

УДК 621.311.6:612.172:616-089.843:612.55

doi: 10.32620/reks.2021.3.09

В. П. ОЛІЙНИК, Д. В. ТЕЛИЧКО, В. М. ОЛІЙНИК

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

## ВПЛИВ ЕНЕРГОВТРАТ ІМПЛАНТАТА З БЕЗДРОТОВИМ ЖИВЛЕННЯМ НА ТЕПЛОВИЙ СТАН ОРГАНІЗМУ

Технічні засоби, які створюють для регенерації втрачених функцій організму людини, в першу чергу орієнтовані на виконання цільової функції. Але, навіть при досягненні імплантатами показників, що відповідають природним органам і системам, в багатьох випадках розробники не приділяють достатньої уваги вирішенню питань енергозабезпечення імплантатів і додаткового теплового навантаження організму внаслідок втрат енергії в механічних, електричних та електронних блоках. Якщо не брати до уваги перераховані фактори, то обмежується тривалість і медична безпека використання пристроїв. Особливо це актуально для імплантатів зі значною потужністю споживання та бездротовим живленням. Тому, **мета** даної роботи полягає у визначенні допустимого додаткового теплового навантаження організму людини для обґрунтування вибору подальших сучасно-технічних рішень бездротового живлення імплантатів зі значним енергоспоживанням та довгостроковою експлуатацією. **Предмет дослідження** – процеси теплообміну між імплантатом і структурами організму та їх енергетичні і температурні показники. **Об'єктом дослідження** обрано імплантат по типу апарату «Штучне серце» (АШС) з максимальною потужністю 20...25 Вт і магнітоіндукційним принципом передачі енергії. **Задача:** провести аналіз процесів теплового обміну між імплантатом і біоструктурами організму; розрахувати кількісні показники енергообміну в області розташування основних складових імплантату; визначити температури біотканин в зоні розташування приймального індуктора. **Результати дослідження.** Процеси теплового обміну між структурними елементами імплантату і біоструктурами організму мають складне поєднання фізіологічних і фізичних механізмів. Оціночні розрахунки проведено на основі процесу теплопровідності, як найбільш об'єктивного за відомими кількісними показниками. При середньому коефіцієнті корисної дії ~0,8 для механічних, електричних і електронних складових імплантату «Штучне серце» організм людини здатний підтримувати стабільну температуру внутрішніх органів за наявності імплантата з максимальною споживаною потужністю 20 Вт. Розрахунок проведений за методом електротеплової аналогії показав можливе підвищення температури біотканин, які контактують з поверхнею приймального імплантованого індуктора, на 1,32 °С. Це значення відноситься до критичних рівнів підвищення температури внутрішніх тканин. **Висновки.** Для практичної реалізації автономного пристрою АШС необхідно комплексувати відомі або знаходити оригінальні сучасно-технічні і конструкторські рішення побудови складових бездротового живлення з магнітоіндукційним принципом та коефіцієнтом корисної дії не менше ніж 0,8. Для запобігання тепловому перенавантаженню біотканин доцільно ввести канал контролю-регулювання температури в потенційно критичних точках розташування елементів імплантату. Передбачити знаходження цих критичних точок можна за розрахунками, виконаними за методом електротеплової аналогії.

**Ключові слова:** імплантати; апарат «Штучне серце»; бездротове електроживлення; терморегуляція; тепловий режим; електротеплова аналогія.

### Вступ

Технічний прогрес в різних напрямках медичної інженерії дозволив створювати штучні органи, які заміщають основні функції природних, що втратили свою дієздатність внаслідок різних патологічних станів. Частина з цих розробок призначена для повної імплантації в організм людини. Низка таких імплантатів для виконання своїх функцій потребують енергетичного забезпечення. Для багатьох при-

строїв використовується електроживлення імплантатів [1-4]. Джерелом електричної енергії можуть бути імплантовані разом з пристроєм гальванічні елементи, або акумулятори з періодичною підзарядкою [4]. Це доцільно використовувати для пристроїв з незначним енергоспоживанням. Коли споживана потужність імплантату перевищує одиниці Вт, використовують провідникові шлейфи з приєднанням до зовнішніх джерел електроенергії [5, 7]. Таке рішення допустимо застосовувати при короткочасно-

му використанні імплантату. При довготривалому застосуванні імплантату, за медичними рекомендаціями, необхідно забезпечити бездротове безшкірне електроживлення. В роботі [1] приведено аналітичний огляд, за останні 20 років, бездротових методів електроживлення медичних і біологічних імплантатів призначених, як для виконання певної замісної функції в організмі, так і для передачі діагностичної інформації. У цих матеріалах запропоновані рішення для пристроїв зі споживаною потужністю до 1 Вт, але серед сучасних моделей імплантатів є пристрої зі значно більшим енергоспоживанням.

До таких технічних засобів відносять апарати «Штучне серце» (АШС). Відповідно до природних характеристик АШС повинно забезпечувати корисну потужність від 1 Вт (стан повного спокою) до 40 Вт (при короткочасних потужних навантаженнях) [5, 8]. Сучасні розробки апаратів штучного серця це електронно-механічні пристрої, які призначені для повного відтворення кровообігу в організмі людини. До найбільш досконалих конструкцій належать пристрої, які отримали назву «Total Artificial Heart» (ТАН) [9]. Вони хірургічним шляхом імплантуються безпосередньо у грудний відділ де знаходилось хворе серце. Насоси таких АШС виконують функції заміщення хворих або пошкоджених серцевих шлуночків, які перекачують кров із серця в легені та інші частини тіла. Технічні засоби поза тілом керують імплантованими насосами та здійснюють моніторинг стану пацієнта.

Зазначеним умовам відповідають моделі АШС: «AbioCor», «Syncardia», «HeartWare», «HeartAssist5», «PediatricVAD» [5, 8], та остання розробка «Carmat» [6].

Модель АШС «Carmat» отримала ліцензію на впровадження в країнах-членах Європейського Союзу з 2021 року. Система АШС «Carmat» складається з трьох частин: імплантованого протеза, кабелю, який з'єднує протез з зовнішніми компонентами, зовнішнього блоку (консолі) живлення і медичного контролю. Внутрішній протез складається з чотирьох клапанів, що забезпечують цикли кровообігу, двох шлуночків, кожний з яких розділений мембраною на дві менші порожнини, двох гідравлічних мікронасосів і електронного сенсорного блоку. За допомогою зовнішньої частини апарату здійснюється енергетичний привід насосів і керування їх потужністю за сигналами сенсорного блоку. За цими ж сигналами медики мають змогу додатково керувати протезом та спостерігати за його роботою. Зовнішній блок має вагу менше 5 кілограмів, включно з акумулятором, і здатний забезпечити автономний режим роботи до 4 годин. Схематичне розташування

складових системи АШС «Carmat» відображено на рис. 1.

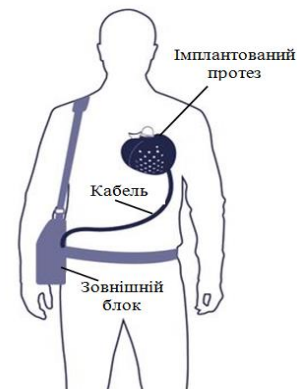


Рис. 1. Схема розміщення складових АШС «Carmat» [6]

Основне призначення АШС «Carmat» це тимчасове забезпечення життєздатності пацієнтів, які чекають на трансплантацію донорського органу.

Для більшості відомих конструкцій АШС, як і для «Carmat», енергоживлення відбувається через кабель або еластичні трубопроводи, що виводяться з організму. Безперечно це створює додаткові критичні ризики здоров'ю пацієнта, особливо у разі довготривалого використання АШС [10].

Технічні рішення для збільшення автономності і тривалості роботи АШС полягають у використанні безшкірного безпроводного електроживлення. Цим шляхом пішли розробники моделі «AbioCor» [8]. У цій моделі використовують насоси з електроприводом, а електроживлення передається індукційним шляхом через магнітно-резонансний зв'язок. Основні структурні елементи технічного рішення з бездротовим електроживленням показані на рис. 2.

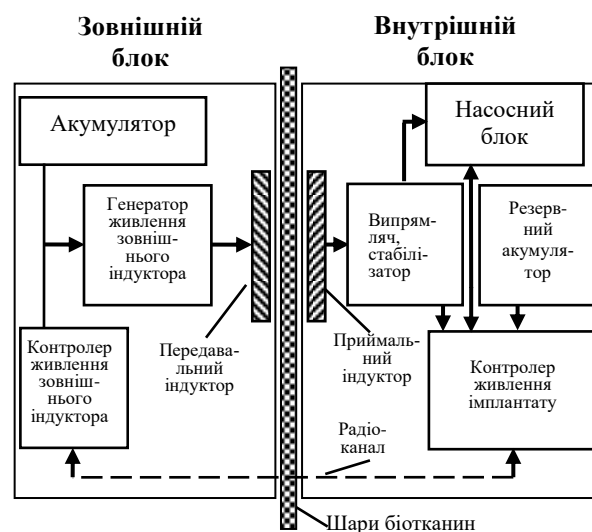


Рис. 2. Структурні елементи безконтактного електроживлення АШС

Технічна реалізація бездротового електроживлення полягає в передачі енергії через змінне магнітне поле, яке збуджується зовнішнім передавальним і приймається імплантованим індуктором. Таке технічне рішення для об'єктів зі значною потужністю споживання використовується в бездротових пристроях зарядки акумуляторів, і як наведено в [11, 15] є доцільним для живлення імплантатів типу АШС. Оскільки роботи з впровадження моделі «AbioCor» були припинені у 2012 році, інженерна задача бездротового електроживлення АШС залишається не вирішеною.

Для реальних АШС відтворення імплантатом насосної функції (без перенавантажень організму пацієнта) потребує витрат корисної потужності до 20 Вт. Частина споживаної енергії, відповідно до коефіцієнту корисної дії, переходить в тепло і розсіюється в оточуючих біотканинах. Додаткове теплове навантаження на організм створюють також засоби бездротового черезшкірного електроживлення імплантату.

У результаті проведеного аналізу стану проблеми довготривалого енергоживлення АШС можна стверджувати наступне:

- у відомих дослідженнях не враховується одночасний вплив енергетичних втрат імплантованого протезу і засобів його електроживлення;

- у багатьох роботах приводиться показник SAR для бездротових систем з електромагнітними принципами електроживлення. Цей показник актуальний при використанні частот більше  $\sim 1 \dots 10$  МГц (ВЧ, НВЧ, КВЧ – діапазони). При застосуванні частот  $\sim 100$  кГц нагрів біотканин змінним магнітним полем є незначним.

Тому, спрямованість даного дослідження полягає у отриманні оціночних характеристик додаткового теплового навантаження. Така оцінка необхідна для адаптації до медичних потреб серійних систем бездротового живлення (наприклад призначених для засобів телекомунікацій), їх доопрацювання, або розробки нових рішень.

На даний час задача бездротового живлення АШС не вирішена.

Таким чином, **мета** даної роботи полягає у визначенні допустимого додаткового теплового навантаження організму людини для обґрунтування вибору подальших сфокусованих технічних рішень бездротового живлення імплантатів зі значним енергоспоживанням.

**Предмет дослідження** – процеси теплообміну між імплантатом і структурами організму та їх енергетичні і температурні показники.

**Об'єкт дослідження** – імплантат АШС з бездротовим електроживленням і магнітоіндукційним принципом передачі енергії.

### Задачі які вирішуються:

- аналіз процесів теплового обміну між імплантатом і біоструктурами організму;

- розрахунок кількісних показників енергообміну в області розташування основних складових імплантату;

- визначення температури біотканин в зоні розташування приймального індуктора.

Отже, можливість довгострокової експлуатації імплантату такого типу повинна підтверджуватись аналізом змін теплового стану людини.

## 1. Чинники теплового стану організму людини

Імплантований апарат «Штучне серце» з бездротовим електроживленням, що вирішує функцію забезпечення кровообігу, створює додаткове теплове навантаження на організм пацієнта. Для визначення напрямів кількісного оцінювання впливу додаткового енергетичного фактору на тепловий стан пацієнта розглянемо основні фізіологічні та фізичні чинники, які визначають теплові характеристики організму людини [12].

*Терморегуляція* – сукупність фізіологічних процесів, що підтримують температуру тіла організму відмінною від температури навколишнього середовища. Найбільш ефективно терморегуляція відбувається у людини та інших теплокровних тварин (переважно ссавців і птахів), у яких температура ядра (внутрішніх органів) підтримується на майже сталому рівні незалежно від змін температури зовнішнього середовища. Для цих організмів терморегуляція є одним із важливих механізмів гомеостазу. Крім зазначених, багато організмів, від хребетних тварин до рослин, включаючи багатьох «холоднокровних», мають різноманітні рівні та методи терморегуляції, що дозволяють в певних межах регулювати температуру організму.

Організм людини здатний адаптуватися до різних впливів, як зовнішніх так і внутрішніх у тому числі завдяки властивості гомеостазу. Гомеостаз можна розглядати як сукупність скоординованих реакцій, спрямованих на забезпечення, підтримання або відновлення сталості внутрішнього середовища організму [12].

Гомеостаз підтримується безперервною роботою органів кровообігу, травлення, дихання, виділення та ендокринних залоз. Головне значення кровообігу для підтримання гомеостазу полягає у транспорті поживних речовин, що потрапили в організм у процесі травлення і газообміну.

Тепловий гомеостаз організму досягається балансом енергетичних процесів, спрямованих на вироблення тепла в організмі (теплопродукції) і його

відведення – тепловіддачі. Він здійснюється апаратом хімічної і фізичної терморегуляції людини, а також шляхом пристосувальних дій людини, спрямованих на створення оптимального мікроклімату, і використання одягу («поведінкова» терморегуляція).

До основних фізичних процесів теплообміну належать теплопровідність, конвекція, випромінювання та випаровування.

*Теплопровідність* – процес перенесення енергії від більш нагрітих частин тіла до менш нагрітих, що відбувається на атомарному та молекулярному рівнях при взаємодії частинок тканин, з яких складається тіло. В ізольованій системі цей процес триватиме доки всі елементи не досягнуть однакової температури. Різні речовини мають різну теплопровідність. Показники теплопровідності окремих елементів імплантатів та біологічних тканин кількісно визначені [12].

*Конвекція* – процес перенесення теплової енергії потоками рідини або газу. В організмі людини система кровообігу є природною системою терморегуляції конвекційного типу. Конвекція оточуючого повітря, його характеристики теплопровідності відіграють теж значну роль у тепловому балансі людини.

*Випромінювання* – передача теплової енергії шляхом розповсюдження електромагнітних хвиль переважно у інфрачервоному діапазоні. У процесі випромінювання відбувається як втрата так і поглинання тепла організмом в залежності від різниці температури оточуючого середовища і відкритих поверхонь шкіри та слизових оболонок.

*Випаровування* – це процес переходу рідини з поверхні людського тіла в газоподібний стан. Цей процес є досить ефективним чинником видалення надлишків метаболічного тепла. На частку випаровування припадає до 25% теплової енергії, що втрачається людським організмом.

Окрім перерахованих фізичних процесів тепловий гомеостаз організму забезпечують біохімічні процеси які підпорядковані різним фізіологічним структурам.

Таким чином, апарат «Штучне серце» опосередковано через регулювання об'ємної швидкості кровообігу може впливати на всі фізіологічні механізми життєдіяльності включно з терморегуляцією.

Головна проблема регулювання кровообігу полягає у формуванні керуючого сигналу, який адекватно відповідає фізіологічним потребам організму. При збереженні природного біоелектричного сигналу серцевого ритму останній може бути використаний в якості керуючого. У разі його відсутності необхідно застосовувати інші алгоритми адаптивного керування.

З перелічених чинників, для оцінювання теплового стану системи «організм людини – імплантат», обираємо процес теплопровідності, як найбільш об'єктивний для проведення розрахунків.

Також треба зауважити, що перегрів внутрішніх біотканин навіть на 1...3°C може спричинити значні проблеми у життєдіяльності організму людини [7, 8, 12]. У разі виникнення такої проблеми необхідно забезпечити відвід додаткової теплової енергії без спричинення шкоди функціонуванню організму.

## 2. Вплив енергетичних характеристик імплантату на тепловий стан організму

Розташування в організмі імплантату і його робота призводить до виникнення додаткового фактору впливу на тепловий баланс. Серед розглянутих фізичних процесів теплообміну між розташованим всередині організму імплантатом і оточуючими біологічними тканинами, як було вище зазначено, оберемо теплопровідність у якості основного механізму теплообміну.

В роботі [13] для оціночних розрахунків було використано максимально спрощену просторову модель ділянки розташування блоків імплантату АШС у вигляді циліндру. За висоту циліндру  $h$  взято відстань від верхньої межі грудної клітини до нижньої межі черевної порожнини ( $h \approx 0,45$  м), а зовнішній радіус циліндру  $R \approx 0,16$  м обрано за усередненими анатомічними даними.

Для середніх тепефізичних характеристик також маємо наступні показники: густина біотканин людини  $\rho = 1036$  кг/м<sup>3</sup>; теплоємність  $c = 3350$  Дж/(кг·К), коефіцієнт теплопровідності  $\lambda = 0,48$  Вт/(м·К), а допустиме абсолютне підвищення температури внутрішніх органів обираємо один градус, при середньому значенні температури  $\sim 37^\circ\text{C}$  у традиційній для медицини шкалі Цельсія [12].

Визначимо кількість енергії, яка призведе до підвищення температури біотканин в циліндричній моделі розташування АШС на  $\Delta T = 1^\circ\text{C}$  за формулою:  $\Delta Q = c \cdot m \cdot \Delta T$ , де  $m = \rho \cdot \pi R^2 \cdot h$  – маса біотканин. Якщо припустити що нагрівання відбувається без енерговтрат (ізольована система), то  $\Delta Q = 1,25 \cdot 10^5$  Дж. Тепер, проведемо оцінювання часу, що необхідний для виділення цієї енергії елементами імплантата в ізольованій системі.

З інженерної практики конструювання електроприводів і радіоелектронних пристроїв відомо, що коефіцієнт корисної дії кращих зразків досягає значень  $\eta = 0,7 \dots 0,9$  [5, 8]. Тоді, користуючись даними для максимальної споживаної потужності апаратами АШС  $\approx 20$  Вт, оціночну потужність втрат

(потужність теплоутворення) оберемо  $P_T \approx 4$  Вт. Для того, щоб ця теплова потужність втрат здійснила підвищення температури у ділянці розташування АШС на  $1^\circ\text{C}$  знадобиться час:

$$t = \Delta Q / P_T = 0,3125 \cdot 10^5 \text{ с} \approx 8,68 \text{ годин.}$$

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

Для обґрунтування цього висновку проведемо оцінювання потужності теплового потоку з області розташування АШС (з грудної клітини – назовні), тільки враховуючи процес теплопровідності. Очевидно, що основний тепловий потік буде проходити через бокову поверхню прийнятої циліндричної моделі, площа якої  $S_6 \approx 0,45\text{ м}^2$ . З теплометричних вимірювань відомо, що середня температура поверхні тулуба людини становить близько  $30^\circ\text{C}$ . Температуру дещо перегрітого шару біотканин на відстані  $r \approx 0,08$  м від поверхні приймемо рівною  $37,5^\circ\text{C}$ . Тоді потужність теплового потоку шляхом теплопровідності визначемо за формулою

$$P_{\text{тп}} = (\lambda \cdot \Delta T \cdot S_6) / r = 20,25 \text{ Вт.}$$

Оскільки  $P_{\text{тп}} \gg P_T$ , то отримане значення допускає можливість відводу додаткового теплоутворення від імплантованих елементів АШС шляхом природної теплопровідності. Враховуючи й інші процеси теплопередачі можна вважати, що організм людини здатний підтримувати стабільну температуру внутрішніх органів фізіологічними механізмами за наявності імплантата.

Наведена теплова модель не дозволяє точно визначити зростання температури в окремих шарах біотканин, але достатня для обґрунтування використання електронно-механічної системи АШС з коефіцієнтом корисної дії більш, ніж  $\eta \sim 0,8$ .

### 3. Оцінка теплового навантаження в області розташування індукторів

Наведені вище оціночні розрахунки не враховують нерівномірне виділення тепла окремими елементами імплантованого пристрою. В разі використання бездротового черезшкірного електроживлення до проблемних областей додаткового теплоутворення відноситься розташування приймального імплантованого індуктора.

Розташування в організмі людини приймально-го індуктора та додаткових електронних блоків за-

лежить від індивідуальних властивостей пацієнта та рекомендацій медиків. Гранична відстань між площинами передавального і приймального індукторів, як показали проведені дослідження, не повинна перевищувати  $10 \dots 15$  мм [5, 13].

Не дивлячись на позитивний досвід використання безконтактного способу передачі електричної енергії за допомогою змінного магнітного поля в передавальному і прийомному індукторах в технічних засобах телекомунікацій, пристроях зарядження акумуляторів електромобілів, в клінічній практиці він не набув поширення. Це пов'язано з необхідністю одночасного виконання декількох вимог:

- забезпечення ефективності передачі енергії;
- забезпечення стабільності передачі енергії;
- забезпечення термобезпеки системи імплантат – біологічні тканини.

Кожна з зазначених вимог є критичною, та більшість проблем їх виконання пов'язана безпосередньо з механізмами енергопередачі між індукторами [5, 11, 15]. Так, вимога термобезпеки в основному визначається енерговтратами в передавальному і особливо в приймальному індукторах. На рис. 3 показана схема розташування індукторів для проведення розрахунку температурних показників.

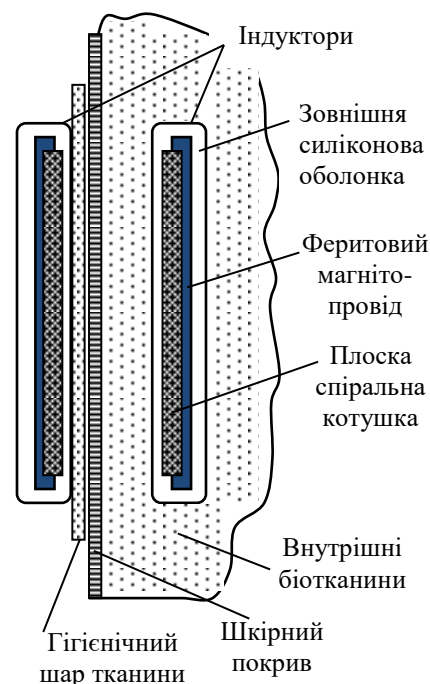


Рис. 3. Схема області розташування індукторів

Зовнішній (передавальний) індуктор живлення розташований з зовнішньої частини тіла у визначеній зоні над червовою порожниною і контактує зі шкірним покривом людини. У свою чергу, внутрішній (приймальний) індуктор

імплантований у підшкірній області фіксується у м'яких тканинах паралельно до зовнішнього. З виводів пласкої багатовиткової приймальної котушки наведена напруга дротовим з'єднанням подається до модулю АШС.

Основним фактором втрат при бездротовій передачі енергії є нагрів котушок індукторів, а також втрати, спричинені внаслідок низького індуктивного зв'язку (невірний вибір частоти змінного магнітного поля, відносно зміщення центрів котушок індукторів) та ін. Втрати пов'язані з нагрівом біотканин на частотах  $\sim 100$  кГц, (оптимальних для живлення потужних імплантатів) є незначними, тому цією складовою можна знехтувати [5, 13].

Як зазначалося вище, відстань між індукторами повинна становити не менше 10-15мм. В цих умовах домінуючим процесом теплообміну між імплантатом і біотканинами організму теж можна вважати теплопровідність.

Моделювання такого процесу можна провести із застосуванням методу електротеплової аналогії [14]. До параметрів моделі вводяться геометричні та теплофізичні параметри об'єкту, що досліджується, додаткові вхідні данні, можливу потужність втрат (потужність теплоутворення).

У якості моделі використаємо плоско-паралельну побудову с теплопередачою між ізотермічними поверхнями для стаціонарного теплового режиму.

Для розрахунків температурного поля в області розміщення індукторів при максимальному навантаженні оцінемо потужність теплових втрат в котушках. Використаємо дані активного електричного опору котушок що серійно випускаються виробником Würth Elektronik eiSos для засобів бездротової зарядки мобільних телефонів [15]. Для спіральної пласкої котушки з кодовим номером 760 308 101 302 активний опір становить  $33 \cdot 10^{-3}$  Ом, а максимальне ефективне значення струму досягає – 2,2 А. Тоді потужність теплоутворення на котушці становить

$$P_{\text{тк}} = I^2 R_{\text{к}} \approx 0,16 \text{ Вт.}$$

У зв'язку з симетрією теплової задачі (передній шар біотканини та внутрішній шар черевної порожнини) робимо допущення, що потужність, яка розсіюється в одному з напрямків, ортогонально до ізотермічної поверхні приймальної котушки, буде складати 0,08 Вт.

Конструкція індуктора має форму диска діаметром  $d \sim 40$  мм, сіліконова оболонка, що вкриває індуктор має товщину  $\sim 5$  мм.

Просторове розташування індукторів дозволяє

зробити припущення, що теплообмін буде здійснюватись механізмом кондукції між ізотермічними поверхнями тонких однородних шарів. Припустимо, що вся теплова потужність втрат  $P_{\text{тк}}$  імплантованого індуктора переважно розподіляється на два рівнозначні потоки: один – спрямований до внутрішніх біотканин; інший – в напрямку до зовнішнього індуктора. Використовучи метод електротеплової аналогії [14], побудуємо спрощену теплову схему для теплового потоку до внутрішніх тканин, яка зображена на рис. 4.

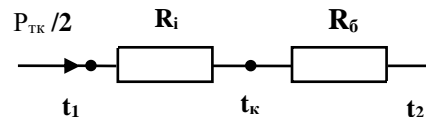


Рис. 4. Схема процесу теплопередачі імплантованого індуктора

Відповідно до схеми маємо розподіл температур:  $t_1$  – всередині індуктора;  $t_k$  – на поверхні контакту з біотканинами;  $t_2$  – внутрішня температура біотканин.

Температура внутрішніх шарів біотканин  $t_2$ , за умов термостабілізації при наявності імплантату, зберігає значення  $37$  °С. Величина температури  $t_k$  найбільш важлива, оскільки визначає життєспроможність біотканин на границі з сіліконовою оболонкою індуктора. Температура  $t_1$  не є критичною, тому що вона впливає тільки на електрорадіоматеріали індуктора, а вони в рази більш температуростійкі у порівнянні з живими тканинами організму [12].

Теплові опори плоско-паралельних шарів ( $R_i$  –тепловий опір оболонки індуктора,  $R_b$  – тепловий опір м'яких тканин) розраховуються за формулою:

$$R = l / (\lambda \cdot S),$$

де  $l$  – довжина (товщина) шару, м;  $\lambda$  – коефіцієнт теплопровідності речовини в шарі, Вт/м·К;  $S$  – площа поверхні теплообміну,  $m^2$ .

Відповідно до теплової схеми (див. рис. 4) запишемо рівняння:

$$P_{\text{тк}} / 2 = (t_1 - t_k) / R_i = (t_k - t_2) / R_b,$$

де  $R_i = l_i / (\lambda_i \cdot S)$ ;  $R_b = l_b / (\lambda_b \cdot S)$ .

Числові значення параметрів для запропонованої розрахункової схеми такі: товщина оболонки індуктора  $l_i = 5$  мм; коефіцієнт теплопровідності речовини оболонки (біосілікон)  $\lambda_i = 0,4$  Вт/м·К; товщина шару біотканини, де підтримується гомеостатичне значення температури –  $l_b = 10$  мм; коефіцієнт теплопровідності шару біотканини  $\lambda_b = 0,48$  Вт/м·К;

площа теплообміну (визначається поверхнею індуктора, за умови  $d \gg l_i$ )  $S = \pi d^2/4 = 1,256 \cdot 10^{-3} \text{ м}^2$ .

Використовуючи числові значення параметрів, знаходимо теплові опори:

$$R_i = 9,95 \text{ К/Вт}, R_6 = 16,58 \text{ К/Вт}.$$

Температуру сіліконового шару всередині індуктора обчислимо з рівняння:

$$t_1 = P_{\text{тк}} \cdot (R_6 + R_i) / 2 + t_2 = 2,12 + 37 = 39,12 \text{ }^\circ\text{C}.$$

Отримане значення  $t_1$  не враховує відпливу тепла за іншими фізичними механізмами, але кількісно не є критичним для довготермінового режиму роботи внутрішнього імплантованого індуктора.

Найбільш критичною до підвищення є температура контакту поверхні індуктора з біотканинами, тому обчислимо її з рівняння:

$$t_k = P_{\text{тк}} \cdot R_6 / 2 + t_2 = 1,32 + 37 = 38,32 \text{ }^\circ\text{C}.$$

За шкалою Цельсія температура біотканини на зовнішній поверхні сіліконової оболонки індуктора досягає  $t_k = 38,32 \text{ }^\circ\text{C}$ . Таким чином, абсолютне перевищення локальної температури над гомеостатичним рівнем становить  $1,32 \text{ }^\circ\text{C}$ . Отримане значення відноситься до критичних рівнів підвищення температури внутрішніх тканин.

В роботі [16] приведені експериментальні дослідження розподілу температур в зоні розташування індуктора імплантованого в організм вівці. Було зафіксовано інтервал підвищення температур оточуючих біотканин від  $0,5 \text{ }^\circ\text{C}$  (в площині розташування індуктора на відстані радіуса від його краю) до  $3,8 \text{ }^\circ\text{C}$  (в центрі на поверхні індуктора). Ці дані якісно підтверджують можливість застосування методу електротеплової аналогії для розрахунків підвищення температури біотканин внаслідок функціонування імплантату.

## Висновки

Технічні засоби які створюються для відтворення втрачених функцій організму людини в першу чергу орієнтовані на виконання цільової функції. Але, навіть при досягненні імплантатами показників, що відповідають природним органам і системам, в багатьох випадках відсутнє оцінювання додаткового теплового навантаження організму, особливо для пристроїв із значним енергоспоживанням. Тому в якості прикладу імплантату обрано апарат «Штучне серце» з максимальною оціночною потужністю споживання  $\sim 20 \text{ Вт}$  і бездротовим способом

електроживлення.

Відповідно до поставлених задач отримано наступні результати.

Процеси теплового обміну між структурними елементами імплантату і біоструктурами організму мають складне поєднання фізіологічних і фізичних механізмів. Для проведення оціночних розрахунків обрано процес теплопровідності, як найбільш об'єктивний за відомими кількісними показниками.

Якщо середній коефіцієнт корисної дії механічного протезу та електричних й електронних складових магнітоіндукційного пристрою безпротезного живлення імплантату «Штучне серце» становить  $\sim 0,8$ , то організм людини здатний підтримувати стабільну температуру внутрішніх органів фізіологічними механізмами за наявності імплантата з максимальною споживаною потужністю  $\sim 20 \text{ Вт}$ .

Використання для індукторів безпротезного живлення котушок серійного виробництва Würth Elektronik eiSos призводить до перевищення локальної температури над гомеостатичним рівнем на  $1,32 \text{ }^\circ\text{C}$ . Це значення відноситься до критичних рівнів підвищення температури внутрішніх тканин.

Таким чином, для практичної реалізації автономного пристрою «Total Artificial Heart» необхідно комплексувати відомі (наприклад, запропоновані в роботі [17]) або знаходити оригінальні схематичні і конструкторські рішення побудови складових бездротового живлення з магнітоіндукційним принципом та коефіцієнтом корисної дії не менше ніж  $0,8$ . Для запобігання тепловому перенавантаженню біотканин доцільно ввести канал контролю-регулювання температури в потенційно критичних точках розташування елементів імплантату. Передбачити знаходження цих критичних точок можливо за розрахунками по методу електротеплової аналогії.

Також треба зауважити, що локальний тепловий режим може бути пов'язаний зі специфікою розташування елемента в організмі людини. До таких специфічних рішень відноситься просторове розташування індукторів пристрою бездротового живлення імплантату. Проведений розрахунок за спрощеною моделлю показав можливість критичного підвищення температури біотканин, які контактують з поверхнею індуктора. Уточнення цього результату потребує врахування усіх фізичних процесів теплообміну, що призводить до ускладнення розрахункової моделі. Інший шлях – це експериментальне моделювання бездротового електроживлення з використанням фантома з фізичними характеристиками близькими до природних біотканин. Вказані дослідження плануються за роботою з цієї тематики.



## Література

1. *Wireless Power Transfer Techniques for Implantable Medical Devices: A Review [Text]* / Sadeque Reza Khan, Sumanth Kumar Pavuluri, Gerard Cummins, Marc P. Y. Desmulliez // *Sensors*. – 2020. – Vol. 20, Iss. 12. – Article No. 3487. DOI: 10.3390/s20123487.

2. Zhou, Yujing. *Wireless Power Transfer for Implanted Medical Application: A Review [Text]* / Yujing Zhou, Chunhua Liu, Yongcan Huang // *Energies*. – 2020. – Vol. 13, Iss. 11. – Article No. 2837. DOI: 10.3390/en13112837.

3. *A Modified Wireless Power Transfer System for Medical Implants [Text]* / Yosra Ben Fadhel, Sana Ktata, Khaled Sedraoui, Salem Rahmani, Kamal Al-Haddad // *Energies*. – 2019. – Vol. 12, Iss. 10. – Article No. 1890. DOI: 10.3390/en12101890.

4. *Soft subdermal implant capable of wireless battery charging and programmable controls for applications in optogenetics [Text]* / Choong Yeon Kim et al. // *Nature Communications*. – 2021. – Vol. 12. – Article No. 535. DOI: 10.1038/s41467-020-20803-y.

5. Данилов, А. А. Развитие методов черескожного беспроводного энергообеспечения имплантируемых систем вспомогательного кровообращения [Текст] / А. А. Данилов, Г. П. Иткин, С. В. Селищев // *Медицинская техника*. – 2010. – № 4 (262). – С. 6-11.

6. *CARMAT 2019 Universal Registration Document. Including Annual Financial Report [Электронный ресурс]*. – Режим доступа: [https://www.carmatsa.com/carmat-content/uploads/2020/03/carmat-urd-2019\\_en.pdf](https://www.carmatsa.com/carmat-content/uploads/2020/03/carmat-urd-2019_en.pdf). – 30.06.2021.

7. *Sharing the Care of Mechanical Circulatory Support: Collaborative Efforts of Patients/Caregivers, Shared-Care Sites, and Left Ventricular Assist Device Implanting Centers [Text]* / M. Kiernan et al. // *Circulation Heart Failure*. – 2015. – Vol. 8, No. 3. – P. 629-635. DOI: 10.1161/CIRCHEARTFAILURE.114.001767.

8. 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. Тельшиев // *Медицинская техника*. – 2015. – № 4 (292). – С. 5-8.

9. Gomez, Carrie K. *Total Artificial Heart Imaging and Complications: a Pictorial Review [Text]* / Carrie K. Gomez, Susan Hobbs // *The VAD Journal*. – 2016. – Vol. 2, Iss. 1. – Article No. 18. DOI: 10.13023/VAD.2016.18.

10. Kiourti, A. *A review of In-body Biotelemetry Devices: Implantable, Ingestible, and Injectable [Text]* / A. Kiourti, K. S. Nikita // *IEEE Trans. on Biomed. Eng.*

– 2017. – Vol. 64, Iss. 7. – P. 1422-1430. DOI: 10.1109/TBME.2017.2668612.

11. Охрименко, В. *Технология беспроводной зарядки, часть 2 [Текст]* / В. Охрименко // *Электронные компоненты и системы*. – 2014. – № 10-12 (208). – С. 11-19.

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

13. Олійник, В. П. *Безконтактне електроживлення імплантатів [Текст]* / В. П. Олійник, Д. В. Теличко // *Радіоелектронні і комп'ютерні системи*. – 2019. – № 3 (91). – С. 30-39. DOI: 10.32620/reks.2019.3.03.

14. *Принципи електропелового моделювання електронних схем з динамічним саморозігрівом елементів [Текст]* / З. Ю. Готра, Р. Л. Голяка, С. В. Павлов, С. С. Куленко // *Вісник Національного університету „Львівська політехніка”*. Сер. Електроніка. – 2009. – № 646. – С. 57-65.

15. Нарайянан, Р. *Катушки индуктивности для систем беспроводной зарядки [Электронный ресурс]* / Р. Нарайянан // *Электронные компоненты*. – 2017. – № 6. – С. 54-59. – Режим доступа: [http://www.elcomdesign.ru/netcat\\_files/File/WURT\\_%D0%9D%D0%B0%D1%80%D0%B0%D0%B9%D1%8F%D0%BD%D0%B0%D0%BD%20EK7\\_03\\_260.pdf](http://www.elcomdesign.ru/netcat_files/File/WURT_%D0%9D%D0%B0%D1%80%D0%B0%D0%B9%D1%8F%D0%BD%D0%B0%D0%BD%20EK7_03_260.pdf) – 30.05.2021.

16. *Transcutaneous Energy Transfer System for Powering Implantable Biomedical Devices [Text]* / T. Dissanayake, D. Budget, A. P. Hu, S. Malpas, L. Bennet // *13th International Conference on Biomedical Engineering: ICBME 2008 3-6 December 2008 Singapore*. – 2009. – Vol. 23. – P. 235-239. DOI: 10.1007/978-3-540-92841-6\_57.

17. Mindubaev, E. A. *Tuning of class E power amplifier for compensating the effect of the receiver coil implantation depth on the operation of a wireless transcutaneous energy transfer system [Text]* / E. A. Mindubaev, E. V. Selyutina, A. A. Danilov // *Biomedical Engineering*. – 2020. – Vol. 54, Iss. 4. – P. 258-261. DOI: 10.1007/s10527-020-10017-3.

## References

1. Sadeque Reza Khan, Sumanth Kumar Pavuluri, Gerard Cummins, Marc P. Y. Desmulliez. *Wireless Power Transfer Techniques for Implantable Medical Devices: A Review*. *Sensors*, 2020, vol. 20, iss. 12, article no. 3487. DOI: 10.3390/s20123487.

2. Zhou, Yujing., Liu, Chunhua., Huang, Yongcan. *Wireless Power Transfer for Implanted Medical Application: A Review*. *Energies* 2020, vol. 13, iss. 11, article no. 2837. DOI: 10.3390/en13112837.



3. Yosra Ben Fadhel, Sana Ktata, Khaled Sedraoui, Salem Rahmani, Kamal Al-Haddad. A Modified Wireless Power Transfer System for Medical Implants. *Energies*, 2019, vol. 12, iss. 10, article no. 1890. DOI: 10.3390/en12101890.
4. Choong Yeon Kim et al. Soft subdermal implant capable of wireless battery charging and programmable controls for applications in optogenetics. *Nature Communications*, 2021, vol. 12, article no. 535. DOI: 10.1038/s41467-020-20803-y.
5. Danilov, A. A., Itkin, G. P., Selishhev, S. V. Razvitiye metodov chereskozh-nogo besprovodnogo energoobespecheniya implantiruemykh sistem vspomogatel'nogo krovoobrashheniya [Development of methods for transcutaneous wireless energy supply of implantable circulatory support systems]. *Medicinskaya tekhnika – Medical equipment*, 2010, no. 4 (262), pp. 6-11.
6. *CARMAT 2019 Universal Registration Document. Including Annual Financial Report.* – Available at: [https://www.carmat.com/carmat-content/uploads/2020/03/carmat-urd-2019\\_en.pdf](https://www.carmat.com/carmat-content/uploads/2020/03/carmat-urd-2019_en.pdf) (accessed 30.06.2021).
7. Kiernan, M. et al. Sharing the Care of Mechanical Circulatory Support: Collaborative Efforts of Patients/Caregivers, Shared-Care Sites, and Left Ventricular Assist Device Implanting Centers. *Circulation Heart Failure*, 2015, vol. 8, no. 3, pp. 629-635. DOI: 10.1161/CIRCHEARTFAILURE.114.001767.
8. Petukhov, D. S., Selishhev, S. V., Telyshev, D. V. Perspektivy razvitiya tekhnologii polnoj zameny funktsii serdca s pomoshch'yu mekhanicheskikh sistem podderzhki krovoobrashheniya [Prospects for the development of technologies for the complete replacement of heart function using mechanical circulatory support systems]. *Medicinskaya tekhnika – Medical equipment*, 2015, no. 4(292), pp. 5-8.
9. Gomez, Carrie K., Hobbs, Susan. Total Artificial Heart Imaging and Complications: a Pictorial Review. *The VAD Journal*, 2016, vol. 2, iss. 1, article no. 18. DOI: 10.13023/VAD.2016.18.
10. Kiourti, A., Nikita, K. S. A review of In-body Biotelemetry Devices: Implantable, Ingestible, and Injectable. *IEEE Trans. on Biomed. Eng.*, 2017, vol. 64, iss. 7, pp. 1422-1430. DOI: 10.1109/TBME.2017.2668612.
11. Okhrimenko, V. Tekhnologiya besprovodnoj zaryadki, chast' 2 [Wireless charging technology, part 2]. *Elektronnyye komponenty i sistemy – Electronic components and systems*, 2014, no. 10-12(208), pp. 11-19.
12. Timanyuk, V. A., Zhivotova, E. N. *Biofizika [Biophysics]*. Kiev, ID «Professional» Publ., 2004. 704 p.
13. Oliynyk, V. P., Telychko, D. V. Bezkontaktne elektrozhivlennya implantativ [Non-contact electrical supply of implants]. *Radioelektronni i komp'uterni sistemi – Radioelectronic and computer systems*, 2019, vol. 91, no. 3, pp. 30-39. DOI: 10.32620/reks.2019.3.03.
14. Gotra, Z. Yu., Holyaka, R. L., Pavlov, S. V., Kulenko, S. S. Prynysy elektrotreptovoho modelyuvannya elektronnykh skhem z dynamichnym samorozihrivom elementiv [Principles of electrothermal modeling of electronic circuits with dynamic self-heating of elements]. *Visnyk Natsional'noho universytetu „Lviv'ska politekhnika”. Ser. Elektronika*, 2009, no. 646, pp. 57-65.
15. Narayanan, R. Katushki induktivnosti dlya sistem besprovodnoj zaryadki [Inductors for wireless charging systems]. *Elektronnye komponenty – Electronic components*, 2017, no. 6, pp. 54-59. Available at: [http://www.elcomdesign.ru/netcat\\_files/File/WURT\\_%D0%9D%D0%B0%D1%80%D0%B0%D0%B9%D1%8F%D0%BD%D0%B0%D0%BD%20EK7\\_03\\_260.pdf](http://www.elcomdesign.ru/netcat_files/File/WURT_%D0%9D%D0%B0%D1%80%D0%B0%D0%B9%D1%8F%D0%BD%D0%B0%D0%BD%20EK7_03_260.pdf) (accessed 30.05.2021).
16. Dissanayake T., Budget D., Hu A.P., Malpas S., Bennet L. Transcutaneous Energy Transfer System for Powering Implantable Biomedical Devices. *13th International Conference on Biomedical Engineering: ICBME 2008 3–6 December 2008 Singapore*, 2009, vol. 23, pp. 235-239. DOI: 10.1007/978-3-540-92841-6\_57.
17. Mindubaev, E. A., Selyutina, E. V., Danilov, A. A. Tuning of class E power amplifier for compensating the effect of the receiver coil implantation depth on the operation of a wireless transcutaneous energy transfer system. *Biomedical Engineering*, 2020, vol. 54, iss. 4, pp. 258-261. DOI: 10.1007/s10527-020-10017-3.

Надійшла до редакції 10.04.2021, розглянута на редколегії 23.09.2021

## ВЛИЯНИЕ ЭНЕРГОПОТЕРЬ ИМПЛАНТАТА С БЕСПРОВОДНЫМ ПИТАНИЕМ НА ТЕПЛОВОЕ СОСТОЯНИЕ ОРГАНИЗМА

В. П. Олейник, Д. В. Теличко, В. Н. Олейник

Технические средства, которые создаются для регенерации утраченных функций организма человека, в первую очередь ориентированы на выполнение целевой функции. Но, даже при достижении имплантатами показателей, соответствующих естественным органам и системам, во многих случаях не уделяется доста-

точного внимания решению вопросов энергообеспечения имплантатов и дополнительной тепловой нагрузки на организм вследствие потерь энергии в механических, электрических и электронных блоках. Не учет этих факторов ограничивает продолжительность использования устройств и медицинскую безопасность их использования. Особенно это актуально для имплантатов со значительной мощностью потребления и беспроводным питанием. Поэтому, **цель** данной работы заключается в определении допустимой дополнительной тепловой нагрузки на организм человека для обоснования выбора дальнейших схемотехнических решений беспроводного питания имплантатов со значительным энергопотреблением и долговременной эксплуатацией. **Предмет исследования** – процессы теплообмена между имплантатом и структурами организма и их энергетические и температурные показатели. **Объектом исследования** выбран имплантат по типу аппарат «Искусственное сердце» (АИС) с максимальной мощностью 20 ... 25 Вт и магнитоиндукционным принципом передачи энергии. **Задачи:** провести анализ процессов теплового обмена между имплантатом и биоструктурами организма; рассчитать количественные показатели энергообмена в области расположения основных составляющих имплантата; определить температуры биотканей в зоне расположения приемного индуктора. **Результаты исследования.** Процессы теплового обмена между структурными элементами имплантата и биоструктурами организма имеют сложное сочетание физиологических и физических механизмов. Оценочные расчеты проведено на основе процесса теплопроводности, как наиболее объективного по известным количественным показателям. При среднем коэффициенте полезного действия  $\sim 0,8$  для механических, электрических и электронных составляющих имплантата «Искусственное сердце» организм человека способен поддерживать стабильную температуру внутренних органов при наличии имплантата с максимальной потребляемой мощностью 20 Вт. Расчет проведенный по методу электротепловой аналогии показал возможное повышение температуры биотканей на  $1,32^\circ\text{C}$ , контактирующих с поверхностью приемного имплантированного индуктора. Это значение относится к критическим уровням повышения температуры внутренних тканей. **Выводы.** Для практической реализации автономного устройства АИС необходимо сочетать известные или находить оригинальные схемотехнические и конструкторские решения построения составляющих беспроводного питания с магнитоиндукционным принципом и коэффициентом полезного действия не менее 0,8. Для предотвращения тепловой перегрузки биотканей целесообразно ввести канал контроля-регулирования температуры в потенциально критических точках расположения элементов имплантата. Предусмотреть местоположение этих критических точек можно по расчетам с использованием метода электротепловой аналогии.

**Ключевые слова:** имплантаты; аппарат «Искусственное сердце»; беспроводное электропитание; терморегуляция; тепловой режим; электротепловая аналогия.

## INFLUENCE OF ENERGY LOSS OF IMPLANT WITH WIRELESS POWER SUPPLY ON THE THERMAL STATE OF THE BODY

*V. P. Oliynyk, D. V. Telichko, V. P. Oliynyk*

Technical means that create for regenerating lost functions of the human body primarily focused on the target function. However, even when implants achieve performance that corresponds to natural organs and systems, in many cases the developers do not pay enough attention to the energy supply of implants and additional heat load due to energy losses in mechanical, electrical, and electronic units. If you do not consider these factors, it limits the duration and medical safety of the devices. It is especially true for implants with significant power consumption and wireless power supply. Therefore, this work determines the allowable additional heat load of the human body to justify the choice of further circuit solutions for wireless powering of implants with significant energy consumption and long-term operation. **The subject of research** is the processes of heat exchange between the implant and body structures and their energy and temperature indicators. **The research object** was chosen as an implant of the type "Artificial Heart" device (AHD) with a maximum power of 20... 25 W and the magnetic induction principle of energy transfer. **The research tasks are** to analyze the processes of heat exchange between the implant and the biostructures of the body; to calculate quantitative indicators of energy exchange in the location of the main components of the implant; to determine the temperature of biotissues in the area of the receiving inductor. The subject of research is the processes of heat exchange between the implant and body structures and their energy and temperature indicators. The research object was chosen as the implant of the type "Artificial Heart" device (AHD) with a maximum power of 20... 25 W and the magnetic induction principle of energy transfer. The research tasks are to analyze the processes of heat exchange between the implant and the biostructures of the body; to calculate quantitative indicators of energy exchange in the location of the main components of the implant; to determine the temperature of

biotissues in the area of the receiving inductor. **Research results.** The processes of heat exchange between the structural elements of the implant and the biostructures of the body have a complex combination of physiological and physical mechanisms. Estimates are made based on the thermal conductivity process, as the most objective in terms of known quantitative indicators. With an average efficiency of  $\sim 0.8$  for mechanical, electrical, and electronic components of the implant "Artificial Heart," the human body can maintain a stable temperature of internal organs in the presence of an implant with a maximum power consumption of 20 watts. The calculation conducted using the method of electrothermal analogy showed a possible increase in the temperature of biotissues in contact with the surface of the receiving implanted inductor, by  $1.32^\circ\text{C}$ . This value refers to the critical levels of internal tissue temperature rise. **Summary.** For practical implementation of the autonomous device the Artificial Heart Device, it is necessary to combine known or to find the original circuit-technical and design decisions of construction of components of wireless power supply with the magnetic induction principle and efficiency of not less than 0.8. To prevent thermal overload of biotissues, it is advisable to introduce a temperature control channel at potentially critical locations of the implanted elements. It is possible to predict the finding of these critical points by calculations by the method of electrothermal analogy.

**Ключові слова:** implants; the device "Artificial heart"; wireless power supply; thermoregulation; thermal mode; electrothermal analogy.

**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.

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

**Volodymyr Oliinyk** – 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: 0000-0002-7899-1591, Scopus Author ID: 16448946600,  
[https://scholar.google.com.ua/citations?user=\\_jTm1bgAAAAJ&hl=ru](https://scholar.google.com.ua/citations?user=_jTm1bgAAAAJ&hl=ru)

**Daria Telichko** – 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, ORCID: 0000-0002-8557-6871.

**Vyacheslav Oliinyk** – Candidate of Technical Science, Assistant 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: 0000-0001-7443-3720.