

**УДК 681.518**

**Юрій Стоянов – аспірант третього року навчання**

Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя

## **ЕФЕКТИВНІСТЬ БЕЗДРОТОВОЇ ПЕРЕДАЧІ ЕЛЕКТРОЕНЕРГІЇ НА ІМПЛАНТАНТ**

**Yuriy Stoyanov – third year postgraduate**

### **EFFICIENCY WIRELESS TRANSMISSION OF ELECTRICITY TO THE IMPLANT**

Анотація: Наведено результати аналізу стану справ та розвитку систем бездротового електроживлення медичних імплантантів, та тестових випробувань макету системи з двома індуктивними елементами.

Ключові слова: бездротова передача електроенергії, показник ефективності.

Радіоелектронна техніка у сучасному світі стрімко набуває все більшого застосування в різних галузях життєдіяльності людини. При цьому набуває важливого значення показник ефективності засобів електроживлення, зокрема, відтворюваних джерел (акумуляторів), або невідтворюваних джерел — батарей з гальванічних елементів [1]. У випадку забезпечення електроживленням імплантованих медичних пристроїв ефективність визначається характеристиками джерел електроенергії. Основним обмеженням є розмір джерела живлення. Для забезпечення електроживленням протягом багатьох років розміри батарей суттєві. Використання акумулятора дає змогу зменшити габарити елемента живлення і продовжити час користування. Крім того акумулятор забезпечує неінвазивність в процесі експлуатації імплантанту, тобто, хірургічна операція з періодичної заміни батареї стає не потрібною.

На даний момент у світі активно досліджується використання бездротового заряджання акумуляторів для медичних імплантантів [2]. Результати таких досліджень неоднозначні. Є кілька обмежень для ефективного бездротового заряджання: робоча відстань при максимальній допустимій потужності випромінювання становить до 5 см; тканини тіла і рідини між випромінювальним та приймальним елементом поглинають електромагнітне випромінювання; малі габарити імплантата; зміщення приймального елемента внаслідок мимовільних рухів пацієнта. Очевидно, використання індуктивних систем бездротового працює адекватно тільки коли джерело електромагнітного випромінювання і приймач знаходяться поруч, співвісно орієнтовані і якщо приймальний елемент відносно великий. Індуктивний метод вже використовується для деяких типів кохлеарних імплантів, де ці умови можуть бути виконані. Тим не менш, індуктивні системи не застосовують для кардіостимуляторів (через частотні обмеження), та пристроїв, які імплантовані глибше 5 см.

До вирішення проблеми бездротового заряджання в роботі команди Стенфордського університету за темою “Wireless power for tiny medical implants” [3] використано вузьконаправлене випромінювання у гігагерцовому діапазоні. В серії експериментів з використанням тканин людського тіла, вдалось досягнути коефіцієнту передачі електроенергії 0,04%. Робоча віддаль такої системи становить 5 см при частоті 1,6 ГГц. Такий коефіцієнт передачі був би абсолютно неприйнятним для заряджання таких побутових пристроїв, як смартфон. Але наголошено, що навіть така низька ефективність є достатньою для багатьох імплантованих пристроїв [4].

На кафедрі біотехнічних систем ТНТУ у дослідженні на тему “Удосконалення обчислювальних методів оптимального синтезу ректени для бездротового заряджання акумулятора в імплантаті” використано систему бездротового заряджання з

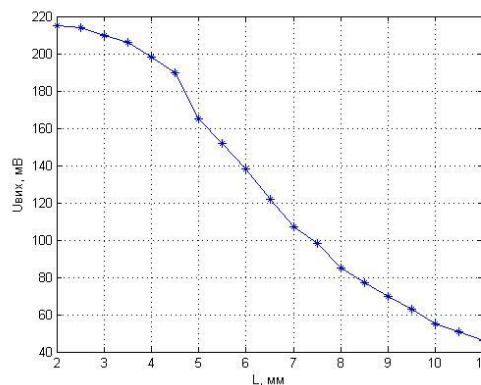
індуктивним зв'язком двох співвісних котушок (рис. 1а). Для дотримання вимог медичних стандартів [4] використано магнітну складову електромагнітного поля з потрібними обмеженнями по діапазону частот і по потужності. Із наведених вище умов постає необхідність формулювання задачі синтезу форми та розмірів випромінювального елемента (ректени) системи черезшкірного живлення (коли виникає умова  $L \ll \lambda$ , де  $L$  – лінійні розміри,  $\lambda$  – допустима довжина електромагнітної хвилі). Джерелом енергії використано стандартну побутову електромережу (~220 В, 50 Гц). Синтез ректени з вузькою діаграмою напрямленості є складним через квазістаціонарний характер цієї задачі, який визначається особливостями застосування ректени: для безпечного заряджання необхідно проводити передачу енергії на частотах від 100 кГц (нижче частоти електронезбезпечні) до 1 МГц (вище діатермічні) [5]. Робочу частоту обрано 120 КГц.

У результаті експерименту (рис 1б) спостережено, що із шаблонними елементами системи ефективна робоча віддаль становить близько 4,5 мм. Необхідно також зауважити, що у проведеному фізичному експерименті дві котушки розділяв лише шар повітря. При прониканні через тканини тіла на них буде додатково розсіюватись частина енергії.

Для ефективного заряджання, необхідно забезпечити передачу енергії за прийнятним час (розрахунковий час заряджання становить 20 хвилин) на локальну ділянку, на певну віддаль напрямленим магнітним полем. Подальше підвищення ефективності передачі буде здійснено з використанням у випромінювальній котушці модифікованого сердечника специфічної форми. Це “звужить” діаграму направленості випромінювання і збільшить ефективну робочу віддаль [5].



а



б

Рисунок 1. (а) — макет системи бездрогової передачі електроенергії; (б) — графік зміни амплітуди на приймальній котушці зі збільшенням робочої відстані

#### Література:

1. Johnson I. Agbinya, "Wireless Power Transfer", River Publishers, 2012, pp.74-83;
  2. Bill Schweber, "Wireless charging can have real impact in medical devices", April 22, 2015;
  3. Tom Abate, "Wireless power for tiny medical implants", Stanford Report, May 19, 2014;
  4. "Что нужно знать о вашем кардиостимуляторе, брошюра для пациента", Biotronik SE, 2011;
- Стоянов Ю.М., Тези V Всеукраїнської студентської науково-технічної конференції ТНТУ ім. І. Пулюя «Природничі та гуманітарні науки. Актуальні питання», Синтез ректени для бездротового заряджання акумулятора в імплантованому електрокардіостимуляторі, 2012. - 207 с.