

ПРОЕКТИРАНЕ И ИЗСЛЕДВАНЕ НА УЛТРАЗВУКОВ ГЕНЕРАТОР НА ЕНЕРГИЯ

Тодор ТОДОРОВ¹ Райчо ЙОСИФОВ²

¹катедра „Теория на механизмите и машините“, Технически университет - София, България
e-mail: tst@tu-sofia.bg

²катедра „Теория на механизмите и машините“, Технически университет - София, България
e-mail: rji@abv.bg

Резюме: В статията се разглежда иновативен начин за безжичен пренос на електрическа енергия чрез системи, състоящи се от ултразвуков микро-генератор на енергия и ултразвуков източник на акустични вълни. Проектиран е и изработен ултразвуков генератор на енергия с възможност за промяна на някои от ключовите му параметри. Обособена е опитна постановка с конфигурация: източник на ултразвук – ултразвуков генератор. Проведени са експериментални изследвания и анализирани резултатите.

Ключови думи: ултразвук, генератор на енергия, резонанс, вибрации, МЕМС, медицина, импланти

1. УВОД

Ултразвуковите микро-генератори на енергия намират приложение в медицината като начин за безжичен пренос на електрическа енергия, нужна за работата на имплантирани в човешкото тяло микросистеми с различни функции. Всички те имат нужда от независимо хранване. Предвид напредъка на медико-технологичните стандарти, този проблем все повече нараства. Използването на батерии с ограничен ресурс не е добро решение, защото подмяната им е съпроводена с хирургическа намеса върху пациента. Една алтернатива е именно използването на ултразвуков микро-генератор на енергия вграден в човешкото тяло и независим източник на вибрации извън него, който подава енергия под формата на ултразвук.

В миналото са разработвани и индуктивни системи за безжичен пренос на електроенергия със същата цел. Ефективността им е значително по-висока за малки (около 10мм) разстояния на пренос, но с нарастване на дистанцията, ефективността драстично намалява в сравнение с ултразвуковите системи [3]. От друга страна консумацията на имплантите все повече намалява с напредване на технологиите. Друг недостатък на индуктивния подход е по-големия размер на генератора имплантиран в човешкото тяло, което създава неудобство за пациента.

При проектиране на ултразвукови микро-генератори на енергия трябва да се изпълнят множество условия, за да се постигне добра ефективност. Един фактор, който оказва голямо влияние е разликата в акустичния импеданс на различните среди, в които се разпространява ултразвуковата вълна. Вибриращият източник на ултразвук влияе върху заобикалящата го въздушна среда и произвежда звукова вълна. За да се получи ефективен трансфер е желателно да се използва преходен слой от материал със стойност на акустичен импеданс между тази на генериращия кристал (висок) и на въздуха (нисък) [4]. Възможно е и използването на няколко преходни слоя [2]. Аналогично механичният импеданс на генериращата система трябва да е близък до акустичния импеданс на средата, в която работи.

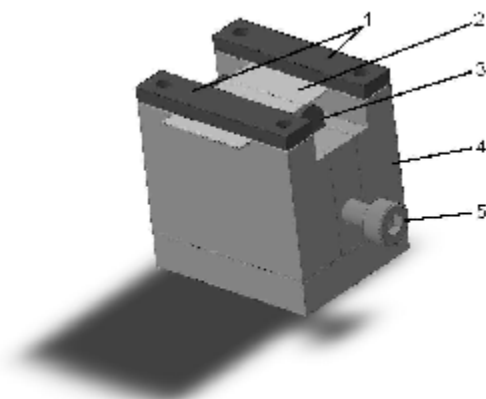
Друго важно условие за ефективен трансфер на енергия е изборът на работна честота на системата. Задължително условие е ултразвуковият генератор да получава вълни с честота максимално близка до собствената му резонантна. Освен това е важно работната честота на генератора да бъде съобразена със средата, в която се разпространява ултразвуковата вълна и разстоянието, което тя преминава. За системи, които пренасят енергия през човешка тъкан е препоръчително работната честота да бъде в интервала 200 kHz – 1.2 MHz [5]. За определяне точната честота трябва да се

вземат предвид разстояние между излъчвател и генератор, структура и размери на генератора, и др.

Още едно предизвикателство е улавянето на вълни от различни посоки. Към момента проучванията в тази насока са малко, но това ще се окаже важно условие за ефективността на системата, в случай че не може да се предвиди положението ѝ.

2. ОПИСАНИЕ НА ГЕНЕРАТОРА НА ЕНЕРГИЯ

С цел експериментално изследване на параметрите при генериране на енергия от ултразвук е проектиран и изработен ултразвуковият генератор показан на фиг. 1.



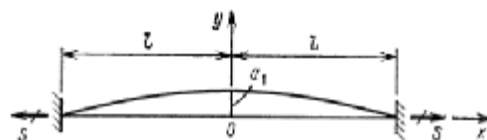
Фиг. 1. Виртуална илюстрация на ултразвуковия генератор на енергия

Той се състои от корпус 4, пиезоелектричен елемент 2 и клинов обтяжен механизъм 3, който се задейства от болт 5. Към корпуса се захваща пиезоелектричен сензор 2 посредством елементи 1, така че да може да се опъва в средата от обтяжния механизъм. Целта е при опъване на пиезоелемента, който в последствие ще бъде подложен на външни вибрации, да се променя собствената му честота. По този начин имаме възможност да наблюдаваме и изследваме изменението в амплитудата на вибрация при различна резонантна честота на системата и различни условия на външно въздействие чрез ултразвук. Използваният

пиезоелектричен елемент е FS-2513P доставен от фирма Фарнел. Резонансната му честота е 80 Hz.

3. ОПРЕДЕЛЯНЕ НА ОСНОВНИТЕ ПАРАМЕТРИ НА ГЕНЕРАТОРА НА ЕНЕРГИЯ

Вибриращият елемент на микро-генератора на енергия с тънка гъвкава пластина, с известни идеализации, може да бъде представен с модела на фиг. 1 [1]. Когато двойно запъната греда е гъвкава, опорните моменти в точките на окачване може да се пренебрегнат. Двата запънати края са подложени на осово усилие S .



Фиг. 2. Схема на напречни трептения на греда подложена на опън [1].

В този случай първата собствена честота съгласно Тимошенко [1] се изчислява с формулата:

$$P_1 = \frac{p}{2l} \sqrt{\frac{S}{m}} \quad (1)$$

където за конкретния случай опъновата сила се пресмята чрез закона на Хук

$$S = sA = EeA, \quad (2)$$

$$m = rA, \quad (3)$$

е масата на гредата за единица дължина, E – модул на Юнг, s е напрежението на опън, A е напречното сечение на гредата.

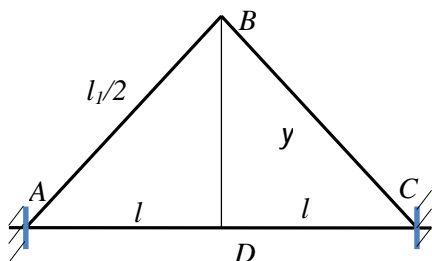
Замествайки формули (2) и (3) в (1), за собствената честота се получава:

$$P_1 = \frac{p}{2l} \sqrt{\frac{Ee}{r}}. \quad (4)$$

Относителната линейна деформация се изчислява чрез израза:

$$e = \frac{\Delta l}{l}. \quad (5)$$

На фиг. 3 е дадена схемата за деформиране на пластината. Отсечката AC е първоначално монтираната пластина без опън. С отсечките AB и BC е изобразена формата на деформираната пластина след като клинът се е преместил вертикално на разстояние y .



Фиг. 3. Геометрични зависимости между хода y на разтяжния механизъм и относителната деформация на сензора.

От фиг. 3 за абсолютната дължина след деформацията на пластината ($AB+BC$) следва

$$l_1 = 2\sqrt{y^2 + l^2}, \quad (6)$$

където y е вертикалното преместване на клина, което се пресмята от

$$y = s \tan \alpha, \quad (7)$$

Тук s е преместването на хоризонталния клин и α е ъгъла на клина. Чрез формули (6) и (7) абсолютната деформация придобива вида

$$\Delta l = 2l - l_1 = 2l - 2\sqrt{s^2 \tan^2 \alpha + l^2}. \quad (8)$$

Относителната деформация на гредата в този случай следва да бъде:

$$e = \frac{2l - 2\sqrt{s^2 \tan^2 \alpha + l^2}}{l} = 2 - 2\sqrt{s_l^2 \tan^2 \alpha + 1}, \quad (9)$$

където $s_l = \frac{s}{l}$ е относителното хоризонтално

преместване на клина.

На база горните изводи е получена първата собствена честота във вида

$$p_1 = \frac{p}{2l} \sqrt{\frac{2E(1 - \sqrt{s_l^2 \tan^2 \alpha + 1})}{r}}. \quad (10)$$

Формула (10) налага само едно конструктивно ограничение за размерите на генератора на енергия при известна първа собствена честота. Другите ограничения следват от предварително избрания пиезоелектричен елемент, който има известни геометрични размери, еластични и масови параметри. Чрез формула (10) може да се изчисли ъгъла α на клина.

При проектирането трябва да се вземе предвид зависимостта между преместването на винта s и ъгъла му на завъртане j , която има вида

$$s = \frac{P}{2p} j, \quad (11)$$

където с P е означена стъпката на винта.

За сензора са известни размерите: дължина $l = 5$ mm, височина $h = 0,3$ mm, широчина $w = 13$ mm, маса на деформираната част на сензора, получена чрез измерване $m_l = 0,16$ g. За разпределената по дължината на гредата маса m се получава $m = m_l / l = 0,032$ [kg/m].

Модулът на надлъжна еластичност $E = 1,6 \cdot 10^8$ [N/m²] е определен експериментално.

В резултат на горните данни при работна честота $p_1 = 25$ kHz чрез формула (10) е пресметнато $\alpha = 17^\circ$. Резултатът е изчислен при прието преместване на клина $s_{avg} = 2,5$ mm.

Фотография на изработения сензор е показана на фиг. 4.



Фиг. 4. Фотография на изработения ултразвуков генератор на енергия.

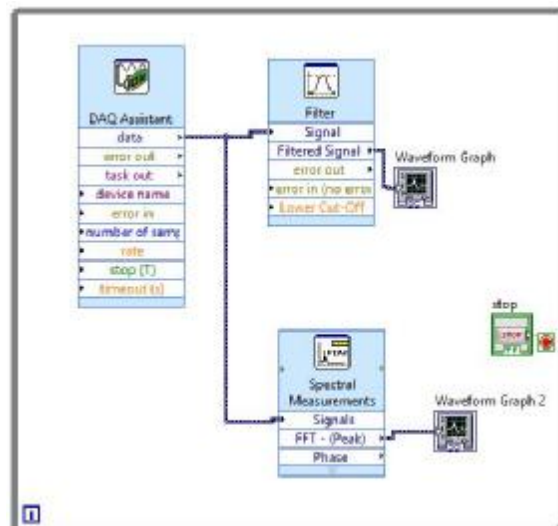
4. ОПИСАНИЕ НА ОПИТНАТА ПОСТАНОВКА

За източник на ултразвук се използва генератор на променливо напрежение с възможност за промяна на честотата и ултразвуков излъчвател 25T-16 AW на фирма APC International. Оптималната му работна честота е 25 kHz, а максималното работно напрежение 30 Vrms. Излъчвателят е закрепен неподвижно на специално избрана за целта стойка с възможност за промяна на положението (фиг. 5).



Фиг. 5. Фотография на стенда за изследване на ултразвуковия генератор на енергия: 1. Ултразвуков генератор; 2. Стойка с излъчвател на ултразвук; 3. Генератор на напрежение; 4. Система за събиране на данни; 5. Лаптоп.

Резултатите се обработват чрез LabVIEW като е конфигурирана блок диаграмата показана на фиг.6.



Фиг. 6. Блок диаграма LabVIEW.

Резултатите от системата за събиране се филтрират с филтър за ниски честоти - с цел избягване на нискочестотните шумове. За измерване на амплитудата на ултразвуковия сигнал е използван блок за Бърза Трансформация по Фурие (FFT – Fast Fourier's Transformation). Двата вида сигнали се наблюдават през различни виртуални екрани на лаптопа.

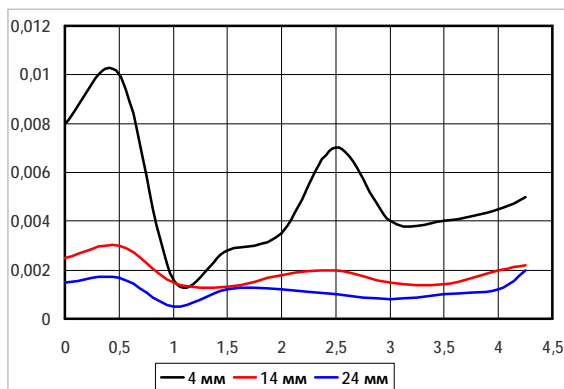
5. АНАЛИЗ НА РЕЗУЛТАТИТЕ

Чрез показаната на фиг. 5 опитна постановка са проведени серии измервания, които са обработени чрез MS Excel.

При измерванията е варирана деформацията на гредата и са отчитани получените амплитуди. Честотата на генератора на напрежение при тези измервания остава постоянна 25 kHz. Ултразвуковият генератор на енергия е натоварен със съпротивление от 2.2 kΩ.

На фиг. 7 са дадени графиките при вертикално разположение на ултразвуковия излъчвател. Тези графики са получени за три

разстояния от 4, 14 и 24 mm между началното (недеформирано) състояние на пиезоелектричната греда и челото на ултразвуковия източник.

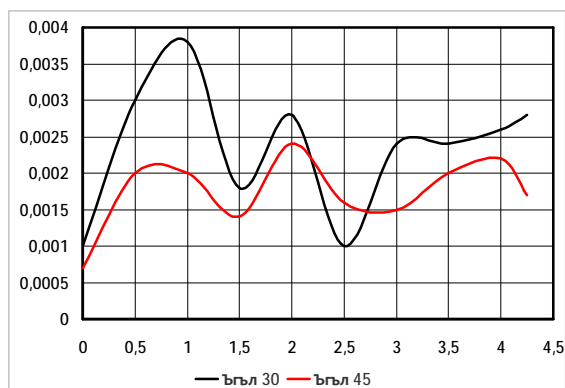


Фиг. 7. Експериментални графики за зависимостта на амплитудата от деформацията на пиезоелектричния елемент за разстояния между ултразвуковия излъчвател и генератора от 4, 14 и 24 mm.

В графиката на близкото положение на ултразвуковия източник при 4 mm се забелязват два пика от 0.01 V и 0.007 V. Появата на тези два пика вероятно се дължи на различията в дължините на двата напрегнати клона на гредата. Тези различия се обясняват с неточностите при изработката, монтажа и деформацията на детайлите на микрогенератора. Получената максимална енергия при използваното товарно съпротивление е $P_{\max} = U_{\max}^2 / R = 0.01^2 / 2,2 \cdot 10^3 = 0.045 \mu W$. При такива малки мощности е известно, че голяма част от енергията се губи в свързващите проводници. За да се увеличи ефективността на подобен генератор на енергия, се използват специални интегрални схеми и елементи. Изводът показва, че по-висока ефективност може да се очаква при микро размерен генератор с интегрирана електроника.

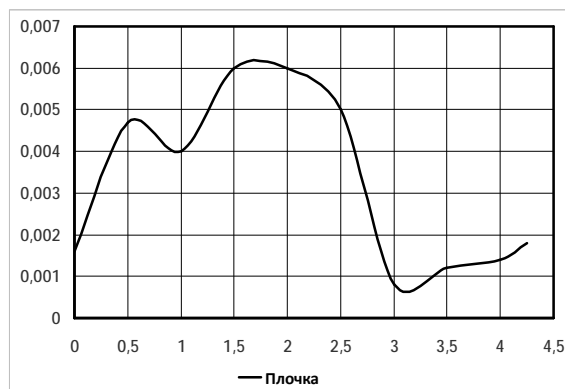
В показаните експериментални графики от фиг. 8 се вижда зависимостта на тока от ъгъла на наклона на генератора. Отново се наблюдават два резонансни пика и различна форма на графиките за двата ъгъла. Например при 45°

градуса е по-висок пикът на втория резонанс за разлика от пиковите за 30°. Тук различията може да се обяснят с променливия ъгъл на гредата, която застава перпендикулярно спрямо ултразвуковия източник. При тези положения на перпендикулярност се очаква да се добие максимална енергия. Освен това се натоварва само единият клон, което понижава ефективността на системата като цяло.



Фиг. 8. Зависимост на амплитудата от деформацията на пиезоелектричния елемент за наклони на ултразвуковия излъчвател от 30° и 45°.

На фиг. 9 е дадена зависимостта на амплитудата от деформацията на пиезоелектричния елемент през преграда от алуминий с дебелина 4,5 mm. Промяната в големината на пиковите и тяхното разположение



Фиг. 9. Зависимост на амплитудата от деформацията на пиезоелектричния елемент през преграда от алуминий с дебелина 4,5 mm.

може да се обясни чрез влиянието на изменението на скоростта на вълната на пиезоелектричния излъчвател в алуминиевата преграда.

6. ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Създаденият пиезоелектричен генератор на енергия и стенд за неговото изследване дават възможност на конструктора да се ориентира в избора на основните параметри.

Получената максимална изходна мощност е твърде ниска, което прави генератора на енергия неприложим за предвидените цели. Такова устройство е неприложимо в медицината и поради големите си размери.

Въпреки това, получените резултати показват, че има възможности за подобряване работата на пиезоелектрични генератори на енергия с променлива честота. Решение на проблема трябва да се търси в микро скалата, където загубата на енергия и влиянието на шумовете е възможно почти да се елиминира.

Една от възможностите за повишаване на ефективността на генератора се крие и в подобряване на конструкцията на излъчвателя

на ултразвук, който в разглеждания стенд работи без концентратор на енергията.

Благодарности

Научните изследвания и резултатите, които са представени в настоящата публикация са финансирани от Вътрешния конкурс на ТУ – София 2012 г. дог. No. 122ПД0055-5.

Литература

1. Тимошенко С. П. Янг Д. Х., Уивер У., Колебания в инженерном деле, Москва, „Машиностроение“, 1985 стр. 366 -371.

2. Chen Y., Wu S. Multiple Acoustical Matching Layer Design of Ultrasonic Transducer for Medical Application, Japanese Journal of Applied Physics, Volume 41, Issue 10, 2002, p. 6098.

3. Denisov A., Yeatman E. Ultrasonic vs. Inductive Power Delivery for Miniature Biomedical Implants, Wearable and Implantable Body Sensor Networks - BSN , 2010

4. Milligan S., Vandelinde H., Cavanagh M. Understanding Ultrasonic Level Measurement, Momentum Press, 2013, p. 17.

5. Ozeri S., Shmilovitz D., Singer S., Wang C. Ultrasonic transcutaneous energy transfer for powering implanted devices, Ultrasonics 50, 2010, p. 556 – 566.

DESIGN AND ANALYSIS OF ULTRASONIC ENERGY GENERATOR

Todor TODOROV¹ Raycho YOSIFOV²

¹ Department „Theory of Mechanisms and Machines“, Technical University - Sofia, Bulgaria
e-mail: tst@tu-sofia.bg

² Department „Theory of Mechanisms and Machines“, Technical University - Sofia, Bulgaria
e-mail: rjj@abv.bg

Abstract: In this article an innovative technique for wireless energy transfer is discussed using systems that consist of ultrasonic energy micro-generator and ultrasonic transmitter. Ultrasonic energy generator with variable key parameter control is designed and fabricated. Experimental setup is configured consisting of ultrasonic transmitter and ultrasonic energy generator. Finally analysis of the experimental results is done.

Keywords: ultrasound, energy generator, resonance, vibration, MEMS, medicine, implanted devices
