

Голуб А.О.

студент,

Харківський національний університет радіоелектроніки

АНАЛІЗ МЕТОДІВ БЕЗДРОТОВОЇ ПІДЗАРЯДКИ ІМПЛАНТОВАНИХ БІОМЕДИЧНИХ ПРИСТРОЇВ

Імплантовані біомедичні пристрої широко використовуються для поліпшення якості життя мільйонів пацієнтів за допомогою кардіостимуляторів, дефібриляторів, серцевих, нервових стимуляторів, моніторів кров'яного тиску (рис. 1). В даний час імплантовані біомедичні пристрої вимагають живлення від акумулятора який знаходиться всередині тіла.



Рис. 1. Імплантовані біомедичні пристрої

Джерело: [1]

Пристрої для зондування серця, адаптивної електрокардіостимуляції вимагають малої кількості потужності від 0,3 мкВт. Але кардіостимулятори попередніх поколінь, як і раніше, вимагають великої потужності від декількох мікروات до 20 мкВт. Хоча розмір і ємність батарей були значно покращені в останні кілька років, але термін роботи їх залишається обмеженим. Крім того, обсяг батареї зазвичай займає 2/3 обсягу всього кардіостимулятора [1, с. 3]. Розрядженні батареї повинні бути замінені з використанням хірургічних процедур, які збільшують час госпіталізації та піддають пацієнтів ризику для здоров'я, таких як високий рівень захворюваності внаслідок відторгнення організмом людини імплантованого пристрою та навіть може призвести до смерті. Різні технології бездротової передачі енергії розробляються для того, щоб продовжити термін служби батареї завдяки своєчасній підзарядці. Існують два основних підходи, спрямовані на потенційне застосування в імплантованих біомедичних пристроях. Перший спосіб – це збір енергії від періодичної вібрації серця або легенів за допомогою імплантованих трибоелектричних або п'єзоелектричних пристроїв, таких як ZnO, та цирконат-титанат свинцю (ЦТС). Трибоелектричний принцип заснований на контакті (терті) різних матеріалів від рухів серця, легенів або діафрагми, що призводить до трибоелектричних зарядів і струму. Технологія яка заснована на ефекті тертя матеріалів, пов'язана з діяльністю внутрішніх органів які стикаються з обмеженнями, тому вихідна потужність сильно залежить від органу, розмірів, форми і кількості циклів стискання – розтискання [2, с. 10]. Таким чином,

стабільність вироблення енергії є незадовільною. П'єзоелектричний метод заснований на генерації зарядів п'єзоелектричним матеріалом при впливі на нього механічної сили, так званий п'єзоелектричний ефект [3, с. 146].

Другим підходом, для передачі енергії від зовнішнього джерела за межами тіла є використання електромагнітних та акустичних хвиль, видимого світла (лазер). Енергія з зовнішнього джерела забезпечує стабільну та контрольовану потужність. Електромагнітна передача енергії вже давно досліджена та розроблена дослідниками із-за простої конфігурації пристрою і хорошу продуктивність, наприклад, нещодавно повідомили, що система здатна передавати енергію з високою ефективністю до 90%. Однак, недоліки також значущі, наприклад, значно зменшується ефективність якщо відстань від передавача до приймача буде збільшуватися, також виявлені несприятливі побічні ефекти на організм людини, значний електромагнітний вплив спричиняє збої в електроніці, також металевий корпус кардіостимулятора є перешкодою для проходження електромагнітних хвиль. Потужність передачі сильно залежить від форми і розмір котушки (антени). Таким чином, інтеграція даної технології в малий розмір кардіостимулятора може бути проблемною. Ці проблеми в значній мірі обмежують практичне застосування.

Ультразвукова передача енергії – це нова технологія, яка отримує все більшу увагу завдяки своїм перевагам над електромагнітним способом. За допомогою ультразвуку є можливість передавати енергію на відносно далекій відстані. Відсутній негативний вплив на людські тканини, що робить дану технологію перспективною для забезпечення енергією імплантованих систем (рис. 2) [4, с. 231].

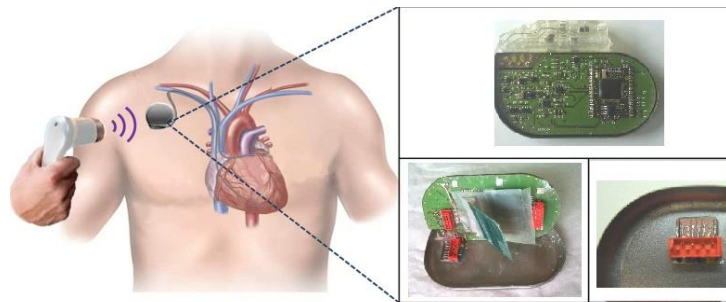


Рис. 2. Схема застосування ультразвукової зарядки для кардіостимулятора

Джерело: [2]

На практиці глибина розташування біомедичних пристроїв від поверхні шкіри варіюється в залежності від розміру тіла пацієнта і не може бути сталою та проконтрольована в процесі хірургічної операції. Тому потужність передаваної енергії може падати. Але за допомогою регулювання частоти в залежності від відстані до імплантанта дає можливість подолати цю проблему. Коли частота ультразвуку змінюється, змінюється довжина хвилі ультразвуку відповідно і глибина проникнення в тіло людини [5, с. 38]. Тому, регулюючи частоту передачі, максимальна потужність може бути досягнута для будь-якої заданої відстані.

Ультразвукові хвилі вже широко використовується в медичній галузі, ультразвукова передача енергії є більш ефективною, ніж трибоелектричні пристрої та електромагнітна індукція. Тому цей тип хвиль перспективний для реалізації бездротового зарядного пристрою.

Список використаних джерел:

1. Mokwa W. Medical implants based on microsystems. Meas. Sci. Technol. 18, R47 (2007).
2. Meng E. & Sheybani R. Insight: implantable medical devices. Lab Chip 14, 25 (2014).

3. Шарапов В.М., Мусиенко М.П., Шарапова Е.В. Пьезоэлектрические датчики: Справочное пособие / Под общ. ред. В.М. Шарапова, Е.С. Москва: Техносфера, 2012. – 624 с.
4. Бейли М.Р., Хохлова В.А. и др. Физические механизмы воздействия терапевтического ультразвука на биологическую ткань // Акустический журнал, том 49, № 4, 2003. – 447 с.
5. Акоюн В.Б., Ершов Ю.А. Основы взаимодействия ультразвука с биологическими объектами. М, 2005. – 224 с.

Дейнеко Н.В.

кандидат технических наук,

старший научный сотрудник научного отдела по проблемам гражданской защиты и техногенно-экологической безопасности,

Национальный университет гражданской защиты Украины

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ НАНОСТРУКТУРИРОВАННОГО ZNO В КАЧЕСТВЕ СЕНСОРОВ СОВРЕМЕННЫХ ГАЗОАНАЛИЗАТОРОВ

Твердотельные газовые сенсоры, которые являются составляющей современного газоанализатора, нашли широкое применение в качестве эффективных инструментов мониторинга вредных и опасных для жизни концентраций токсичных веществ, взрывоопасных газов и паров, а также кислорода, содержащихся в воздухе, в ограниченном пространстве [1–4].

Сенсор является компонентом электронной схемы, который воспринимает и испытывает физические и химические изменения на его поверхности вследствие адсорбции химического стимулятора.

Чувствительность газовых сенсоров на основе полупроводников, определяется изменением числа носителей заряда в зоне проводимости, что происходит в процессах адсорбции и десорбции молекул газа. Действительно, электроны проводимости появляются при тепловой ионизации структурных дефектов, энергетические уровни которых лежат вблизи дна зоны проводимости полупроводника. При этом возникает изменение концентрации носителей заряда. Атомы кислорода, образовавшихся в результате диссоциативной адсорбции молекул кислорода, захватывают электроны с зоны проводимости полупроводника и уменьшают его проводимость. При адсорбции молекул анализируемого газа происходит взаимодействие этих молекул с отрицательными ионами кислорода с образованием нейтральных молекул и электронов, которые попадают в зону проводимости.

В зависимости от типа примесей (доноры или акцепторы), которые определяются и типа проводимости полупроводника (n- или p-тип) сопротивление чувствительного слоя сенсора увеличивается или уменьшается. При адсорбции акцепторных частиц (O_2) на поверхности полупроводника с проводимостью n-типа сопротивление чувствительного слоя увеличивается (акцепторный сигнал), а при адсорбции донорных частиц (H_2) – уменьшается (донорный сигнал).

В последнее время все больше внимания уделяется не новому материалу – наноструктурам ZnO [5–7] с разной морфологией, включая наностержни, нанопроволоки, нановолокна, нанополоски, нанотрубки, квантовые точки, наночастицы, нанопленки, нанопирамиды. Это обусловлено тем, что по сравнению с другими полупроводниковыми материалами ZnO имеет более высокую энергию экситонного возбуждения, более устойчив к радиации, является многофункциональным материалом, который обладает пьезоэлектрическими, ферроэлектрическими