

УДК 615.477.2:621.311.61

doi: 10.32620/reks.2019.3.03

В. П. ОЛІЙНИК, Д. В. ТЕЛИЧКО*Національний аерокосмічний університет ім. М. Є. Жуковського «Харківський авіаційний інститут», Україна***БЕЗКОНТАКТНЕ ЕЛЕКТРОЖИВЛЕННЯ ІМПЛАНТАТІВ**

Розглянуті питання довготермінового використання імплантатів в організмі людини. Особлива увага приділяється проблемі безконтактного забезпечення електроживлення штучних органів зі значним енергоспоживанням. Використання безконтактного енергопостачання повністю імплантованого технічного пристрою дозволяє зменшити ризик проникнення інфекцій в організм пацієнта у порівнянні із застосуванням провідникового шлейфу електроживлення, який виводиться через внутрішні тканини на поверхню шкірного покриву. В якості об'єкту аналізу використані відомі розробки апаратів «Штучне серце». Розглянуті їх основні технічні характеристики. Максимальна споживана потужність цих апаратів становить близько 20 Вт, в тому числі і моделі AbioCor. Конструкція апарату AbioCor розроблялась як повністю імплантований пристрій з безконтактним електроживленням, але проект не було завершено. Хоча принцип безконтактного електроживлення є безперечно інноваційним кроком розвитку конструкцій імплантатів. В результаті роботи проведеної по шляху технічної реалізації цього принципу отримано наступне: для безконтактного енергопостачання імплантатів доцільно використовувати змінне магнітне поле з індуктивним зв'язком між зовнішнім і внутрішнім індуктором; використання частот змінного магнітного поля ~ 100 кГц дозволяє отримати компромісне рішення між необхідною глибиною проникнення в біотканини, незначним в них теплоутворенням і розмірами та масою індукторів. За таких умов розташування в організмі приймального індуктора може визначатися за медичними рекомендаціями. Були проведені оціночні експерименти по визначенню ефективної схеми включення передавального і приймального контурів, та впливу на коефіцієнт передачі електрофізичних властивостей середовища між ними. Показано, що для відпрацювання технічних рішень апаратної реалізації безконтактного електроживлення елементи імплантації можна розміщувати в фізіологічному розчині як моделі біосередовища. Рекомендовано застосування серійної елементної бази і схемотехнічних рішень, що використовуються для безконтактного електроживлення радіоелектронних засобів. Також, була проведена кількісна оцінка додаткового теплового навантаження імплантату на організм людини, оскільки частина енергії живлення апарату і власне його роботи, відповідно до коефіцієнту корисної дії, невідворотно переходить в кінцевому рахунку в тепло. Спрошений розрахунок впливу енерговтрат імплантату на тепловий стан організму показав, що перегрів на 1°C буде досягнутий за умови повної теплоізоляції області, в середньому за 8,6 години. Це доводить про не критичний перегрів організму імплантатами, та допускає можливість підтримки стабільної температури організму фізіологічними механізмами.

Ключові слова: штучні органи; імплантати; безконтактне електроживлення; електромагнітна індукція; потужність; тепловий режим.

Вступ

Ідеї про заміну хворих органів здоровими виникли у людини ще кілька століть тому. Але недосконалі методи хірургії і анестезіології не дозволяли здійснити задумане. У сучасному світі трансплантація органів зайняла гідне місце в лікуванні термінальних стадій багатьох захворювань. Були врятовані тисячі людських життів. Але виникли проблеми з іншого боку. Катастрофічний дефіцит донорських органів, імунологічна несумісність і тисячі людей в листах очікування того чи іншого органу, які так і не дочекалися своєї операції.

Виникла задача створення штучних органів, які могли б замінити природні за своїми функціями, і в

цьому напрямку були досягнуті певні успіхи. В даний час у медицині широко використовуються імплантати, вони імплантуються людині і здатні функціонувати автономно або управлятися дистанційно. Створені різні електронні імплантати, які контролюють і заміщають функції організму людини. Наприклад, це імплантати сітківки ока, кардіостимулятори, імплантати стимуляції мозку, складні нейропротези. Розроблені протези, які відтворюють складні рухи верхніх і нижніх кінцівок. Одночасно, зворотні сигнали, що надходять від імплантованих систем, використовуються для оперативної діагностики стану пацієнта та корекції алгоритму роботи імплантата [1, 2].

Сучасні розробки штучних органів людини по-

єднують досягнення різних галузей науки: біології, біомедичної інженерії, матеріалознавства, радіоелектроніки, кібернетики та інших. З позицій медицини та технічної інженерії ідеальний штучний орган призначений для імплантації повинен відповідати наступним вимогам:

- повністю моделювати функції, форму, масу природного аналога;
- його розміщення в організмі людини не повинно призводити до виникнення інших патологічних станів;
- вся конструкція, її елементи, або зовнішня оболонка виготовляються з матеріалів з високою біологічною сумісністю;
- нормований термін безперервного функціонування повинен бути не меншим ніж цикл зумовлений фізіологічними властивостями організму;
- технічні складові імплантату мають отримувати енергію шляхом природних біохімічних процесів.

Більшість перелічених вимог не знайшли принципового вирішення для штучних органів критичного до яких відносяться і апарати штучного серця (АШС). Останні перспективні розроблені моделі АШС «AbioCor», «HeartWare», «HeartAssist 5 PediatricVAD» мають електроприводи та електронну систему керування з загальною споживаною потужністю від 3 Вт (стан спокою) до 20 Вт (максимально можливі активні дії) [3]. Рекомендована постійна напруга живлення електроприводів АШС становить 12 В.

Вочевидь, що для тривалого застосування АШС є перспективним безконтактний спосіб забезпечення його електроживлення. Тому ціль проведення дослідження полягає у вирішенні ряду специфічних задач: вибору та обґрунтуванні фізичного механізму передачі енергії, забезпеченні допустимого теплового режиму роботи імплантованих блоків, вимогам до їх біологічної сумісності та герметичності, електромагнітній сумісності середовища і пацієнта.

Детальному розгляду перших двох задач і спрямована дана робота.

1. Загальна структура електроживлення апарата «штучне серце»

Як було зазначено вище останніми відомими розробками апаратури відтворення насосної функції серця є:

1. Модель серця «AbioCor» компанії «Abiomed (штат Массачусетс)»;
2. Штучне серце «HeartWare» Німецького Кардіологічного Центру в Берліні;
3. Штучне серце «HeartAssist 5 PediatricVAD»

компанії «MicroMedCardiovascular».

В табл. 1 наведені основні технічні та функціональні їх характеристики.

До найбільш перспективної моделі АШС можна віднести конструкцію AbioCor. Елементи конструкції насосного блоку АШС, який розташовується безпосередньо в грудній клітині пацієнта показано на рис. 1.

Таблиця 1
Технічні характеристики зразків апаратів АШС [3]

Модель	Маса імплантата	Маса зовнішніх пристроїв	Безконтактність	Споживана потужність
«AbioCor»	900 г	-	+	19Вт
«HeartWare»	92 г	20 кг	-	19Вт
«HeartAssist 5 PediatricVAD»	235 г	4 кг	-	19Вт

Грудний блок складається з двох герметичних насосів крові, які функціонують за допомогою електроприводів і є основними споживачами енергії.

Кожен насос крові можна розглядати як тверду камеру, яка містить мішечок, заповнений кров'ю об'єм якого змінюється згідно з адаптивним до навантаження алгоритмом роботи [4].

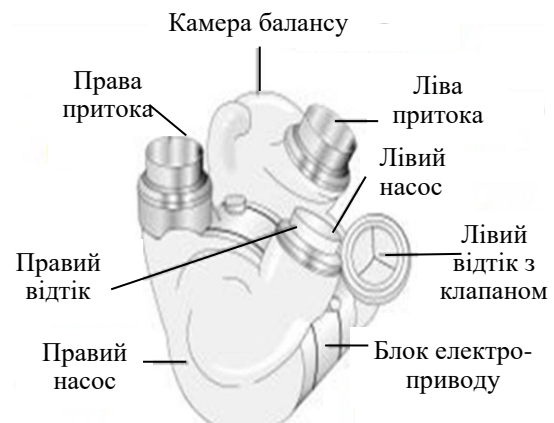


Рис. 1. Насосний блок АШС

На рис. 2 приведено загальну структуру всіх технічних елементів АШС включаючи зовнішні блоки.

Конструкцію можна розділити на імплантовану та зовнішню частину. Імплантована частина складається з грудного блоку, контролера, системи через шкірної передачі енергії і резервної акумуляторної батареї. Зовнішня система складається з «AbioCor Console» яка є носимим блоком та при-

строєм RF Communication Module. За рекомендацією медиків безконтактна система електропостачання розташовується в черевній порожнині пацієнта.

У серпні 2012 року, ключовий дослідник і розробник AbioCor Девід Ледерман помер від раку підшлункової залози. Тому подальша розробка і впровадження цієї моделі була зупинена.

Але принцип безконтактного електроживлення АШС є безперечно інноваційним кроком розвитку конструкцій імплантатів.

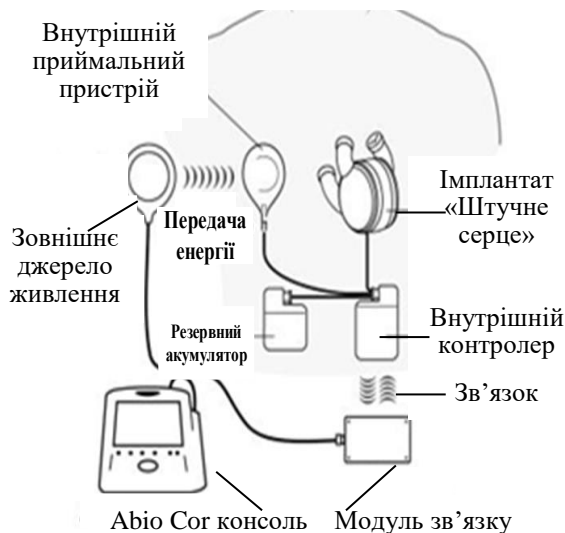


Рис. 2. Спрощена структура безконтактного електроживлення АШС

Конкретна технічна реалізація безконтактної системи живлення викликала ряд інженерних та медичних проблем.

До основних проблем відносять:

- вибір способу передачі енергії;
- забезпечення допустимих енерговтрат, які не викликають перегрів біотканин.

2. Вибір способу передачі енергії

Очевидно, що для тривалого застосування АШС перспективним є безконтактний спосіб забезпечення його електроживлення. До бездротових (без гальванічного зв'язку) методів передачі електроенергії відносять електромагнітне випромінювання радіочастотного та оптичного діапазонів, ємнісний і магнітний зв'язок джерела і приймача [6, 9].

Передача енергії випромінювання оптичного діапазону до імплантованого приймача через шкіру і м'які тканини неможлива внаслідок істотного його поглинання навіть в інфрачервоному діапазоні. Перешкода для використання змінних електричного і електромагнітного полів – це іонна провідність внутрішніх біоструктур та наявність провідникових металевих елементів в конструкції АШС.

Магнітні властивості біотканин в їх макроскопічних проявах слабо відрізняються від водних розчинів і є в основному діаманітними та парамагнітними з модулем магнітної сприйнятливості $|\kappa| \ll 1$ ($B = \mu_0 H = \mu_0(1 + \kappa)H$, де H і B напруженість і індукція магнітного поля, μ_0 – магнітна стала, μ – відносна магнітна проникність). Тому зовнішні квазістатичні і низькочастотні магнітні поля без істотних втрат і спотворень проникають всередину біотканин [6].

Таким чином, для безконтактного електропостачання роботи АШС перспективно використовувати змінне магнітне поле з індуктивним зв'язком між зовнішнім передавальним і внутрішнім імплантованим приймальним пристроєм.

До основних інженерних завдань слід віднести: побудову спеціального трансформаторного пристрою з рознесеними на відстань до 20 ... 30 мм (товщина біотканин і захисних шарів) первинною і вторинною обмотками (зовнішнім і внутрішнім індукторами), оптимізацію частоти і форми змінного струму, коефіцієнту трансформації, вибір параметрів магнітопроводу і його форми. Слід також врахувати, що за медичними рекомендаціями локальне підвищення температури біотканин не повинно перевищувати 1°C , тому коефіцієнт корисної дії електронного приймального перетворювача повинен бути не менш ніж 90...95 %.

Майже всі перелічені умови пов'язані з вибором значення частоти змінного магнітного поля [5, 10].

По перше маса, розміри та форма внутрішнього (імплантованого) індуктора повинні відповідати умовам безпечного розташування в організмі пацієнта та можливими просторовими його зміщеннями в результаті процесів життєдіяльності (скорочення м'язів, зміна положення, ...). З досвіду практичної медицини найбільш прийнятна еліпсоїдальна форма імплантата. Для внутрішнього індуктора, який повинен включати обмотку з ізолюваного дроту розташовану в плоскому циліндричному магнітопроводі, доцільна форма суттєво стисненого сфероїда з найбільшим діаметром перетину до 30...40 мм. Наявність магнітопроводу (осереддя) зменшує магнітний потік розсіювання у внутрішні тканини, але одночасно підвищує масу індуктора. Компромісним рішенням є використання для магнітопроводу середньо частотних (50 кГц – 1 МГц) феритів з відносною магнітною проникливістю 1000...400.

По друге, глибина проникнення змінного магнітного поля в біологічні тканини не повинна впливати на оптимальне розташування внутрішнього індуктора. Для оціночних розрахунків може бути використана формула [5]:

$$d_{\text{прон}} = \sqrt{\frac{1}{\pi f \mu \mu_0 \sigma}}, \quad (1)$$

де параметр $d_{\text{прон}}$ – характеризує відстань в середовищі з провідністю σ , на якій амплітуда змінної магнітної індукції частотою f зменшується в e раз. Якщо взяти до уваги, що для водомістких тканин (біорідини, м'які тканини) $\sigma = 0,6 \dots 1 \text{ (Ом}\cdot\text{м)}^{-1}$, а $\mu \approx 1$, то $d_{\text{прон}} = 390 \cdot (f)^{-1/2}$. Тоді для частот 10 Гц, 10 кГц, 100 кГц, 1 МГц глибина ефективного проникнення в біотканини становить 120; 3,9; 1,2; 0,39 м відповідно. Таким чином, використання частоти змінного магнітного поля ~ 100 кГц дає можливість просторових варіацій розташування внутрішнього індуктора за медичними вимогами.

По третє, принциповою умовою імплантації технічного пристрою є забезпечення природного теплового режиму організму. Одним з додаткових енергетичних чинників на біологічні тканини, які знаходяться між зовнішнім і внутрішнім індукторами є безпосереднє теплоутворення від дії змінного магнітного поля. Питома потужність активних теплових втрач енергії змінного магнітного поля становить:

$$q = \sigma (\omega L B_{\text{эф}})^2, \quad (2)$$

де ω – кругова частота, $B_{\text{эф}}$ – ефективне значення індукції, L – периметр області дії магнітного поля [6]. Таким чином, величина теплоутворення пропорційна квадрату частоти поля, а більшому нагріву підпадуть тканини з великою провідністю (кровоносні судини, м'язи $\sigma = 0,5 \dots 0,6 \text{ (Ом}\cdot\text{м)}^{-1}$). Суттєво нижче теплоутворення в жирових і кісткових тканинах, шкірі ($\sigma = 0,03 \dots 10^{-5} \text{ (Ом}\cdot\text{м)}^{-1}$). З цього випливає, що внутрішній індуктор повинен бути зафіксований якомога ближче до зовнішнього шкірного покриву в тканинах з низькою електропровідністю, але це здебільшого медична задача. Теоретично, для зменшення теплоутворення в біотканинах між індукторами, значення частоти змінного магнітного поля повинно бути низьким. Але конструктивно це призводить до збільшення маси і габаритів індукторів (магнітопровід із трансформаторної сталі, велика кількість витків в обмотках) [10].

Очевидно, що вибір частоти змінного магнітного поля повинен відповідати компромісному рішення. З наведених вище оцінок робоча частота електронних пристроїв для безконтактного електроживлення потужних імплантатів повинна мати значення ~ 100 кГц, але цей висновок потребує додаткової експериментальної перевірки.

3. Апаратні рішення безконтактного електроживлення

Конструкції індукторів придатних до імплантації в організм людини які б знайшли широке практичне застосування на сьогодні не розроблено. Тому доцільно використати деякі елементи апаратних засобів для безконтактного електроживлення радіоелектронної апаратури. Найбільшого розвитку і галузевої стандартизації отримали пристрої для безконтактної зарядки акумуляторів і живлення мобільних засобів зв'язку, комп'ютерної техніки, які використовують методики МІ і MR [9].

При використанні методики МІ для формування змінного струму в резонансному контурі первинної котушки застосовується автогенератор відповідної потужності тоді як при методі MR додається керований підсилювач потужності. На рис. 3 схематично показано взаємне розташування індукторів в засобах безконтактного електроживлення.

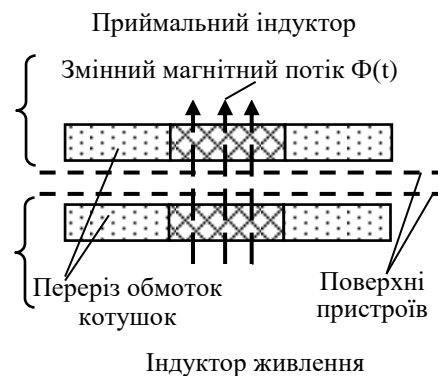


Рис. 3. Схематичне розташування індукторів

Для практичної перевірки принципів технічних рішень був використаний експериментальний макет. На ньому були проведені вимірювання для різних моделей включення зовнішнього L_{zi} (первинного) та внутрішнього L_{vi} (вторинного) індукторів: трансформаторна, послідовно резонансна, змішана резонансна. Схеми приведені на рис. 4 – 6. На схемах: U_r – напруга живлення первинного передавального індуктора, $R_{ашс}$ – еквівалент активного опору навантаження імплантата, C_{zi} і C_{vi} – ємності для забезпечення резонансного режиму.

Макет дозволяв змінювати амплітуду і частоту U_r , а також відстань між вісьо-симетрично розташованими індукторами.

Графіки залежності коефіцієнту передачі від відстані між передавальним і приймальним контурами на різних частотах для трансформаторної схеми приведені на рис. 7

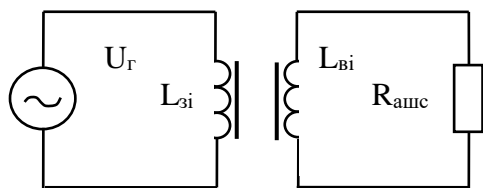


Рис. 4. Трансформаторна схема

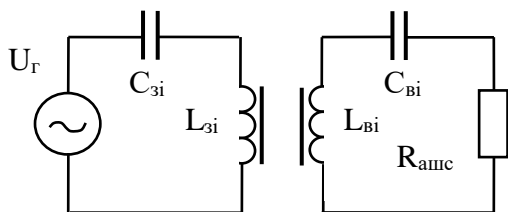


Рис. 5. Схема з послідовними резонансними контурами

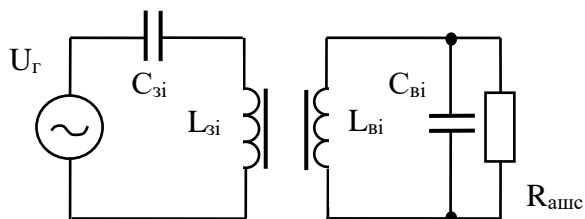


Рис. 6. Схема з послідовним зовнішнім резонансним і паралельним внутрішнім контуром

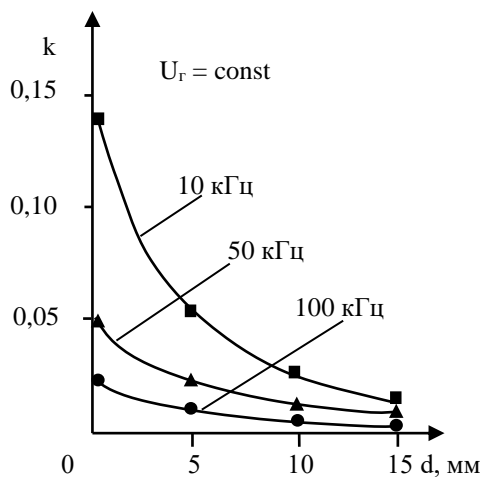


Рис. 7. Залежності коефіцієнту передачі для трансформаторної схеми

Вимірювання проводились в повітряному середовищі з вологістю 30...50 %, атмосферному тиску 750...770 мм рт. ст. і температурою 18...26 °С. З графіків видно, що при відстані між контурами більше 10 мм коефіцієнт передачі k не перевищує 0,03. Що є суттєво недостатнім для ефективного енергопередачі в навантаження. Так на рекомендованій частоті 100 кГц, для відстані 10 мм по осьовій лінії

між паралельно встановленими котушками, $k = 0,01$. Тоді для напруги живлення імплантату 10 В напруга на зовнішньому контурі повинна становити 1000 В, що є небезпечним з медичних вимог і недоцільним з технічних. Значне падіння коефіцієнту передачі зі зростанням частоти пояснюється зростанням індуктивного опору передавального індуктора. Тому, в подальших експериментах використовувалось включення передавального індуктора по схемі послідовного резонансного контуру.

Вимірювання проведені за схемами рис. 5 та рис. 6 показали, що використання схеми з послідовним зовнішнім і паралельним резонансним контуром внутрішньої частини є найбільш енергоефективним.

При цьому варіанті підключення у зовнішньому контурі на резонансній частоті досягається максимальне значення струму і відповідно індукції змінного магнітного поля, а у внутрішньому (приймальному) максимальне значення напруги (за умови узгодженого навантаження).

Наступні вимірювання проводились за цією ж опрацьованою схемою, але між котушками розташовувався контейнер з речовиною, яка моделювала різновиди біотканин (рис. 8).

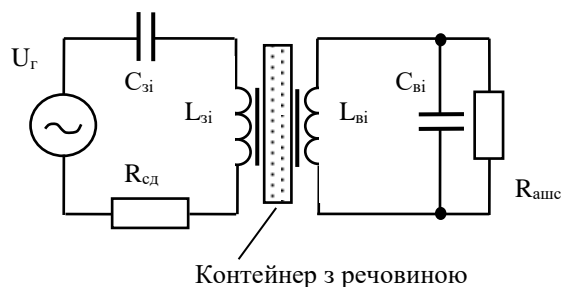


Рис. 8. Схема дослідів з різновидами біотканин

При вимірюваннях котушки зовнішнього (збуджуючого) і внутрішнього (приймального) контурів були розташовані вісьо-симетрично на відстані 20 мм. Співвідношення кількості витків котушок первинного і вторинного контурів становила 1:2.

Графік залежності вихідної напруги на еквіваленті активного навантаження $U(R_{ашс})$ від частоти при незмінній амплітуді вхідної $U_{Г}$ для контейнера заповненого повітрям показаний на рис. 9.

Таким чином, на резонансній частоті ~ 115 кГц приведений коефіцієнт передачі досягає $k = 0,8$.

Також, була отримана аналогічна частотна залежність падіння напруги на резисторі малого опору ($R_{сд} = 4,7$ Ом), включеного в первинний контур джерела живлення. Значення напруги $U(R_{сд})$ яке пропорційне струму в первинному контурі можна використати для побудови ланцюга автоматичного регулю-

вання напруги навантаження у вторинному контурі. Подальші вимірювання проводились при заповненні контейнера послідовно: повітрям, дистильованою водою, фізіологічним розчином (NaCl 0,9 %), жировою тканиною біологічного походження.

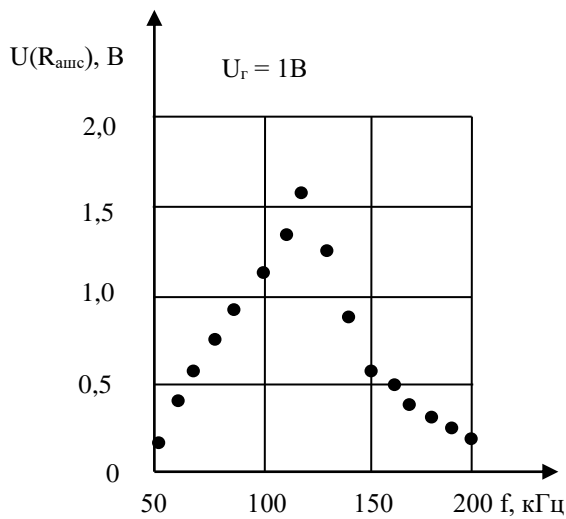


Рис. 9. Залежність вихідної напруги від частоти

Графіки залежностей вихідної напруги від вхідної для різних наповнювачів контейнера на частоті 115 кГц приведені на рис. 10.

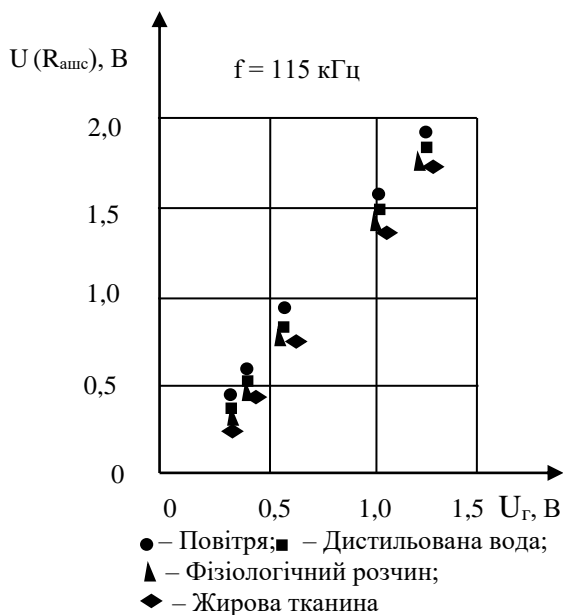


Рис. 10. Залежність вихідної напруги від вхідної для різних наповнювачів контейнера

З графіків видно, що для водо насичених середовищ напруга на виході зменшується зі зростанням електричної провідності речовини. Ступінь енерговитрат для фізіологічного розчину і жирової біотканини приблизно однаковий. Цей результат доводить

можливість використання фізіологічних розчинів для моделювання роботи імплантатів всередині живого організму, у тому числі і для оцінки теплового режиму.

З графіків видно, що для водо насичених середовищ напруга на виході зменшується зі зростанням електричної провідності речовини. Ступінь енерговитрат для фізіологічного розчину і жирової біотканини приблизно однаковий. Цей результат доводить можливість використання фізіологічних розчинів для моделювання роботи імплантатів всередині живого організму, у тому числі і для оцінки теплового режиму.

4. Оцінка теплового режиму імплантату

Організм людини має відносно стабільну температуру внутрішніх органів завдяки біохімічним процесам теплопродукції та дії системи терморегуляції, істотним елементом якого є теплообмін з навколишнім середовищем. Теплообмін відбувається за допомогою теплопровідності, конвекції, випаровування, тепломасопереносу та випромінювання.

Умові теплового гомеостатичного балансу відповідає рівняння:

$$dQ(\text{Біохімічні процеси}) \pm \pm dQ(\text{Теплопровідність}) \pm \pm dQ(\text{Випромінювання}) - dQ(\text{Випаровування}) \pm dQ(\text{Конвекція}) \pm \pm dQ(\text{Тепломасоперенос}) = 0, \quad (3)$$

де dQ – енергетичні складові зміни теплового стану організму. Знак ± вказує на можливість як притоку так і втрат енергії, що суттєво залежить від різниці температур зовнішнього середовища і внутрішньої гомеостатичної температури.

Розташування в організмі імплантату і його робота призводить до виникнення додаткового фактору впливу на тепловий баланс. Для оціночних розрахунків використаємо спрощену просторову модель області розташування імплантатів АШС у вигляді циліндру, як показано на рис. 11.

Лінійні розміри взяті із середньостатистичних даних для дорослої людини (h ≈ 0,45 м, R ≈ 0,16 м, r ≈ 0,08 м).

Для середніх теплофізичних характеристик також маємо: щільність біотканин людини ρ = 1036 кг/м³; теплоємність c = 3350 Дж/(кг·град), теплопровідність κ = 0,48 Вт/(м·град) [2, 6]. Як було зазначено вище, допустиме підвищення температури внутрішніх органів становить ~ 1°C, при середньому значенні 37°C.

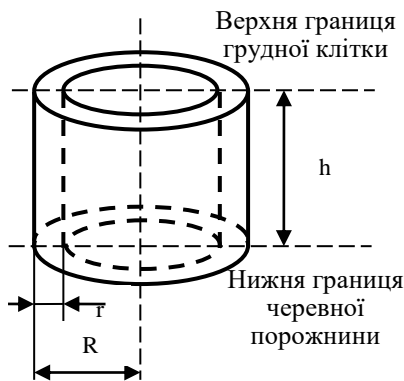


Рис. 11. Спрощена модель області розташування АІС

Визначемо кількість енергії, яка призведе до підвищення температури області розташування АІС на $\Delta T = 1^\circ\text{C}$ за формулою

$$\Delta Q = c \cdot m \cdot \Delta T, \quad (4)$$

де $m = \rho \cdot \pi R^2 \cdot h$ маса біотканин області розташування АІС. Якщо припустити що нагрівання відбувається без енерговтрат (ізолювана система), то $\Delta Q = 1,25 \cdot 10^5$ Дж.

З інженерної практики конструювання електроприводів і радіоелектронних пристроїв відомо, що коефіцієнт корисної дії кращих зразків досягає значень $\eta = 0,7 \dots 0,9$ [7, 8]. Тоді користуючись даними табл. 1 оціночну потужність втрат (потужність теплоутворення) при максимальному навантаженні роботи АІС візьмемо $P_T \approx 4$ Вт. Для того, щоб ця розсіявана теплова потужність здійснила підвищення температури в області розташування АІС знадобиться час $t = \Delta Q / P_T = 0,3125 \cdot 10^6 \text{ c} \approx 8,68$ годин.

Таким чином, можна зробити висновок, що за такий довгий проміжок часу організм людини здатний адаптуватись до додаткового теплового навантаження.

Для підтримки цього висновку проведемо оцінку енерговтрат з області розташування АІС шляхом процесу теплопроводності. Очевидно, що основний тепловий потік буде проходити через бокову поверхню прийнятої циліндричної моделі, площа якої $S_6 \approx 0,45 \text{ м}^2$. З тепловізійних вимірювань відомо, що середня температура поверхні тулуба людини становить близько 30°C [2, 6]. Температуру дещо перегрітого шару біотканин на відстані $r \approx 0,08$ м від поверхні приймемо рівною $37,5^\circ\text{C}$. Тоді потужність теплових втрат шляхом теплопроводності визначемо за формулою

$$P_{\text{тпр}} = (k \cdot \Delta T \cdot S_6) / r = 20,25 \text{ Вт}. \quad (5)$$

Оскільки $P_{\text{тпр}} \gg P_T$, то отримане значення допускає можливість підтримки стабільної температури організму фізіологічними механізмами за наявності імплантата з додатковим теплоутворенням.

Висновки

Для безконтактного енергопостачання імплантатів доцільно використовувати змінне магнітне поле з індуктивним зв'язком між зовнішнім і внутрішнім індуктором.

Використання частот змінного магнітного поля ~ 100 кГц дозволяє отримати компромісне рішення між необхідною глибиною проникнення в біотканини, незначним в них теплоутворенням і розмірами та масою індукторів. За таких умов розташування в організмі приймального індуктора може визначатися за медичними рекомендаціями.

Для відпрацювання технічних рішень апаратної реалізації безконтактного електроживлення елементи імплантації можна розміщувати в фізіологічному розчині як моделі біосередовища.

Є перспективним застосування серійної елементної бази і схемотехнічних рішень, що використовуються для безконтактного електроживлення радіоелектронних засобів.

Також, можна вважати, що організм людини здатний адаптуватись до додаткового теплового навантаження викликаного роботою електромеханічних та радіоелектронних вузлів імплантатів по типу «Апарат «Штучне серце»». Доказом цього є довготермінова експлуатація АІС з черезшкірним контактним електроживленням.

Література

1. Петухов Д. С. Перспективы развития технологий полной замены функции сердца с помощью механических систем поддержки кровообращения [Текст] / Д. С. Петухов, С. В. Селищев, Д. В. Тельшев // Медицинская техника. – 2015. – № 293. – С. 5 – 8.
2. Медицинские приборы: Разработка и применение [Текст] / Джон В. Кларк мл., Майкл Р. Ньюмен, Валтер Х. Олсон и др. ; Ред. Джон Г. Вебстер. – К. : Медторг, 2004. – 620 с.
3. Kiourti, A. A review of In-body Biotelemetry Devices: Implantable, Ingestible and Injectable [Text] / A. Kiourti, S. N. Konstantina // IEEE Trans. Biomed. Eng. – 2017. – No. 464. – P. 1422–1430.
4. Беляев, Л. В. Лабораторно-стендовые установки для комплексной оценки характеристик аппаратов вспомогательного кровообращения и

искусственного сердца [Текст] / Л. В. Беляев // Биотехносфера. – 2011. – № 4 (16). – С. 51 – 56.

5. Биологическое действие, нормирование и защита от электромагнитных излучений [Текст] / Б. И. Давыдов, В. С. Тихончук, В. В. Антипов. – М. : Энергоатомиздат, 1984. – 177 с.

6. Тиманюк, В. А. Биофизика [Текст] / В. А. Тиманюк, Е. Н. Животова. – К. : ИД «Профессионал», 2004. – 704 с.

7. Khokle, R. Design, Modeling, and Evaluation of the Eddy Current Sensor Deeply Implanted in the Human Body [Text] / R. Khokle, K. Essello, D. Bokor // Sensors. – 2018. – Vol. 18, Iss. 11. – Article 3888. DOI: 10.3390/s18113888.

8. Современный подход к проектированию искусственных желудочков сердца на основе CALS-технологий [Электронное джерело] / А. В. Жданов, Л. В. Беляев, С. В. Куликов, Н. Б. Киласев, А. А. Дробышев // Современные проблемы науки и образования. – 2012. – № 5. – Режим доступа: <http://www.science-education.ru/105-7077> – 12.05.2019.

9. Нарайянан, Р. Катушки индуктивности для систем беспроводной зарядки [Электронный ресурс] / Р. Нарайянан // Сборник технических статей Würth Elektronik 2016–2019 гг. – С. 181–186. – Режим доступа: <https://www.symmetron.ru/suppliers/wurth/files/pdf/wurth/articles.pdf> – 12.05.2019.

10. Вибір робочої частоти пристроїв для безконтактного електроживлення імплантів [Текст] / В. П. Олійник, С. М. Куліш, Д. В. Теличко, Ю. А. Волошин // Збірник матеріалів науково-практичної конференції «Modern methods, innovation, and experience of practical application in the field of technical science», Польща, м. Радом, 24–25 грудня 2017. – С. 40–44.

References

1. Petuhov, D. S., Selishev, S. V., Telyshev, D. V. Perspektivy razvitiya tehnologij polnoj zameny funktsii serdca s pomoshyu mehanicheskikh sistem podderzhki krovoobrasheniya [Prospects for the development of technologies for the complete replacement of cardiac function using mechanical circulatory support systems]. *Medicinskaya tehnika – Medical equipment*, 2015, no. 293, pp. 5–8.

2. Klark, Dzhon V. ml., Nyumen, Majkl R., Olson, Valter H. i dr. *Medicinskie pribory: Razrabotka i primeneniye* [Medical Devices: Development and Application]. Kiev, Medtorg Publ., 2004. 620 p.

3. Kiourti, A. Konstantina, S. N. A review of In-body Biotelemetry Devices: Implantable, Ingestible and Injectable. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 2017, no. 464, pp. 1422–1430.

4. Belyaev, L. V. Laboratorno-stendovye ustanovki dlya kompleksnoj ochenki harakteristik apparatov vspomogatel'nogo krovoobrasheniya i iskusstvennogo serdca [Laboratory and bench installations for a comprehensive assessment of the characteristics of assisted circulatory apparatus and artificial heart]. *Biotechnosfera – Biotechnosphere*, 2011, no. 4 (16), pp. 51–56.

5. Davydov, B. I., Tihonchuk, V. S., Antipov, V. V. *Biologicheskoe deystvie, normirovanie i zashchita ot elektromagnitnykh izlucheniye* [Biological action, regulation and protection against electromagnetic radiation]. Moscow, Energoatomizdat Publ., 1984. 177.

6. Timanyuk, V. A., Zhivotova, E. N. *Biofizika* [Biophysics]. Kiev, ID «Professional» Publ., 2004. 704 p.

7. Khokle, R., Essello, K., Bokor, D. Design, Modeling, and Evaluation of the Eddy Current Sensor Deeply Implanted in the Human Body. *Sensors*, 2018, vol. 18, iss. 11, article 38888. DOI: 10.3390/s18113888.

8. Zhdanov, A. V., Belyaev, L. V., Kulikov, S. V., Kilasev, N. B., Drobyshev, A. A. Sovremennyy podhod k proektirovaniyu iskusstvennykh zheludochkov serdca na osnove CALS-tehnologij [The modern approach to designing of the artificial ventricles of heart based on CALS-technologies]. *Sovremennye problemy nauki i obrazovaniya – Modern problems of science and education*, 2012, no. 5. Available at: <http://www.science-education.ru/105-7077> (accessed 12.05.2019).

9. Narayanan, R. Katushki induktivnosti dlya sistem besprovodnoj zaryadki [Inductors for wireless charging systems] *Sbornik tekhnicheskikh statey Würth Elektronik 2016–2019 gg. – Würth Elektronik 2016–2019 Technical Articles Collection*, pp. 181–186. Available at: <https://www.symmetron.ru/suppliers/wurth/files/pdf/wurth/articles.pdf> (accessed 12.05.2019).

10. Oliinyk, V. P., Kulish, S. M., Telichko, D. V., Voloshin, Yu. A. Vibir robochoyi chastoty pristroyiv dlya bezkontaktного elektrozhivlennya implantativ [Choosing the operating frequency of implants for contactless power supply]. *Zbirnyk materialiv naukovopraktichnoyi konferenciyi «Modern methods, innovation, and experience of practical application in the field of technical science» – Collection of materials of scientific-practical conference "Modern methods, innovation, and experience of practical application in the field of technical science"*, Poland, Radom 24–25 december 2017, pp. 40–44.

Надійшла до редакції 12.09.2019, розглянута на редколегії 23.09.2019

БЕЗКОНТАКТНОЕ ЭЛЕКТРОСНАБЖЕНИЕ ИМПЛАНТАТОВ

В. П. Олейник, Д. В. Теличко

Рассмотрены вопросы долгосрочного использования имплантатов в организме человека. Особое внимание уделяется проблеме бесконтактного обеспечения электропитания органов со значительным энергопотреблением. Использование бесконтактного энергоснабжения полностью имплантированного технического устройства позволяет уменьшить риск проникновения инфекций в организм пациента по сравнению с применением проводного шлейфа электропитания, который выводится через внутренние ткани на поверхность кожного покрова. В качестве объекта анализа использованы известные разработки аппаратов «Искусственное сердце». Рассмотрены их основные технические характеристики. Максимальная потребляемая мощность этих аппаратов составляет около 20 Вт, в том числе и модели AbioCor. Конструкция аппарата AbioCor разрабатывалась как полностью имплантированное устройство с бесконтактным электропитанием, но проект не был завершен. Хотя, принцип бесконтактного электропитания является бесспорно инновационным шагом развития конструкций имплантатов. В результате работы, проведенной по пути технической реализации этого принципа, получено следующее: для бесконтактного энергоснабжения имплантатов целесообразно использовать переменное магнитное поле с индуктивной связью между внешним и внутренним индуктором; использование частот переменного магнитного поля ~ 100 кГц позволяет получить компромиссное решение между необходимой глубиной проникновения в биоткани, незначительным в них теплообразованием, размерами и массой индукторов. При таких условиях расположение приемного индуктора в организме пациента может определяться по медицинским рекомендациям. Были проведены оценочные эксперименты по определению эффективной схемы включения передающего и приемного контуров, и влияния на коэффициент передачи электрофизических свойств среды между ними. Показано, что для отработки технических решений аппаратной реализации бесконтактного электропитания элементы имплантации можно размещать в физиологическом растворе как модели биосред. Рекомендовано применение серийной элементной базы и схемотехнических решений, используемых для бесконтактного электропитания радиоэлектронных средств. Также, была проведена количественная оценка дополнительной тепловой нагрузки имплантата на организм человека, так как часть энергии питания аппарата и собственно его работы, согласно коэффициенту полезного действия, неотвратимо переходит, в конечном счете, в тепло. Упрощенный расчет влияния энергопотери имплантата на тепловое состояние организма показал, что перегрев на 1°C будет достигнут при условии полной теплоизоляции области, в среднем за 8,6 часа. Это доказывает не критичность перегрева организма имплантатами, и допускает возможность поддержания стабильной температуры организма физиологическими механизмами.

Ключевые слова: искусственные органы; имплантаты; бесконтактное электроснабжение; электромагнитная индукция; мощность; тепловой режим.

NON-CONTACT ELECTRICAL SUPPLY OF IMPLANTS

V. P. Oliynyk, D. V. Telichko

The issues of long-term implants using in the human body are considered. Particular attention is paid to the problem of contactless supply of power to artificial organs with significant energy consumption. Using non-contact energy supply to a fully implanted technical device reduces the risk of infections getting into the patient's body as compared to the use of a power line that is output through internal tissues to the skin surface. The well-known developments of artificial heart apparatus were used as the object of analysis. Their main technical characteristics are considered. The maximum power consumption of these devices is about 20 watts, including models AbioCor. The design of the AbioCor was produced as a fully implanted contactless power unit, but the project was not completed. Although the principle of contactless power supply is undoubtedly an innovative step in the development of implant designs. As a result of the technical implementation of this principle, the following was obtained: it is advisable to use an alternating magnetic field with an inductive coupling between an external and an internal inductor for non-contact energy supply of implants; the use of frequencies of an alternating magnetic field of ~ 100 kHz makes it possible to obtain a compromise solution between the required depth of penetration into biotissues, insignificant heat formation in them and the size and mass of inductors. Under such conditions, the location in the body of the receiving inductor can be determined by medical recommendations. Evaluation experiments were carried out to determine

the effective scheme of inclusion of the transmitting and receiving circuits, and the effect on the transmission coefficient of the electrophysical properties of the environment between them. It is shown that for working out of technical solutions of hardware realization of contactless power supply, implantation elements can be placed in saline solution as a model of bioenvironment. It is recommended to use serial element base and circuit solutions used for contactless power supply of radio electronic devices. Also, a quantitative assessment of the additional heat load of the implant on the human body was carried out, since part of the energy of the apparatus and its work, in accordance with the efficiency, inevitably goes into the heat eventually. A simplified calculation of the impact of implant energy losses on the thermal state of the body showed that overheating by 1 °C would be achieved provided the complete insulation of the area, on average, 8.6 hours. This proves the non-critical overheating of the body with implants, and allows the maintenance of a stable body temperature by physiological mechanisms.

Keywords: artificial organs; implants; non-contact power supply; electromagnetic induction; power; thermal regime.

Олійник Володимир Петрович – канд. техн. наук, доцент, професор кафедри радіоелектронних та біомедичних комп'ютеризованих засобів і технологій, Національний аерокосмічний університет ім. М. С. Жуковського «Харківський авіаційний інститут», Харків, Україна.

Теличко Дар'я Вікторівна – аспірантка кафедри радіоелектронних та біомедичних комп'ютеризованих засобів і технологій, Національний аерокосмічний університет ім. М. С. Жуковського «Харківський авіаційний інститут», Харків, Україна.

Oliiynk Volodymyr Petrovych – Candidate of Technical Science, Professor of the Department of Electronic and Biomedical Computerized Means and Technologies, National Aerospace University “Kharkiv Aviation Institute”, Kharkiv, Ukraine,

e-mail: v.oliinyk@khai.edu, ORCID Author ID: 0000-0002-7899-1591, Scopus Author ID: 16448946600,

<https://scholar.google.com.ua/citations?hl=ru&imq=%D0%92%D0%BB%D0%B0%D0%B4%D0%B8%D0%BC%D0%B8%D1%80+%D0%9E%D0%BB%D0%B5%D0%B9%D0%BD%D0%B8%D0%BA&user=NPPuba4AAAAJ>

Telichko Daria – PhD student of the Department of Electronic and Biomedical Computerized Means and Technologies, National Aerospace University “Kharkiv Aviation Institute”, Kharkiv, Ukraine,

e-mail: dashatelichko1@gmail.com,

https://scholar.google.com.ua/citations?user=1OfRDpsAAAAJ&hl=ru&citsig=AMD79opVG_UBeeByC-bi96GpKh6eDHSrcg.