

УДК 615.477.2:621.311.61

ГІБРИДНА СИСТЕМА ЕНЕРГОЖИВЛЕННЯ АПАРАТУ «ШТУЧНЕ СЕРЦЕ»

Олійник Володимир Петрович

v.oliinyk@khai.edu

Теличко Дар'я Вікторівна

dashatelichko1@gmail.com

Куліш Сергій Миколайович

s.kulish@khai.edu

Волошин Юлія Андріївна

y.voloshyn@khai.edu

Національний аерокосмічний університет ім. М. Є. Жуковського
«Харківський авіаційний інститут», м. Харків, Україна

Реферат – Прикладом засобів які повністю або частково виконують функції природних органів людини є останні розробки апаратів «Штучне серце» (Total Artificial Heart, ТАН) призначених для повної імплантації в організм людини. Для довготривалої роботи ТАН вважається перспективним використання бездротового безперервного електроживлення механічних і електронних складових. Такий підхід дозволяє зберегти захисні функції шкірного покриву. Але остаточного технічного рішення бездротового електропостачання до імплантованого пристрою потужністю 20...25 Вт не знайдено. Тому, актуальною проблемою довготривалого застосування ТАН є вирішення задачі безперервного електроживлення імплантованого апарату. В роботі проведено аналіз сучасних підходів, що можуть бути використані при організації системи безконтактного енергоживлення апарату «Штучне серце». Вказано на пріоритет у розробці гібридної системи, до якої входять: засоби безконтактного енергоживлення на основі магнітно-резонансного зв'язку, мікроелектромеханічні перетворювачі та традиційні акумуляторні батареї. Базовою складовою є трансмісія підсистема (TETS) передачі енергії шляхом електромагнітної індукції на резонансній частоті, що живиться від зовнішнього носимого акумулятора. Додаткове живлення цієї підсистеми забезпечують ретранслятори-передавачі підсистеми на основі магнітно-резонансного зв'язку (MRC), які розташовані в межах кімнати де перебуває пацієнт. Ще одним джерелом є мікроелектромеханічне електроживлення (MEM-EH), що перетворює механічну енергію фізичної активності людини в електричну. Таке рішення подовжує тривалість роботи акумулятора без мережевої підзарядки. Використання гібридної системи електроживлення дає можливість покращити надійність і довготривалість життєзабезпечення пацієнта з імплантатом «Штучне серце».

Ключові слова: бездротове електроживлення, безперервність, імплантат, потужність

I. ВСТУП

Спосіб життя, що на сьогоднішній день є типовим для громадян економічно розвинутих країн, пов'язаний з гіподинамією, ожирінням та споживанням шкідливих транс жирів. Ці фактори мають суттєвий вплив на виникнення серцево-судинних захворювань і є однією з поширених причин смертності серед населення [1, 2]. Як засвідчують медичні працівники у ряді випадків ефективне відновлення серцевої функції і, відповідно, спасіння життя пацієнта полягає у підключенні системи штучного забезпечення кровообігу. Результати наукових досліджень, що протягом двох останніх десятиріч проводились у області медичної інженерії, надали можливість перейти від застосування габаритних стаціонарних комплексів кровообігу до

розробки компактного апарату «Штучне серце» (Total Artificial Heart), (ТАН), який розглядається в перспективі як повноцінна заміна відповідного органу людини [3, 4].

Однією з ключових проблем впровадження та застосування ТАН є необхідність вирішення задачі ефективного та надійного енергоживлення апарату. Клінічні дослідження вказують на актуальність побудови системи безконтактного енергоживлення (Wireless Power Transfer, WPT) у зв'язку з тим, що наявність електричних дровів, які виходять з тіла пацієнта суттєво ускладнює експлуатацію ТАН і несе загрозу проникнення інфекцій [3-6]. Аналіз відомих досліджень і публікацій присвячених проблемам впровадження систем безконтактного енергоживлення ТАН визначив найбільш поширені системи WPT,

що можуть бути застосовані у даній галузі і сформувані наступну класифікацію:

- трансшкірні системи передачі енергії (Transcutaneous Energy Transfer Systems, TETS) на основі явища електромагнітної індукції [3, 4, 7-9], що розташовуються на тілі пацієнта у безпосередній близькості до положення імплантованого ТАН;

- системи безконтактного енергоживлення апарату на основі магнітно-резонансного зв'язку (Magnetic Resonant Coupling, MRC), для яких відстань між системою живлення та положенням ТАН може бути суттєво збільшена за умови помірних втрат коефіцієнта корисної дії (ККД) передачі електроенергії [3, 4, 10-12];

- мікроелектромеханічні системи електроживлення (micro-electromechanical systems based energy harvesters, MEM-EN), що надають можливість трансформувати фізичну активність пацієнта у електричну енергію для автономного живлення ТАН [13, 14] або засобів TETS.

На сьогоднішній день системи TETS використовуються як основний засіб безконтактного енергоживлення ТАН. Для даного типу пристроїв ефективна відстань між котушками передавача (Transmitter Coils, TC) і приймача (Receiver Coils, RC) не перевищує 10 – 20 мм [5]. Для стабільної роботи ТАН необхідно розташування блоку акумулятор-передавач на тілі пацієнта, що обмежує фізичну активність пацієнта.

Натомість, система MRC, представляє собою комплекс коливальних контурів передавача і приймача налаштованих на однакову резонансну частоту [12]. Приймальні контури розміщені в зовнішньому блоці TETS а передавальні на ретрансляторах. За умови переміщення пацієнта система MRC вимагає орієнтації передавальних контурів ретрансляторів у приміщеннях клінічного комплексу, відповідно до розташування пацієнта. Сумісне використання систем TETS і MRC дозволяє суттєво зменшити масогабаритні показники зовнішнього блоку TETS (особливо акумуляторної батареї) за умови рознесення робочих частот енергопередачі.

Очевидно, що розширення інфраструктури системи безконтактного

енергоживлення не виключає ризики нестабільності у енергоживленні у разі відмови одного з ключових вузлів TETS - MRC. Тому, пропонується доповнити енергозабезпечення зовнішнього блоку TETS мікроелектромеханічною системою електроживлення MEM-EN. Система MEM-EN може трансформувати механічну енергію м'язових деформацій в електричну з використанням як фізіологічних процесів, так цільової фізичної активності самого пацієнта [14].

Таким чином пропонується створення комбінованої TETS/MRC/MEM-EN черезшкірної системи електроживлення ТАН, що не відмінняє використання основної акумуляторної батареї у зовнішньому блоці TETS і резервної малогабаритної імплантованої. Так гібридне поєднання джерел електроживлення ТАН дозволить збільшити рівень надійності загального комплексу функціонування апарату «Штучне серце».

Тому, мета даної роботи полягає у підвищенні безвідмовності роботи системи бездротового електроживлення потужних імплантатів шляхом резервування джерел.

Предмет дослідження – організація електропостачання засобами бездротового черезшкірного електроживлення імплантатів шляхом дублювання енергетичних джерел.

Об'єктом дослідження обрано систему енергозабезпечення імплантатів по типу апарат «Штучне серце» (АШС, ТАН).

У межах проведеного аналізу інформаційних джерел не було знайдено публікацій, де розглядалися би особливості функціонування подібної гібридної системи, що можна трактувати як невирішену частину загального дослідження.

Задачі які вирішуються:

- розробка структури системи бездротового електроживлення потужних імплантатів з визначенням функціональних зв'язків підсистем;

- визначення будови та якісних і кількісних характеристик підсистем;

- оцінювання ефективності застосування комбінованої TETS/MRC/MEM-EN

черезшкірної системи електроживлення ТАН.

II. ОРГАНІЗАЦІЯ КОМБІНОВАНОЇ СИСТЕМИ БЕЗДРОТОВОГО ЕНЕРГОЖИВЛЕННЯ АПАРАТУ «ШТУЧНЕ СЕРЦЕ»

Структура системи бездротового електроживлення імплантованого апарату «Штучне серце» зображена на рис. 1. До її складу входять три підсистеми з різними способами постачання електроенергії до імплантату.

Як було зазначено вище, основне електроживлення забезпечує підсистема черезшкірної передачі енергії – TETS. Ця підсистема складається з двох блоків – імплантованого та зовнішнього. Електрорушійна сила (ЕРС) наведена в імплантованому приймальному індукторі живить елементи стабільного електропостачання електромеханічних приводів (насосів перекачки крові) та електронного забезпечення. Величина ЕРС суттєво залежить від ступеню магнітного зв'язку M імплантованого індуктора з зовнішнім передавальним, надшкірного розташування.

До основних функцій зовнішнього блоку черезшкірного живлення належить: формування змінного магнітного поля в передавальному індукторі; управління величиною енергії, що надходить до імплантованого блоку; використання радіоканалу для формування сигналів управління та інформаційного моніторингу стану імплантату. До додаткових функцій зовнішнього блоку TETS в гібридній системі додається: можливість прийому та перетворення енергії електромагнітного випромінювання шляхом магнітно-резонансного зв'язку; передача радіоканалом сигналів оптимальної орієнтації передавальної антени відносно приймальної; контактне постачання електроживлення від підсистеми механо-електричного перетворення.

Теоретично підсистема магнітно-резонансного зв'язку може забезпечувати безпосереднє живлення ТАН через імплантований приймальний індуктор. Але,

розрахунки приведені в [15-17] приводять до неприйнятних розмірів імплантованого приймального резонансного контуру (антени), необхідності збільшення потужності передавачів до небезпечного рівня показника SAR (Specific Absorption Rate – питомий коефіцієнт поглинання електромагнітної енергії) для самого пацієнта та оточуючого персоналу. Тому основна функція підсистеми MRC це забезпечення стабільності напруги живлення зовнішнього блоку TETS, шляхом дистанційної підзарядки акумуляторної батареї в цьому блоці. Для підвищення ефективності передачі енергії в цій підсистемі повинна виконуватись функція орієнтації передавальної антени (або декількох антен) в деякому куті φ за сигналами радіоканалу. Також, часові інтервали включення передавача MRC, його потужність повинні узгоджуватись з реальним станом заряду акумуляторної батареї зовнішнього блоку TETS.

Функція третьої підсистеми MEM-EN полягає в забезпеченні електроживлення зовнішнього блоку TETS у разі неможливості заміни акумуляторної батареї або її підзарядки у штатному режимі чи через систему MRC. Мікроелектромеханічна підсистема електроживлення для зменшення енерговтрат повинна мати контактне (дротове) підключення до зовнішнього блоку TETS.

Функція перетворення механічної енергії (наприклад м'язових скорочень) в електричну може бути здійснена як самим пацієнтом, так і іншими особами.

Приклади побудови кожної з зазначених підсистем знайшли реалізацію для окремих інженерних рішень [9,11,14]. Для уточнення можливості їх застосування в єдиній комбінації визначимо якісні і кількісні характеристик підсистем.

III. ПІДСИСТЕМА ЧЕРЕЗШКІРНОЇ ПЕРЕДАЧІ ЕНЕРГІЇ

На рис. 2 з більшою деталізацією показана підсистема черезшкірної передачі енергії – TETS. Важливим ланцюгом передачі енергії є магніто-індукційний зв'язок між зовнішнім передавальним і внутрішнім приймальним індукторами.

В роботі [15] на основі експериментів доведено, що при включенні передавального індуктора по схемі послідовного резонансного контуру, а внутрішнього – по схемі паралельного досягається найбільша ефективність передачі енергії. Для збереження цієї ефективності обмотка приймального індуктора має часткове підключення до схеми випрямляча. Для формування сигналів контролю та регулювання рівня передачі енергії в ланцюги індукторів включені резистивні струмовий датчик (СД) і датчик наведеної напруги (НД). За допомогою цих сигналів відбувається автоматичне регулювання амплітуди і частоти напруги живлення передавального індуктора. Таке регулювання необхідне при зміні відстані та кута між площинами індукторів внаслідок фізіологічних процесів. В роботі [16] встановлено зв'язок між відстанню між індукторами і їх середнім діаметром. Така відстань дорівнює радіусу індукторів (у випадку однакових розмірів) і рекомендується як базова відстань. Для реальних розмірів індукторів придатних для імплантації відстань між ними становить 15...20 мм.

Основними кількісними параметрами електрозабезпечення роботи імплантованого пристрою ТАН є споживана потужність і величина напруги. Відповідно до природного стану людини, імплантат має забезпечувати корисну потужність від 1 Вт (стан повного спокою) до 40 Вт (при короткочасних потужних навантаженнях) [5, 8]. За умов урахування коефіцієнта корисної дії (~ 0,8) передачі енергії до ТАН, середня статистична споживана потужність всіма імплантованими пристроями становить біля 6 Вт [16]. Напруга живлення на постійному струмі відомих конструкцій ТАН обрана величиною 12 В. Це

компромісне рішення, базується на тому, що середній струм в силових провідниках буде 0,5 А, а максимальний до 3-4 А. Такій підхід дає можливість підвищити надійність провідникових з'єднань і зменшити втрати на їх активному опорі. З іншої сторони напруга 12 В не є раціональною для живлення більшості аналогових і цифрових елементів внутрішнього блоку TETS. У більшості випадків для живлення цих елементів використовується напруга 3 – 5 В. Вирішити це питання можливо організацією додаткового вивода від котушки індуктора з ефективним значенням напруги ~ 6 В. Інше рішення - використання резервної акумуляторної батареї з середнім виводом 6 В. Такий варіант живлення малопотужних радіоелектронних елементів дає можливість резервування їх роботи при виникненні критичних ситуацій.

Ще одним важливим кількісним показником підсистеми TETS є частота магніто-індукційного зв'язку індукторів. З наведених оцінок в роботі [15] частота змінного магнітного поля бездротового електроживлення потужних імплантатів повинна мати значення ~ 100 кГц. На цій частоті досягається виконання ряду умов: теплоутворення в біотканинах внаслідок дії змінного магнітного поля незначне, глибина проникнення магнітного поля в біотканини значно перевищує відстань між індукторами, габаритні розміри внутрішнього приймального індуктора прийнятні для імплантації за медичними вимогами.

В гібридній системі бездротового електроживлення підсистема TETS додатково повинна підтримувати дистанційне енергопостачання до зовнішнього блоку TETS з відстані до декількох метрів.

Для виконання цієї функції у зовнішній блок введено драйвер джерела MRC і приймальна антена (див. рис. 2). Наведена змінна ЕРС в антені трансформується драйвером в напругу постійного струму.

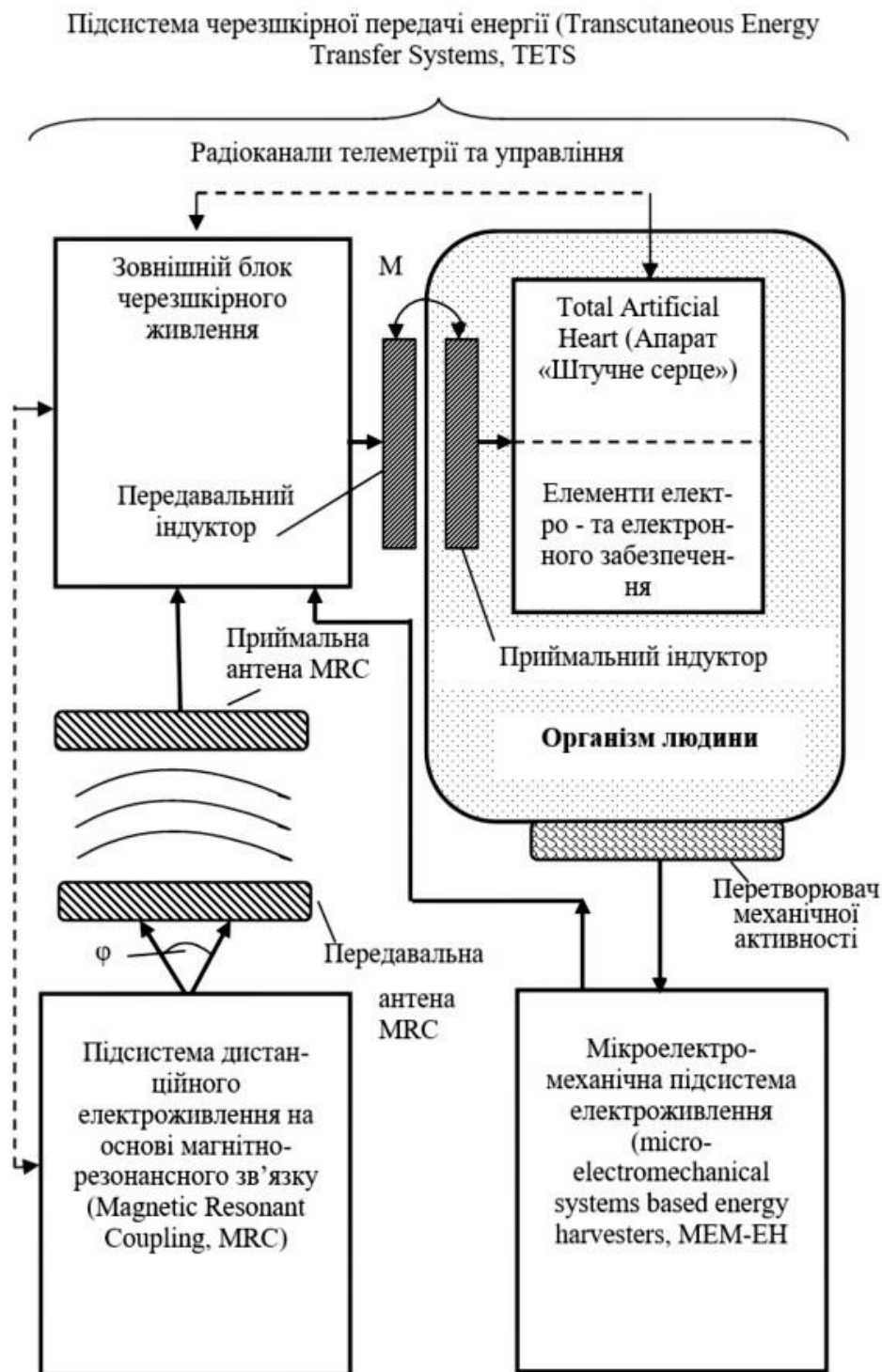


Рис. 1. Структура системи бездротового електроживлення імплантованого апарату «Штучне серце»

Центральний контролер зовнішнього блоку TETS виконує логічну операцію використання цього джерела для забезпечення стабільного живлення підсистеми. Для обміну даними контролю і

регулювання використовується радіоканал малої потужності випромінювання на стандартних частотах $\sim 2,4$ ГГц Bluetooth або Wi-Fi засобів.

Як зазначалося вище, гібридна система містить підсистему механо-електричного

перетворення. Для її застосування у критичних випадках доцільно використати контактне підключення до зовнішнього блоку TETS через драйвер джерела MEM-ЕН (див. рис. 2). Драйвер виконує функцію узгодження між перетворювачем і центральним контролером.

IV. ПІДСИСТЕМА МАГНІТНО-РЕЗОНАНСНОГО ЗВ'ЯЗКУ

Підсистема магніторезонансного зв'язку MRC в системі електрозабезпечення імплантату дозволяє автоматизувати процедуру підзарядки основної акумуляторної батареї зовнішнього блоку підсистеми TETS. З позицій фізики MRC використовує теж саме явище електромагнітної індукції, що і підсистема TETS. Відмінність полягає у збільшенні відстані між передавальним коливальним LC контуром і приймальним та незначним коефіцієнтом магнітного зв'язку між ними. Контури налаштовані в резонанс на частоту коливань генератора передавача і завдяки слабому зв'язку зберігається резонансний режим передачі енергії до приймача. Якщо відстань між контурами перевищує їх лінійні розміри, то такі LC резонатори можна трактувати як передавальна і приймальна магнітні антени. Але збільшення відстані призводить до суттєвого зниження до 10% ККД передачі енергії (і навіть нижче) [18]. Тому доцільність включення режиму енергопостачання через підсистему MRC залежить від стану заряду акумулятора та коефіцієнту ефективності дії. Зауважимо, що лінійні розміри приймальної антени обмежені габаритами зовнішнього блоку TETS і не перевищують 15...20 см. Збільшити ефективність передачі енергії пропонують в роботі [19], коли площі передавальної і приймальної відносяться як 12:1, а діаграми спрямованості знаходяться на одній лінії зустрічно. Реалізувати технічно це можливо, якщо передавальна антена має систему просторової орієнтації в деякому тілесному куті φ відносно приймальної. Інше рішення полягає у розміщенні передавальної антени в місцях

довготривалого перебування людини з імплантатом (ліжко, крісло).

На основі отриманих результатів в роботі [20] виявлено, що оптимальний робочий діапазон частот для MRC з дотриманням вказівок щодо безпеки опромінення становить приблизно 1 – 2,5 МГц. Максимальна потужність яка випромінюється передавальною антеною обмежується показником SAR, який на цих частотах становить 0,08 Вт/кг [19,20]. Для людини середньої статури і маси тіла допустима орієнтовна потужність випромінювання передавальної антени становитиме 20...30 Вт.

Ще одна технічна умова одночасної дії TETS і MRC підсистем пов'язана з електромагнітною сумісністю. За умови нелінійних взаємодій сигналів і магнітних полів на робочих частотах індукторів і антен цих підсистем можливо виникнення інтерференційних явищ і спектральних складових комбінаційних частот. Знизити вірогідність інтерференції магнітних полів можливо раціональним розташуванням площин індукторів і антен. Завади на комбінаційних частотах сигналів ~ 100 кГц і 1 – 2,5 МГц не мають суттєвого впливу на, малопотужний радіоканал значно більшої частоти 2,4 ГГц.

Оскільки до рекомендованого діапазону 1 – 2,5 МГц входять інтервали частот радіомовлення, аматорського та професійного зв'язку необхідно використання дозволених частот. Ці частоти знаходяться в більш обмеженій ділянці $\sim 1,85$ – 2,5 МГц. Обов'язковим є кварцова стабілізація частоти первинного автогенератора підсистеми MRC.

На рис. 3 наведено структуру підсистеми MRC.

Модуль радіоканалу що входить до підсистеми MRC виконує функцію обміну інформацією з зовнішнім блоком підсистеми TETS. За цими даними контролер управління виконує логічні операції відповідно алгоритму налаштування передавальної антени і підсилювача потужності.

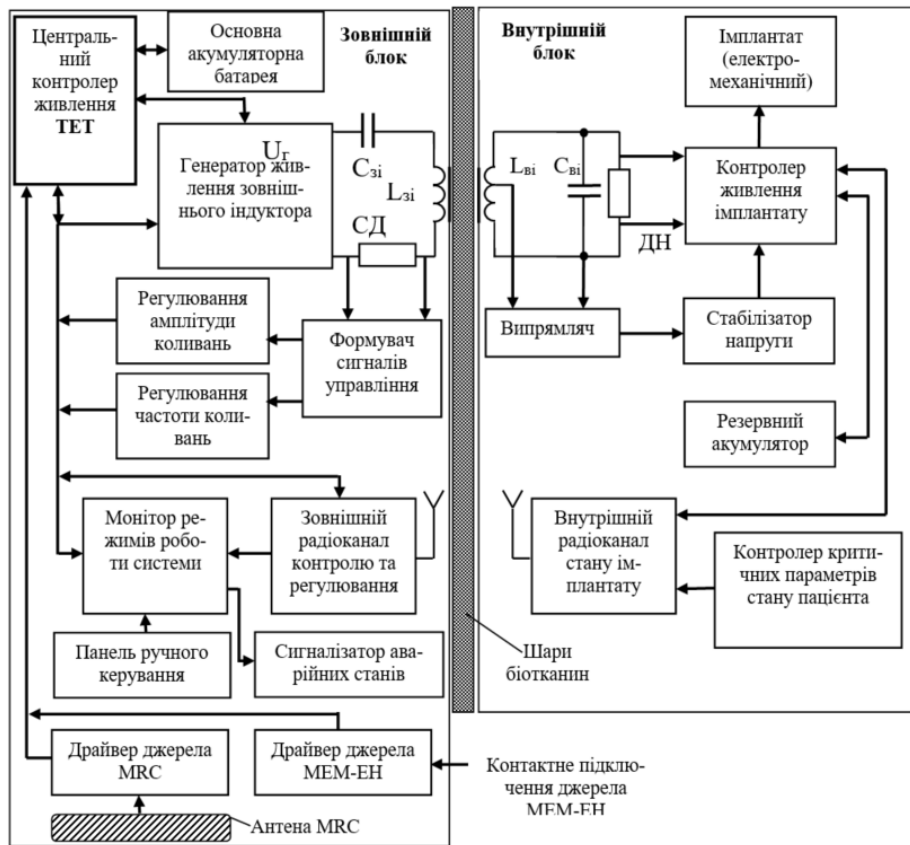


Рис. 2. Структура підсистеми черезшкірної передачі енергії

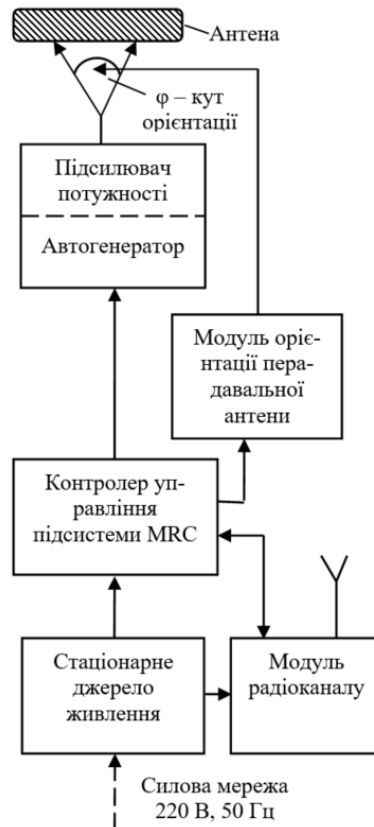


Рис. 3. Структура підсистеми МРС.

В залежності від умов розташування джерелом живлення підсистеми MRC може бути потужна акумуляторна батарея, мережевий адаптер, або їх комбінація.

Ефективність передачі енергії до підсистеми TETS можна суттєво збільшити, якщо передбачити певні місця перебування пацієнта для бездротової підзарядки основного акумулятора. Для цього пропонується застосувати пристрій передачі електроенергії без проводів описаний в роботі [21]. Цей пристрій використовує багатовиткову передавальну і приймальну антени виконані у формі півпсевдосфер. Проведені експерименти підтвердили ККД близький до 1 на частоті 0,6 МГц і відстані 1,8 м. Обов'язковою умовою досягнення такої ефективності є надійне заземлення передавального і приймального контурів. Приклади доцільного застосування цього технічного рішення приведені в роботі [22]. Але відпрацьовані конструкції для безпосереднього використання в медичній галузі відсутні.

V. ПІДСИСТЕМА МЕХАНО-ЕЛЕКТРИЧНОГО ПЕРЕТВОРЕННЯ

В екстремальних ситуаціях можлива довготермінова відсутність промислового мережевого джерела живлення, умов заряджання або заміни акумулятора зовнішнього блоку підсистеми TETS. Для забезпечення безперервного функціонування імплантату ТАН у цьому випадку пропонується застосування підсистеми перетворення механічної енергії в електричну MEM-ЕН.

Конструктивно елементи цієї підсистеми поєднують механічні та електричні (електромагнітні) вузли. Їхнє функціонування зазвичай базується на таких фізичних явищах, як електромагнітна індукція та п'єзоелектричний ефект.

У роботі [23] в якості альтернативного електрозабезпечення живлення імплантату було запропоновано використання механо-електричних перетворювачів на основі мікроелектромеханічних систем (MEMS). Спіральний п'єзоелектричний збирач енергії (SPEN) на основі MEMS безперервно перетворює механічну енергію від ходьби пацієнта чи інших рухів в електричну

енергію. За допомогою елементів стабілізації вихідної напруги перетворювача можна вирішувати задачі як підзарядки акумулятора так і безпосереднього живлення підсистеми TETS.

Такий підхід дозволяє вирішити проблему переміщення пацієнта у просторі та інших видів фізичної активності, за умови відсутності стаціонарного енергоживлення або застосування ретрансляторів системи MRC.

Інше рішення полягає у використанні динамо-машин – як перетворювачів механічної енергії в електричну [24]. Практичною реалізацією є ручна динамо-машина для зарядки телефону, планшета, GPS навігатора, інших USB-пристроїв. Ручний генератор електричної напруги забезпечує зарядку USB-пристроїв в умовах, коли електромережа недоступна.

Вихідна потужність залежить від швидкості обертання ручки і максимальна генерована потужність досягає 20 Вт [25]. Пристрій складається з планетарного редуктора, електрогенератора, випрямляча і стабілізатора вихідної напруги. Динамо-машина генерує напругу коли користувач обертає ручку механічного приводу.

Для під'єднання пристроїв на зарядку є 2 USB-порти та 2 пари клемних затискачів. Перемикачем встановлюються необхідні характеристики вихідної напруги (3...15 В) та струму споживання (6...1,3 А). Данні показники цілком задовольняють умовам автономного електроживлення підсистеми TETS та заряджання носимого акумулятора апарату «Штучне серце».

VI. ВИСНОВКИ

1. Запропонована гібридна система дає можливість автономного та безконтактного електроживлення імплантатів з максимальною потужністю споживання до 20...40 Вт.

2. Базова траншкірна підсистема електроживлення імплантату може забезпечити передачу енергії між зовнішнім і імплантованим індуктором, відстань між якими не перевищує 15...20 мм.

3. Для додаткового живлення базової підсистеми, на відстані кількох метрів, слід

використовувати ретранслятори-передавачі магнітно-резонансної підсистеми.

4. Підсистема електромеханічного електроживлення здатна підтримувати працездатність імплантату за відсутності інших джерел електропостачання.

5. Використання трьох підсистем живлення дає можливість покращити безперебійність і довготривалість життєзабезпечення пацієнта з імплантатом «Штучне серце».

Фінансування. Дане дослідження не отримувало зовнішнього фінансування.

Конфлікт інтересів. Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів.

Згода на публікацію. Усі пацієнти, що мають відношення до рукопису дали згоду на публікацію даної роботи.

ORCID ID та внесок авторів.

0000-0002-7899-1591 (A,B,C,D,F)

Volodymyr Oliinyk

0000-0002-8557-6871 (A,B,C,D) Daria

Telichko

0000-0002-5506-2714 (A,E,F) Sergii

Kulish

0000-0003-4138-6731 (B,D) Yuliia

Voloshyn

A- Концепція роботи та дизайн, B- аналіз даних, C- Відповідальність за статистичний аналіз, D- Написання статті, E- Критичний огляд, F- Остаточне схвалення статті.

ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

- Lavie, C.J. (2020). Statistics 2020 at progress in cardiovascular diseases. *Progress in Cardiovascular Diseases*, 63(4), 534–535. <https://doi.org/10.1016/j.pcad.2020.07.008>.
- Frayn, K. N., Stanner, S., & Coe, S. (2019). *Cardiovascular disease: Diet, nutrition and emerging risk factors*. Published by Blackwell Publishing for the British Nutrition Foundation. ISBN: 978-1-118-82991-2
- Frankfort, A., Baker, C., & Wilson, D. (2017). *Artificial heart*. Phonic Books Ltd.
- Yang, M. (2020). *Artificial Hearts: Technology and therapy management*. Springer Nature Singapore Ltd Pte.
- Hijikata, W., & Suzuki, H. (2018). Real-time optimization of Coil positioning in wireless power transfer system for Artificial Heart. 2018 IEEE Wireless Power Transfer Conference (WPTC). DOI:10.1109/WPT.2018.8639256
- Morshuis, M., El-Banayosy, A., Arusoglu, L., Koerfer, R., Hetzer, R., Wieselthaler, G., Pavie, A., & Nojiri, C. (2009). European experience of DuraHeart™ magnetically levitated centrifugal left ventricular assist system. *European Journal of Cardio-Thoracic Surgery*, 35(6), 1020–1028. <https://doi.org/10.1016/j.ejcts.2008.12.033>.

7. Bluvshstein, V., & Lucke, L. (2012). Modeling TETS to optimize performance for ventricular assist and artificial heart devices. *Journal of Medical Devices*, 6(1). <https://doi.org/10.1115/1.4026778>.

8. Arai, S., Miura, H., Satou, F., Matsuki, H., & Satou, T. (2005). Examination of Circuit Parameter For Stable high efficiency tets for the artificial hearts. INTERMAG Asia 2005. Digests of the IEEE International Magnetics Conference, 2005. <https://doi.org/10.1109/intmag.2005.1464000>.

9. Dowling, R. D., Etoch, S. W., Stevens, K., Butterfield, A., Koenig, S. E., Johnson, A., Chiang, B., & Gray, L. A. (2000). Initial experience with the Abiocor implantable replacement heart at the University of Louisville. *ASAIO Journal*, 46(5), 579–581. <https://doi.org/10.1097/00002480-200009000-00014>.

10. Steinweg, T. (2011). The Electric Car Battery: Sustainability in the supply chain. *SSRN Electronic Journal*. <https://doi.org/10.2139/ssrn.1802553>.

11. Kosaka, R., Sankai, Y., Yamane, T., & Tsutsui, T. (2008). Resonant frequency control method for total artificial heart: In vitro study. *Artificial Organs*, 32(2), 157–160. <https://doi.org/10.1111/j.1525-1594.2007.00531.x>

12. Kurs André, Karalis, A., Moffatt, R., Joannopoulos, J. D., Fisher, P., & Soljačić Marin. (2007). Wireless power transfer via strongly coupled magnetic resonances. *Science*, 317 (5834), 83–86. <https://doi.org/10.1126/science.1143254>.

13. Muscalu, G., Anghelescu, A., & Firtat, B. (2015). Design optimization of MEMS piezoelectric energy cantilever device for environment vibrations harvesting. 2015 International Semiconductor Conference(CAS). DOI: 10.1109/SMICND.2015.7355228

14. Niu, Q., Wang, L., & Yang, H. (2009). Application of a MEMS-based Energy Harvester for Artificial Heart Wireless Energy Transmission. 2009 ISECS International Colloquium on Computing, Communication, Control, and Management. <https://doi.org/10.1109/cccm.2009.5268155>.

15. Олійник В.П. Безконтактне електроживлення імплантатів [Текст] / В. П. Олійник, Д. В. Теличко // *Радіоелектронні і комп'ютерні системи: Науково-технічний журнал – Х: Нац. аерокосм. ун-т „Харк. авіац. ін-т”*, 2019, №3 (91). – С. 30 – 39. Doi: 10.32620/reks.2019.3.03

16. Олійник В.П. Вплив енерговтраг імплантатів з бездротовим живленням на тепловий стан організму [Текст] / В. П. Олійник, Д. В. Теличко, В. М. Олійник // *Радіоелектронні і комп'ютерні системи: Науково-технічний журнал – Х: Нац. аерокосм. ун-т „Харк. авіац. ін-т”*, 2021, №3 (99). – С. 114–124. Doi: 10.32620/reks.2021.3.09

17. Christ A., Douglas M.G., Roman J.M., Cooper E.B., Sample A.P., Waters B.H., Smith J.R., Kuster N. Evaluation of wireless resonant power transfer systems with human electromagnetic exposure limits. *IEEE Trans. Electromagn. Compat.* 2013;55:265–274. doi: 10.1109/TEMC.2012.2219870.

18. Mariscotti A. Assessment of Human Exposure (Including Interference to Implantable Devices) to Low-Frequency Electromagnetic Field in Modern Microgrids, Power Systems and Electric Transports. *Energies*. 2021;14:6789. doi: 10.3390/en14206789.

19. Aboualalaa, M., & Elsadek, H. (2020). Rectenna systems for RF Energy Harvesting and wireless power transfer. *Recent Wireless Power Transfer Technologies*. <https://doi.org/10.5772/intechopen.89674>.

20. Human Exposure to Close-Range Resonant Wireless Power Transfer Systems as a Function of Design Parameters October 2014IEEE Transactions on Electromagnetic Compatibility 56(5):1027-1034 DOI:10.1109/TEMC.2014.2308013

21. Пристрій передачі електроенергії без проводів: пат. 85476 Україна, МПК (2009) H02J 17/00, H01Q 19/00 / В. Г. Крюк, В. А. Яцишин, М. М. Бельдій – № а200709441; заявл. 20.08.2007; опубл. 26.01.2009, Бюл. №2. – 5 с.

22. Зарядка мобільного телефону і інших малогабаритних пристроїв через електромагнітну хвилю: Пат. 114496 Україна, МПК (2017) H02J50/20 / В. Г. Крюк, Д. М. Веселов, К. М. Семеченко – № u2016 09517; заявл. 14.09.2016; опубл. 10.03.2017, Бюл. №5. – 5 с.

23. Pertin, O., Guha, K., & Jakšić, O. (2021). Artificial Intelligence-based optimization of a bimorph-segmented tapered piezoelectric MEMS Energy Harvester for multimode operation. *Computation*, 9 (8), 84. <https://doi.org/10.3390/computation9080084>.

24. Ocampo, F. O., Ronald Q. Constantino, R. Q., Soriano, M. P. (2019) Design and Construction of Multi-Purpose Hand Crank Mechanical Energy Charger. *International Journal of Innovative Technology and*

Exploring Engineering (IJTEE), Volume-9 Issue-2, December 2019, pp. 429 - 432. DOI: 10.35940/ijtee.B6426.129219

25. Ручний генератор динамо-машина заряд-ка для телефону 20 W [Електронний ресурс]. Ре-жим доступу: <https://i-mag.kiev.ua/ua/p1622164636-ruchnoj-generator-dinamo.html>. - 08.07.2023

UDC 615.477.2:621.311.61

HYBRID POWER SUPPLY SYSTEM OF THE "ARTIFICIAL HEART" APPARATUS

V. P. Oliinyk

v.oliinyk@khai.edu

D. V. Telichko

dashatelichko1@gmail.com

S. M. Kulish

s.kulish@khai.edu

Y. A. Voloshyn

y.voloshyn@khai.edu

National Aerospace University "Kharkiv Aviation Institute", Kharkiv, Ukraine

Abstract – An example of means that fully or partially replicate the functions of natural human organs are the latest developments of "Artificial Heart" (Total Artificial Heart, TAH) devices intended for complete implantation in the human body. For the long-term operation of TAN, the use of wireless transdermal power supply of mechanical and electronic components is considered promising. This approach allows preserving the protective functions of the skin. However, a definitive technical solution for wireless power supply to the implanted device with a power requirement of 20...25 W has not yet been found. Therefore, solving the problem of uninterrupted power supply of the implanted device is an urgent problem of long-term use of TAH. The paper analyzes modern approaches that can be used in the organization of the contactless power supply system of the "Artificial Heart" device. The priority in the development of a hybrid system is indicated, which includes: means of non-contact power supply based on magnetic resonance communication, microelectromechanical converters and traditional batteries. The basic component is a transdermal subsystem (TETS) of energy transfer by means of electromagnetic induction at a resonant frequency, powered by an external wearable battery. Additional power for this subsystem is provided by repeaters-transmitters of the subsystem based on magnetic resonance communication (MRC), which are located within the room where the patient is. Another source is microelectromechanical power supply (MEM-EH), which converts the mechanical energy of human physical activity into electrical energy. This solution extends the duration of battery operation without mains recharging. The use of a hybrid power supply system makes it possible to improve the reliability and longevity of life support for a patient with an "Artificial Heart" implant.

Key words – continuity, implant, power, wireless power supply