

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ  
ТЕРНОПІЛЬСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ  
ІМЕНІ ІВАНА ПУЛЮЯ

**СТОЯНОВ ЮРІЙ МИКОЛАЙОВИЧ**

УДК: 004.94, 519.6, 616-76

**УДОСКОНАЛЕННЯ ОБЧИСЛЮВАЛЬНИХ МЕТОДІВ ОПТИМАЛЬНОГО СИНТЕЗУ  
РЕКТЕНИ ДЛЯ БЕЗДРОТОВОГО ЗАРЯДЖАННЯ  
АКУМУЛЯТОРА В ІМПЛАНТАНТІ**

01.05.02 – математичне моделювання та обчислювальні методи (технічні науки)

**АВТОРЕФЕРАТ**

дисертації на здобуття наукового ступеня  
кандидата технічних наук

Тернопіль – 2021

Дисертацією є рукопис.

Робота виконана в Тернопільському національному технічному університеті імені Івана Пулюя Міністерства освіти і науки України.

**Науковий керівник:** доктор технічних наук, професор  
**Яворський Богдан Іванович,**  
Тернопільський національний технічний університет  
імені Івана Пулюя,  
професор кафедри радіотехнічних систем, м. Тернопіль.

**Офіційні опоненти:** доктор технічних наук, старший науковий співробітник  
**Юзефович Роман Михайлович,**  
Фізико-механічний інститут ім. Г.В. Карпенка НАН України,  
завідувач відділу методів та засобів відбору й  
обробки діагностичних сигналів, м. Львів;

кандидат технічних наук,  
**Домбровський Збишек Іванович**  
Західноукраїнський національний університет,  
доцент кафедри інформаційно-обчислювальних  
систем та управління, м. Тернопіль.

Захист відбудеться " 6 " травня 2021 р. о " 14 " год. на засіданні спеціалізованої вченої ради Д58.052.01 в Тернопільському національному технічному університеті імені Івана Пулюя (46001, м. Тернопіль, вул. Руська, 56, ауд. 79).

З дисертацією можна ознайомитися у науково-технічній бібліотеці Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя за адресою: 46001, м. Тернопіль, вул. Руська, 56.

Автореферат розісланий " 2 " квітня 2021 р.

Вчений секретар  
спеціалізованої вченої ради



Б.Г. Шелестовський

## ЗАГАЛЬНА ХАРАКТЕРИСТИКА РОБОТИ

**Актуальність теми.** Створення нових технологій покращення життя зумовлює потребу конструювання біотехнічних засобів для вирішення проблем впливу на організм людини негативних зовнішніх та внутрішніх факторів. Особливо важливим при цьому є захист від такого впливу, зокрема, використанням випромінювання різної природи та якості для стимуляції біооб'єктів організму — з оптимальною інтенсивністю, та іншими параметрами і характеристиками опромінення, від яких залежить якість підтримки стану організму (Постанова Кабінету Міністрів України «Про затвердження переліку пріоритетних тематичних напрямів наукових досліджень і науково-технічних розробок на період до 2020 року» від 7 вересня 2011 р., №942).

В біомедичній інженерії вплив на біооб'єкт означають енергетичним, або інформативним — за рівнем енергії впливу, та за порядком якості променю (Л. Берталанфі). Під час профілактики захворювань, їх діагностики та лікування і реабілітації набуває все більшого значення безпроводний, черезшкірний трансфер енергії радіо-, світло-, Х-, та квантових (високоенергетичних) частот в широкому діапазоні спектру.

Здатність до безпроводного трансферу енергії радіохвилею була відкрита N.Tesla (No. 454622, Patented June 23, 1891), проте, до технологічної реалізації не дійшло (через розвиток в цей час більш конкурентного радіозв'язку). Практично технологію безпроводної трансляції енергії було адаптовано значно пізніше (завдяки використанню наукових результатів отриманих при розвитку саме радіозв'язку), при створенні ректени (Brown W.C., Dickinson R.M.).

В медицині використовується черезшкірний трансфер енергії в близькій зоні електромагнітного поля (використанням ємнісних, індукційних, або резонансних властивостей електромагнітних процесів). Наприклад, для черезшкірного трнсферу енергії використовують індуктивний канал, де співвісні котушки індуктивності є ректенами (Rintoul T.C., Dolgin A.; Данилов А.А., Миндубаев Э.А. та ін.). Проте, імплантовані пристрої (наприклад, кардіостимулятори, дефібрилятори) потребують заряджання (або заміни) акумулятора, що є досить інвазійним процесом. В екстрених випадках використовують «міст» співвісних зовнішнього та імплантованого кардіостимуляторів (J. Arrhythmia, Volume 34, Issue 1, February, 2018, Pages 77-80) для трансферу енергії на час усунення проблеми, що не повністю знижує рівень інвазії організму. При акумуляторному живленні імплантату необхідно контролювати режим споживання енергії, враховувати мінливість біофізичних параметрів середовища каналу трансферу енергії з метою оптимізації процесу заряджання акумулятора та повного використання його технічного ресурсу, що значно зменшить інвазію при використанні імплантату. Окрім цього, постає потреба індивідуального підбору параметрів випромінювальної ректени під конкретного пацієнта — змінюючи форму та розміри ректени з метою отримання максимально допустимої напруженості магнітного поля в точці імплантації приймальної ректени, а також мінімальної напруженості електричного та магнітного полів в ділянках тіла пацієнта поза межами розташування імплантату.

Забезпечення оптимізації часу та інвазії заряджання акумулятора, контролю імплантату є складною науково-технічною проблемою. Для вирішення такої проблеми потрібно розв'язати низку наукових завдань, зокрема, математичного моделювання трансферу електромагнітної енергії через біосередовище, та розроблення обчислюваних методів синтезу структури ректени для цього трансферу. Розв'язання такого завдання є актуальним для підтримки працездатності та здоров'я та людини.

**Зв'язок роботи з науковими програмами, планами, темами.** Результати досліджень використано в науково-дослідних та дослідно-конструкторських роботах, які виконувалися за тематичними планами в Тернопільському національному технічному університеті імені І. Пулюя, зокрема, за темою “Дослідження та розроблення методів побудови програмно технічних засобів експертних систем для діагностики стану серцево-судинної системи”, номер держреєстрації 0112U002206 (2012-2013 рр.).

**Мета і завдання дослідження.** Метою дисертаційної роботи є математичне моделювання черезшкірного трансферу електромагнітної енергії та розвиток обчислювальних методів синтезу ректени для заряджання акумулятора імплантату кардіостимулятора-дефібрилятора, що має істотне значення для підтримки життєдіяльності людини.

Для досягнення вказаної мети необхідно вирішити такі задачі:

1. Аналітичний огляд стану та розвитку ректен для черезшкірного трансферу електромагнітної енергії до імплантату з метою підвищення неінвазійної кардіостимуляції-дефібриляції.
2. Математичне моделювання трансферу електромагнітної енергії через мінливе шарувате біосередовище.
3. Розробити метод синтезу оптимальної структури ректени для черезшкірного трансферу.
4. Розробити метод ідентифікації параметрів структури ректени для її оптимізації.
5. Верифікувати математичну модель трансферу електромагнітної енергії через шарувате біосередовище.

**Об'єкт дослідження** — процес безпровідного заряджання акумулятора імплантованого пристрою.

**Предмет дослідження** — математичні моделі ректени та черезшкірного трансферу електромагнітної енергії та обчислювальні методи оптимізації ректени для неінвазійного заряджання акумулятора імплантату.

**Методи дослідження.** У дисертаційній роботі використано методи електродинаміки при математичному моделюванні процесу безпровідного трансферу енергії через біосередовище, обчислювальні методи визначення результатів взаємодії потоку енергії з шаруватим біосередовищем, методи оцінювання при верифікації результатів контролю трансферу енергії, метод генетичного пошуку при оптимізації безпровідного трансферу енергії.

**Наукова новизна одержаних результатів:**

1. Вперше обґрунтовано використання ейконального представлення електромагнітного випромінювання при оптимізації безпровідного трансферу

енергії через біосередовище для заряджання акумулятора імплантату кардіостимулятора-дефібрилятора.

2. Вперше визначено хвилеву функцію трансферу електромагнітної енергії через шарувате біосередовище та запропоновано математичну модель трансферу, та метод оптимізації зарядження акумулятора.

3. Запропоновано використати генетичний алгоритм для параметричного синтезу оптимальної форми ректени, параметри форми якої взаємозалежні, та функцію мети (функцію фітнесу) генетичним алгоритму параметричного синтезу.

4. Вперше запропоновано метод та схему дистанційного контролю заряджання акумулятора імплантату.

5. Розроблено нові обчислювальні методи комп'ютерної симуляції та верифікації отриманих результатів дослідження – математичного моделювання, оптимального параметричного синтезу ректен, та безпроводного трансферу електромагнітної енергії для заряджання акумулятора імплантату.

#### **Практичне значення отриманих результатів:**

Удосконалено спосіб синтезу випромінювальної ректени, який забезпечить підбір оптимальних параметрів випромінювання з урахуванням особливостей будови та складу тканин конкретного пацієнта. Оптимізовано процес черезшкірного заряджання акумулятора імплантату, що дає змогу до повного використання технічного ресурсу акумулятора та значно зменшить інвазію людини яка використовує імплантат.

Результати дисертаційного дослідження впроваджено в Науково-виробничому експериментальному спільному малому підприємстві «МЕДАП»:

- математичне моделювання трансферу електромагнітної енергії через шарувате біосередовище;

- генетичний алгоритм для синтезу випромінювальної ректени для бездротового заряджання акумулятора в імплантаті з врахуванням особливостей каналу трансферу;

- пояснювальна записка з доданим програмним забезпеченням, що містить теоретичні відомості та роз'яснення щодо використання обчислювальних методів та генетичного алгоритму.

**Особистий внесок здобувача.** Наукові положення та основні результати, які містяться в дисертації, отримані здобувачем особисто.

Дисертація є результатом наукових досліджень, в яких викладено авторський підхід до побудови математичної моделі та методів обчислень параметрів та характеристик трансферу енергії електромагнітним потоком через шарувате біосередовище та методу верифікації цього процесу.

У працях, опублікованих у співавторстві, дисертанту належать (нумерація посилань — за Списком опублікованих праць за темою дисертації): [1] - контроль рівня опромінення поверхні біооб'єкту, який знаходиться в біосередовищі; [2] – використання подібності міжелектронної взаємодії яка спричиняє зменшення енергії квантового переходу до втрат енергії електромагнітного поля в біосередовищі; [3] - визначення впливу біосередовища на інтенсивність опромінення об'єкту в такому середовищі, рекурсивна процедура визначення діаграми випромінювання після перенесення енергії крізь шар біосередовища;

[4] – ідентифікація параметрів моделі диполя; [5] - подібність стаціонарного спектру електрона та частоти квантових переходів до структури трансферу; [6] - залежність енергетичного спектру акустичних фононів від хвильового вектору; [7] - використання властивості енергетичного спектру акустичних фононів від хвильового вектора для пояснення процесу трансферу; [11] - вираз модуля вектора Пойнтинга електромагнітного випромінювання; [14] - аналогії впливу геометричних параметрів наноструктур на спектральні характеристики електронних квазістаціонарних станів при генеруванні тунельних струмів та параметрів трансферу енергії.

Співавтори праць не заперечують персонального внеску здобувача.

**Апробації результатів дисертації.** Наукові результати роботи доповідалися і обговорювалися на наукових конференціях і семінарах різного рівня, зокрема: TCSET'2014 (February 25 – March 1, Lviv-Slavske, Ukraine, 2014); 9th International Conference on Advanced Computer Information Technologies (Ceske Budejovice, Czech Republic, 2019); XIth International Scientific and Practical Conference on Electronics and Information Technologies (Lviv, Ukraine, 2019); II Всеукраїнська студентська науково-технічна конференція „Природничі та гуманітарні науки. Актуальні питання“ (23-24 квітня, Тернопіль, 2009); VI всеукраїнська студентська науково-технічна конференція „Природничі та гуманітарні науки. Актуальні питання.“ (25-26 квітня, Тернопіль, 2013); XIX наукова конференція ТНТУ ім. Івана Пулюя (Тернопіль, 2016); V Міжнародна науково-технічна конференція молодих учених та студентів. Актуальні задачі сучасних технологій (17-18 листопада, Тернопіль, 2016); V Всеукраїнська студентська науково-технічна конференція „Природничі та гуманітарні науки. Актуальні питання“ (19-20 квітня, Тернопіль, 2012).

У повному обсязі робота доповідалася на розширеному засіданні кафедри біотехнічних систем Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя), керівник в.о. зав. кафедри біотехнічних систем к.т.н., доц. Хвостівський М.Р. (м. Тернопіль) і Науковому тематичному семінарі №3-«Математичне моделювання та обчислювальні методи» (дистанційно), керівник зав. кафедри програмної інженерії, д.ф.-м.н., професор Петрик М.Р. (м. Тернопіль).

**Публікації.** Результати дисертації опубліковано в 14-ти публікаціях, зокрема: 4 – статті в наукових фахових виданнях України, із яких 1 стаття індексується в науко-метричній базі **Scopus** [2], 3 статті — у базах **ICI Journals Master List**, **Index Copernicus** [1, 3, 4]; 3 публікації у працях міжнародних конференцій, які індексуються у базі **Scopus** [5, 6, 11], 7 – тез за доповідями та обговореннями на науково-технічних конференціях, індексованих у базі **Google Scholar** [7-10, 12-14].

**Структура і обсяг дисертації.** Дисертаційна робота складається із вступу, чотирьох розділів, списку використаних джерел із 89 найменувань і додатків. Загальний обсяг дисертації складає 137 сторінок, з яких основний зміст викладений на 93-х сторінках, містить 42 рисунків та 7 таблиць.

## ОСНОВНИЙ ЗМІСТ РОБОТИ

У вступі обґрунтовано актуальність теми дисертації, сформульовано мету та задачі дослідження, наукову новизну та практичну цінність роботи. Вказано дані про зв'язок роботи з науковими програмами та планами НДР університету за місцем виконання роботи. Висвітлено інформацію щодо апробації та публікацій результатів роботи.

У першому розділі наведено результат аналітичного огляду стану справ та тенденцій розвитку: безпроводного трансферу електроенергії через біосередовище; заряджання акумулятора імплантату; соціальних, технічних та наукових аспектів і задач трансферу. Також розглянуто: питання практичного застосування електрокардіостимуляторів, зокрема, фізичний принцип їх роботи, режими роботи; симптоми та синдроми захворювань; доцільність удосконалення системи черезшкірного трансферу енергії. Проаналізовано відомі конструкції ректен; обґрунтовано необхідність математичного моделювання ректени для формулювання на базі моделі задачі її синтезу, побудови алгоритму синтезу структури ректени; означено параметри ректени, які забезпечують оптимальну діаграму спрямованості її випромінювання. Встановлено потребу зменшення інвазії імплантованих кардіостимуляторів — замість необхідності двічі на рік підзаряджати акумулятор 4-14 років дозаряджати акумулятор автоматизовано, безконтактним методом.

В імплантатах типу ІКД (імплантований кардіостимулятор-дефібрилятор) використовуються бездротовий трансфер енергії в близькій зоні випромінювання. Спрощена схема резонансного індуктивного бездротового трансферу енергії наведено на Рисунку 1 ( $L_1$ - індуктор передавача, який знаходиться поза тканинами тіла,  $L_2$  - індуктор імплантованого приймача). Індуктори мають паразитні ємність і опір, які симетрично зображені ( $R_{s1}$ ,  $R_{s2}$ , та  $C_{s1}$ ,  $C_{s2}$ ). Конденсатори  $C_T$  і  $C_R$  додано до схеми, щоб утворити LC резонанс з  $L_1$  та  $L_2$  відповідно.  $R_l$  - опір навантаження.

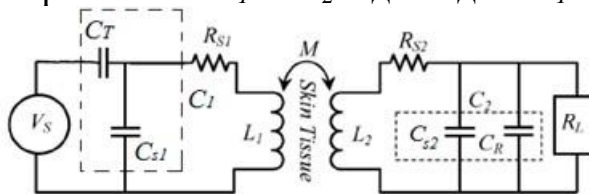


Рисунок 1. Схема моделі магнітно-резонансного індуктивного зв'язку. Skin Tissue-тканина шкіри (M. Haerinia, and R. Shadid Wireless Power Transfer Approaches for Medical Implants)

Аналіз стану та розвитку заряджання акумулятора імплантату шляхом безпроводного трансферу електромагнітної енергії через шарувате біосередовище вимагає удосконалення математичного моделювання та методів контролю цього трансферу. Для досягнення вказаного необхідно: обґрунтувати вибір математичної моделі процесу трансферу електромагнітної енергії через мінливе шарувате біосередовище; розробити метод обчислення параметрів та оптимального контролю заряджання вбудованого акумулятора імплантату; розробити методи оцінювання параметрів та верифікації стану акумулятора та якості контролю його заряджання.

Встановлено, що представлення коректним математичним об'єктом з розмірностями та подібностями властивими процесу безпровідного заряджання акумулятора імплантату дасть змогу: а) оптимізувати безпровідний трансфер електромагнітної енергії через біосередовище; б) розробити обчислювані методи оптимізації контролю цього трансферу; в) розробити неградієнтні алгоритми та відповідні адаптаційні функції за даними та результатом розв'язання задач динаміки електромагнітного поля.

У другому розділі означено напрями дослідження та математичного моделювання трансферу електромагнітної енергії через біосередовище, та синтезу оптимальної структури ректени для цього трансферу.

Математичну модель джерела змінного електромагнітного поля (джерела випромінювання, диполя) в точці  $P_0$  простору (Рисунок. 2) представлено напруженостями

$$\vec{E}_0 = \vec{e}(r)e^{ik_0\ell(r)}, \quad \vec{H}_0 = \vec{h}(r)e^{ik_0\ell(r)},$$

де  $r$  — віддаль від диполя до точки  $P_1$ ,  $\ell(r)$  — довжина,  $\vec{e}$  та  $\vec{h}$  - вектор-функції положення диполя,  $k_0 = \omega/c = 2\pi/\lambda_0$  — число.

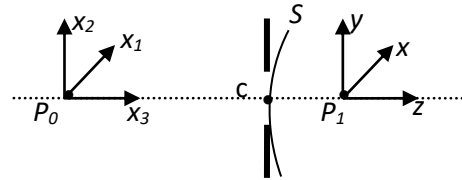


Рисунок 2. Схема випромінювання (диполі в  $P_0$  та фронт  $W$  сферичної хвилі не наведено).  $S$  — фронт характеристичної сфери,  $c$  — центр опромінювання,  $\cdots$  — вісь системи опромінювання.

В декартовій системі координат  $(x, y, z)$  з початком в точці  $P_1$  (гаусовому зображенні джерела  $P_0$  випромінювання за напрямом  $z$  уздовж осі  $cP_1$ , де  $c$  — центр опромінювання) лежать опромінювані точки. Наближений вираз поля у цих точках (в області апертури випромінювання, за виключенням точок, що в безпосередній близькості від її краю, Рисунок 2) набуває вигляду:

$$\vec{E}_\omega(x, y, z, t) = \operatorname{Re} \left\{ \frac{\omega^2}{c^2} \vec{e}_\omega(x, y, z) e^{i \left\{ \delta(\omega) - \omega \left[ t - \frac{1}{c} \ell_\omega(x, y, z) \right] \right\}} \right\} \quad (1)$$

$$\vec{H}_\omega(x, y, z, t) = \operatorname{Re} \left\{ \frac{\omega^2}{c^2} \vec{h}_\omega(x, y, z) e^{i \left\{ \delta(\omega) - \omega \left[ t - \frac{1}{c} \ell_\omega(x, y, z) \right] \right\}} \right\},$$

де  $\ell_\omega(x, y, z)$  — «оптична довжина» від точки  $P_0$  до точки  $P_1(x, y, z)$ ,  $\delta(\omega)$  — фаза вектор-функції напруженості.

В системі стимуляції (джерело – об'єкт опромінювання):

(а) геометричний фронт  $W$  хвилі в просторі її джерела перебуває на великій відстані  $P_0c$ , (рис. 2), в порівнянні з довжиною  $\lambda_0$  хвилі, кути  $\theta$ , які промені складають з віссю системи, невеликі;



(б) в будь-який конкретний момент часу Фур'є перетворення  $\vec{E}_\omega$  і  $\vec{H}_\omega$  напруженостей поля (1) на цій відстані не змінюються помітно за величиною і напрямком;

(в) при інтегруванні виразу (1) по частині  $S'$  (яка накриває) референтної сфери  $S$  (референтна для  $P_1$  сфера  $S$  проходить через центр  $s$ ,  $sP_1=R$ ) нехтувано коефіцієнтом кривизни на  $S'$ ;

(г) в однорідно-шаруватому, немагнітному середовищі опромінення  $|\vec{h}_\omega| = n|\vec{e}_\omega|$ , де  $n$  — індекс заломлення відповідного шару;

(д) на  $S$ , як і на  $W$ , вектори амплітуди  $\vec{e}_\omega$  і  $\vec{h}_\omega$  практично постійні за величиною і напрямком — діаметри стягнуті до  $P_1$  невеликі, якщо на відстані  $R$  від деякої типової точки  $(x',y',z')$  на референтній сфері  $S$  до  $P_1$  вектори  $\vec{e}_\omega(x',y',z')$  та  $\vec{h}_\omega(x',y',z')$  не змінюються помітно на поверхні інтегрування. Є змога вважати, що їх значення, які вони набирають за центром  $s$ ,  $\vec{e}_\omega(0,0,-R)$  та  $n\vec{e}_\omega(0,0,-R)$ , де  $R = sP_1$ , Рисунок 2;

е) за умови (д)  $\vec{e}_\omega(0,0,-R) = a(\omega)\vec{\alpha}(\omega)$ ,  $\vec{h}_\omega(0,0,-R) = na(\omega)\vec{\beta}(\omega)$ , де  $\vec{\alpha}(\omega)$  та  $\vec{\beta}(\omega)$  — одиничні ортогональні вектори в площині, перпендикулярній напрямку  $z$ , рис. 2.

Результат інтегрування в області  $P_1(X, Y, Z)$  де визначатиметься інтенсивність:

$$\vec{E}_\omega(X, Y, Z, t) = \text{Re} \left\{ \frac{\omega^2}{c^2} U_\omega(X, Y, Z) a(\omega) \vec{\alpha}(\omega) e^{i[\delta(\omega) - \omega t]} \right\}, \quad (2)$$

$$\vec{H}_\omega(X, Y, Z, t) = \text{Re} \left\{ \frac{\omega^2}{c^2} U_\omega(X, Y, Z) na(\omega) \vec{\beta}(\omega) e^{i[\delta(\omega) - \omega t]} \right\},$$

$$U_\omega(X, Y, Z) = \frac{\omega}{2\pi i c} \iint_{S'} \frac{e^{i\omega[\ell_\omega(x',y',z') + s]/c}}{s} dS \quad (3)$$

скалярна хвильова функція визначена з ейкональної функції випромінювання в точці  $P_0$ .

Усередненням по часу вектора Пойнтінга  $\mathbf{S}_\omega = c[\mathbf{E}_\omega \times \mathbf{H}_\omega]/4\pi$ , встановлено, що інтенсивність випромінювання в  $P_1(X, Y, Z)$  сумарного диполя в  $P_0$  пропорційна квадрату модуля скалярної хвилевої функції:

$$I(x, y, z) = \frac{c}{4\pi T_0} \int_0^\infty |U_\omega(X, Y, Z)|^2 [ |f(\omega)|^2 + |g(\omega)|^2 ] d\omega \quad (4)$$

При обчисленні інтенсивності області опромінення усереднення по часу виконується для кожної з частотних компонент кожної декартової компоненти  $E$  і  $H$  повного поля. Суттєвим є тільки внесок компонент диполів по осях  $(x_1$  і  $x_2)$ . Для кутів  $\theta_1(\omega)$  і  $\theta_2(\omega)$  між одиничними векторами  $\alpha_1(\omega)$  і  $\alpha_2(\omega)$  по осях  $x$ , та  $\alpha_1(\omega)$ ,  $\beta_1(\omega)$  і  $\alpha_2(\omega)$ ,  $\beta_2(\omega)$  — дійсними, взаємно ортогональними векторами в просторі опромінення в площині перпендикулярній напрямку  $z$  компоненти  $E$  і  $H$  апроксимовано таким чином:

$$E_z(X, Y, Z, t) = H_z(X, Y, Z, t) = 0, \\ E_x(X, Y, Z, t) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int_{-\infty}^{+\infty} U_\omega(X, Y, Z) f(\omega) e^{-i\omega t} d\omega, \quad H_y(X, Y, Z, t) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int_{-\infty}^{+\infty} U_\omega(X, Y, Z) g(\omega) e^{-i\omega t} d\omega, \quad (5)$$

$$E_y(X, Y, Z, t) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int_{-\infty}^{+\infty} U_\omega(X, Y, Z) g(\omega) e^{-i\omega t} d\omega, \quad -H_x(X, Y, Z, t) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int_{-\infty}^{+\infty} U_\omega(X, Y, Z) g(\omega) e^{-i\omega t} d\omega,$$

де

$$f(\omega) = \frac{\omega^2}{c^2} \left[ a_1(\omega) \cos \theta_1(\omega) e^{i\delta_1(\omega)} + a_2(\omega) \cos \theta_2(\omega) e^{i\delta_2(\omega)} \right], \quad (6)$$

$$g(\omega) = \frac{\omega^2}{c^2} \left[ a_1(\omega) \sin \theta_1(\omega) e^{i\delta_1(\omega)} + a_2(\omega) \sin \theta_2(\omega) e^{i\delta_2(\omega)} \right].$$

Припущено, що при  $T \rightarrow \infty$  поле випромінювання існує тільки між моментами  $-T \leq t \leq T$ , де  $|T| \gg 2\pi/\omega_0$ . Таким чином, в точці  $P_1(X, Y, Z)$  інтенсивність  $I(X, Y, Z)$  визначається як середнє за часом від енергії  $U^2$ , що переноситься через одиничну площу:

$$I(X, Y, Z) = \frac{c}{4\pi T} \int_0^\infty |U_\omega(X, Y, Z)|^2 [|f(\omega)|^2 + |g(\omega)|^2] d\omega = C \int_0^\infty |U_\omega(X, Y, Z)|^2 d\omega, \quad (7)$$

$$C = \frac{c}{4\pi T} \int_0^\infty [|f(\omega)|^2 + |g(\omega)|^2] d\omega. \quad (8)$$

За відомою (або вимірною) діаграмою випромінювання є змога визначити амплітудні вектори джерела випромінювання, та: а) інтенсивність  $I_1 \equiv \langle \mathbf{S} \rangle_1$  після першого шару середовища; б) вектори напруженості  $\vec{e}_1$  та  $\vec{h}_1$  нових диполів; в) інтенсивності  $I_{m+1}$ ,  $m = \overline{1, M}$ , та вектори напруженості  $\vec{e}_{m+1}$  та  $\vec{h}_{m+1}$  диполів джерела опромінення поверхонь наступних шарів:

$$I_m = C_m I_{m-1}, \quad (9)$$

де,  $m = \overline{1, M}$ ,  $C_m$  визначається за формулою (2), а нтенсивність  $I_0$  вимірюється.

В результаті розроблено концепцію та напрям удосконалення методів та засобів відомих систем заряджання акумулятора імплантату черезшкірно та оцінювання загроз для органів та їх систем в організмі людини. Розроблено спільну теоретичну основу для побудови методів представлення, відбору параметрів, та заряджання акумулятора, чим створена можливість поєднання автоматизованих та інтерактивних режимів його параметрів й адаптивних режимів нормуванням інтенсивності потоку енергії, її відбору та використання. Узагальнення та концептуальний перегляд проведених досліджень дає змогу створити новий тип інтелектуальних систем імплантованих кардіостимуляторів-дефібриляторів у яких забезпечується мала інвазивність через зможу керування динамікою електромагнітного поля і зменшення інвазії та впливу черезшкірного середовища. Запропоновані нові підходи до побудови імплантатів стимуляторів-дефібриляторів зі застосуванням в їх складі проблемно – орієнтованих засобів із базами знань та логіко-керованим інтерфейсом, автоматизованим процесом трансферу електроенергії, прогнозом впливу невідомих чинників значно підвищать неінвазивність підтримки працездатності та стану здоров'я організму людини. Математичні моделі та методи, на базі яких уточнено характеристики і параметри трансферу та адаптації з кусковою тривалістю процедури трансферу і одночасним підвищенням його якості, дають змогу підвищити ефективність імплантації. Нова система трансферу передбачає можливість навчання,

доповнення та уточнення бази знань про стан серцево-судинної системи в процесі життєдіяльності особи.

У третьому розділі представлено методи синтезу структури ректени, зокрема, її форми, параметрів, діаграми направленості. Наведено граничні умови форми ректени, обґрунтовано вибір критерію оптимальності форми ректени. Обґрунтовано вибір неградієнтного методу пошуку оптимальної форми ректени та використання генетичного алгоритму пошуку через біомедичні обмеження (дотримання принципів неінвазійності) та взаємозалежність параметрів.

Побудовано таблицю (Таблиця 1) позначень фізичних і алгоритмічних елементів генетичного алгоритму (ГА).

Таблиця 1.

Таблиця елементів ГА та їх фізичних позначень

Елементи ГА	Фізичні позначення елементів ГА
Особина	Файл симуляції системи черезшкірного трансферу електроенергії в програмі ELCUT (Рисунок 3)
Ген	Значення геометричних координат $(x_i, y_j)$ 10-и точок осесиметричної проекції осердя та обмотки випромінювальної ректени (Рисунок 4)
Пристосовність (фітнес-функція)	Коефіцієнт що враховує значення $W_r$ потужності отриманої на приймальній ректені після трансферу через шарувате біосередовище, а також значення напруженості магнітного поля у контрольних зонах $H_{c1}, H_{c2}$ за імплантатом та по периметру тіла поза приймальною ректеною
Популяція	Множина особин з 12-и файлів симуляції із присвоєними їм значеннями фітнес-функції
Покоління	Поточна популяція особин, що внаслідок відбору, схрещення та мутацій змінює значення генів
Відбір (селекція)	Оператор часткової заміни, який переносить 6 найбільш пристосованих особин з поточного покоління до етапів схрещення, мутації та перенесення в наступне покоління
Схрещення (одноточковий кросовер)	Оператор, що зі імовірністю $P_c$ у випадковій пропорції переміщує значення генів пар батьків та утворює особини нащадків
Мутація	Оператор, який із імовірністю $P_m$ змінює значення всіх генів від $0\text{ мм}$ до $0,2\text{ мм}$
Нащадки	Особини, які утворились внаслідок схрещення та заповнюють $i+1$ популяцію замість не пристосованих особин з попереднього покоління

При розробленні генетичного алгоритму синтезу випромінювальної ректени системи черезшкірного живлення електрокардіостимулятора використано програмні середовища ELCUT (моделювання магнітні поля, графіки напруженості) та MATLAB (експорт даних з ELCUT, за допомогою вбудованого модуля Global Optimization Toolbox побудовано генетичний алгоритм, Рисунок 3).

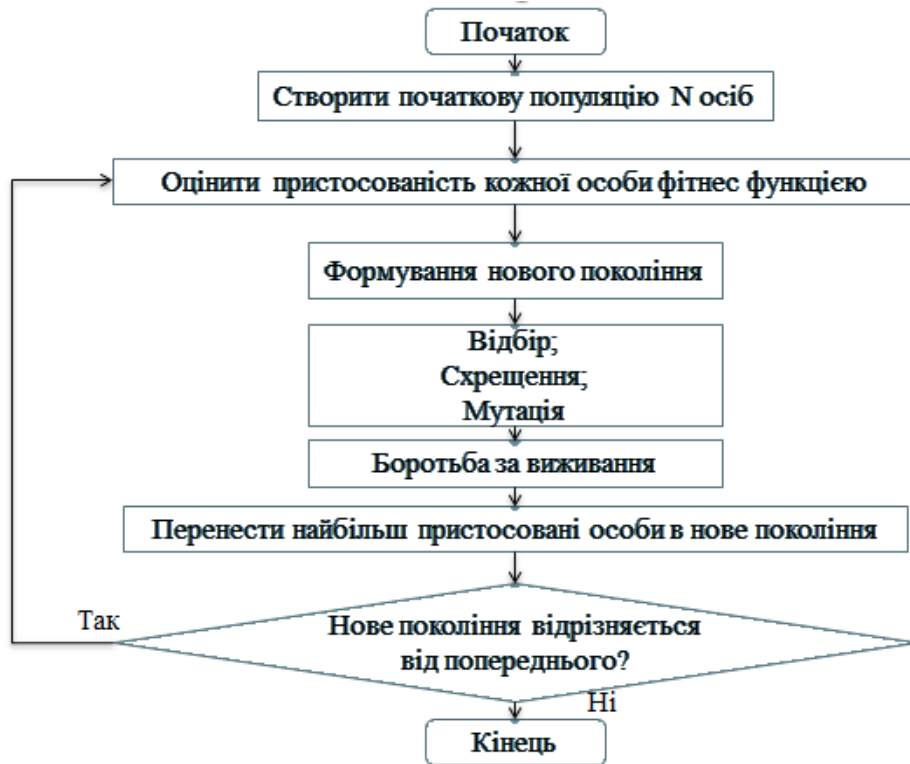


Рисунок 3. Генетичний алгоритм пошуку оптимальної форми осердя випромінювальної ректени.

Обмеження в генетичному алгоритмі геометричні (елемент «Ген», Таблиця 1), пов'язані з фізичною реалізованістю броньового осердя (Рисунок 5) випромінювальної ректени —  $G_1, G_2$  та недопустимістю розташування ректени ближче ніж  $10$  мм до першого шару біооб'єкту —  $G_3$ :

$$\begin{cases} G_1 = ([x_2 > x_1], [x_3 > x_4], [x_6 > x_5], [x_8 > x_7], [x_9 > x_{10}]) \\ G_2 = ([y_{1,2} = 0], [y_{3,4} > y_{1,2}], [y_{5,6} > y_{3,4}], [y_7 \geq y_5], [y_{9,10} > y_{7,8}]) \\ G_3 = [x_i \leq x_{max}] \end{cases} \quad (10)$$

При виконанні умови одного із обмежень на значення фітнес-функції особи накладається штраф, який забезпечить не проходження її в наступне покоління. Критеріями зупинки алгоритму є часовий критерій (обмеження часу роботи алгоритму в 15 годин), та якісний (зупинка за умови що максимальне значення фітнес-функції нового покоління буде меншим від попереднього покоління).

Для забезпечення принципу неінвазивності трансфер електроенергії здійснено бездротовим способом, за допомогою системи із випромінювальної та приймальної ректен (Рисунок 4).

Для підвищення ефективності передачі енергії, необхідно забезпечити форму магнітного поля з вузькою діаграмою направленості, щоб діаграма перекривала площу приймальної ректени. Для відповідності медичним стандартам використано магнітну складову електромагнітного поля з обмеженнями діапазону частот і потужності. Відповідно, постає необхідність формування задачі синтезу форми та розмірів випромінювального елемента (ректени) системи черезшкірного живлення імплантату.

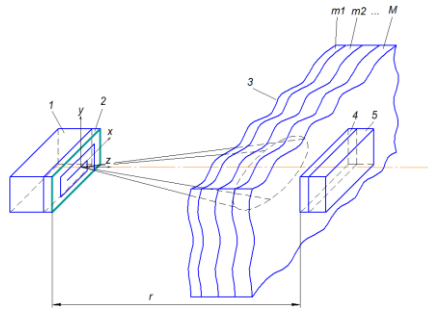


Рисунок 4. Схема системи заряджання акумулятора імплантата (1 – джерело змінної напруги з частотою  $f_0$ , 2 – випромінювальна ректена, 3 – шарувата біотканина, 4 – приймальна ректена, 5 – імплантат).

Для обчислювання змінних магнітних полів у програмному середовищі ELCUT використано метод скінченних елементів. Цей метод дозволяє розраховувати магнітні поля для об'єктів зі складною геометрією та нелінійними характеристиками конструктивних елементів.

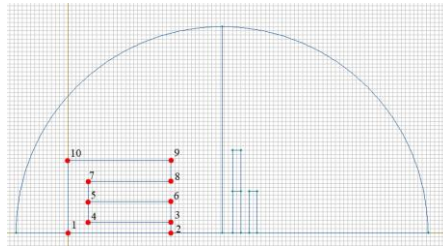


Рисунок 5. Змінні гени, що визначають форму конструкції ректени

Результат пошуку програмою Coil наведено у Таблиці 2.

Таблиця 2.

Фізичні параметри приймальної ректени.

Діаметр котушки	Кількість витків	Фактор упаковки	Індуктивність	Діаметр дроту	Матеріал дроту	Внутрішній опір
25 мм	$n = 326$	0,7	$L = 1,903 \text{ мГн}$	0,2 мм	ПММ	$Z_r = 13.95 \text{ Ом}$

Розв'язання задачі: з метою зменшення розсіювання магнітного поля за основу взято котушку індуктивності з Ш-подібним сердечником. Задано осесиметричну геометрію, мітки об'єктів та побудовано сітку (Рисунок 6).

Задано дані про біосередовище, довкілля, матеріали, параметри електромагного поля, граничні умови, окремі блоки моделі (нульову граничну умову Діріхле, дискретність сітки та властивості у вузлах моделі — детально описано у Додатках дисертації):

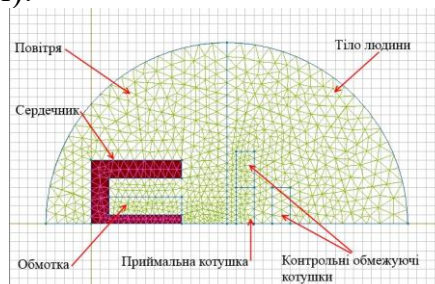


Рисунок 6. Геометрія моделі у вікні програми ELCUT.

Для верифікації побудовано 3D-ілюстрацію не оптимізованої випромінювальної та приймальної ректени (Рисунок 7). Також створено електричні кола випромінювальних та приймальних ректен та з'єднано їх з відповідними блоками матеріалів.

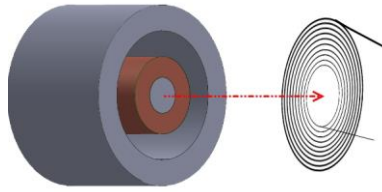


Рисунок 7. Об'ємна ілюстрація не оптимізованої системи трансферу електромагнітної енергії

Перегляд результатів симуляції випромінювання магнітного поля ректеною з не оптимізованою конфігурацією (Рисунок 8); дана конфігурація ректени не є ефективною — потужність отримана на приймальній ректені становить  $2,6 \cdot 10^{-6}$  Вт.

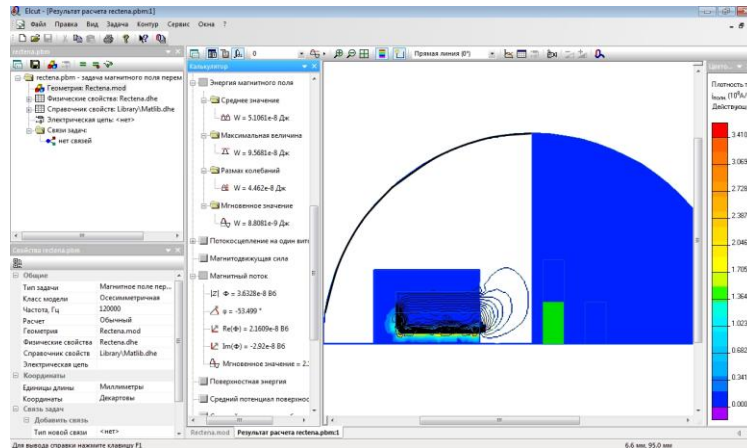


Рисунок 8. Перегляд результатів розрахунку.

Для оптимізації геометричної форми ректени використано генетичний алгоритм (Рисунок 3) створений у середовищі Matlab. Для поставленої задачі обґрунтовано фітнес-функцію з використанням платформи Component Object Model. Час моделювання одного циклу без виведення графіків складає від 35 до 55 секунд, один цикл з візуалізацією становить близько 120 секунд.

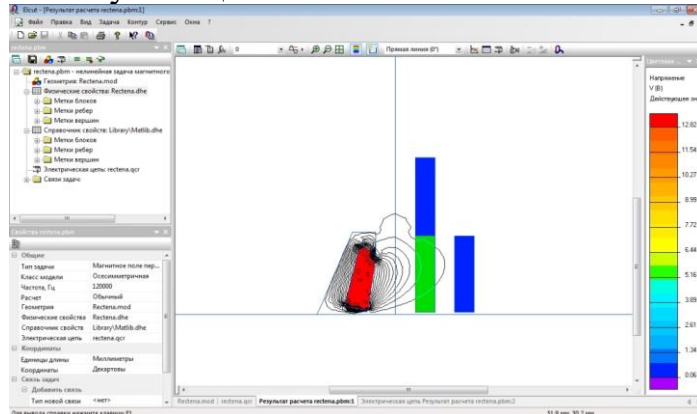


Рисунок 9. Вузконаправлене магнітне поле ректени з оптимізованими параметрами її структури.

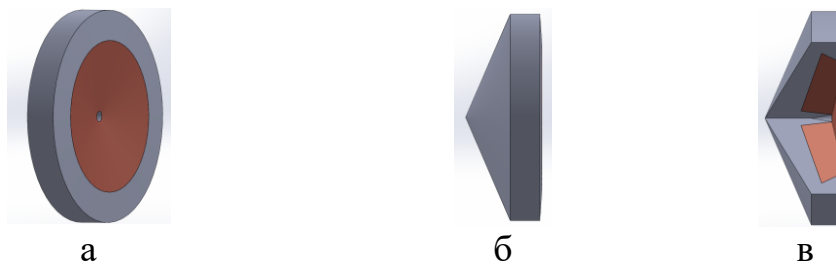


Рисунок. 10. Структура ректени з оптимізованими параметрами в проєкціях (а, б), та з розрізом по сектору  $90^\circ$  (в).

В результаті експерименту тривалістю 15 годин та 527 поколінь (Рисунок 3) отримано оптимізовану конфігурацію ректени, наведену на Рисунку 9. Об'ємну ілюстрацію найбільш пристосованої особини показано на Рисунку 10. З даною конфігурацією випромінювальної ректени потужність, отримана на приймальній ректені становить 1,6 Вт. Враховуючи що нульове покоління мало значення пристосованості відмінні від нуля, то завдяки встановленню значення 0,8 мутації перша фаза навчання генетичного алгоритму вдалась частково. Тому 15 годин експерименту припали переважно на другу фазу – різкого росту. Завдяки цьому спостережено значне збільшення пристосованості осіб за відносно невелику кількість поколінь.

У четвертому розділі представлено верифікацію безпроводного трансферу електроенергії та її результати. Верифікацію виконано шляхом комп'ютерного моделювання контрольованого трансферу електроенергії через біосередовище і порівняння його з неконтрольованим трансфером з неоптимізованою та оптимізованою ректеною. Встановлено, що режим безпроводного трансферу електричної енергії на імплантат визначає мета імплантації та стан імплантованого біооб'єкту. Наприклад, для кардіостимулятора метою є: а) синхронізація ритму серця; б) дефібриляція серця (стан серця). При цьому, також є необхідність заряджання акумулятора через певний інтервал часу, що залежить від стану серцево-судинної системи організму та типу самого акумулятора. Звідси впливає схема трансферу енергії, рис. 11.

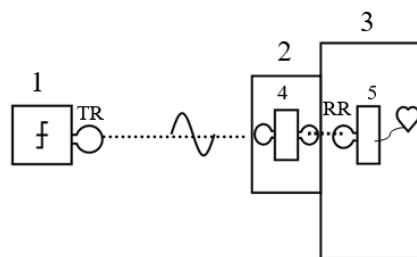


Рисунок 11. Запропонована схема безпроводного трансферу енергії. 1 — зовнішнє джерело енергії, 2 — носиме джерело енергії, 3 — організм людини, 4 — пристрій для запасання та постачання енергії, 5 — імплантат, *TR* — ректена, *RR* — приймальна ректена імплантату, *f* — частота ЕМП; пунктирні лінії — безпроводні канали ЕМП.

Імплантат (5) постійно перебуває в організмі (3) людини (наприклад, кардіостимулятор). Енергія постачається в імплантат (5) через його приймальну ректену (*RR*) з передавальної ректени (*TR*) носимого пристрою (2) через

безпроводний канал. В носимому пристрої (2) міститься елемент (4) запасання енергії (акумулятор) та приймальна ректена (RR), через яку в пристрій (2) передається енергія через безпроводний канал з ректени TR стаціонарного (клінічного), або “домашнього” (home portable medical) зарядного пристрою (1).

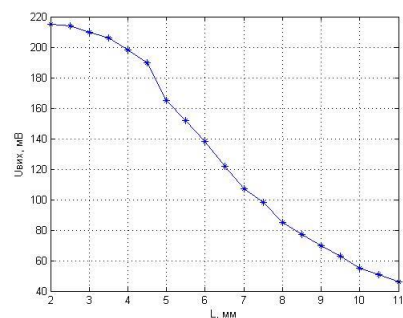
Встановлено, що факторами забезпечення зменшення інвазії трансферу та підвищення його якості є значення частоти електромагнітного поля, розміри, конструкція та матеріал ректен, і властивості акумулятора. Фактори розмірів, структури, матеріалу, конструкції та частоти суперечливі й залежні, що ускладнює пошук оптимальної реалізації трансферу за складним критерієм шляхом градієнтного пошуку.

У дослідженні використано систему бездротового заряджання з індуктивним зв'язком двох співвісних котушок. Для дотримання вимог медичних стандартів використано магнітну складову електромагнітного поля з потрібними обмеженнями по діапазону частот і по потужності. Із наведених вище умов постає необхідність формулювання задачі синтезу форми та розмірів випромінювального елемента (ректени) системи черезшкірного живлення (коли виникає умова  $L \ll \lambda$ , де  $L$  – лінійні розміри,  $\lambda$  – допустима довжина електромагнітної хвилі). Синтез ректени з вузькою діаграмою направленості є складним через квазістаціонарний характер цієї задачі, який визначається особливостями застосування ректени: для безпечного заряджання обрано передачу енергії на частотах від 100 кГц (нижче частоти електронезбезпечні) до 1МГц (вище діатермічні). Робочу частоту для дослідження обрано 130 КГц.

У результаті експерименту (Рисунок 12) спостережено, що із шаблонними елементами системи ефективна робоча віддаль становить близько 4,5 мм. Необхідно також зауважити, що у проведеному фізичному експерименті дві котушки розділяв лише шар повітря. При проникненні через тканини тіла на них розсіюється частина енергії.



(a)



(б)

Рисунок 12. Макет системи бездротової передачі електроенергії -(а), графік зміни амплітуди на приймальній котушці зі збільшенням відстані — (б).

Трансфер електроенергії з точки  $P_0$  до точки  $P$  представляється хвилевою скалярною функцією  $U_\omega(\cdot)$ , і при частоті  $\omega = 2\pi f$  інтегрування по частині  $S'$  поверхні  $S$ , де  $s$  — віддаль від будь-якої точки  $x', y', z'$  на опорній сфері,  $L_\omega(x', y', z')$  — віддаль від фронту хвилі до точок частини  $S'$  поверхні опорної сфери  $S$  (Рисунок 14)



$$U_{\omega}(X, Y, Z) = \frac{\omega}{2\pi i c} \iint \frac{1}{s'} \exp \left[ i \frac{\omega}{c} [L_{\omega}(x', y', z') + s] \right] dS. \quad (11)$$

Для верифікації математичної моделі трансферу визначено подвійний інтеграл в (11), використавши асимптотичний розклад за гама функцією та властивості цього розкладу в критичних точках, зокрема, в початку системи координат  $(x_{10}, x_{20})$  частинні похідні  $\alpha = \partial^2 L / \partial x_1^2, \beta = \partial^2 L / \partial x_2^2, \gamma = \partial^2 L / \partial x_1 \partial x_2$ , Рисунок 13.

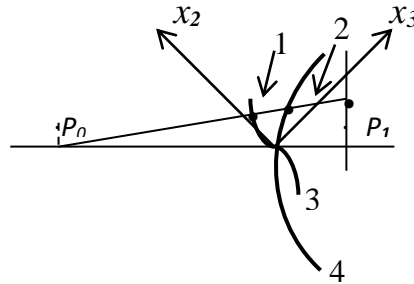


Рисунок 13. Для пояснення формули (11). 1 — віддаль між точками на фронті (3) хвилі та опорній сфері (4); 2 — віддаль між точками на опорній сфері та ректені.

Вираз квадрату модуля скалярної хвильової функції набирає тоді вигляду

$$|U_{\omega_0}|^2 \approx (c/sf_0)^2 (\sigma^2 / |\alpha\beta - \gamma^2|), \quad (12)$$

(Рисунок 14), де  $(c/sf_0)^2$  — матеріальна, а  $\sigma^2 / |\alpha\beta - \gamma^2|$  — асимптотична частини  $|U_{\omega_0}|^2$  (через які визначають близьку до джерела випромінювання віддаль  $L$ ), та трансферну каналну  $\underline{s}$  (відрізки 1 та 2 на Рисунку 13).

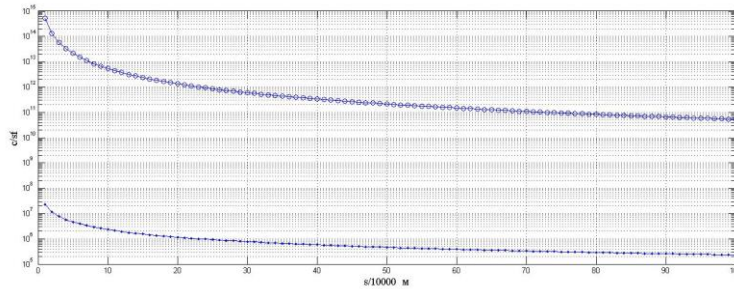


Рисунок 14. Залежність значень скалярної хвильової функції  $|U_{\omega_0}|$  (графік  $|U_{\omega_0}|^2$  - зверху, а  $|U_{\omega_0}|$  - знизу) в матеріальній частині (формула (12),  $f_0=130$  kHz,  $c=3 \cdot 10^8$  m/s).

Ректена на базі феритового ш-подібного осердя броньового типу з формуванням ефективною діаграми спрямування магнітного поля випромінює змінне поле (що необхідно для живлення імплантату). Для визначення величини  $\alpha$ -,  $\beta$ -,  $\gamma$ - похідних використано формулу

$$L(x_2, x_3) = L_m \sin(2\pi f_0 t + \kappa l(x_2, x_3)), \quad (13)$$

де:  $\kappa = 2\pi/\lambda_0 = 2\pi f_0/c$  — хвильове число,  $t, l(\cdot)$  — змінні часу та простору,  $L_m$  — амплітудне значення віддалі. На Рисунку 15 наведено графік за формулою (13) при  $x_2 = x_3 = \overline{0, L_m}$ ,  $t = 0, f_0^{-1}$ .

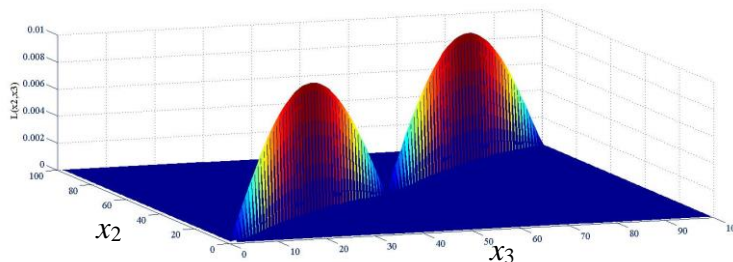


Рисунок 15. Модель діаграми спрямування магнітного поля ректени на базі феритового ш-подібного осердя броньового типу,  $x_2 = x_3 = k\Delta L_m$ ,  $t = k\Delta f_0^{-1}$ ,  $k = \overline{1, 100}$ .

Напрямом намотування витків котушок забезпечується одночасність наростання  $L(x_2, x_3)$ , діаграма спрямованості ректени тоді розділяє потік поширення магнітного поля, що зменшує ефективність ректени.

Структурний синтез дельта-подібного феритового осердя дає змогу до підвищення ефективності ректени на базі такого осердя та аналізу якості безпровідного трансферу електромагнітної енергії до імплантату.

## ВИСНОВКИ

У дисертаційній роботі вирішено актуальне наукове завдання математичного моделювання черезшкірного трансферу електромагнітної енергії та розвитку обчислювальних методів синтезу ректени для заряджання акумулятора імплантату кардіостимулятора-дефібрилятора, зокрема, отримано такі результати:

1. Виконано аналітичний огляд стану та розвитку математичного моделювання та методів безпровідного трансферу електромагнітної енергії через шарувате біосередовище, що дало змогу до математичного моделювання та розвитку обчислювальних методів оптимізації черезшкірного трансферу електроенергії.

2. Вперше запропоновано математичну модель трансферу електромагнітної енергії через біосередовище на базі ейконального представлення електромагнітного випромінювання, що дало змогу до оцінювання затрат енергії в каналі трансферу, та контролю заряджання акумулятора імплантату.

3. Запропоновано метод синтезу ректени на базі пошуку параметрів її структури неградієнтним методом з використанням генетичного алгоритму пошуку, що дало змогу оптимізувати параметри діаграми випромінювання ректени з взаємозалежними параметрами її структури.

4. Верифікацією комп'ютерним моделюванням трансферу енергії та оптимізація синтезу структури ректени отримано суттєве зменшення часу оптимізації параметрів структури ректени (автоматично, до 15 годин, у порівнянні з відомими не встановлено); оперативне оцінювання затрат енергії в каналі безпровідного трансферу у відомих системах не встановлено; інвазійність

системи трансферу внаслідок заряджання, або заміни акумулятора відсутня (протягом часу функціонування акумулятора, до (4- 14) років).

5. Концептуальність результатів дисертаційного дослідження є підставою того, що: створено новий тип інтелектуальних систем імплантатів кардіостимуляції-дефібриляції з низькою інвазивністю внаслідок автоматизації керування динамікою електромагнітного трансферу, оптимізації параметрів ректени для заряджання акумулятора, та врахування впливу біосередовища на трансфер електромагнітної енергії.

Заряджання акумулятора імплантату кардіостимулятора-дефібрилятора, забезпечення контролю черезшкірного трансферу електромагнітної енергії до імплантованого кардіостимулятора-дефібрилятора матиме істотне значення для підтримки життєдіяльності людини.

### СПИСОК ОПУБЛІКОВАНИХ ПРАЦЬ ЗА ТЕМОЮ ДИСЕРТАЦІЇ

1. Mykhailo Bachynskyy, Yuriy Stoyanov, Bohdan Yavorsky. Mathematical modeling of led radiation in the system of medical diagnostics. Scientific Journal of the Ternopil National Technical University. Ternopil, 2016. № 4 (84) P. 124-130. *(індексується у ICI Journals Master List, Index Copernicus та Google Scholar)*.

2. I.V. Boyko, O.A. Bagrii-Zayats, H.B. Tsupryk, Y.M. Stoianov. Electron-Electron Interaction in Plane Closed Semiconductor Nanostructures Journal of nano- and electronic physics. Vol. 10 no 6, 06001(4P). 2018. *(індексується у Scopus)*

3. Mykhailo Bachynskyy, Yuriy Stoyanov, Bohdan Yavorsky. Determination of non-intensive light flux intensity after propagation through layered biological environment Scientific Journal of the Ternopil National Technical University. Ternopil, 2017. № 2 (86). P. 101-107. *(індексується у ICI Journals Master List, Index Copernicus та Google Scholar)*.

4. Mykhailo Bachynskyy, Yuriy Stoyanov, Bohdan Yavorsky. Identification of parameters of dipole model of the led radiation source. Scientific Journal of the Ternopil National Technical University. Ternopil, 2017. № 1 (85). P. 118-125. *(індексується у ICI Journals Master List, Index Copernicus та Google Scholar)*.

5. I. Boyko, H. Tsupryk, Y. Stoianov. «Shear Acoustic Phonons in AlN/GaN Nanostructures in the Presence of Piezoelectric Effect,» 2020 IEEE 10th International Conference Nanomaterials: Applications & Properties (NAP), Sumy, Ukraine, 2020. P. 02TM01-1-02TM01-4, doi: 10.1109/NAP51477.2020.9309553. *(індексується у Scopus)*.

6. I. Boyko, H. Tsupryk, I. Kinakh, Y. Stoianov, T. Byts, «Mathematical Modeling of the Acoustic Phonons Spectra Arising in Multilayer Nanostructures», 2019 9th International Conference on Advanced Computer Information Technologies (ACIT), Ceske Budejovice, Czech Republic, 2019, P. 17-20, doi: 10.1109/ACITT.2019.8780086. *(індексується у Scopus)*.

7. I. Boyko, H. Tsupryk, I. Kinakh, Y. Stoianov, «Simulation of Energy Schemes and Electron Spectrum in Plane Nitride Semiconductor Nanostructures», 2019 XIth International Scientific and Practical Conference on Electronics and Information Technologies (ELIT). Lviv, Ukraine, 2019. P. 227-231, doi: 10.1109/ELIT.2019.8892316.

8. Стоянов Ю. Метод та прилад для виявлення нерву у тканинах організму людини. Матеріали II Всеукраїнської студентської науково-технічної конференції «Природничі та гуманітарні науки. Актуальні питання» (м.Тернопіль, 23-24 квітня 2009 р.). Тернопіль, 2009. Том 1. С. 245.

9. Стоянов Ю. Застосування генетичного алгоритму для синтезу вузьконапрявленої ректени. Матеріали VI Всеукраїнської студентської науково-технічної конференції «Природничі та гуманітарні науки. Актуальні питання.» (м.Тернопіль, 25-26 квітня 2013 р.). Тернопіль, 2013. Том 1. С. 222.

10. Стоянов Ю.М. Ефективність бездротової передачі електроенергії на імплантат. Матеріали XIX наукової конференції ТНТУ ім. І. Пулюя. (м.Тернопіль, 2016 р.). Тернопіль, 2016. С. 122-123.

11. Mykhailo Vachynskyu, Yuriyu Stoyanov, Bohdan Yavorskyu Excitation energy control in quantum retinography TCSET'2016. February 23-26, 2016, Lviv-Slavske, Ukraine. P. 777-779. (*індексується у Scopus*).

12. Стоянов Ю.М. Математичне моделювання поширення змінного електромагнітного поля у тканинах біооб'єкту. Матеріали V Міжнародної науково-технічної конференції молодих учених та студентів. Актуальні задачі сучасних технологій. (Тернопіль, 17-18 листопада 2016 р.). Тернопіль, 2016. С. 195-196.

13. Стоянов Ю.М. Підвищення ефективності черезшкірного живлення імплантованого електрокардіостимулятора. Збірник тез V Всеукраїнської студентської науково-технічної конференції «Природничі та гуманітарні науки. Актуальні питання». (Тернопіль 19-20 квітня 2012 р.). Тернопіль, 2012. Том 1. С. 209.

14. I. Boyko, Y. Stoianov, H. Tsupryk, O. Pryveda and I. Kinakh, «Modeling of Tunneling Current in Nanostructures Taking into Account the Effect of Electron-electron Interaction,» 2020 IEEE 15th International Conference on Computer Sciences and Information Technologies (CSIT), Zbarazh, Ukraine, 2020. P. 1-4. doi: 10.1109/CSIT49958.2020.9322038.

## АНОТАЦІЯ

**Стоянов Ю.М. Удосконалення обчислювальних методів оптимального синтезу ректени для бездротового заряджання акумулятора в імплантанті. – На правах рукопису.**

Дисертація на здобуття наукового ступеня кандидата технічних наук за спеціальністю 01.05.02 – Математичне моделювання та обчислювальні методи (технічні науки). – Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, Тернопіль, 2021.

Дисертацію присвячено вирішенню наукового завдання, яке полягає у математичному моделюванні черезшкірного трансферу електромагнітної енергії та розвитку обчислювальних методів синтезу ректени, та контролю заряджання акумулятора імплантата кардіостимулятора-дефібрилятора, що має істотне значення для підтримки життєдіяльності людини.

Виконано аналіз стану та розвитку математичного моделювання та методів безпроводного трансферу електромагнітної енергії через шарувате біосередовище,

що дало змогу до подальшої розробки математичної моделі та обчислювальних методів оптимізації черезшкірного трансферу електроенергії. Розроблено математичну модель процесу трансферу електромагнітної енергії через мінливе шарувате біосередовище, що дало змогу оцінити затрачену енергію в каналах трансферу і запровадити контроль рівня заряду акумулятора. Запропоновано нові підходи для побудови кардіостимуляторів зі застосуванням проблемно-орієнтованих засобів із базами знань для автоматизації процесу і прогнозування впливу невідомих чинників при підтримці здоров'я організму людини, що дало змогу оптимізувати форму і параметри випромінювальної ректени.

Ключові слова: математична модель, трансфер електроенергії, ректена, імплантат, генетичний алгоритм.

### АННОТАЦИЯ

**Стоянов Ю.Н. Совершенствование вычислительных методов оптимального синтеза ректены для беспроводной зарядки аккумулятора в имплантате. – На правах рукописи.**

Диссертация на соискание ученой степени кандидата технических наук по специальности 01.05.02 – Математическое моделирование и численные методы. - Тернопольский национальный технический университет имени Ивана Пулюя, Тернополь, 2021.

Диссертация посвящена решению научной задачи, которая заключается в математическом моделировании чрескожного трансфера электромагнитной энергии и развития вычислительных методов синтеза ректены, и контроля зарядки аккумулятора имплантата кардиостимулятора-дефибриллятора, что имеет существенное значение для поддержания жизнедеятельности человека.

Выполнен анализ состояния и развития математического моделирования и методов беспроводного трансфера электромагнитной энергии через слоистую биосреду что привело к дальнейшей разработке математической модели и вычислительных методов оптимизации чрескожного трансфера электроэнергии. Разработана математическая модель процесса трансфера электромагнитной энергии через изменчивую слоистую биосреду, что позволило оценить затрачиваемую энергию в каналах трансфера и ввести контроль уровня заряда аккумулятора. Предложены новые подходы для построения кардиостимуляторов с применением проблемно-ориентированных средств с базами знаний для автоматизации процесса и прогнозирования влияния неизвестных факторов при поддержании здоровья организма человека, что позволило оптимизировать форму и параметры излучающей ректены.

Ключевые слова: математическая модель, трансфер электроэнергии, ректена, имплантат, генетический алгоритм.

### SUMMARY

**Stoianov Y.M. Improvement of computational methods for optimal rectenna synthesis for wireless battery charging in an implant. – On the right of manuscript.**

The dissertation on competition of a scientific degree of the candidate of technical sciences on a specialty 01.05.02 - Mathematical modeling and computational methods (technical sciences). - Ternopil Ivan Puluj National Technical University, Ternopil, 2021.

The dissertation is devoted to the solution of the scientific problem, which consists in mathematical modeling of percutaneous transfer of electromagnetic energy and development of computational methods of the rectenna synthesis and control of battery charge of a pacemaker-defibrillator implant, which is for human life support.

When powering the implant's accumulator, it is necessary to control the energy consumption mode, to take into account the variability of biophysical parameters of the channel of energy transfer environment in order to optimize the battery charging process and to use all of its technical resource, which will significantly reduce invasion when using the implant.

The methods of rectenna synthesis, in particular its shape, parameters of the radiation pattern are developed. The initial conditions are given, the choice of the criteria for optimizing the shape of the rectenna is substantiated. The method of finding the optimal shape of the rectenna by the non-gradient method is substantiated. The choice of such a non-gradient search method as a genetic algorithm is explained. This method of finding the extreme value of the optimality criterion of the rectenna was chosen because of biomedical constraints (the principle of non-invasiveness), and the interdependence of initial parameters. Optimization of the radiating rectenna's geometric parameters was performed using the MATLAB and ELCUT environments.

Scientific novelty of the obtained results: For the first time the use of eikonal representation of electromagnetic radiation in the optimization of wireless energy transfer through the bioenvironment for charging the battery of the pacemaker-defibrillator implant substantiated. For the first time, the wave function of electromagnetic energy transfer through a layered bioenvironment is determined; a mathematical model of transfer and a method for optimizing battery charge are proposed. It is proposed to use a genetic algorithm for parametric synthesis of the optimal shape of the rectenna, the shape parameters of which are interdependent. For the first time the method and the scheme of remote control of charging of the implant battery is offered. New computational methods of computer simulation and verification of the obtained research results have been developed - mathematical modeling, optimal parametric synthesis of rectenna, and wireless transfer of electromagnetic energy for charging the implant battery.

There was performed the analysis of the state and development of mathematical modeling and methods of wireless power transfer through a layered bioenvironment, which allowed further development of the mathematical model and computational methods of percutaneous electricity transfer optimization. A mathematical model of electromagnetic energy transfer through a variable layered bioenvironment has been developed, which allowed to estimate the energy consumed in the transfer channels and to control the battery charge level. New approaches to the construction of pacemakers were made, using problem-oriented tools with knowledge bases to automate the process and predict the impact of unknown factors in maintaining the health of the human body, which allowed to optimize the shape and parameters of the radiating rectenna. The obtained results of experimental researches make it possible to create a rectenna with geometrical parameters necessary to achieve the optimal radiation pattern.

Keywords: mathematical model, algorithm, electricity transfer, rectenna, implant, genetic algorithm.