همچنین دارای ثابت دی الکتریک و ضریب تزویج الکترومکانیکی خوبی می‌باشد و در ضمن کیفیت لایه‌نشانی مطلوبی در تکنولوژی MEMS^۲ نیز دارد [۲۴]. بر همین اساس از این ماده در طراحی میکروژنراتور پیشنهادی استفاده شده است.

به منظور بهبود کارهای قبلی و همچنین بالاتر بردن توان تولیدی، می‌توان طراحی را طوری انجام داد که نقاط استرس ساختار افزایش یابد تا به تبع آن اثر پیزوالکتریک بیشتری دریافت گردد. ایده اصلی این مقاله، استفاده از یک ممبرین دایره‌ای می‌باشد که لبه‌های آن به یک قاب استوانه‌ای کاملاً تثبیت شده است. این ساختار باعث ایجاد استرس بیشتر در تمامی لبه‌های ممبرین می‌شود. طبق آن چه در شکل ۴ نشان داده شده است، طرح ارائه شده در این مقاله یک دستگاه استخراج انرژی پیزوالکتریک مبتنی بر رزوناتور آکوستیک و در ابعاد میکرومتری است که شامل یک قاب استوانه‌ای ثابت، یک میکرو صفحه دایره‌ای به عنوان ممبرین و لایه پیزوالکتریک می‌باشد که بر روی آن لایه نشانی^۳ شده است. نحوه عملکرد ساختار به این صورت است که میکرو صفحه دایره‌ای با اعمال صوت خارجی در قاب ثابت ارتعاش می‌کند. به واسطه ارتعاش صفحه دایره‌ای، تنش بر روی پیزوالکتریک از جنس ALN اعمال می‌شود و اختلاف پتانسیلی در پایانه‌های خروجی آن ایجاد می‌شود که می‌تواند برای ذخیره در باتری مورد استفاده قرار گیرد.

¹ Aluminium nitride

² Micro-electromechanical systems

³ Deposited



شکل ۴. شماتیک ساختاری میکروژنراتور پیشنهادی

لازم به توضیح است که ارتفاع قاب استوانه‌ای متناسب با طول موج سیگنال صوتی مورد استفاده یعنی $500 \mu\text{m}$ در نظر گرفته شد و شعاع آن نیز $100 \mu\text{m}$ می‌باشد. جنس بدنه این قاب استوانه‌ای از سیلیکون بوده و فضای داخلی آن هوا فرض شده است. جنس ممبرین میکروژنراتور پیشنهادی از سیلیکون و شعاع و ضخامت آن به ترتیب $100 \mu\text{m}$ و $2 \mu\text{m}$ می‌باشد. لایه پیزوالکتریک در لبه‌های ممبرین و بر روی آن لایه‌نشانی شده است. لازم به توضیح است که این قسمت بخشی از ساختار است که دارای استرس بیشتری می‌باشد و باعث تولید توان بیشتری می‌گردد. دلیل این موضوع در ادامه عنوان خواهد شد. جنس این لایه از ALN و ضخامت و مساحت آن به ترتیب $1 \mu\text{m}$ و $11304 \mu\text{m}^2$ می‌باشد. مشخصات فیزیکی مواد به کاررفته در طراحی میکروژنراتور در جدول ۱ آورده شده است.

تحلیل تئوری فرکانس ذاتی میکروژنراتور پیشنهادی

در این بخش از طریق حل معادلات دیفرانسیل توصیف‌کننده ارتعاش صفحه نازک، فرکانس ذاتی ممبرین به صورت تئوری تخمین زده می‌شود. لازم به توضیح است که مقدار به دست آمده به صورت تئوری با نتایج شبیه‌سازی ساختار که با استفاده از نرم‌افزار کامسول انجام خواهد شد، تطبیق داده می‌شود.

جدول ۱. مشخصات فیزیکی مواد به کاررفته در طراحی میکروژنراتور پیشنهادی

نام ماده	مشخصه فیزیکی و مقدار آن
سیلیکون (Si)	2329 Kg/m^3 = چگالی
	$170 \times 10^9 \text{ Pa}$ = مدول یانگ
	نسبت پواسن = ۰.۲۸
آلومینیوم نیتريد (ALN)	3300 Kg/m^3 = چگالی
	$340 \times 10^9 \text{ Pa}$ = مدول یانگ
	نسبت گذردهی الکتریکی = ۹

کرنش^۱های شعاعی (ε_r) و محیطی (ε_θ) برحسب جابه‌جایی‌های شعاعی و عرضی صفحه را می‌توان با در نظر گرفتن کرنش‌های غیرخطی Föppl-von Kármán در شرایط متقارن محوری، به صورت زیر بیان کرد [۲۵]:

$$\varepsilon_r = \frac{\partial u}{\partial r} + \frac{1}{2} \left(\frac{\partial w}{\partial r} \right)^2 - z \frac{\partial^2 w}{\partial r^2} \quad (1)$$

$$\varepsilon_\theta = \frac{u}{r} - \frac{z}{r} \left(\frac{\partial w}{\partial r} \right) \quad (2)$$

در این رابطه w جابه‌جایی عرضی و u جابه‌جایی شعاعی ممبرین هستند. در اینجا، r و z به ترتیب موقعیت شعاعی و عمودی ممبرین را نشان می‌دهند. با توجه به اینکه مواد ممبرین از قانون هوک^۲ پیروی می‌کنند، روابط تنش-جابه‌جایی را می‌توان به صورت زیر به دست آورد [۲۶]:

$$\sigma_r = \frac{E}{1-\nu^2} \left\{ \left[\frac{\partial u}{\partial r} + \frac{1}{2} \left(\frac{\partial w}{\partial r} \right)^2 + \nu \frac{u}{r} \right] - z \left(\frac{\partial^2 w}{\partial r^2} + \frac{\nu}{r} \left(\frac{\partial w}{\partial r} \right) \right) \right\} \quad (3)$$

$$\sigma_\theta = \frac{E}{1-\nu^2} \left\{ \left[\nu \left(\frac{\partial u}{\partial r} + \frac{1}{2} \left(\frac{\partial w}{\partial r} \right)^2 \right) + \frac{u}{r} \right] - z \left(\nu \frac{\partial^2 w}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \left(\frac{\partial w}{\partial r} \right) \right) \right\} \quad (4)$$

که در آن E و ν نشان‌دهنده مدول یانگ^۳ و نسبت پواسون^۴ ممبرین هستند. با توجه به تجمیع تنش‌های شعاعی و محیطی بر ضخامت ممبرین، نیروی شعاعی N_r و نیروی محیطی N_θ برحسب جابه‌جایی شعاعی و عرضی به صورت زیر به دست می‌آید [۲۷]:

$$N_r = \frac{Eh}{1-\nu^2} \left[\frac{\partial u}{\partial r} + \frac{1}{2} \left(\frac{\partial w}{\partial r} \right)^2 + \nu \frac{u}{r} \right] \quad (5)$$

$$N_\theta = \frac{Eh}{1-\nu^2} \left[\nu \left[\frac{\partial u}{\partial r} + \frac{1}{2} \left(\frac{\partial w}{\partial r} \right)^2 \right] + \frac{u_M}{r} \right] \quad (6)$$

در روابط فوق h نشان‌دهنده ضخامت ممبرین است. براساس قانون دوم نیوتن، معادله دینامیکی حرکت شعاعی و عرضی در حضور نیروی خارجی اعمال شده را می‌توان به این صورت به دست آورد [۲۸]:

$$\mathfrak{R}_1(u, w) = -\frac{1}{r} \left[\frac{\partial}{\partial r} (rN_r) - N_\theta \right] + \rho h \frac{\partial^2 u}{\partial t^2} + C_2 \frac{\partial u}{\partial t} = 0 \quad (7)$$

¹ Strain

² Hooke

³ Young's modulus

⁴ Poisson's ratio

$$\mathfrak{R}_2(u, w) = D \left(\frac{\partial^4 w}{\partial r^4} + \frac{2}{r} \frac{\partial^3 w}{\partial r^3} - \frac{1}{r^2} \frac{\partial^2 w}{\partial r^2} + \frac{1}{r^3} \frac{\partial w}{\partial r} \right) \quad (۸)$$

$$- \frac{1}{r} \left[\frac{\partial}{\partial r} \left(r N_r \frac{\partial w}{\partial r} \right) \right] + (\rho h) \frac{\partial^2 w}{\partial t^2} + C_1 \frac{\partial w}{\partial t} = P(r, t)$$

که در آن C_1 و C_2 نسبت‌های میرایی معادل هستند و $D = \frac{Eh^3}{12(1-\nu^2)}$ سختی خمشی صفحه و $P(r, t) = P_0 \sin(\omega_s \cdot t)$ نیروی فشار خارجی متناوب موج آکوستیکی اعمال شده می‌باشد. با عنایت به این که ممبرین یک صفحه مدور گیره‌دار است، شرایط مرزی آن به شرح زیر است:

$$\begin{cases} w(R, t) = 0 \\ \left. \frac{\partial w(r, t)}{\partial r} \right|_{r=R} = 0 \end{cases} \quad (۹)$$

از آنجایی که سفتی درون صفحه بسیار بزرگ‌تر از حالت خارج از صفحه یا عرضی است، فرکانس‌های طبیعی حالت‌های ارتعاش درون صفحه بسیار بزرگ‌تر از حالت عرضی است و در نتیجه جابه‌جایی شعاعی در مقایسه با حالت‌های عرضی بسیار کوچک است. بنابراین، در رژیم‌های تحریک فرکانس پایین، نیروهای اینرسی حرکات شعاعی را می‌توان نادیده گرفت و با میانگین‌گیری نیروی کشش شعاعی، معادله حاکم غیرخطی برای یک میکروصفحه دایره‌ای با شرایط مرزی ثابت را می‌توان به صورت زیر نوشت [۲۹]:

$$\mathfrak{R}_3(w) = D \nabla^4 w - \frac{Eh}{1-\nu^2} \left(\frac{1}{2} \int_0^R \left(\frac{\partial w}{\partial r} \right)^2 R dr \right) \nabla^2 w + \quad (۱۰)$$

$$(\rho h) \frac{\partial^2 w}{\partial t^2} + c \frac{\partial w}{\partial t} = P(r, t)$$

که در آن ∇^2 و ∇^4 به ترتیب عملگرهای هارمونیک و دو هارمونیک هستند و برای شرایط متقارن محوری، می‌توان آنها را به این صورت بیان کرد:

$$\nabla^2 = \frac{\partial^2}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} \quad (۱۱)$$

$$\nabla^4 = \frac{\partial^4}{\partial r^4} + \frac{2}{r} \frac{\partial^3}{\partial r^3} - \frac{1}{r^2} \frac{\partial^2}{\partial r^2} + \frac{1}{r^3} \frac{\partial}{\partial r} \quad (۱۲)$$

جمله دوم معادله (۱۰) نشان دهنده کشش وسط صفحه به دلیل شرایط مرزی ثابت صفحه و کوپل شدن حرکت درون و خارج صفحه است که برای خمش‌های بزرگ قابل توجه است ولی برای خمش‌های کوچک قابل چشم‌پوشی

می‌باشد از این رو می‌تواند از معادله حذف شود و برای محاسبه ارتعاش آزاد، نیروی خارجی را برابر صفر در نظر گرفت. در نتیجه می‌توان نوشت [۳۰]:

$$\mathfrak{R}_3(w) = D\nabla^4 w + (\rho h) \frac{\partial^2 w}{\partial t^2} = 0 \quad (13)$$

با توجه به این که تغییرات جابه‌جایی برحسب زمان به صورت متناوب می‌باشد، از این رو با فرض $w(r, \theta, t) = w(r, \theta) e^{i\omega t}$ می‌توان نوشت:

$$\nabla^4 w(r, \theta) - \frac{\rho h}{D} \omega^2 w(r, \theta) = 0 \quad (14)$$

با فرض $\lambda^4 = \frac{\rho h}{D} \omega^2$ و تجزیه آن به دو معادله مزدوج خواهیم داشت:

$$\begin{cases} (\nabla^2 w(r, \theta) - \lambda^2 w(r, \theta)) = 0 \\ (\nabla^2 w(r, \theta) + \lambda^2 w(r, \theta)) = 0 \end{cases} \quad (15)$$

با استفاده از معادله‌های (۱۱) و (۱۲) خواهیم داشت:

$$\begin{cases} \frac{\partial^2 w}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial w}{\partial r} + \frac{1}{r^2} \frac{\partial^2 w}{\partial \theta^2} - \lambda^2 w = 0 \\ \frac{\partial^2 w}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial w}{\partial r} + \frac{1}{r^2} \frac{\partial^2 w}{\partial \theta^2} + \lambda^2 w = 0 \end{cases} \quad (16)$$

اگر ترم اول و دوم مساوی صفر قرار داده شود، با فرض $w(r, \theta) = R(r) \times \theta(\theta)$ و بعد از مشتق‌گیری و جاگذاری می‌توان نوشت:

$$\begin{cases} \theta \frac{\partial^2 R}{\partial r^2} + \theta \frac{1}{r} \frac{\partial R}{\partial r} + R \frac{1}{r^2} \frac{\partial^2 \theta}{\partial \theta^2} + \lambda^2 R \theta = 0 \\ \theta \frac{\partial^2 R}{\partial r^2} + \theta \frac{1}{r} \frac{\partial R}{\partial r} + R \frac{1}{r^2} \frac{\partial^2 \theta}{\partial \theta^2} - \lambda^2 R \theta = 0 \end{cases} \quad (17)$$

با تلفیق دو معادله رابطه (۱۷) نتیجه می‌شود:

$$\theta \frac{\partial^2 R}{\partial r^2} + \theta \frac{1}{r} \frac{\partial R}{\partial r} + R \frac{1}{r^2} \frac{\partial^2 \theta}{\partial \theta^2} \pm \lambda^2 R \theta = 0 \quad (18)$$

اگر $\alpha^2 = \frac{1}{\theta} \frac{\partial^2 \theta}{\partial \theta^2}$ باشد، معادله به صورت زیر به شکل معادلات بسل قابل حل خواهد بود [۳۱]:

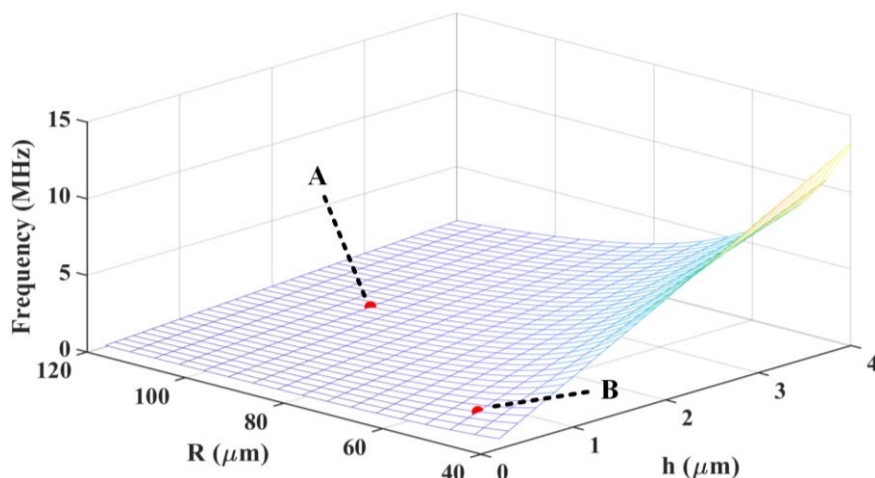
$$\begin{cases} \frac{\partial^2 R}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial R}{\partial r} + \left(\lambda^2 - \frac{\alpha^2}{r^2} \right) R = 0 \\ \frac{\partial^2 R}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial R}{\partial r} - \left(\lambda^2 - \frac{\alpha^2}{r^2} \right) R = 0 \end{cases} \quad (19)$$

پس از حل معادله بسل، مقدار فرکانس ذاتی به صورت زیر به دست می‌آید:

$$f = \frac{\lambda}{2\pi} \frac{h}{R^2} \left(\frac{E}{12\rho(1-v^2)} \right)^{0.5} \quad (20)$$

فرکانس به دست آمده از رابطه ۲۰ در واقع فرکانسی می‌باشد که میکروژنراتور پیشنهادی بیشترین نوسان را در آن خواهد داشت و از این رو بیشینه توان تولیدی در پیزوالکتریک لایه نشانی شده بر روی آن نیز در این فرکانس اتفاق خواهد افتاد. با جاگذاری مقدار $10/216$ به جای λ [۳۲-۳۵] و همچنین جاگذاری سایر مقادیر این رابطه، فرکانس ذاتی سیستم برابر $1/052$ MHz به دست می‌آید. لازم به توضیح است که در محاسبات فوق به منظور لحاظ کردن تأثیر تغییر مدول یانگ ممبرین در اثر لایه نشانی پیزوالکتریک، مدول یانگ مؤثر ممبرین برابر $10^9 \times 270$ Pa در نظر گرفته شده است. همان طوری که مشخص است مقدار محاسبه شده به صورت تئوری تطابق بسیار قابل قبولی با نتایج شبیه‌سازی دارد که در بخش بعدی انجام خواهد شد.

به منظور حصول اطمینان از این که ابعاد ساختار میکروژنراتور پیشنهادی مطابق آن چه در بخش قبلی مقاله بیان شد بهترین انتخاب می‌باشد، می‌توان معادله به دست آمده در رابطه ۲۰ را در بازه $[0.2 \mu\text{m}, 4 \mu\text{m}]$ برای ضخامت ممبرین (h) و بازه $[40 \mu\text{m}, 120 \mu\text{m}]$ برای شعاع ممبرین (R) برای یافتن نقاطی که به ازای آنها فرکانس ذاتی سیستم حدود ۱ MHz می‌شود، بررسی کرد. نمودار سه بعدی فرکانس ذاتی سیستم در بازه‌های مذکور در شکل ۵ نشان داده شده است. شایان ذکر است که دو نقطه A ($h = 2 \mu\text{m}, R = 100 \mu\text{m}$) و B ($h = 0.5 \mu\text{m}, R = 50 \mu\text{m}$) که به ازای آنها شرایط مورد نیاز محقق می‌شود در این شکل مشخص شده‌اند. اگرچه بهتر است هرچقدر که امکان دارد ابعاد ساختار را کوچک‌تر انتخاب کرد ولی از آن جایی که با توجه به تکنولوژی‌های موجود برای ساخت تجهیزات MEMS، ساخت ممبرینی با ضخامت به دست آمده برای نقطه B مشکل می‌باشد، از این رو می‌توان این گونه نتیجه گرفت که مقادیر نقطه A یعنی همان مقادیری که در این مقاله به عنوان ابعاد میکرو ژنراتور پیشنهادی تعیین شده‌اند، مناسب‌ترین انتخاب بوده است.

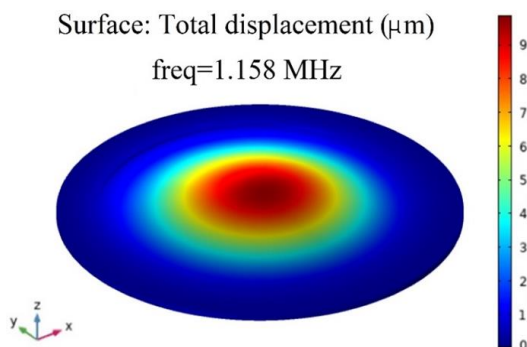


شکل ۵. نمودار فرکانس ذاتی ممبرین براساس ضخامت و شعاع ممبرین.

شبیه‌سازی و ارزیابی کارایی ساختار ارایه شده

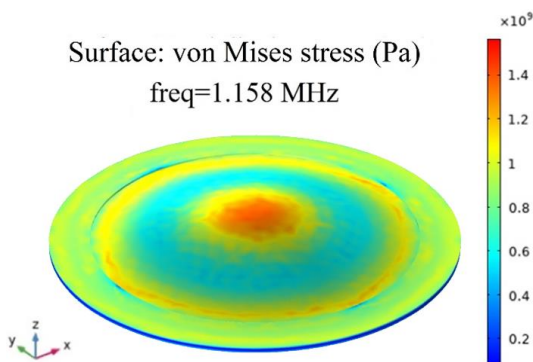
در این بخش نتایج شبیه‌سازی ساختار میکروژنراتور پیشنهادی با استفاده از نرم‌افزار قدرتمند کامسول به همراه نتایج مقایسه‌ای با تحقیقات قبلی آورده شده است. شایان ذکر است که کامسول یک محیط شبیه‌سازی است که با در نظر گرفتن کاربردهای دنیای واقعی طراحی گردیده و هدف از انجام شبیه‌سازی در این نرم‌افزار این است که تا آنجا که امکان دارد تأثیر پارامترهای دخیل در عملکرد نمونه در محیط واقعی، قبل از ساخت بررسی و مشاهده شود. به عبارت دیگر شبیه‌سازی‌های کامسول می‌تواند دنیای شبیه‌سازی را به واقعی نزدیک و نزدیک‌تر کند. در حال حاضر بسیاری از دانشگاه‌ها و شرکت‌های معتبر دنیا نظیر NASA، General Electrics، Millipore و ... از نرم‌افزار کامسول برای انجام پروژه‌های صنعتی و تحقیقاتی خود استفاده می‌کنند. با یک اجرای مناسب در این نرم‌افزار می‌توان یک ایده را با دقت بسیار نزدیک به دنیای واقعی آزمایش کرد و از صحت عملکرد آن در محیط‌های واقعی اطمینان یافت.

در شبیه‌سازی صورت گرفته با استفاده از نرم‌افزار کامسول، فشار صوتی Pa ۱۰۰۰ در جهت Z به کل سیستم می‌شود. ضمناً از یک قاب استوانه‌ای به ارتفاع $500 \mu\text{m}$ برای افزایش انرژی الکتریکی تولیدی بهره گرفته شده است. طبق آن چه در شکل ۶ نشان داده شده است، حداکثر مقدار جابه‌جایی ممبرین در راستای Z برابر $9.87 \mu\text{m}$ می‌باشد. همان‌طور که انتظار می‌رفت چون لبه‌های ممبرین به قاب استوانه‌ای تثبیت شده است، میزان جابه‌جایی آن صفر می‌باشد. با استفاده از تحلیل solid mechanics و electrostatics در نرم‌افزار، فرکانس طبیعی دیافراگم و پیزوالکتریک در مد اول حدود $1/158 \text{ MHz}$ به‌دست آمده است.



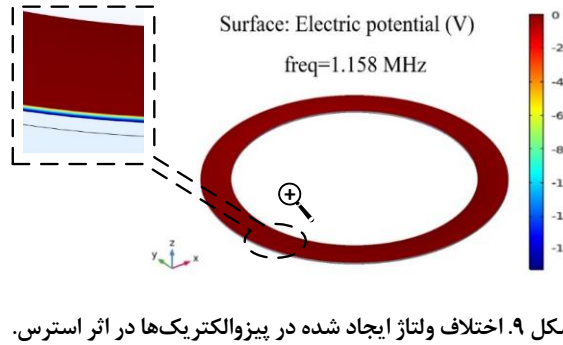
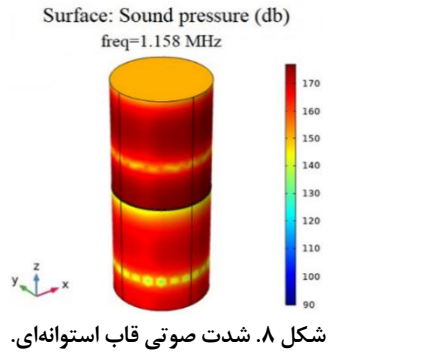
شکل ۶. جابه‌جایی در اثر فشار صوتی در راستای z در فرکانس طبیعی سیستم.

همان‌طوری که قبلاً عنوان گردید به‌منظور استخراج بیشترین انرژی باید پیزوالکتریک ساختار در محل‌هایی با بیشترین استرس لایه‌نشانی شود. با توجه به نتایج شکل ۶ و ۷ می‌توان نتیجه گرفت که استرس واردشده به لبه‌های ممبرین جایی که در آن به قاب استوانه‌ای تثبیت شده است حداکثر می‌باشد و در وسط تقریباً صفر است.

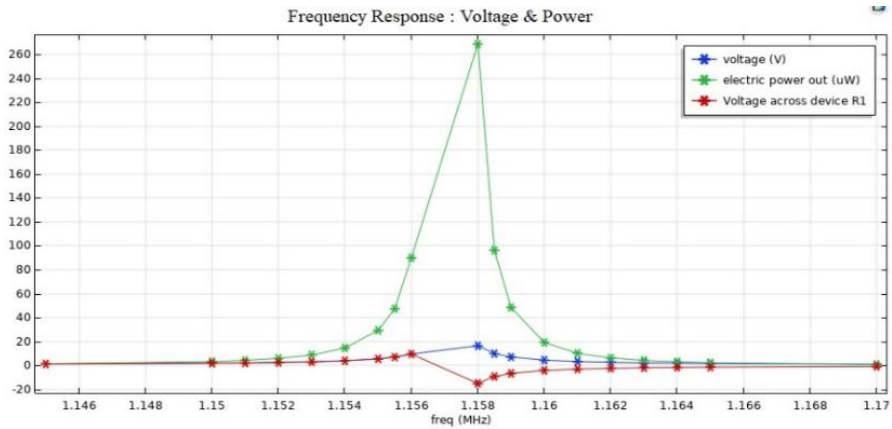


شکل ۷. میزان استرس واردشده به نقاط مختلف دیافراگم دایره‌ای.

به همین علت این نقاط برای قرار گرفتن پیزوالکتریک انتخاب شده است. شایان ذکر است که براساس نتایج شبیه‌سازی، استرس ایجاد شده در نقاط نزدیک به قاب استوانه‌ای در جابه‌جایی ممبرین به‌واسطه تحریک امواج صوتی، حداکثر $1/56 \text{ GPa}$ می‌باشد. با توجه به این که این مقدار از تنش تسلیم سیلیکون که 7 GPa می‌باشد به مراتب کوچک‌تر است، با اطمینان می‌توان نتیجه گرفته که جابه‌جایی و استرس ایجادشده باعث شکستگی ممبرین نخواهد شد. شکل ۸ و ۹ به‌ترتیب نتایج شبیه‌سازی فشار صوتی قاب استوانه‌ای و ولتاژ به‌دست‌آمده از ساختار پیشنهادی را نشان می‌دهد. طبق این شبیه‌سازی‌ها، شدت فشار صوتی قاب استوانه‌ای حداکثر برابر با 177 dB و اختلاف ولتاژ ایجاد شده در پیزوالکتریک‌ها بیشتر از $15/2 \text{ V}$ می‌باشد.



با توجه به نتایج نشان داده شده در شکل ۹، توان قابل دسترس در فرکانس طبیعی سیستم یا همان ۱/۱۵۸ MHz دارای بیشترین مقدار خود یعنی با ۲۶۸/۷ μW می‌باشد.



شکل ۹. توان الکتریکی در محدوده فرکانس طبیعی سیستم.

به‌منظور ارزیابی کارایی میکروژنراتور پیشنهادی در این مقاله، نتایج این ساختار با نتایج تحقیقات پیشین در این زمینه مقایسه شده است (جدول ۲). همان‌طوری که مشهود است با وجود این ساختار ارائه‌شده دارای ابعاد کوچک‌تری نسبت به بقیه می‌باشد اما توان تولیدی آن به مراتب بیشتر و قابل ملاحظه می‌باشد.

جدول ۲. مقایسه مشخصات میکروژنراتور پیشنهادی با کارهای قبلی.

ابعاد cm ³	شدت صوت (dB)	فشار صوت (Pa)	فرکانس رزونانس (KHz)	توان (μW)	شماره مرجع
۲.۴۴۵	۱۴۹	۰.۸	۱۳.۵۷	۶×۱۰ ^{-۶}	[۱۳]
۶۷۶	۱۰۰	۲	۰.۶	۰.۳۴۵	[۱۵]
۱۳.۱۲	۱۳۰	۶۳.۲	۱.۵۰۱	۲۱۴.۲۳	[۱۴]
۱۱.۱۴	۱۱۴	۱۰	۰.۱۵۵	۲۱۰	[۱۶]
۱۵۴.۹۶	۹۴	۱	۰.۳۶۰ ~ ۰.۴۵۰	۳.۲۲	[۱۷]
۱۵.۷×۱۰ ^{-۶}	۱۸۰	۱۰۰۰	۱۱۵۸	۲۷۰	ساختار پیشنهادی

نتیجه‌گیری

در این پژوهش از میکروژنراتور با ساختار پیزوالکتریک استفاده شده است که قابلیت تأمین توان موردنیاز شبکه سنسورهای بی‌سیم و بیوسنسورها یا به‌طور کلی تمامی دستگاه‌های الکترونیکی را داراست. همچنین به‌منظور تعبیه در داخل بدن از پیزوالکتریک نیترات آلومینیوم به دلیل سازگاری با بدن و محیط زیست استفاده شده است. با توجه به محاسبات انجام شده و شبیه‌سازی می‌توان گفت ساختار ارائه‌شده در این پژوهش دارای حجم $10^{-6} \times 15/7 \text{ cm}^3$ بوده و قابلیت تولید توان $260 \mu\text{W}$ تحت فشار آکوستیکی 1000 Pa در فرکانس طبیعی $1/158 \text{ MHz}$ را دارا می‌باشد. با توجه به محاسبات انجام‌شده و شبیه‌سازی‌ها می‌توان گفت که ساختار ارائه‌شده قابلیت تولید ولتاژ و توان بالا در ابعاد کوچک را دارد و همچنین به دلیل کوچک بودن ابعاد و قابلیت تعبیه در بدن می‌توان از آن برای تأمین بخشی از توان لازم برای باتری‌های قلبی و سیستم‌های الکترونیکی توان پایین در داخل بدن استفاده کرد.

References

- [1] Hamedani, N., & Karimi Moridani, M. (2021). Design and Manufacturing of Gloves for Intelligent Quantification of Hand Vibration. *Karafan Quarterly Scientific Journal*, 18(3), 79-99. <https://doi.org/10.48301/kssa.2021.282479.1489>
- [2] Karimi, H. (2021). Sensor Node Clustering Algorithm with Respect to Node Density in Wireless Sensor Networks. *Karafan Quarterly Scientific Journal*, 18(3), 253-272. <https://doi.org/10.48301/kssa.2021.269713.1360>
- [3] Joung, Y-H. (2013). Development of implantable medical devices: from an engineering perspective. *International neurourology journal*, 17(3), 98-106. <https://doi.org/10.5213/inj.2013.17.3.98>
- [4] Mathúna, C. Ó., O'Donnell, T., Martinez-Catala, R. V., Rohan, J., & O'Flynn, B. (2008). Energy scavenging for long-term deployable wireless sensor networks. *Talanta*, 75(3), 613-623. <https://doi.org/10.1016/j.talanta.2007.12.021>

- [5] Zheng, Q., Shi, B., Li, Z., & Wang, Z. L. (2017). Recent Progress on Piezoelectric and Triboelectric Energy Harvesters in Biomedical Systems. *Advanced Science*, 4(7), 1-23. <https://doi.org/10.1002/adv.201700029>
- [6] Roberts, P., Stanley, G., & Morgan, J. M. (2008). Harvesting the energy of cardiac motion to power a pacemaker. *Circulation*, 118(suppl_18), 679-680. https://doi.org/10.1161/circ.118.suppl_18.S_679-c
- [7] Damya, A., Abbaspour Sani, E., & Rezazadeh, G. (2020). An innovative piezoelectric energy harvester using clamped-clamped beam with proof mass for WSN applications. *Microsystem Technologies*, 26(10), 3203-3211. <https://doi.org/10.1007/s00542-018-3890-6>
- [8] Damya, A., Abbaspour Sani, E., & Rezazadehe, G. (2020). Designing and Analyzing of a Piezoelectric Energy Harvester with Tunable Natural Frequency for WSN Application. *Tabriz Journal Of Electrical Engineering*, 50(3), 1205-1213. <https://www.sid.ir/paper/955799/en>
- [9] Lueke, J., & Moussa, W. A. (2011). MEMS-Based Power Generation Techniques for Implantable Biosensing Applications. *Sensors*, 11(2), 1433-1460. <https://doi.org/10.3390/s110201433>
- [10] Damya, A., Abbaspour Sani, E., & Rezazadeh, G. (2019). Designing and analyzing of a piezoelectric energy harvester with tunable system natural frequency for WSN and biosensing applications. *Microsystem Technologies*, 25(6), 2493-2500. <https://doi.org/10.1007/s00542-018-4150-5>
- [11] Yu, H., Zhou, J., Deng, L., & Wen, Z. (2014). A Vibration-Based MEMS Piezoelectric Energy Harvester and Power Conditioning Circuit. *Sensors*, 14(2), 3323-3341. <https://doi.org/10.3390/s140203323>
- [12] Chawanda, A., & Luhanga, P. (2012). Piezoelectric energy harvesting devices: an alternative energy source for wireless sensors. *Smart Materials Research*, 2012, 1-13. <https://doi.org/10.1155/2012/853481>
- [13] Horowitz, S. B., Sheplak, M., Cattafesta, L. N., & Nishida, T. (2006). A MEMS acoustic energy harvester. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 16(9), 13-16. <https://doi.org/10.1088/0960-1317/16/9/S02>
- [14] Khan, F. U. (2018). Three degree of freedom acoustic energy harvester using improved Helmholtz resonator. *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*, 19(1), 143-154. <https://doi.org/10.1007/s12541-018-0017-z>
- [15] Sun, K. H., Kim, J. E., Kim, J., & Song, K. (2017). Sound energy harvesting using a doubly coiled-up acoustic metamaterial cavity. *Smart Materials and Structures*, 26(7), 075011. <https://doi.org/10.1088/1361-665X/aa724e>
- [16] Yuan, M., Cao, Z., Luo, J., & Ohayon, R. (2018). Acoustic metastructure for effective low-frequency acoustic energy harvesting. *Journal of Low Frequency Noise, Vibration and Active Control*, 37(4), 1015-1029. <https://doi.org/10.1177/1461348418794832>
- [17] Zhang, X., Zhang, H., Chen, Z., & Wang, G. (2018). Simultaneous realization of large sound insulation and efficient energy harvesting with acoustic metamaterial. *Smart Materials and Structures*, 27(10), 105018. <https://doi.org/10.1088/1361-665X/aade3e>
- [18] Mitcheson, P. D., Green, T. C., & Yeatman, E. M. (2007). Power processing circuits for electromagnetic, electrostatic and piezoelectric inertial energy scavengers. *Microsystem Technologies*, 13(11), 1629-1635. <https://doi.org/10.1007/s00542-006-0339-0>
- [19] Kherbeet, A. S., Salleh, H., Salman, B. H., & Salim, M. (2015). Vibration-based piezoelectric micropower generator for power plant wireless monitoring application. *Sustainable Energy Technologies and Assessments*, 11, 42-52. <https://doi.org/10.1016/j.seta.2015.05.004>

- [20] Jeon, Y. B., Sood, R., Jeong, J. h., & Kim, S. G. (2005). MEMS power generator with transverse mode thin film PZT. *Sensors and Actuators A: Physical*, 122(1), 16-22. <https://doi.org/10.1016/j.sna.2004.12.032>
- [21] Khan, F. U., & Izhar, I. (2013). Acoustic-based electrodynamic energy harvester for wireless sensor nodes application. *International Journal of Materials Science and Engineering* 1(2), 72-78. <https://doi.org/10.12720/ijmse.1.2.72-78>
- [22] Li, B., & You, J. H. (2011). Harvesting ambient acoustic energy using acoustic resonators. *Proceedings of Meetings on Acoustics*, 12(1), 1-8. <https://doi.org/10.1121/1.3616359>
- [23] Noh, S., Lee, H., & Choi, B. (2013). A study on the acoustic energy harvesting with Helmholtz resonator and piezoelectric cantilevers. *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*, 14(9), 1629-1635. <https://doi.org/10.1007/s12541-013-0220-x>
- [24] Jackson, N., O'Keeffe, R., Waldron, F., O'Neill, M., & Mathewson, A. (2014). Evaluation of low-acceleration MEMS piezoelectric energy harvesting devices. *Microsystem Technologies*, 20(4), 671-680. <https://doi.org/10.1007/s00542-013-2006-6>
- [25] Foppl, A. (1909). *Vorlesungen uber techniscche mechanik* (2ed.). Benedictus Gotthelf Teubner. https://books.google.com/books/about/Vorlesungen_%C3%BCber_technische_Mechanik.html?id=eLUCD_-r1jkC
- [26] Abazari, A. M., Safavi, S. M., Rezazadeh, G., & Villanueva, L. G. (2015). Modelling the Size Effects on the Mechanical Properties of Micro/Nano Structures. *Sensors*, 15(11), 28543-28562. <https://doi.org/10.3390/s151128543>
- [27] Shi, B-B., Sun, J-Y., Huang, T-K., & He, X-T. (2021). Closed-Form Solution for Circular Membranes under In-Plane Radial Stretching or Compressing and Out-of-Plane Gas Pressure Loading. *Mathematics*, 9(11), 1-26. <https://doi.org/10.3390/math9111238>
- [28] Sun, J-Y., Zhang, Q., Wu, J., Li, X., & He, X-T. (2021). Large Deflection Analysis of Peripherally Fixed Circular Membranes Subjected to Liquid Weight Loading: A Refined Design Theory of Membrane Deflection-Based Rain Gauges. *Materials*, 14(20), 1-23. <https://doi.org/10.3390/ma14205992>
- [29] Nayfeh, A. H., & Pai, P. F. (2008). *Linear and nonlinear structural mechanics*. John Wiley & Sons. <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/book/10.1002/9783527617562>
- [30] Rahimi, Z., Rezazadeh, G., & Sumelka, W. (2020). A non-local fractional stress-strain gradient theory. *International Journal of Mechanics and Materials in Design*, 16(2), 265-278. <https://doi.org/10.1007/s10999-019-09469-7>
- [31] Harris, F. E. (2014). *Mathematics for physical science and engineering: symbolic computing applications in Maple and Mathematica*. Academic Press. <https://www.amazon.com/Mathematics-Physical-Science-Engineering-Applications/dp/0128010002>
- [32] Mary, D. W. (1938). Vibrations of free circular plates. Part 1: Normal modes. *Proceedings of the Physical Society*, 50(1), 70. <https://doi.org/10.1088/0959-5309/50/1/306>
- [33] Senjanović, I., Hadžić, N., & Vladimir, N. (2017). Vibration analysis of thin circular plates with multiple openings by the assumed mode method. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part M: Journal of Engineering for the Maritime Environment*, 231(1), 70-85. <https://doi.org/10.1177/1475090215621578>
- [34] Wu, T. Y., Wang, Y. Y., & Liu, G. R. (2002). Free vibration analysis of circular plates using generalized differential quadrature rule. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 191(46), 5365-5380. [https://doi.org/10.1016/S0045-7825\(02\)00463-2](https://doi.org/10.1016/S0045-7825(02)00463-2)
- [35] Žur, K. K., & Jankowski, P. (2018). Exact analytical solution for free axisymmetric and non-axisymmetric vibrations of FGM porous circular plates. *Preprints*, 1-23. <https://doi.org/10.20944/preprints201809.0295.v2>

