

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

Кваліфікаційна наукова
праця на правах рукопису

Стоянов Юрій Миколайович

УДК 004.94, 519.6, 616-76

ДИСЕРТАЦІЯ

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

01.05.02 – математичне моделювання та обчислювальні методи

05 «Технічні науки»

Подається на здобуття наукового ступеня кандидата технічних наук

Дисертація містить результати власних досліджень. Використання ідей, результатів і текстів інших авторів мають посилання на відповідне джерело

Ю.М. Стоянов

Науковий керівник:
доктор технічних наук, професор
Яворський Богдан Іванович

*Ідентичність всіх примірників дисертації
ЗАСВІДЧУЮ:
Вчений секретар спеціалізованої вченої ради
/Б. Г. Шелестовський/*

Тернопіль – 2021

АНОТАЦІЯ

Стоянов Ю.М. Удосконалення обчислювальних методів оптимального синтезу ректени для бездротового заряджання акумулятора в імплантанті. – Кваліфікаційна наукова праця на правах рукопису.

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

Підготовка здійснювалась на кафедрі біотехнічних систем Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя Міністерства освіти і науки України.

Спеціалізована вчена рада Д 58.052.01 при Тернопільському національному технічному університеті імені Івана Пулюя Міністерства освіти і науки України.

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. 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.

У першому розділі наведено результат аналітичного огляду стану справ та тенденцій розвитку: безпровідного трансферу електроенергії через біосередовище; заряджання акумулятора імплантату; соціальних, технічних та наукових аспектів і задач трансферу; питань практичного застосування електрокардіостимуляторів, зокрема, фізичний принцип їх роботи, режими роботи; симптоми та синдроми захворювань; доцільності 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.

У другому розділі розроблено концепцію та напрям удосконалення методів та засобів відомих систем заряджання акумулятора імплантату. Розроблено спільну теоретичну основу для побудови методів представлення безпроводного черезшкірного трансферу електромагнітної енергії, чим створено змогу до поєднання автоматизованих та інтерактивних режимів його параметрів й адаптивних режимів нормуванням інтенсивності потоку енергії, її відбору та використання. 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. Уточнено характеристики математичних моделей та методів параметризації трансферу. Передбачено змогу навчання, доповнення та уточнення бази знань про стан серцево-судинної системи в процесі життєдіяльності особи.

У третьому розділі представлено методи параметричного 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 позначення фізичних і алгоритмічних елементів генетичного алгоритму пошуку, цільову функцію (фітнес - функцію) та обґрунтовано обмеження.

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. Верифікація комп'ютерним моделюванням трансферу енергії, та оптимізації синтезу структури ректени показала суттєве зменшення часу оптимізації параметрів структури ректени (автоматично, до 15 годин, у порівнянні з відомими методами оптимізації); оперативне оцінювання затрат енергії в каналі безпроводного трансферу у відомих системах не встановлено; інвазійність системи трансферу внаслідок заряджання, або заміни, акумулятора відсутня (протягом часу функціонування акумулятора, до (4- 14) років).

Наукова новизна одержаних результатів:

1. Вперше обґрунтовано використання ейконального представлення електромагнітного випромінювання при оптимізації безпроводного 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 цільову функцію (фітнес - функцію) генетичного алгоритму параметричного синтезу.

4. Вперше запропоновано метод та схему дистанційного контролю 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 дисертації опубліковано в 14-ти публікаціях, зокрема: 4 – статті в наукових фахових виданнях України, із яких 1 стаття індексується в наукометричній базі Scopus, 3 статті — у базах ICI Journals Master List, Index Copernicus; 3 публікації у працях міжнародних конференцій, які індексуються у базі Scopus, 7 – тез за доповідями та обговореннями на науково-технічних конференціях, індексованих у базі Google Scholar.

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

SUMMARY

Stoyanov Yu.M. Improvement of computational methods of optimal rectenna synthesis for wireless battery charging in the implant. - Qualifying scientific work on the rights of the manuscript.

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

The training was carried out at the Department of Biotechnical Systems of Ternopil Ivan Puluj National Technical University of the Ministry of Education and Science of Ukraine.

Specialized Academic Council D58.052.01 at Ternopil Ivan Puluj National Technical University of the Ministry of Education and Science of Ukraine.

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 rectenna's synthesis, and control of battery charge of pacemaker-defibrillator implant, which is essential for human life support. The object of research is the process of wireless charging of the battery of the implanted device. The subject of research is the mathematical models of rectenna and percutaneous electromagnetic energy transfer and computational methods of rectenna optimization for non-invasive charging of the implant battery.

The first section presents the result of an analytical review of the state of affairs and development trends: wireless transfer of electricity through the bioenvironment; charging the implant battery; social, technical and scientific aspects and tasks of the transfer; issues of practical application of pacemakers, in particular, the physical principle of their operation, modes of operation; symptoms and syndromes of diseases; expediency of improving the system of percutaneous energy transfer. The known constructions of rectennas are analyzed; the necessity of mathematical modeling of the rectenna for formulation on the basis of the model of the problem of its synthesis,

construction of the algorithm of synthesis of the structure of the rectenna is substantiated; the parameters of the rectenna are determined, which provide the optimal directivity pattern of its radiation. The need to reduce the invasion of implanted pacemakers has been identified.

In the second section the concept and direction of improvement of methods and means of known systems of charging of the implant battery are developed. A common theoretical basis for the construction of methods for representing wireless percutaneous transfer of electromagnetic energy has been developed, which allows to combine automated and interactive modes of its parameters and adaptive modes by normalizing the intensity of energy flow, its selection and use. New approaches to construction of implants of stimulators-defibrillators with application in their structure of problem-oriented means with knowledge bases and the logic-controlled interface, the automated process of the electric power transfer, the forecast of influence of unknown factors are offered. The characteristics of mathematical models and methods of transfer parameterization are specified. It is possible to study, supplement and clarify the knowledge base about the state of the cardiovascular system in the process of a person's life.

The third section presents methods of parametric synthesis of the structure of the rectenna, in particular, its shape, parameters, pattern. The boundary conditions of the rectenna's shape are given, the choice of the criterion of optimality of the shape of the rectenna is substantiated. The choice of a non-gradient method of searching for the optimal shape of the rectenna and the use of a genetic search algorithm due to biomedical constraints (compliance with the principles of non-invasiveness) and the interdependence of parameters are substantiated. The notation of physical and algorithmic elements of the genetic search algorithm, the goal function (fitness function) is constructed and the limitations are substantiated.

The fourth section presents the verification of wireless electricity transfer and its results. Verification was performed by computer simulation of controlled electricity transfer through the bioenvironment and comparing it with uncontrolled transfer with non-optimized and optimized rectenna. It is established that the mode of wireless

transfer of electrical energy to the implant determines the purpose of implantation and the state of the implanted biological object. Verification by computer simulation of energy transfer and optimization of rectenna's structure synthesis showed a significant reduction in the time of the rectenna structural parameters optimization (automatically, up to 15 hours, compared to known optimization methods); prompt estimation of energy costs in the wireless transfer channel in known systems is not established; invasiveness of the transfer system due to charging or replacement of the battery is absent (during the battery operation time, up to (4-14) years).

Scientific novelty of the obtained results:

1. For the first time the use of eiconical representation of electromagnetic radiation in the optimization of wireless energy transfer through the bioenvironment for charging the battery of the pacemaker-defibrillator implant is substantiated.

2. For the first time, the wave function of electromagnetic energy transfer through a layered bioenvironment is determined and a mathematical model of transfer and a method for optimizing battery charge are proposed.

3. 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, and the goal function (fitness function) by the genetic algorithm of parametric synthesis.

4. For the first time the method and the scheme of remote control of the implant battery charging are offered.

The practical significance of the results:

The method of synthesis of the radiating rectenna has been improved, which will provide the selection of optimal radiation parameters taking into account the peculiarities of the structure and composition of tissues of a particular patient. The process of percutaneous charging of the implant battery has been optimized, which allows the full use of the technical resource of the battery and significantly reduce the invasion on the person using the implant.

The results of the dissertation were published in 14 publications, in particular: 4 - articles in scientific journals of Ukraine, of which 1 article is indexed in the Scopus database, 3 articles - in the databases ICI Journals Master List, Index Copernicus;

3 publications in the proceedings of international conferences, which are indexed in the Scopus database, 7 - abstracts of reports and discussions at scientific and technical conferences, indexed in the Google Scholar database.

Key words: mathematical model, electricity transfer, rectenna, implant, genetic algorithm.

Список публікацій здобувача

Праці, в яких опубліковано основні наукові результати:

1. Bachynskyy Mykhailo, Yuriy Stoyanov, and Bohdan Yavorsky. "Mathematical modeling of LED radiation in the system of medical diagnostics." *Scientific Journal of the Ternopil National Technical University* 4(84). 2016. 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. 2018. 4 p. **(індексується у Scopus)**

3. Bachynskyy Mykhailo, Yuriy Stoyanov, and Bohdan Yavorsky. "Determination of non-intensive light flux intensity after propagation through layered biological environment." *Scientific Journal of the Ternopil National Technical University* 2(86). 2017. P 101-107. **(індексується у ICI Journals Master List, Index Copernicus та Google Scholar).**

4. Bachynskyy Mykhailo, Yuriy Stoyanov, and Bohdan Yavorsky. "Identification of parameters of dipole model of the LED radiation source." *Scientific Journal of the Ternopil National Technical University* 1(85). 2017. P. 118-125. **(індексується у ICI Journals Master List, Index Copernicus та Google Scholar).**

Праці, які засвідчують апробацію матеріалів дисертації:

5. Boyko Igor, Halyna Tsupryk, and Yurii Stoianov. "Shear Acoustic Phonons in AlN/GaN Nanostructures in the Presence of Piezoelectric Effect." *2020 IEEE 10th International Conference Nanomaterials: Applications & Properties (NAP)*. IEEE, 2020. P. 02TM01-1-02TM01-4, doi: 10.1109/NAP51477.2020.9309553. **(індексується у Scopus).**

6. Boyko H. Tsupryk, I. Kinakh, Y. Stoianov and T. Byts. "Mathematical Modeling of the Acoustic Phonons Spectra Arising in Multilayer Nanostructures." *2019*

9th International Conference on Advanced Computer Information Technologies (ACIT). IEEE, 2019. pp. 17-20, doi: 10.1109/ACITT.2019.8780086. (*індексується у Scopus*).

7. I. Boyko H. Tsupryk, I. Kinakh and 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)*. IEEE, 2019. pp. 227-231, doi: 10.1109/ELIT.2019.8892316.

8. Стоянов Ю. "Метод та прилад для виявлення нерва у тканинах організму людини." *Матеріали II Всеукраїнської студентської науково-технічної конференції „Природничі та гуманітарні науки. Актуальні питання “* Том 1. 2009. С. 245.

9. Стоянов Ю. "Застосування генетичного алгоритму для синтезу вузьконапрямленої ректени." *Матеріали VI Всеукраїнської студентської науково-технічної конференції „Природничі та гуманітарні науки. Актуальні питання.* “ Том 1. 2013. С. 222.

10. Стоянов Ю. "Ефективність бездротової передачі електроенергії на імплантант." *Матеріали XIX наукової конференції Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя.* 2016. С. 122-123.

11. Bachynskyy Mykhailo, Yuriyy Stoyanov, and Bohdan Yavorsky. "Excitation energy control in quantum retinography." *2016 13th International Conference on Modern Problems of Radio Engineering, Telecommunications and Computer Science (TCSET)*. IEEE, 2016. Lviv-Slavske, Ukraine. P. 777-779. (*індексується у Scopus*).

12. Стоянов Ю. М. "Математичне моделювання поширення змінного електромагнітного поля у тканинах біоб'єкту." *Матеріали V Міжнародної науково-технічної конференції молодих учених та студентів „Актуальні задачі сучасних технологій “.* 2016. С. 195-196.

13. Стоянов Ю. "Підвищення ефективності черезшкірного живлення імплантованого електрокардіостимулятора." *Збірник тез V Всеукраїнської студентської науково-технічної конференції „Природничі та гуманітарні науки. Актуальні питання“* Том 1. 2012. 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)*. Vol. 1. IEEE, 2020. P. 1-4. doi: 10.1109/CSIT49958.2020.9322038.

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ	17
ВСТУП	20
 РОЗДІЛ 1. АНАЛІЗ СТАНУ ТА ТЕНДЕНЦІЇ РОЗВИТКУ БЕЗПРОВІДНОЇ ПЕРЕДАЧІ ЕЛЕКТРОЕНЕРГІЇ ЧЕРЕЗ БІОСЕРЕДОВИЩЕ В ІМПЛАНТАТ	26
1.1. Медико-біологічний аспект проблеми імплантації технічних засобів	26
1.1.1. Функції кардіостимуляторів	27
1.1.2. Імпантовані кардіовертери-дефібрилятори	29
1.1.3. Трансфер (передача) електроенергії на імплантат	29
1.1.4. Варіанти бездротової системи передачі енергії	30
1.1.5. Специфічність трансферу електроенергії через канал радіочастотного діапазону	31
1.2. Технічний аспект проблеми заряджання акумулятора в імплантаті	32
1.3. Науковий аспект безпроводної передачі енергії в імплантат	34
1.3.1. Електродинаміка безпроводного трансферу електроенергії	35
1.3.1.1. Структура біосередовища шкіри	36
1.3.1.2. Основні вирази та рівняння розвитку поширення хвилі	37
1.3.1.3. Розв'язки хвильового рівняння (скалярний та векторний потенціали) для джерела (хвилі) заряджання	42
1.3.1.4. Дифракція монохроматичної хвилі	44
1.3.2. Алгоритм контролю процесу безпроводного трансферу	46
1.4. Висновки до першого розділу	47
 РОЗДІЛ 2. КОНТРОЛЬ ТРАНСФЕРУ ЕНЕРГІЇ ЕЛЕКТРО- МАГНІТНОГО ВИПРОМІНЮВАННЯ ЧЕРЕЗ ШАРИ БІОСЕРЕДОВИЩА	49
2.1. Трансфер енергії електромагнітного випромінювання	49

2.2. Трансфер електроенергії через шарувате біосередовище	56
2.2.1. Проблема та її зв'язок з науковими та практичними завданнями	56
2.2.2. Аналіз останніх досліджень	56
2.2.3. Експериментальне обґрунтування результатів	64
2.2.4. Трансфер енергії через біосередовище, та оцінювання інтенсивності потoku енергії на об'єкті опромінення	67
2.2.4.1. Алгоритм оцінювання інтенсивності потоку енергії на об'єкт опромінення	67
2.3. Схема безпроводного заряджання та його контролю	68
2.4. Висновки до другого розділу	71

РОЗДІЛ 3. СИНТЕЗ РЕКТЕНИ ДЛЯ ТРАНСФЕРУ ЕЛЕКТРОМАГНІТНОЇ ЕНЕРГІЇ

3.1. Розробка алгоритму визначення структури ректени	73
3.2. Критерій ефективності ректени	74
3.2.1. Специфікація алгоритму синтезу геометричної форми броньового осердя	74
3.2.1.1. Генерація початкової популяції	74
3.2.1.2. Керування обмеженнями	75
3.2.1.3. Боротьба за існування	76
3.2.1.4. Зміна поколінь	78
3.2.1.5. Кросовер (схрещення)	78
3.2.1.6 Мутація	79
3.2.1.7. Оцінювання пристосованості нащадків	79
3.2.1.8. Перевірка	80
3.2.1.9. Зміна поколінь	80
3.2.1.10. Умови зупину генетичного алгоритму	80
3.2.2. Розробка генетичного алгоритму у програмному середовищі MATLAB	80
3.3. Розробка спрощеного тестового алгоритму	82

3.4. Розробка програмного забезпечення для синтезу ректени	84
3.4. Висновки до третього розділу	91

РОЗДІЛ 4. ВЕРИФІКАЦІЯ СИСТЕМИ БЕЗПРОВІДНОГО ТРАНСФЕРУ

ЕЛЕКТРОЕНЕРГІЇ	92
4.1. Режим та схеми трансферу електроенергії	92
4.1.1. Технічний аспект проблеми верифікації джерела постачання електроенергії	92
4.1.2. Особливості та варіанти технології безпроводного постачання електроенергії в імплантат	95
4.2. Оцінювання впливу шаруватого середовища на трансфер ЕМП	96
4.3. Верифікація результатів дослідження	96
4.3.1. Вплив біосередовища на трансфер енергії ЕМП	96
4.3.2. Обґрунтування та використання хвильової функції для оцінювання результату безпроводного трансферу енергії	98
4.3.2.1. Метод стаціонарної фази (біжуча хвиля)	98
4.3.2.2. Визначення скалярної хвильової функції	101
4.3.3. Верифікація результату синтезу ректени	106
4.4. Спосіб черезшкірного заряджання акумулятора імплантанту	109
4.4.1. Відомі способи на даний момент, їх недолік	108
4.5 Висновки до четвертого розділу	111

ВИСНОВКИ	112
----------	-----

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ	114
----------------------------	-----

ДОДАТКИ	123
---------	-----

Додаток А. Список публікацій здобувача	124
--	-----

Додаток Б. Програма 1. Дослідження трансферу енергії через біосередовище.(шари епідермісу, коефіцієнти	127
--	-----

Додаток В. Генетичний алгоритм.....	129
Додаток Г. Ліцензія на програмний пакет ELCUT.....	130
Додаток Д. Програма 2. Програмний код генетичного алгоритму.....	131
Додаток Ж. Програма 3. Програмний код фітнес-функції для генетичного алгоритму.....	133
Додаток К. Component Object Model елементи у ELCUT.....	134
Додаток Л. Програма 4. Симуляція фронту електромагнітної хвилі.....	135
Додаток М. Програма 5. Використання функції diff (Matlab) (для визначення параметрів α , β , γ , σ).....	136
Додаток Н. Акт впровадження.....	137

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ

ГА — генетичний алгоритм;

ЕСТ — електрокардіостимулятор;

ЕМВ — електромагнітне випромінювання;

ЕМО — електромагнітне опромінення;

ЕМП — електромагнітне поле;

ІКВД — імплантат кардіовертер-дефібрилятор;

ІКД — імплантат кардіостимулятор дефібрилятор;

ІСД — імплантат стимулятор-дефібрилятор;

ІТ — інформаційні технології;

МП — магнітне поле;

МРС — магніторушійна сила;

МСЕ — метод скінченних елементів;

ССС — серцево-судинна система;

AAI — однокамерна передсердна стимуляція на вимогу;

AAIR — однокамерна передсердна стимуляція на вимогу із частотною адаптацією;

BR — основні вимоги;

CIE — електричний імплантат серця;

DDD — двокамерна передсердно-шлуночкова керована стимуляція;

DDDR — двокамерна передсердно-шлуночкова керована стимуляція із частотною адаптацією;

FEM — метод скінченних елементів;

GA — генетичний алгоритм;

IMD — імплантований медичний пристрій;

Inv — інволюкрин;

JPL — лабораторія реактивного руху;

MOGA — багатооб'єктний генетичний алгоритм;
 MPE — максимально дозволена експозиція;
 MPT — трансфер мікрохвильової енергії;
 NBG — для класифікації та маркування електрокардіостимулятора використовують код NASPE/BREG
 RFE — радіочастотна експозиція;
 RF — радіочастота;
 RS — радіочастотна безпека;
 RR — приймальна ректена імплантату;
 SAR — питома швидкість поглинання;
 SB — базальна мембрана;
 SC — роговий шар епідермісу;
 SG — гранульозний шар епідермісу;
 SS — найбільш поверхневий клітинний шар епідермісу;
 TR — випромінювальна ректена зарядного пристрою;
 VAD — імплантований пристрій, який короткочасно посилює серцеву фракцію викиду;
 VOO/DOO — асинхронна стимуляція шлуночка /асинхронна секвенціальна стимуляція;
 VVI — однокамерна шлуночкова стимуляція на вимогу;
 VVIR — однокамерна шлуночкова стимуляція на вимогу із частотною адаптацією;
 WPT — бездротовий трансфер енергії;

Q — заряди диполів;
 q — заряд диполя;
 G() — функція Гріна;
 $\vec{A}_o$ — векторний потенціал;
 C_T, C_R — конденсатори;
 $i = \sqrt{-1}$;

L_1 — індуктор;

R_1 — опір навантаження;

f — частота;

$\vec{r}_0$ — одиничний радіальний вектор;

$U_\omega(X, Y, Z)$ — скалярна хвильова функція;

$\vec{k} = k\vec{r} / r$ — хвильовий вектор в напрямку спостереження;

$\vec{S} = c[\vec{E} \times \vec{H}] / 4\pi$ — модуль вектора Пойнтінга;

$\vec{E}$ — напруженість поля;

$u(x, y, z, t)$ — електромагнітна хвиля;

(x, y, z) — декартова система координат;

Δ — оператор Лапласа;

∇ — оператор Гамільтона;

$\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} \triangleq u''$ — частинна похідна другого порядку;

$\vec{r}$ — радіус-вектор;

$\vec{n}$ — вектор нормалі;

ω_0 — кругова частота гармоніки;

φ_ω — скалярний потенціал;

$\delta(\cdot)$ — дельта функція

θ — кут напрямку променя в декартовій системі координат;

ω — кругова частота спектру;

ВСТУП

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 біомедицинській 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, 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 в організм людини. 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 у 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 обчислювальних 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 вирішено такі задачі:

1. Аналітичний огляд стану та розвитку ректен для черезшкірного трансферу електромагнітної енергії до імплантату з метою підвищення неінвазивної кардіостимуляції-дефібриляції.

2. Математичне моделювання трансферу електромагнітної енергії через мінливе шарувате біосередовище.

3. Розроблено метод синтезу оптимальної структури ректени для черезшкірного трансферу.

4. Розроблено метод ідентифікації параметрів структури ректени для її оптимізації.

5. Верифіковано математичну модель трансферу електромагнітної енергії через шарувате біосередовище.

Об'єкт дослідження — процес безпроводного заряджання акумулятора імплантованого пристрою.

Предмет дослідження — математичні моделі ректени та черезшкірного трансферу електромагнітної енергії а також обчислювальні методи оптимізації ректени для неінвазивного заряджання акумулятора імплантату.

Методи дослідження. У дисертаційній роботі використано методи електродинаміки при математичному моделюванні процесу безпроводного 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 безпроводного трансферу енергії.

Наукова новизна одержаних результатів:

1. Вперше обґрунтовано необхідність оптимізації безпроводного трансферу енергії через біосередовище на акумулятор імплантату кардіостимулятора.
2. Удосконалено математичне моделювання трансферу енергії через шарувате біосередовище на імплантат.
3. Запропоновано генетичний алгоритм для синтезу форми ректени.
4. Запропоновано метод контролю заряджання акумулятора імплантату.
5. Розроблено метод оцінювання стану 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 в тіло 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 і характеристик трансферу енергії електромагнітним потоком через шарувате біосередовище та методу верифікації цього процесу.

У працях, опублікованих у співавторстві, дисертанту належать (нумерація відповідає Списку використаних джерел): [34] - запропонований механізм контролю рівня опромінення поверхні біооб'єкту, який знаходиться в шарі біосередовищ; [85] - показано, що міжелектронна взаємодія спричиняє зменшення енергії квантового переходу; [36] - визначено вплив шаруватого біосередовища на інтенсивність опромінення об'єкту в такому середовищі, використовуючи рекурсивну процедуру з використанням діаграми випромінювання після перенесення енергії крізь кожен шар біологічного середовища; [81] - використано подібність стаціонарного спектру електрона та частоти квантових переходів при оптимізації трансферу; [83] - розраховано залежність енергетичного спектру акустичних фононів від хвильового вектора; [84] - використано властивості енергетичного спектру акустичних фононів від хвильового вектора для пояснення процесу трансферу; [88] - отримано вираз модуля вектора Пойнтинга електромагнітного випромінювання. [86] - досліджено аналогії впливу геометричних параметрів наноструктур на спектральні характеристики електронних квазістаціонарних станів при генеруванні тунельних струмів на параметри трансферу енергії.

Співавтори праць не заперечують персонального внеску здобувача.

Апробації результатів дисертації. Основні 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 к.т.н., доц. Хвостівський М.Р. (м. Тернопіль) і Науковому тематичному семінарі №3 - «Математичне моделювання та обчислювальні методи» (дистанційно), керівник зав. кафедри ПІ 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**, 3 статті — у базах **ICI Journals Master List, Index Copernicus**; 3 публікації у працях міжнародних конференцій, які індексуються у базі **Scopus**, 7 – тез за доповідями та обговореннями на науково-технічних конференціях, індексованих у базі **Google Scholar**.

РОЗДІЛ 1

АНАЛІЗ СТАНУ ТА ТЕНДЕНЦІЇ РОЗВИТКУ БЕЗПРОВІДНОЇ ПЕРЕДАЧІ ЕЛЕКТРОЕНЕРГІЇ ЧЕРЕЗ БІОСЕРЕДОВИЩЕ В ІМПЛАНТАТ

В першому розділі наведено результат аналітичного огляду стану справ та тенденцій розвитку: безпроводного трансферу електроенергії через біосередовище, підтримки заряджання акумулятора вбудованого в імплантат, а також соціальних, технічних та наукових аспектів і задач цього трансферу.

1.1 Медико-біологічний аспект проблеми імплантації технічних засобів

Імплантація лікувальних, ортопедичних, дентальних та допоміжних речовин, матеріалів тощо виконується при дотриманні відповідних регуляторних законів щодо якості, безпеки та ефективності лікарських засобів (під час виробництва, зберігання, транспортування, реалізації суб'єктами господарської діяльності, утилізації та знищення), у тому числі за дотриманням ліцензіатами вимог ліцензійних умов, правил здійснення належних практик [1].

Запровадження імплантації технічних засобів, особливо тих, які потребують електроживлення, вимагає окремого дослідження та створення відповідного регулювання та експертного аналізу — введення в обіг та експлуатацію окремих медичних виробів, медичних виробів для діагностики *in vitro* та активних медичних виробів, які імплантують (зокрема, стосовно яких не виконані вимоги технічних регламентів, але використання яких необхідне в інтересах охорони здоров'я) [2]. Технічний регламент містить дані для створення відповідної регуляції запровадження електроживлення імплантатів, зокрема, кардіостимуляторів (ІКД- імплантатів кардіостимуляторів дефібриляторів) [3].

1.1.1. Функції кардіостимуляторів. Електрокардіостимулятор (ЕСТ) — виконує функцію штучного водія ритму серця, який імплантується людині з метою відновлення та нормалізації порушень ритму серця [4].

Прилад імплантується підшкірно, тому до нього ставляться вимоги з герметичності, електромагнітної сумісності і біосумісності, та теплових режимів. У приладі знаходяться батарея і блок управління. Всі сучасні ЕСТ визначають електричну активність (ритм) серця, і якщо виникає пауза або інше порушення ритму/провідності його впродовж заданого періоду часу, ЕСТ починає генерувати імпульси напруги (струму) для стимуляції міокарда. В іншому випадку, якщо власний ритм серця відповідає нормі, ЕСТ не генерує імпульсів. Такий режим роботи називається «на вимогу» або «on demand» [5].

Напруга імпульсів, що подаються на міокард, становить від 2,5 до 5 В при тривалості імпульсів близько 0.5 мс [5].

Деякі моделі ЕСТ частково попереджають виникнення аритмій (фібриляцію і тремтіння передсердь, пароксизмальні надшлуночкові тахікардії і т.д.) за рахунок спеціальних режимів стимуляції, наприклад *overdrive pacing* – примусове збільшення частоти ритму відносно власного ритму серця пацієнта (застосування (ЕСТ не гарантує повного усунення аритмій). Стимулятори накопичують і зберігають дані про роботу серця. Потім лікар за допомогою програматора зчитує ці дані і аналізує ритм серця і його порушення. Це допомагає призначити адекватне медикаментозне лікування і підібрати оптимальні параметри програмної стимуляції. Перевірка роботи імплантованого кардіостимулятора з програматором проводиться не рідше 1 разу в 6 місяців, а зазвичай частіше. За категоріями ЕСТ бувають однокамерні (для стимуляції тільки шлуночка або тільки передсердя), двокамерні (стимуляція передсердя і шлуночка) і трикамерні (стимуляція правого передсердя і обох шлуночків). Також застосовуються імплантовані кардіовертери-дефібрилятори.

Для класифікації та маркування ЕСТ використовують код NASPE/BREG (NBG), Таблиця 1.1 [5].

Таблиця 1.1.

Функції електрокардіостимуляторів

Номер позиції	1	2	3	4	5
Категорія	Стимуляція камери	Детектування на камері	Відповідь на прийнятий імпульс	Параметри частотної адаптації	Параметри відповіді на тахікардію
Код	O= немає, A=передсердя, V=шлуночок, D = (A + V)	O = немає, A =передсердя, V=шлуночок, D = (A + V)	O = немає, T=стимуляція, I=подавлення, D = (T + I)	O = немає, R=частотна адаптація	O = немає, D = (Pacing + Shock)
Маркування	S=(A або V)	S=(A або V)			

Позначення в тій таблиці: A — atrium, V — ventricle, D — dual, I — inhibition, S — single (в позиціях 1 и 2), T — triggering, R — rate-adaptive. Наприклад згідно цій системі VAT означатиме: стимулятор в режимі детекції ритму передсердя і стимуляції шлуночка в режимі керування, без частотної адаптації.

Таблиця 1.2

Найбільш поширені режими стимуляції

Код режиму	Назва режиму стимуляції
VVI	Однокамерна шлуночкова стимуляція на вимогу
VVIR	Однокамерна шлуночкова стимуляція на вимогу із частотною адаптацією
AAI	Однокамерна передсердна стимуляція на вимогу
AAIR	Однокамерна передсердна стимуляція на вимогу із частотною адаптацією
DDD	Двокамерна передсердно-шлуночкова керована стимуляція
DDDR	Двокамерна передсердно-шлуночкова керована стимуляція із частотною адаптацією

Послідовна стимуляція передсердя и шлуночка називається секвенціальною.

VOO/DOO — асинхронна стимуляція шлуночка /асинхронна секвенціальна стимуляція.

1.1.2. Імплантовані кардіовертери-дефібрилятори (ІКД, ІКВД). Оскільки зупинка кровообігу у пацієнта може відбутись не тільки при зупинці водія ритму серця чи розвитку порушень поведінки (блокад), але і при фібриляції шлуночків чи при шлуночкової тахікардії, то їй імплантують кардіовертер-дефібрилятор (ІКД). Крім функції стимуляції при брадістолічних порушеннях ритму ІКД має функцію переривання фібриляції шлуночків, а також переривання треміння шлуночків, шлуночкової тахікардії. З цією метою, у випадку розпізнавання небезпечного стану, ІКД наносить розряд від 12 до 35 Дж, що, в більшості випадків, відновлює нормальний ритм.

З наведеного випливає, що електроживлення ЕСТ повинно забезпечити такі режими роботи: одиничні імпульси з енергією 12 - 35 Дж; серії імпульсів від 1 до n імпульсів напруги 2,5 - 5 В потужністю до 3 Вт. При цьому необхідно врахувати безпеку використання ЕСТ для людини.

1.1.3. Трансфер (передача) електроенергії на імплантат. Біооб'єкти (живі об'єкти) є складними системами [6]. Складні системи обмінюються через зовнішнє середовище енергією та інформацією. Факторами цього обміну є, зокрема, електромагнітні поля — природні (φυσικς- *грец.* фізичні) та технічні (τεχνικος- *грец.* штучні, створені людиною технічними засобами). Останні використовуються в біомедичних дослідженнях в широкому діапазоні спектру частот радіо, променів світла, X- променів, та високоенергетичних (квантових) променів [7]. Дуалізм представлення (у сенсі теорії представлень [8]) хвильових та дискретних властивостей електромагнітного фактору дає змогу зробити це в рамках однієї математичної моделі. Наприклад, це використовується для побудови моделі фотона - його хвилеподібності та корпускулярності як різних аспектів однієї нескінченної сутності [9]. При цьому важливим (але суперечливим) є дотримання енергії оптимального опромінення, трансферу (черезшкірної передачі) при забезпеченні мінімальної інвазії біооб'єкту. Черезшкірне безпровідникове керування компартментними

сенсорами, доставленням медикаментозних засобів, стимуляцією, доставленням до акумулятора електроенергії імплантатів різного призначення потребує оцінювання значення енергетичних затрат енергії та її якості Рис. 1.1 [10].

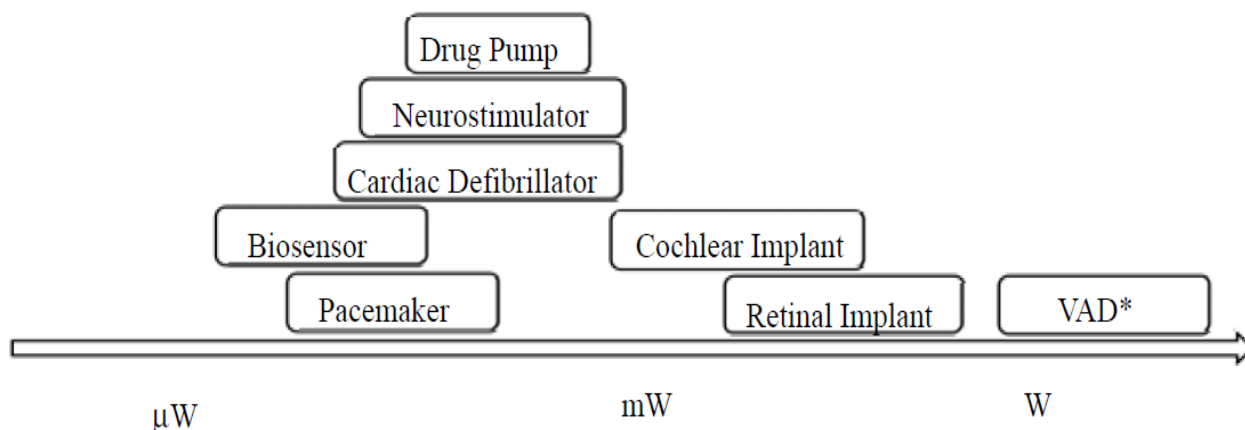


Рис. 1.1. Діапазони потужностей імплантованих медичних пристроїв (IMD); (Drug Pump - доставка ліків; Neurostimulator - нейростимулятор; Cardiac Defibrillator - дефібрилятор серця; Biosensor - біосенсор; Cochlear Implant - слуховий імплантат; Pacemaker - кардіостимулятор; Retinal Implant- імплантат сітківки ока; VAD - Ventricular Assist Device,- імплантований пристрій, який короткочасно посилює вихід серця)

1.1.4. Варіанти бездротової системи передачі енергії. Тривалість функціонування імплантованого медичного приладу (IMD) залежить від заряду акумулятора, стану пацієнта та небезпеки інфікування пацієнта під час інвазивних втручань. Основними проблемами використання імплантованих медичних систем є стрес від болю та небезпека інфікування пацієнта при заряджанні чи заміні батареї, що, в свою чергу, може спричинити погіршення стану хворого. WPT є більш безпечним варіантом живлення біомедичних імплантатів [4]. Поліпшення технологій, ефективності WPT дає змогу використовувати акумуляторні батареї для IMD. Розвиток імплантованих електронних пристроїв у біологічних системах полегшило використання цієї технології для живлення різних ІМД, таких як біологічні давачі, кардіостимулятори та нейростимулятор, що працюють в діапазоні потужності від декількох мікроват до декількох ват.

1.1.5. Специфічність трансферу електроенергії через канал радіочастотного діапазону [12]. Н. Тесла запатентував систему безпроводної передачі електроенергії хвилями Герца в 1891 році. Рівняння Максвелла, які були сформульовані в 1862 р., є в першій теоретичною основою WPT. Концепція вектора Пойнтінга дала змогу до опису потоку енергії радіохвилі. Проте, після Максвелла і Пойнтінга, Тесла, (понад сто років тому), експериментально намагався розвинути безпроводний трансфер електроенергії. Він запровадив перші експерименти WPT наприкінці 19 століття, намагаючись транслювати приблизно 300 кВт потужності через радіохвилю 150 кГц. Йому було невідомо про дифузію бездротової потужності, її залежність від частоти та розміру передавальної антени. Після Н. Тесли історія розвитку використання радіохвиль була зосереджена на бездротовому зв'язку та дистанційному зондуванні, а не на WPT. Однак вдосконалення технології бездротового зв'язку та дистанційного зондування допомогло розробці нових методів WPT. Справжня історія WPT почалася з використання мікрохвиль: мікрохвильової передачі потужності (MPT). У 1960-х роках Вільям К. Браун відновив експерименти WPT з високоефективною мікрохвильовою технологією на основі бездротового зв'язку та радіолокаційного дистанційного зондування, розробки технологій під час Другої світової війни [13, 14]. Він провів багато видів експериментів MPT з мікрохвильовими трубками 2,45 ГГц (наприклад, магнетронами та клістродами). Спочатку він розробив антену, яку назвав «ректеною» для прийому та передачі мікрохвиль. Ефективність першої ректени (розроблена в 1963 р.) становила 50% при вихідній потужності 4 Вт постійного струму та 40% при вихідній потужності 7 Вт постійного струму відповідно [13]. Завдяки цій ректені Браун домогся передачі потужності мікрохвиль на висячий вертоліт в 1964 р. і на вільно літаючий вертоліт у 1968 р. У 1975 р. Загальна ефективність постійного струму становила до 54% при 495 Вт постійного струму, використовуючи магнетрон в лабораторії Raytheon. Паралельно команда Брауна та Річарда Дікінсона досягла успіху в найбільшій демонстрації MPT у 1975 році лабораторії реактивного руху (JPL) в Голдстоуні [15]. Відстань між параболічною передавальною антеною

діаметром 26 м і решіткою ректен розміром $3,4 \times 37,2 \text{ м}^2$ становила 1,6 км. Передана мікрохвильова потужність від джерела (клістрон) становила 450 кВт на частоті 2,388 ГГц, а досягнута випрямлена потужність постійного струму становила 30 кВт постійного струму з 82,5% ефективністю випрямлення.

1.2 Технічний аспект проблеми заряджання акумулятора в імплантаті

Для медичної практики необхідність застосування пристроїв імплантованих в тіло людини (біоімплантатів) набуває все більшого поширення. Кожен з активних біоімплантатів (які здійснюють енергетичний вплив на організм людини), який містить радіоелектронні елементи, потребує електроживлення. Батареї таких приладів знаходяться всередині нерозбірного герметичного корпусу. На практиці використовують джерела енергії (батареї), ресурс роботи такого ЕСТ обмежений, а для заміни біоімплатату необхідне оперативне втручання [16-18].

Проблему заміни елементів живлення біоімплантатів вирішують застосуванням поновлюваних джерел енергії та методу безконтактної передачі енергії для заряду акумулятора [18]. Це дозволяє уникнути необхідності проведення багаторазових операцій при поновленні електроживлення.

Ринок кардіостимуляторів вимагає їх подальшого функціонального ускладнення (відповідно збільшується споживання енергії) та мініатюризації, тоді як значного прогресу у збільшенні ємності незамінюваних елементів живлення не спостерігається.

Наприклад, кардіостимулятор фірми Biotronik, модель Ipleto 7 Series, дублює всі ключові контури і давачі, виконує перманентний холтер-моніторинг стану пацієнта, має широкий програмований діапазон налаштувань, функцію «сну», індуктивну котушку для передачі даних на зовнішній сканер - програматор. Його недоліки: висока ціна, більше споживання енергії порівняно з простішими аналогами, як наслідок — менший ресурс вбудованої батареї за рахунок необхідності зменшення її розмірів [19].

Тривалість роботи електрокардіостимулятора на одному елементі живлення становить 4-5 років для постійної роботи (режим водія кардіоритму) та 6-14 років для періодичної роботи (режим «on demand»). Закінчення терміну ефективної роботи батареї кардіостимулятора спричиняє погіршення його роботи, або супроводжується перебоями в стимуляції серця. Зазвичай пацієнт помічає цей недолік за погіршенням самопочуття. В нових моделях кардіостимуляторів для визначення ефективної роботи батареї використовується магнітний тест (після прикладання магніту до стимулятора, він перемикається на тестову частоту 99 Гц). Коли термін ефективної роботи батареї завершується: пацієнту під загальним наркозом проводять операцію по заміні батареї. Отже, основним недоліком є необхідність регулярного інвазивного втручання.

Одним із методів вирішення цієї проблеми є розробка вчених Мічіганського університету, яка дозволяє заряджати акумулятор електрокардіостимулятора від власних скорочень серцевого м'язу. Вони використовують п'єзоелементи, які при механічних коливаннях серцевого м'язу з частотою від 20 до 600 Гц можуть забезпечувати достатній для роботи струм. Ця розробка перебуває на етапі лабораторних випробувань. Серед недоліків такого типу є клінічні обмеження щодо застосування такого методу. Зокрема при синдромі слабкості синусового вузла додаткове постійне навантаження на серцевий м'яз є небажаним [20].

У інших системах бездротового заряджання для передачі енергії використовують електромагнітне поле з нешкідливою для людського організму частотою (≈ 120 КГц), яка не спричиняє фібриляції серця, не нагріває тканин організму [21]. Крім того, вони мають елементи керування режимами роботи, ергономічну конструкцію корпусу блоку високих частот, що зменшує небезпеку виникнення ускладнень при використанні приладу. Проте, випромінювальна антена (ректена) не має конструкції, яка би забезпечила належну спрямованість випромінювання, що знижує ефективність передачі електричної енергії [17].

Виходячи з даних про споживання енергії ЕСТ та даних про наявні системи бездротової передачі енергії, для підвищення ефективності передачі енергії

електромагнітного поля до приймальної котушки імплантованого стимулятора необхідно вирішити такі задачі:

- a) проаналізувати відомі дані про: електромагнітну динаміку трансферу електромагнітної енергії та методи синтезу конструкції ректен;
- b) обґрунтувати вибір математичної моделі ректени для формулювання задачі її синтезу;
- c) ідентифікувати параметри моделі ректени;
- d) побудувати обчислювальний метод та алгоритм оптимального синтезу форми ректени (яка забезпечить ефективність діаграми спрямованості її випромінювання).

Для дослідження вирішено використати числові методи електромагнітної динаміки, та неградієнтні методи пошуку, теорію радіотехнічних кіл та сигналів, числові методи оптимізації, методи імітаційного моделювання в комплексі програм для інженерного моделювання та пакеті прикладних програм MATLAB.

1.3 Науковий аспект безпроводної передачі енергії в імплантат

Класичний спосіб запровадження безпроводного трансферу електроенергії — формулювання задачі побудови джерела випромінювання електромагнітної енергії. Окрім конструктивних параметрів ректени та радіотехнічної схемотехніки та апаратів необхідно дотримуватися біосумісності та безпеки [21].

Основними вимогами (basic restriction - BR) задекларовано максимальну дозволена експозицію (maximum permissible exposure - MPE), радіо частоту (radio frequency - RF), радіочастотну експозицію (RF exposure), радіочастотну безпеку (RF safety), питома швидкість поглинання (specific absorption rate, SAR).

У стандарті наводяться рекомендації щодо захисту від шкідливого впливу на людину, яка зазнає впливу електромагнітних полів у діапазоні частот від 3 кГц до 300 ГГц.

Ці рекомендації призначені для контролю середовища та загального впливу на людей, і не призначені для застосування до опромінення пацієнтів лікарями та медичними працівниками або під їх керівництвом.

В імплантатах типу ІКД використовуються WPT живлення, та імпульси випромінювані в близькій зоні. Спрощена схема резонансної індуктивної схеми WPT наведено на Рисунку 1.2 (L_1 - індуктор котушки передавача, який знаходиться поза тканинами тіла, L_2 є імплантованим індуктором котушки приймача, часто з іншою електронікою імплантату). Обмотки котушок мають паразитну ємність і пов'язаний з ними опір, які відображаються як симетричні елементи (R_{s1} , R_{s2}) та (C_{s1} , C_{s2}). Конденсатори C_T і C_R додаються до схеми, щоб утворити LC резонанс з L_1 та L_2 відповідно. R_L - опір навантаження.

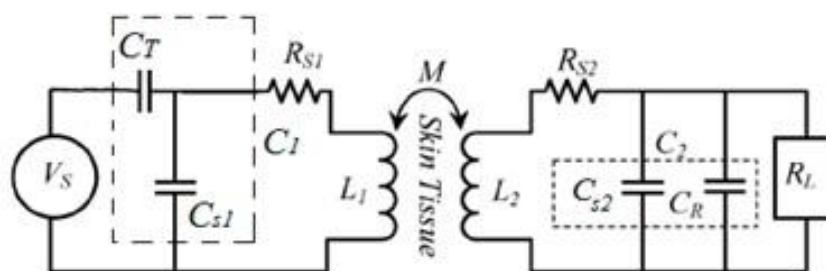


Рис. 1.2 . Схема моделі магнітно-резонансного індуктивного зв'язку. *Skin Tissue*-тканина шкіри [22]

1.3.1. Електродинаміка безпроводного трансферу електроенергії. При використанні ІКД імплантатів виявлено вплив на режим стимуляції зовнішніх ЕМП, захист від якого виконано програмно. Виявлено на електродах пристрою для кардіостимуляції сигнали впливу та інтерпретовано. Виявлення ЕМП виконано вибором електрода, розміщенням пристрою, врахуванням його конфігурації та програмуванням. Досліджено реакції ІКД при наявності зовнішнього джерела ЕМП. Визначено ризики його та механізми впливу на чутливість ІКД до ЕМП. Через вплив зовнішнім ЕМП можливі зміни в програмі ІКД. Експеримент з впливом на систему кардіостимуляції низькочастотних гармонічних сигналів та аналіз клінічного випадку показав, що можливо забезпечити правильну роботу ІКД [23].

1.3.1.1. Структура біосередовища шкіри дає підставу вважати шаруватість шкіри основною біофізичною властивістю, зокрема, на молекулярно-сигнальному рівні їх представлення, Рис. 1.3, [24].

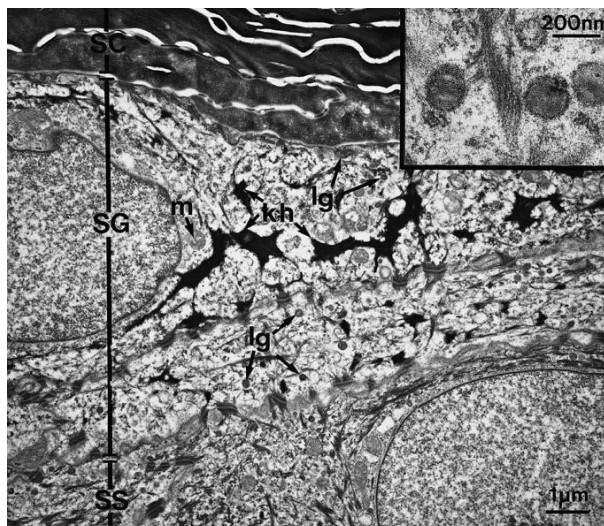


Рис. 1.3. Електронна мікрофотографія. Масштаб шкали - 1 мкм. Деталі верхньої частини епідермісу, включаючи роговий шар (SC), гранульозний шар (SG) та найбільш поверхневий клітинний шар шару spinosum (SS). Гранули кератогіаліну неправильної форми (kh) та маленькі круглі пластинчасті гранули (lg). Останні присутні як у SS, так і в SG і менші за мітохондрії (m). На вставці показані деталі пластинчастих гранул

Потік енергії у потрібному напрямі зазнає розсіювання на шляху проходження до акумулятора.

Для побудови оптимального регулювання інтенсивності енергії, що попадає на приймальну ректену припустимо, що джерело випромінювання є точковим, оскільки його розміщення та частота будуть наближені до умов близької зони випромінювання; крім цього:

а) поширення енергії через шари біосередовища (Рис. 1.3) відбувається як поширення електромагнітної хвилі;

б) при поширенні хвилі виникають ефекти дифракції на структурах з різкими краями, опис якої базується на принципах Гюйгенса-Френеля — кожна точка еквідистантних від точкового джерела замкнутих поверхонь є джерелом

вторинних хвиль, які поширюються у напрямку ортогональному до відповідної поверхні та є когерентними, оскільки збуджуються одним первинним джерелом;

в) поле основного джерела в просторі поза поверхнею є результатом інтерференції полів вторинних джерел й описується інтегралом Кірхгофа — розв'язком (з використанням тотожностей Гріна) хвильового рівняння

$$\Delta u - \frac{1}{c^2} u'' = -f, \quad (1.1)$$

де $u(x, y, z, t)$ — електромагнітна хвиля, $\Delta u = (\frac{\partial^2}{\partial x^2} + \frac{\partial^2}{\partial y^2} + \frac{\partial^2}{\partial z^2})u$, $u'' = \frac{\partial^2}{\partial t^2}u$, f — інтенсивність джерела (концептуальні фізичні засади на яких побудовано рівняння Максвела) [25].

1.3.1.2. Основні вирази та рівняння розвитку поширення хвилі [25]. Характеристична поверхня для рівняння (1.1) описується виразом [26-29]

$$\frac{R}{c} = |t - t_0|,$$

де, $R = R_{\dots 0} = \sqrt{(x - x_0)^2 + (y - y_0)^2 + (z - z_0)^2}$, $M_0 = (x_0, y_0, z_0, t_0)$ — фіксована, а $M = (x, y, z, t)$ — біжуча точки (події), а віддаль між двома подіями — виразом $S^2 = [c^2(t - t_0)^2 - (x - x_0)^2 - (y - y_0)^2 - (z - z_0)^2]$.

Ця віддаль є інваріантом. Події, які розділені часовою складовою цієї віддалі є причинно зв'язані і належать різним просторовим відріzkам тому є просторово несумісними:

$$(x - x_0)^2 + (y - y_0)^2 + (z - z_0)^2 \neq 0.$$

Фронт хвилі від джерела, розміщеного в початку координат 0 в момент часу $t=0$ має вигляд сферичної поверхні, радіус якої зростає з швидкістю c :

$$x^2 + y^2 + z^2 = c^2 t^2. \quad (1.2)$$

Всі події належать конусу (рис.1.4), він відображає минуле і майбутнє (принцип причинності).

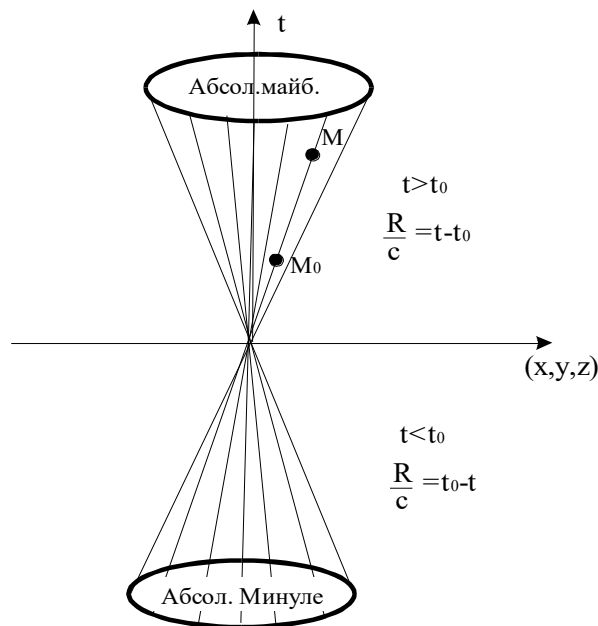


Рис.1.4.Схема світового конуса

Для наближення до розв'язку у рівнянні (1.1) виконано заміну змінних: для події в нижній частині конуса $\frac{R}{c} = t_0 - t$, $t_0 > t$ позначено $x = x_1, y = y_1, z = z_1$.

Тоді: $u(x, y, z, t) = u\left(x_1, y_1, z_1, t_1 + t_0 - \frac{R}{c}\right) \equiv u_1$; $u'' = \frac{\partial^2 u}{\partial \mathcal{R}^2} = \frac{\partial^2 u_1}{\partial \mathcal{A}_1^2}$;

$$u_x = \frac{\partial u}{\partial x} = \frac{\partial u_1}{\partial x_1} + \frac{\partial u_1}{\partial \mathcal{A}_1} \frac{x_1 - x_0}{cR}; \quad u_{xx} = \frac{\partial}{\partial x} \frac{\partial u}{\partial x} = \frac{\partial^2 u_1}{\partial x_1^2} + \left(\frac{1}{cR} - \frac{(x_1 - x_0)^2}{(cR)^3} \right) \frac{\partial u_1}{\partial \mathcal{A}_1} + 2 \frac{x_1 - x_0}{cR} \frac{\partial^2 u_1}{\partial x_1 \partial \mathcal{A}_1} + \frac{(x_1 - x_0)^2}{(cR)^2} \frac{\partial^2 u_1}{\partial \mathcal{A}_1^2};$$

$$\Delta u = \Delta u_1 + \left(\frac{3}{cR} - \frac{1}{cR} \right) \frac{\partial u_1}{\partial \mathcal{A}_1} + \frac{2}{c} \frac{\partial}{\partial \mathcal{R}} \left(\frac{\partial u_1}{\partial \mathcal{A}_1} \right) + \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 u_1}{\partial \mathcal{A}_1^2}; \quad \left[\frac{x_1 - x_0}{R} \frac{\partial}{\partial x_1} + \frac{y_1 - y_0}{R} \frac{\partial}{\partial y_1} + \frac{z_1 - z_0}{R} \frac{\partial}{\partial z_1} \equiv \frac{\partial}{\partial \mathcal{R}} \right];$$

$$\Delta u_1 + \frac{2}{cR} \frac{\partial u_1}{\partial \mathcal{A}_1} + \frac{2}{c} \frac{\partial}{\partial \mathcal{R}} \frac{\partial u_1}{\partial \mathcal{A}_1} + \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 u_1}{\partial \mathcal{A}_1^2} - \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 u_1}{\partial \mathcal{A}_1^2} = -f_1$$

$$\frac{\Delta u_1}{R} + \frac{2}{cR^2} \frac{\partial u_1}{\partial \mathcal{A}_1} + \frac{2}{cR} \frac{\partial}{\partial \mathcal{R}} \frac{\partial u_1}{\partial \mathcal{A}_1} = -\frac{f_1}{R}, \quad (1.3)$$

$$\int_V \frac{1}{R} \Delta u_1 dx_1 dy_1 dz_1 + \frac{2}{c} \int_V \frac{1}{R^2} \frac{\partial}{\partial \mathcal{R}} \left(R \frac{\partial u_1}{\partial \mathcal{A}_1} \right) dx_1 dy_1 dz_1 = - \int_V \frac{f_1}{R} dx_1 dy_1 dz_1, \quad (1.4),$$

де $x_1, y_1, z_1 \in V$.

Рівняння (1.1) у вигляді (1.4) надається для побудови наближеного розв'язку задач, зокрема, дифракції з різкими краями.

Заміною інтегрування по об'єму V інтегруванням по поверхні S у другому доданку рівняння (1.4)

$$\begin{aligned} \int_V \frac{1}{R^2} \frac{\partial}{\partial R} \left(R \frac{\partial u_1}{\partial_1} \right) dx_1 dy_1 dz_1 &= - \int_V \frac{\partial}{\partial R} \left(R \frac{\partial u_1}{\partial_1} \right) \sin \theta d\theta d\varphi dR = \int R \frac{\partial u_1}{\partial_1} d\Omega = \\ &= \int_S R \frac{\partial u_1}{\partial_1} \frac{\partial}{\partial n} \left(\frac{1}{R} \right) ds = - \int_S \frac{1}{R} \frac{\partial u_1}{\partial_1} \frac{\partial R}{\partial n} dS, \end{aligned}$$

з використанням тотожності $-u_1 \Delta \frac{1}{R} + \frac{1}{R} \Delta u_1 = \operatorname{div} \left(-u_1 \vec{\nabla} \frac{1}{R} + \frac{1}{R} \vec{\nabla} u_1 \right)$

(друга тотожність Гріна), $\vec{\nabla} \frac{1}{K} = \vec{\nabla} \frac{1}{\sqrt{(x-x_0)^2 + (y-y_0)^2 + (z-z_0)^2}},$

отримано, що

$$\int_V \frac{1}{R} \Delta u_1 dx_1 dy_1 dz_1 - \int_V u_1 \Delta \frac{1}{R} dx_1 dy_1 dz_1 = \int_V \operatorname{div} \left(-u_1 \vec{\nabla} \frac{1}{R} + \frac{1}{R} \vec{\nabla} u_1 \right) dV = - \oint_S \left(u_1 \frac{\partial}{\partial n} \frac{1}{R} - \frac{1}{R} \frac{\partial u_1}{\partial n} \right) dS.$$

Похідна по зовнішній нормалі до поверхні, $\frac{\partial u_1}{\partial n} \equiv \vec{n} \vec{\nabla} u_1$, $\Delta \frac{1}{R} = -4\pi \delta(\vec{R} - \vec{R}_0)$ тому

$$\int_V \frac{1}{R} \Delta u_1 dx_1 dy_1 dz_1 = -4\pi u_1(x_0, y_0, z_0, t - t_0) - \oint_S \left(u_1 \frac{\partial}{\partial n} \frac{1}{R} - \frac{1}{R} \frac{\partial u_1}{\partial n} \right) dS. \quad (1.5)$$

Застосуванням формули Гріна (третя тотожність) до (1.5), та виразу (1.4) отримано, що

$$4\pi u_1(x_0, y_0, z_0, t - t_0) + \oint_S \left(u_1 \frac{\partial}{\partial n} \frac{1}{R} - \frac{1}{R} \frac{\partial u_1}{\partial n} \right) dS + \frac{2}{c} \oint_S \frac{1}{R} \frac{\partial u_1}{\partial_1} \frac{\partial R}{\partial n} dS = \int_V \frac{f_1}{R} dx_1 dy_1 dz_1.$$

$$u_1(x_0, y_0, z_0, t - t_0) = \frac{1}{4\pi} \oint_S \left(\frac{1}{R} \frac{\partial u_1}{\partial n} - u_1 \frac{\partial \frac{1}{R}}{\partial n} - \frac{2}{cR} \frac{\partial u_1}{\partial t_1} \frac{\partial R}{\partial n} \right) dS + \frac{1}{4\pi} \int_V \frac{f_1}{R} dx_1 dy_1 dz_1,$$

$$u_1(x_0, y_0, z_0, t - t_0) = \frac{1}{4\pi} \oint_S \left[\frac{1}{R} \vec{n} \vec{\nabla} \cdot - \frac{2(\vec{n} \vec{R})}{cR^2} \frac{\partial}{\partial t_1} + \frac{\vec{n} \vec{R}}{R^3} \right] u_1(r, t_1) \Big|_{t_1=0} dS + \frac{1}{4\pi} \int_V \frac{f_1}{R} dx_1 dy_1 dz_1. \quad (1.6)$$

Рівняння (1.6) — інтеграл Кірхгофа (фундаментальний розв'язок через функцію Гріна), де $u_1(\vec{r}_0, t - t_0)$ складається з компонент напруженості електричного $\vec{E}$ і магнітного $\vec{H}$ полів в точці простору з радіусом-вектором $\vec{r}_0$ в момент часу $t - t_0$; $\vec{R} = \vec{r}_0 - \vec{r}$, $\vec{n}$ — зовнішня нормаль до поверхні S , що вказує напрям променю від джерела в окремий елемент поверхні dS .

Рівняння (1.6) виражає зв'язок поля в будь-якій точці простору з полем на деякій замкнутій поверхні, збурення на поверхні відіграють роль джерел, які викликають вторинні збурення, які створюють поле в точці $\vec{r}_0$. Задаючи значення $u_1(\vec{r}, t_1)$ на деякій поверхні, можна знайти значення цього поля у всьому просторі, Рис. 1.5. (Інтегрування за допомогою теорії лишків, оскільки інтеграл уздовж кола великим радіусом $\rightarrow 0$, то інтеграл дорівнює 2π і на лишок $\text{res}(\)$ в єдиному полюсі [30]).

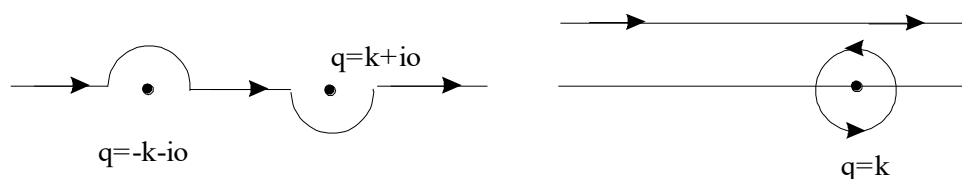


Рис. 1.5. Схема зв'язності поля

Оскільки $u(\vec{r}, t) = u(\vec{r})e^{-i\omega t}$ — залежить від часу за гармонічним законом, то $\Delta u - \frac{1}{c^2} u'' = f(\vec{r})$, $\left(\Delta + \frac{\omega^2}{c^2} \right) u(\vec{r}) = f(\vec{r})$, $\frac{\omega^2}{c^2} = k^2$, $(\Delta + k^2)u(\vec{r}) = f(\vec{r})$.

Розв'язок рівняння (з використанням функції Гріна G):

$$u(\vec{r}) = \int G(\vec{r}|\vec{r}') f(\vec{r}') d\tau' + \phi(\vec{r}); (\Delta + k^2)G(\vec{r}|\vec{r}') = \delta(\vec{r} - \vec{r}'); F[\Delta G(\vec{r}|\vec{r}')] = \int e^{-i\vec{q}\vec{r}} \Delta G(\vec{r}|\vec{r}') dV =$$

$$\begin{aligned}
&= -q^2 F[G(\vec{r}|\vec{r}')]; \quad F[\delta(\vec{r}-\vec{r}')]=\int e^{-i\vec{q}\vec{r}} \delta(\vec{r}-\vec{r}') dV = e^{-i\vec{q}\vec{r}'}; \quad (k^2-q^2)F[G]=e^{-i\vec{q}\vec{r}} \Rightarrow F[G]=\frac{e^{-i\vec{q}\vec{r}}}{k^2-q^2}; \\
&F^{-1}\left[e^{-i(\vec{q}\vec{r})}\right]=\frac{1}{(2\pi)^3}\int e^{i\vec{q}\vec{r}} e^{-i\vec{q}\vec{r}'} d^3\vec{q}=\delta(\vec{r}-\vec{r}'); \quad F^{-1}\left[\frac{1}{k^2-q^2}\right]=\frac{1}{(2\pi)^3}\int e^{i\vec{q}\vec{r}} \frac{1}{k^2-q^2} d^3\vec{q}; \quad d^3q= \\
&= q^2 \sin\theta d\theta d\varphi dq; \quad \int_0^\pi \int_0^{2\pi} e^{iqr\cos\theta} \sin\theta d\theta d\varphi = -2\pi \frac{1}{iqr} e^{iqr\cos\theta} \Big|_0^\pi = 2\pi \frac{1}{qr} [e^{-iqr} - e^{iqr}]; \\
&\frac{2\pi i}{(2\pi)^3} \frac{1}{r} \int_0^\infty \frac{(e^{-iqr} - e^{iqr})}{q^2 - k^2} q dq = \frac{2\pi i}{(2\pi)^3} \frac{1}{r} \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{e^{iqr} q dq}{q^2 - k^2} = \frac{2\pi i}{(2\pi)^3} \frac{1}{r} 2\pi i \text{res}[f(k)] = \frac{2\pi i}{(2\pi)^3} \frac{1}{r} 2\pi i \frac{e^{iqr}}{2} = -\frac{1}{4\pi} \frac{e^{iqr}}{r}.
\end{aligned}$$

Інтеграл взято; добуток зображень дорівнює згортці оригіналів:

$$\begin{aligned}
G(\vec{r}|\vec{r}') &= -\frac{1}{4\pi} \delta(\vec{r}-\vec{r}') * \frac{1}{|\vec{r}|} e^{ik|\vec{r}|}, \\
G(\vec{r}|\vec{r}') &= -\frac{1}{4\pi} \int \frac{1}{|\vec{r}-\vec{\chi}|} e^{ik|\vec{r}-\vec{\chi}|} \delta(\vec{r}-\vec{r}') d\vec{\chi} = -\frac{1}{4\pi} e^{ik|\vec{r}-\vec{r}'|}, \quad u(\vec{r}_0) = \frac{1}{4\pi} \oint_S \left(\frac{e^{ikR}}{R} \frac{\partial u(\vec{r})}{\partial n} - u(\vec{r}) \frac{\partial}{\partial n} \frac{e^{ikR}}{R} \right) dS.
\end{aligned}$$

Векторний $\vec{A}_\omega$ і скалярний φ_ω потенціали тоді набувають виразів:

$$\begin{aligned}
\Delta \vec{A}_\omega + k^2 \vec{A}_\omega &= -\mu_0 \vec{j}_\omega, \quad \Delta \varphi_\omega + k^2 \varphi_\omega = -\frac{\rho_\omega}{\varepsilon_0}, \quad k^2 = \frac{\omega^2}{c^2}; \\
\vec{A}_\omega(\vec{r}) &= \frac{\mu_0}{4\pi} \int \frac{\vec{j}_\omega(\vec{r}') e^{i\frac{\omega}{c}R}}{R} dV', \quad \varphi_\omega(\vec{r}) = \frac{1}{4\pi\varepsilon_0} \int \frac{\rho_\omega(\vec{r}') e^{i\frac{\omega}{c}R}}{R} dV'; \\
\vec{A}_\omega(\vec{r}), \quad \varphi_\omega(\vec{r}): \quad \varphi(\vec{r}, t) &= \varphi_\omega(\vec{r}) e^{-i\omega t}, \quad \vec{A}(\vec{r}, t) = \vec{A}_\omega(\vec{r}) e^{-i\omega t}; \\
\vec{j}_\omega(\vec{r}), \quad \rho_\omega(\vec{r}): \quad \rho(\vec{r}, t) &= \rho_\omega(\vec{r}) e^{-i\omega t}, \quad \vec{j}(\vec{r}, t) = \vec{j}_\omega(\vec{r}) e^{-i\omega t}. \\
\vec{A}(\vec{r}, t) &= \frac{\mu_0}{4\pi} \int \frac{\vec{j}\left(\vec{r}', t - \frac{R}{c}\right) dV'}{R}, \quad \varphi(\vec{r}, t) = \frac{1}{4\pi\varepsilon_0} \int \frac{\rho\left(\vec{r}', t - \frac{R}{c}\right) dV'}{R}. \\
G_\omega(|\vec{r}-\vec{r}'|) &= \frac{1}{4\pi} \frac{e^{ik(|\vec{r}-\vec{r}'|)}}{|\vec{r}-\vec{r}'|} \equiv \frac{1}{4\pi} \frac{e^{ikR}}{R} \\
\varphi_\omega(\vec{r}) &= \frac{1}{\varepsilon_0} \int G_\omega(|\vec{r}-\vec{r}'|) \rho_\omega(\vec{r}') dV' \\
\Delta G_\omega + k^2 G_\omega &= -\delta(R).
\end{aligned}$$

1.3.1.3. Розв'язки хвильового рівняння (скалярний та векторний потенціали) для джерела (хвилі) заряджання. Для скалярного потенціалу хвильового рівняння, друга тотожність Гріна

$$\operatorname{div}(-\varphi \vec{\nabla} G + G \vec{\nabla} \varphi) = -\varphi \Delta G + G \Delta \varphi, \quad \operatorname{div}(-\varphi \vec{\nabla} G + G \vec{\nabla} \varphi) = \varphi \delta(\vec{R}) - \frac{1}{\varepsilon_0} \rho G.$$

Інтегруванням по відомому об'ємі і застосуванням теореми Остроградського-Гауса отримано:

$$\varphi = \oint \left(G \frac{\partial \varphi}{\partial n} - \varphi \frac{\partial G}{\partial n} \right) dS' + \frac{1}{\varepsilon_0} \int G \rho dV',$$

де $\frac{\partial \varphi}{\partial n} \equiv \vec{n} \vec{\nabla}' \varphi$ — похідна по зовнішній нормалі до поверхні. Якщо $\rho = 0$, то:

$$\varphi = \oint \left(G \frac{\partial \varphi}{\partial n} - \varphi \frac{\partial G}{\partial n} \right) dS'.$$

Для векторного потенціалу

$$\vec{A} = \oint [G(\vec{n} \vec{\nabla}') \vec{A} - \vec{A}(\vec{n} \vec{\nabla}' G)] dS' + \mu_0 \int G \vec{j} dV'.$$

Якщо $\vec{j} = 0$, тоді $\vec{A} = \oint [G(\vec{n} \vec{\nabla}') \vec{A} - \vec{A}(\vec{n} \vec{\nabla}' G)] dS'.$

У вільному від джерел просторі вектори електромагнітного поля $\vec{E}$ і $\vec{B}$:

$$\vec{E}(\vec{r}) = \oint [G(\vec{n} \vec{\nabla}') \vec{E} - \vec{E}(\vec{n} \vec{\nabla}' G)] dS'. \quad (1.7)$$

Таким чином, для напруженості електричного поля $\vec{E}$ та її похідних $(\vec{n} \vec{\nabla}') \vec{E}$ на замкнутій поверхні S , визначалися $\vec{E}$ у будь-якій точці всередині цієї поверхні.

Формула (1.7) потребує визначення не лише напруженості $\vec{E}$ поля, але і відповідних похідних. Проте, з неї можна отримати тотожну формулу, яка виражає значення векторних функцій $\vec{E}$ і $\vec{B}$ в об'ємі через їхні значення на поверхні. Наприклад, інтеграл по замкнутій поверхні $\oint (\vec{n} \vec{\nabla}) \vec{a} dS$ за теоремою Остроградського-Гауса перетворюється в об'ємний інтеграл:

$$\oint (\vec{n} \vec{\nabla}) \vec{a} dS = \oint n_i \frac{\partial \vec{a}}{\partial x_i} dS = \int \frac{\partial^2 a_i}{\partial x_i^2} dV = \int \Delta \vec{a} dV$$

За формулою $\text{rot rot } \vec{a} = \text{grad div } \vec{a} - \Delta \vec{a}$ це співвідношення виглядає так $\oint (\vec{n} \vec{\nabla}) \vec{a} dS = \int \vec{\nabla} \text{div } \vec{a} dV - \int \text{rot rot } \vec{a} dV$. Перетворенням інтеграли по об'єму в правій частині за теоремою Остроградського-Гауса в інтеграли по поверхні отримаємо $\oint (\vec{n} \vec{\nabla}) \vec{a} dS = \oint \vec{n} \text{div } \vec{a} dS - \oint [\vec{n}, \text{rot } \vec{a}] dS$. Виразивши $\vec{a} = G\vec{E}$, добуток зображень: ядра оператора згортки (функції Гріна) та електричної напруженості,

$$\oint (\vec{n} \vec{\nabla}) (G\vec{E}) dS = \oint [G(\vec{n} \vec{\nabla}) \vec{E} + \vec{E}(\vec{n} \vec{\nabla} G)] dS = \oint \vec{n} \text{div} (G\vec{E}) dS - \oint [\vec{n}, \text{rot} (G\vec{E})] dS.$$

Враховуючи, що, $\text{div } \vec{E} = 0$, $\text{rot } \vec{E} = i\omega \vec{B}$, $\text{rot } G\vec{E} = G \text{rot } \vec{E} + [\vec{\nabla} G, \vec{E}] = i\omega G\vec{B} + [\vec{\nabla} G, \vec{E}]$, $\text{div } G\vec{E} = \vec{\nabla} G\vec{E} + G \text{div } \vec{E} = \vec{\nabla} G\vec{E}$ маємо:

$$\oint G(\vec{n} \vec{\nabla}') \vec{E} dS' = \oint \{ \vec{n} (\vec{E} \vec{\nabla}' G) - [\vec{n}, [\vec{\nabla}' G, \vec{E}]] - i\omega G[\vec{n}, \vec{B}] - \vec{E}(\vec{n} \vec{\nabla}' G) \} dS';$$

$$[\vec{n}, [\vec{\nabla}' G, \vec{E}]] = \vec{\nabla}' G(\vec{n} \vec{E}) - \vec{E}(\vec{n} \vec{\nabla}' G).$$

$$\oint G(\vec{n} \vec{\nabla}') \vec{E} dS' = \oint \{ \vec{n} (\vec{E} \vec{\nabla}' G) - (\vec{n} \vec{E}) \vec{\nabla}' G - i\omega G[\vec{n}, \vec{B}] \} dS'.$$

Підставляючи цей вираз в (1.7) і замінюючи $\vec{n} \rightarrow -\vec{n}$, тобто вважаючи $\vec{n}$ внутрішньою нормаллю до поверхні інтегрування, маємо:

$$\vec{E}(\vec{r}) = \oint_S \{ [[\vec{n}, \vec{E}], \vec{\nabla}' G] + [\vec{n}, \vec{E}] \vec{\nabla}' G - i\omega [\vec{n}, \vec{B}] G \} dS' \quad (1.8)$$

і, аналогічно, для вектора індукції магнітного поля

$$\vec{B}(\vec{r}) = \oint_S \left\{ \left[[\vec{n}, \vec{B}], \vec{\nabla}' G \right] + [\vec{n}, \vec{B}] \vec{\nabla}' G - \frac{i\omega}{c^2} [\vec{n}, \vec{E}] G \right\} dS' \quad (1.9)$$

Таким чином, за відомими значеннями нормальних $(\vec{n}\vec{E})$, $(\vec{n}\vec{B})$, і тангенціальних $[\vec{n}, \vec{E}]$, $[\vec{n}, \vec{B}]$, компонент векторів $\vec{E}$ і $\vec{B}$ на поверхні уможливлено за формулами (1.8) і (1.9) визначити ці вектори у будь-якій точці всередині поверхні.

1.3.1.4. Дифракція монохроматичної хвилі. Використавши формули (1.8) і (1.9), розв'язано задачу про дифракцію плоскої монохроматичної хвилі, що падає на приймаючу ректени з радіусом 1 мм на віддалі від передавальної ректени $L \gg a$. (Зниження інтенсивності f джерела випромінювання еквівалентно збільшенню L навіть коли джерело на віддалі $L' \ll L$ [30] щодо енергетичних особливостей). Тому, для обчислення напруженості поля в площині, яка розміщена на відстані L від біоутворення, використано такі наближення: а) поле на площині отвору вважається полем плоскої хвилі, а на діафрагмі таким, що дорівнює нулеві; б) функцію Гріна G наближено виразом, справедливим за умови $r' \ll L$:

$$G = \frac{1}{4\pi} \frac{e^{ikR}}{R} \approx \frac{1}{4\pi} \frac{e^{ikr}}{r} e^{-i\vec{k}\vec{r}'} \quad (1.10)$$

де $\vec{k} = k\vec{r}/r$ — хвильовий вектор в напрямку спостереження. Якщо нормально до поверхні падає плоска електромагнітна хвиля, поляризована повздовж осі x , то на поверхні $\vec{\nabla}' G = -i\vec{k}G$, $\vec{E}_0 = E_0\vec{e}_1$, $[\vec{n}, \vec{B}_0] = \frac{E_0}{c}\vec{e}_1$, $\vec{n}\vec{E} = 0$. Підставляючи ці вирази в (1.8), отримано (рис. 1.5)

$$\vec{E}(\vec{r}) = \frac{i}{4\pi} \frac{e^{ikR}}{r} \left([\vec{k}, [\vec{n}, \vec{E}_0]] - k\vec{E}_0 \right) \oint e^{-i(\vec{k}\vec{r}')} dS' = -\frac{i}{2\pi} \frac{\omega}{c} \vec{E}_0 \frac{e^{ikr}}{r} \oint e^{-i(\vec{k}\vec{r}')} dS'. \quad (1.11)$$

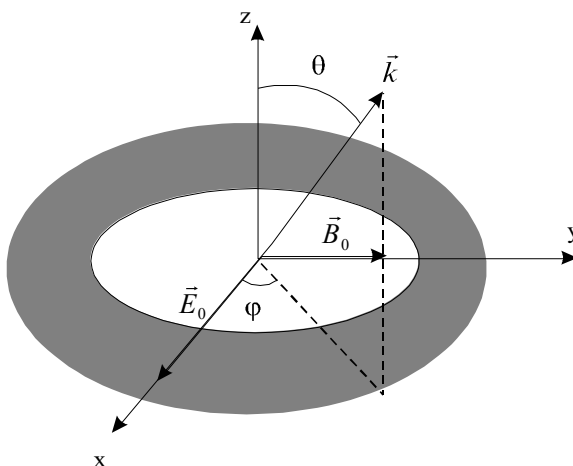


Рис. 1.6. Поширення хвилі через поверхню

Оскільки розглядається випадок малих кутів θ , то $(\vec{k}\vec{E}_0) \cong 0$, $(\vec{k}\vec{n}) = k$. Вектор $\vec{B}$ знайдено із співвідношення $\vec{B} = -\frac{i}{\omega} \text{rot} \vec{E} = -\frac{i}{2\pi c} [\vec{k}, \vec{E}_0] \frac{e^{ikr}}{r} \int e^{-i\vec{k}\vec{r}'} dS' = \frac{1}{c} [\vec{n}, \vec{E}]$. Тоді для (1.10)

$$\vec{R} = |\vec{r} - \vec{r}'| = \left[(\vec{r} - \vec{r}')^2 \right]^{\frac{1}{2}} = (r^2 - 2\vec{r}\vec{r}' + r'^2)^{\frac{1}{2}} = r \left(1 - \frac{2\vec{r}\vec{r}'}{r^2} + \frac{r'^2}{r^2} \right)^{\frac{1}{2}} = r \left(1 - \frac{\vec{n}\vec{r}'}{r} + \frac{1}{2} \left(\frac{r'}{r} \right)^2 - \frac{1}{2} \left(\frac{\vec{n}\vec{r}'}{r} \right)^2 + \dots \right)$$

$$\frac{1}{R} = |\vec{r} - \vec{r}'| = \left((\vec{r} - \vec{r}')^2 \right)^{-\frac{1}{2}} = \frac{1}{r} \left(1 - \frac{2\vec{r}\vec{r}'}{r^2} + \frac{r'^2}{r^2} \right)^{-\frac{1}{2}} = \frac{1}{r} + \frac{\vec{n}\vec{r}'}{r^2} - \frac{1}{2r} \left(\frac{r'}{r} \right)^2 + \frac{3}{2} \frac{(\vec{n}\vec{r}')^2}{r^3} + \dots, \text{ тут } \vec{n} = \frac{\vec{r}}{r}$$

(ряд Тейлора, [28, 30]).

Таким чином, хвиля на «отворі» має вигляд розбіжної сферичної хвилі.

Інтеграл по площі $\int e^{-i\vec{k}\vec{r}'} dS' = \int_0^a \rho d\rho \int_0^{2\pi} e^{-ik\rho \sin\theta \sin\varphi} d\varphi$, де

$\int_0^{2\pi} e^{-ik\rho \sin\theta \sin\varphi} d\varphi = J_0(k\rho \sin\theta)$ є функцією Бесселя нульового індексу.

Інтеграл $\int_0^a \rho J_0(k\rho \sin\theta) d\rho$ обчислюється за допомогою рекурентного

співвідношення для функції Бесселя, яке для $l = n = 1$ набуває вигляду $\frac{1}{x} \frac{d}{dx} (xJ_1(x)) = J_0(x)$. Для $x = k\rho \sin\theta$, отримано, що

$$\int_0^a \rho J_0(k\rho \sin \theta) d\rho = \frac{1}{(k \sin \theta)^2} \int_0^{ak \sin \theta} \frac{d}{dx} (x J_1) dx = \frac{a^2 J_1(ak \sin \theta)}{ak \sin \theta}. \text{ Таким чином, формула (2.11)}$$

набула вигляду

$$\vec{E} = -\frac{i}{2\pi} \frac{\omega}{c} \vec{E}_0 a^2 \frac{J_1(ak \sin \theta) e^{ikr}}{ak \sin \theta} \quad (1.12)$$

1.3.2. Алгоритм контролю процесу безпроводного трансферу. Трансфер енергії до імплантованого кардіостимулятора з вбудованим акумулятором значно продовжить час його експлуатації. Проте, забезпечення цієї змоги вимагає оптимізації процесу заряджання акумулятора (у вигляді низки «підзаряджвань», через не прогнозованість стану серця). Цей факт постає причиною необхідності автоматизації, адаптації та контролю режиму трансферу, у вигляді еволюцій цього режиму.

Змогу до запровадження еволюції дає програмування ІКД на базі генетичного алгоритму [31]. Кожне адаптаційне рішення за результатом контролю тоді представляється числовим кодом (хромосомою).

Після тестування кожного результату контролю видаляються n найгірших адаптаційних рішень і виробляються n нових з найкращих адаптаційних рішень. Кожному адаптаційному рішенню потрібно присвоїти оцінку, щоб вказати, наскільки ці рішення наблизились до виконання режиму (його специфікації), що генерується шляхом застосування фітнес-функції (приспосовування, адаптації) до результату тесту, отриманого з цього рішення [32, 33].

Фітнес-функція розробляється людиною (біомедичним інженером, та лікарем), хоч є змога також розробити (знайти) працездатну фітнес-функцію програмно.

Фітнес-функція повинна не тільки досить близько співвідноситися з метою адаптації, вона також повинна бути ефективною за часовою складністю обчислення. Швидкість обчислення є дуже важливою через багаторазове

повторення його, щоб отримати корисний результат для нетривіальної проблеми контролю безпроводного трансферу енергії до імплантату.

Наближення фітнес-функції доцільне у випадках:

1) Час обчислення фітнесу (пристосованості) одного рішення надзвичайно високий.

2) Адекватна модель для обчислення фітнесу відсутня.

3) Фітнес-функція невизначена або стохастична.

Існують два основні класи фітнес-функцій:

1) фітнес-функція не замінна, як при оптимізації фіксованої функції або тестуванні з фіксованим набором тестових кейсів;

2) Фітнес-функція є мутаційною, як при диференціації ніш або спільному розвитку набору тестів.

Інший спосіб шукати фітнес-функції - за термінами фітнесу, який показує пристосованість кожної можливої хромосоми.

Визначення фітнес-функції часто постає ітеративним, якщо рішення генетичними алгоритмами не є бажаними. Зазвичай, інтерактивні генетичні алгоритми вирішують цю складність передачею оцінювання зовнішнім агентам, тобто, людині.

Можливе також використання еволюційних обчислень, інференційного програмування, тестових функцій для оптимізації, функції втрат (збитків).

1.4. Висновки до першого розділу

Розгляд стану та тенденцій розвитку практичного застосування електрокардіостимуляторів (ЕСТ), зокрема, фізичний принцип їх роботи, режимів функціонування, наукових аспектів їх проектування тощо вказує на доцільність удосконалення ЕСТ у напрямі подальшого зменшення їх інвазії, та підвищення рівня інформаційної технологічності.

Однією з перших проблем, пов'язаних з використанням ЕСТ, є необхідність удосконалення ректени для безпроводного заряджання акумулятора, вбудованого в імплантованому кардіостимуляторі.

Встановлено, що для удосконалення ЕСТ необхідно: проаналізувати відомі конструкції ректен; обґрунтувати вибір математичної моделі ректени для формулювання задачі її синтезу; побудувати алгоритм синтезу оптимальної форми ректени; визначити параметри ректени, які забезпечують оптимальну діаграму спрямованості її випромінювання.

В результаті аналітичного огляду встановлено, що першим конкретним завданням є математичне моделювання джерела електромагнітної енергії (ректени) для оптимального трансферу через шарувате біосередовище з врахуванням змін у часовій еволюції цього біосередовища.

Аналіз стану та розвитку заряджання акумулятора, вбудованого в імплантат шляхом безпроводного трансферу електромагнітної енергії через шарувате біосередовище вимагає удосконалення математичного моделювання та методів контролю цього трансферу. Для досягнення вказаного необхідно вирішити такі задачі:

6. Розробити математичну модель процесу трансферу електромагнітної енергії через мінливе шарувате біосередовище.

7. Розробити метод обчислення параметрів та оптимального контролю заряджання вбудованого акумулятора імплантату.

8. Розробити методи оцінювання параметрів та верифікації стану акумулятора та якості контролю його заряджання.

Необхідно дослідити процес оптимального безпроводного заряджання акумулятора імплантату та обґрунтувати вибір коректного математичного об'єкту, розмірності та подібності якого дасть змогу представити безпроводний трансфер електромагнітної енергії через шарувате біосередовище та розробити обчислювальні методи оптимального контролю цього трансферу генетичним алгоритмом.

РОЗДІЛ 2

КОНТРОЛЬ ТРАНСФЕРУ ЕНЕРГІЇ ЕЛЕКТРОМАГНІТНОГО ВИПРОМІНЮВАННЯ ЧЕРЕЗ ШАРИ БІОСЕРЕДОВИЩА

В цьому розділі визначено вплив шаруватого біосередовища на трансфер через нього електромагнітної енергії. Результати дослідження за цим напрямом наведено в публікаціях [34-36].

2.1. Трансфер енергії електромагнітного випромінювання

Електромагнітне поле поширюється від джерела (рис. 1.2) через середовища шкіри (рис. (1.2, 1.3) до приймальної ректени (рис. 1.2). Інтенсивність поля у просторі — $I = |U|^2$, де U — комплексна хвильова функція. Її визначено методом ейконалу [37]: джерелом вважався диполь $\vec{Q}(t)$, значення моменту та орієнтація якого залежить від часу t .

Представлення Фур'є компонентів моменту диполя мають вигляд:

$$Q_j(t) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int q_j(\omega) e^{-i\omega t} d\omega, \quad j=1, 2, 3. \quad (2.1)$$

де $q_j(-\omega) = q_j^*(\omega)$, оскільки $Q_j(t)$ — дійсна функція. Тоді

$$Q_j(t) = \operatorname{Re} \left[\sqrt{\frac{2}{\pi}} \int_0^\infty q_j(\omega) e^{-i\omega t} d\omega \right], \quad (2.2)$$

де $q_j(\omega) = |q_j(\omega)| e^{i\delta_j(\omega)}$, $\delta_j(\omega)$ — варіація (стор. 86, [37]);

Для того, щоб отримати умову збігання фокальних ліній на середніх променях, необхідно змінювати променевий шлях, тому введено вирази для

монохроматичного поля, модулі $|q_j(\omega)|$ істотно відмінні від нуля лише у вузькому інтервалі: $\left[\omega_0 - \frac{1}{2}\Delta\omega, \omega_0 + \frac{1}{2}\Delta\omega \right], \Delta\omega \rightarrow 0$.

Інтенсивність поліхроматичного поля складається з інтенсивності кожного монохроматичного осцилятора Герца, що знаходиться в P_0 . Поле такого осцилятора слабке біля його осі, кути, під якими з P_0 видно діаметр входу, малі, тому істотний внесок в поле вносять лише компоненти $Q_1(t)$ і $Q_2(t)$. Якщо $\text{Re}\{q(\omega)\vec{\rho}_0(\omega)e^{-i\omega t}\}$ — момент диполя, де $\vec{\rho}_0(\omega)$ — одиничний вектор в напрямку осі диполя, то електрична та магнітна напруженості на відстані, більшій за довжину хвилі $\lambda = \frac{2\pi c}{\omega}$:

$$\vec{E}_\omega = \text{Re}\left\{\frac{\omega^2}{c^2 r} |q(\omega)| \vec{r}_0 (\vec{\rho}_0(\omega) \vec{r}_0) e^{i[\delta(\omega) - \omega(t-r/c)]}\right\}, \vec{H}_\omega = \text{Re}\left\{\frac{\omega^2}{c^2 r} |q(\omega)| \vec{r}_0 \vec{\rho}_0(\omega) e^{i[\delta(\omega) - \omega(t-r/c)]}\right\} \quad (2.3)$$

де $\vec{r}_0$ — одиничний радіальний вектор.

Для фронту W_1 хвилі, на відстані від P_0 більшій в порівнянні з довжиною хвилі, для променів, що співпадають з віссю системи трансферу, з (2.3) випливає, що в будь-який момент часу вектори $\vec{E}_\omega, \vec{H}_\omega$ незначно змінюються за величиною і напрямком у всьому фронті W_1 .

Шари шкіри (рис. 1.3) зменшують амплітуди векторів $\vec{E}_\omega$ і $\vec{H}_\omega$ поля, внаслідок ефектів розсіювання — рефлексії (відбивання), рефракції (заломлення), та поглинання (абсорбції). З формул Френеля випливає, що ефекти основним чином залежать від кута θ падіння хвилі на поверхню. Для малих кутів (до 10%) втрати на відбивання складають близько 5%, а відхилення площини коливань не перевищує декількох градусів. Ці ефекти практично однакові по всій поверхні. Оскільки $\vec{E}_\omega$ і $\vec{H}_\omega$ незалежні від часу, незначно змінюються по хвильовому фронту W_1 , то вони теж мало змінюватимуться й при заломленні хвильового фронту W_1' ,

що поширюється після першого шару. Ті ж міркування застосовані до хвильових фронтів, що поширюються між іншими суміжними заломлюючими поверхнями (окрім «прозорих»). В однорідному середовищі напрям коливань залишається незмінним і, оскільки хвильові fronti близькі до сферичних (з центром в параксіальному зображенні точки P_0 на першу поверхню шкіри), то амплітуди зменшуються майже у відношенні параксіальних радіусів кривизни хвильових фронтів. Що ж стосується неоднорідної «порожнини», то розбиваючи її поверхнями постійного показника заломлення і повторюючи ті ж міркування, переходимо до хвильового фронту W , що падає на центральну частину. Відзначимо, що незалежні від часу $\vec{E}_\omega$ і $\vec{H}_\omega$ не змінюються помітним чином й на цьому хвильовому фронті. Такий результат дав змогу побудувати наближений математичний вираз для векторів поля в області «зображень» (тобто, на приймальній ректені). Розмістивши початок прямокутної системи координат (x, y, z) в параксіальному зображенні P_1 точки P_0 , а вісь z направивши поздовж CP_1 , поле у всіх точках центральної «плями» представлено виразами, які узагальнюють вирази (2.3):

$$\vec{E}_\omega(x, y, z, t) = \text{Re} \left\{ \frac{\omega^3}{c^3} \vec{e}_\omega(x, y, z) e^{i \left\{ \delta(\omega) - \omega \left[t - \frac{1}{c} \psi_\omega(x, y, z) \right] \right\}} \right\} \quad (2.4)$$

$$\vec{H}_\omega(x, y, z, t) = \text{Re} \left\{ \frac{\omega^3}{c^3} \vec{h}_\omega(x, y, z) e^{i \left\{ \delta(\omega) - \omega \left[t - \frac{1}{c} \psi_\omega(x, y, z) \right] \right\}} \right\}$$

де $\psi_\omega(x, y, z)$ — довжина шляху від передньої поверхні до центральної «плями» на приймальній ректені, а $\vec{e}_\omega(x, y, z)$ і $\vec{h}_\omega(x, y, z)$ — взаємно ортогональні, дійсні вектори. Для опорної сфери S , що проходить через центр, з центром в P_1 і з радіусом $CP_1 = R$, та відстаней між S і W що ніде не перевищують декількох

десятків довжин хвиль, на S , як і на W , векторні амплітуди $\vec{e}_\omega$ і $\vec{h}_\omega$ практично постійні за величиною і напрямком. Тоді, у точці $P(X, Y, Z)$ (в області «зображень» позначення вісей X, Y, Z), де визначається необхідна інтенсивність

$$\vec{E}_\omega(X, Y, Z, t) = \operatorname{Re} \frac{\omega^3}{2\pi i c^3} e^{i[\delta(\omega) - \omega t]} \iint_{s'} \frac{1}{s} \vec{e}_\omega(x', y', z') e^{\frac{i\omega}{c}[\psi_\omega(x', y', z') + s]} dS,$$

$$\vec{H}_\omega(X, Y, Z, t) = \operatorname{Re} \frac{\omega^3}{2\pi i c^3} e^{i[\delta(\omega) - \omega t]} \iint_{s'} \frac{1}{s} \vec{h}_\omega(x', y', z') e^{\frac{i\omega}{c}[\psi_\omega(x', y', z') + s]} dS.$$

Тут використано формулу Кірхгофа для інтегрування виразу (2.4) по частині s' поверхні S , s — відстань від будь-якої точки x', y', z' на опорній сфері до точки P .

Оскільки вектори $\vec{e}_\omega(x', y', z')$ і $\vec{h}_\omega(x', y', z')$ не змінюються помітно по поверхні інтегрування, то можна замінити їх значеннями $\vec{e}_\omega(0, 0, -R)$ і $\vec{h}_\omega(0, 0, -R)$, які вони приймають в центрі. Тоді

$$\vec{E}_\omega(X, Y, Z, t) = \operatorname{Re} \left\{ \frac{\omega^2}{c^2} U_\omega(X, Y, Z) \vec{e}_\omega(0, 0, -R) e^{i[\delta(\omega) - \omega t]} \right\},$$

$$\vec{H}_\omega(X, Y, Z, t) = \operatorname{Re} \left\{ \frac{\omega^2}{c^2} U_\omega(X, Y, Z) \vec{h}_\omega(0, 0, -R) e^{i[\delta(\omega) - \omega t]} \right\},$$

де $U_\omega(X, Y, Z)$ — скалярна хвильова функція,

$$U_\omega(X, Y, Z) = \frac{\omega}{2\pi i c} \iint_{s'} \frac{1}{s} e^{\frac{i\omega}{c}[\psi_\omega(x', y', z') + s]} dS. \quad (2.5)$$

Внесок кожної з частотних компонент в сумарне поле є результатом дії двох диполів, поміщених в P_0 , з осями, що направлені вздовж x_1 і x_2 :

$$E(X, Y, Z, t) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{\omega^2}{c^2} U_{\omega}(X, Y, Z) \left[a_1(\omega) \vec{\alpha}_1(\omega) e^{i\delta_1(\omega)} + a_2(\omega) \vec{\alpha}_2(\omega) e^{i\delta_2(\omega)} \right] e^{-i\omega t} d\omega, \quad (2.6)$$

$$H(X, Y, Z, t) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{\omega^2}{c^2} U_{\omega}(X, Y, Z) \left[b_1(\omega) \vec{\beta}_1(\omega) e^{i\delta_1(\omega)} + b_2(\omega) \vec{\beta}_2(\omega) e^{i\delta_2(\omega)} \right] e^{-i\omega t} d\omega.$$

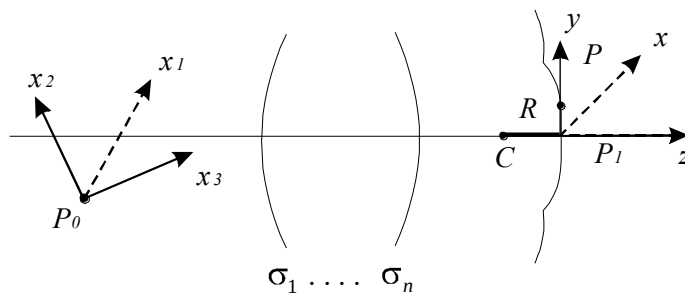


Рис. 2.1. Схема утворення поверхні поля: σ_1 - поверхня шкіри, σ_n - поверхня n -го шару (прикінцева поверхня- приймальна ректена), $\sigma_1 - \sigma_n$, хуз- область зображень, P_1 —зображення

(Індекси «1» і «2» стосуються осциляторів (диполів) — модель джерела, осі яких направлені вздовж x_1 і x_2 , рис. 2.1).

Для визначення інтенсивності знайдено вирази для кожної компоненти векторів $\vec{E}$ і $\vec{H}$ в декартовій системі координат. Для кутів $\theta_1(\omega)$ і $\theta_2(\omega)$, між одиничними векторами $\vec{\alpha}_1(\omega)$ і $\vec{\alpha}_2(\omega)$ та віссю x в просторі зображень, оскільки $\vec{\alpha}_1(\omega)$, $\vec{\beta}_1(\omega)$ і $\vec{\alpha}_2(\omega)$, $\vec{\beta}_2(\omega)$ — дійсні взаємно ортогональні вектори, що лежать в площині, яка перпендикулярна до осі z , за (2.6) отримано, що компоненти векторів $\vec{E}$ і $\vec{H}$ приблизно рівні:

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

$$E_y(X, Y, Z, t) = -H_x(X, Y, Z, t) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int_{-\infty}^{+\infty} U_\omega(X, Y, Z) g(\omega) e^{-i\omega t} d\omega, \quad (2.7)$$

$$E_z(X, Y, Z, t) = H_z(X, Y, Z, t) = 0,$$

де

$$f(\omega) = \frac{\omega^2}{c^2} [a_1(\omega) \cos \theta_1(\omega) e^{i\delta_1(\omega)} + a_2(\omega) \cos \theta_2(\omega) e^{i\delta_2(\omega)}], \quad (2.8)$$

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

Із (2.7) випливає, що модуль вектора Пойнтінга $\vec{S} = c[\vec{E} \times \vec{H}] / 4\pi$ наближено можна представити у вигляді: $|\vec{S}| = \frac{c}{4\pi} [E_x^2 + E_y^2] = \frac{c}{4\pi} [H_x^2 + H_y^2]$. Середнє значення по часу цієї величини визначено за методом Борна-Йордана [38, 39]. Враховуючи вимогу збіжності, припущено, що поле випромінювання існує лише в проміжку часу між $t = -T$ і $t = T$, де $T \gg \frac{2\pi}{\omega_0}$. Тоді, перейшовши до границі $T \rightarrow \infty$, згідно з оберненою теоремою Фур'є із (2.7) отримано:

$$U_\omega(X, Y, Z) f(\omega) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int_{-T}^T E_x(X, Y, Z, t) e^{i\omega t} dt. \quad (2.9)$$

Аналогічні вирази знайдено і для E_y, H_x, H_y . За виразом (2.7):

$$\langle E_x^2 \rangle = \frac{1}{2T} \int_{-T}^T E_x^2 dt = \frac{1}{2T} \int_{-T}^T E_x dt \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int_{-\infty}^{+\infty} U_\omega f(\omega) e^{-i\omega t} d\omega,$$

Зміною порядку інтегрування і враховуючи (2.9)

$$\langle E_x^2 \rangle = \frac{1}{2T} \int_{-\infty}^{+\infty} U_\omega f(\omega) d\omega \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int_{-T}^T E_x e^{-i\omega t} dt = \frac{1}{2T} \int_{-\infty}^{\infty} U_\omega f_\omega U_\omega^* f_\omega^* d\omega = \frac{1}{T} \int_0^\infty |U_\omega|^2 |f(\omega)|^2 d\omega, \quad (2.10)$$

оскільки $U_{-\omega} = U_\omega^*$, $f(-\omega) = f^*(\omega)$.

Аналогічно

$$\langle E_y^2 \rangle = \frac{1}{T} \int_0^\infty |U_\omega|^2 |g(\omega)|^2 d\omega. \quad (2.11)$$

Інтенсивність $I(x, y, z)$, визначено усередненням по часу величини вектора Пойнтінга, що, за виразами (2.10), (2.11), складає:

$$I(x, y, z) = \frac{c}{4\pi T} \int_0^\infty |U_\omega(x, y, z)|^2 [|f(\omega)|^2 + |g(\omega)|^2] d\omega. \quad (2.12)$$

Якщо $|\Delta\omega| \rightarrow 0$ (досить мала), то практично $|U_\omega|$ можна вважати незалежним від ω (в т.ч., в деякому діапазоні частот), тоді $|U_\omega| \approx |U_{\omega_0}|$ і виноситься за знак інтегралу. Член, що залишився, набуває вигляду $\frac{c}{4\pi T} \int_0^\infty [|f(\omega)|^2 + |g(\omega)|^2] d\omega$ і не залежить від x, y, z та від T (неявно міститься в f і g , що властиво для квазістаціонарного поля). Остаточний вираз інтенсивності поля на ректені набуває вигляду:

$$I(X, Y, Z) = C |U_{\omega_0}(X, Y, Z)|^2, \quad (2.13)$$

де $C = \frac{c}{4\pi T} \int_0^\infty [|f(\omega)|^2 + |g(\omega)|^2] d\omega$ визначається в залежності від характеристик джерела випромінювання і параметрів середовища та крайових умов шарів середовища трансферу (Додаток Б).

Таким чином, значення інтенсивності на приймальній ректені дає змогу мінімізувати значення інтенсивності його джерела, потрібне для якісного відбору енергії.

2.2. Трансфер електроенергії через шарувате біосередовище

2.2.1. Проблема та її зв'язок з науковими та практичними завданнями [36]. Черезшкірне електромагнітне опромінення (ЕМО) організму людини має місце при бездротовому електроживленні імплантатів [40], стимуляції організму через біоактивні точки під час моніторингу [41, 42] та корекції його стану [43].

Через вимогу біосумісності (неінвазія) ЕМО використовують частоти хвиль $(3,75-7,5)10^{14} \text{ s}^{-1}$ (діапазон світла), $(0,43-3) 10^{11} \text{ s}^{-1}$ («міліметровий діапазон» ЕМО) та $(12-15) \cdot 10^4 \text{ s}^{-1}$. Існує також тенденція зменшення (до $10^{-13} \text{ J} \cdot \text{m}^2$) інтенсивності енергії [43]. Ефективність перетворення енергії ЕМО в енергію біоефекту є вищою ніж енергії механічної, теплової або хімічної природи [45].

Черезшкірний трансфер енергії постає менш складним та ефективнішим. Але, для забезпечення оптимальності потоку енергії ЕМО (мінмаксимуму інтенсивності при електроживленні) черезшкірно потрібно враховувати вплив шкіри на перенесення енергії до об'єкту опромінення. Необхідність врахування втрат інтенсивності потоком ЕМО в шаруватому середовищі шкіри ускладнює трансфер електроенергії.

2.2.2. Аналіз останніх досліджень. Ефективним засобом для досягнення інтенсивності та високої якості потоку енергії є світлодіод [46]. Математичні моделі переносу оптимального ЕМО крізь багат шарове біосередовище до об'єкту стимуляції на базі відомої діаграми ЕМО та рівнянь Максвелла розвинуто в рамках теорії ейконалу [35], визначено напруженості випромінювання такого джерела при відповідних граничних умовах [34] та

побудовано рекурсивний алгоритм уточнення інтенсивності випромінювання після перенесення його енергії крізь шари біосередовища [36].

В попередніх дослідженнях побудову математичної моделі джерела випромінювання обґрунтовано на базі фізично абстрактного об'єкту — диполя [35]. У віддаленому від джерела випромінювання (диполя) в точці P_0 просторі (рис. 2.2) хвилі представлені напруженостями

$$\vec{E}_0 = \vec{e}(r)e^{ik_0\ell(r)}, \quad \vec{H}_0 = \vec{h}(r)e^{ik_0\ell(r)}, \quad (2.14)$$

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

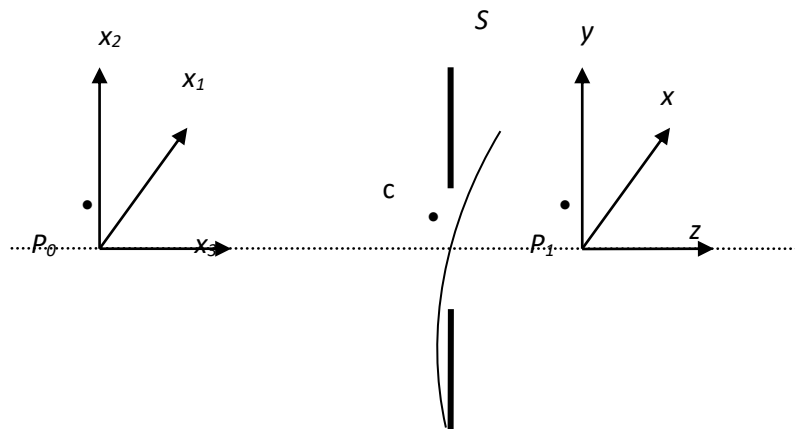


Рис. 2.2. Схема простору випромінювання (диполі в P_0 та фронт W сферичної хвилі не наведено). S — фронт характеристичної сфери, c — центр випромінювання, $\bullet\bullet\bullet$ — вісь системи

В декартовій системі координат (x, y, z) з початком в точці P_1 (гаусовому зображенні джерела P_0 випромінювання за напрямом z уздовж осі $c P_1$, де c — центр випромінювання) лежать опромінювані точки. Наближений вираз поля у цих точках (в області апертури випромінювання, за виключенням точок, що в безпосередній близькості від її краю, рис. 2.2) набуває вигляду [25, 34]:

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

2.15

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

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 опромінення):

(а) геометричний фронт W хвилі в просторі її джерела перебуває на великій відстані P_0c , (рис. 2.2), в порівнянні з довжиною λ_{-0} хвилі, кути θ , 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 (2.15) на цій відстані не змінюються помітно за величиною і напрямком;

(в) при інтегруванні виразу (2.15) по частині S' (яка накриває) референтної сфери S (референтна для P_1 сфера S проходить через центр c , $cP_1=R$) 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 лінзи 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 набувають за центром c , $\vec{e}_\omega(0, 0, -R)$ та $n\vec{e}_\omega(0, 0, -R)$, де $R = cP_1$, рис. 2.2;

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. 2.2.

Результат інтегрування в області $P_1(X, Y, Z)$ де визначатиметься інтенсивність [36]:

$$\vec{E}_\omega(X, Y, Z, t) = \text{Re} \left\{ \frac{\omega^2}{c^2} U_\omega(X, Y, Z) a(\omega) \vec{\alpha}(\omega) e^{i[\delta(\omega) - \omega t]} \right\}, \quad 2.16$$

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

де

$$U_\omega(X, Y, Z) = \frac{\omega}{2\pi i c} \iint_{S'} \frac{e^{i\omega[\ell_\omega(x', y', z') + s]/c}}{s} dS \quad 2.17$$

скалярна хвильова функція визначена з ейкональної функції випромінювання в точці P_0 [36].

Осередненням по часові вектора Пойнтінга $S_\omega = c[E_\omega \times H_\omega]/4\pi$, (2.11), встановлено, що інтенсивність випромінювання в $P_1(X, Y, Z)$ сумарного диполя в P_0 пропорційна квадрату модуля скалярної хвильової функції (2.12). При обчисленні інтенсивності області опромінення усереднення по часові виконується для кожної з частотних компонент кожної декартової компоненти E і H повного поля [7]. 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 [25]:

$$E_z(X, Y, Z, t) = H_z(X, Y, Z, t) = 0,$$

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

2.18

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

де

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

2.19

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

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 [7]:

$$I(X, Y, Z) = \frac{c}{4\pi T} \int_0^\infty |U_\omega(X, Y, Z)|^2 [|f(\omega)|^2 + |g(\omega)|^2] d\omega = C \int_0^\infty |U_\omega(X, Y, Z)|^2 d\omega, \quad 2.20$$

$$C = \frac{c}{4\pi T} \int_0^\infty [|f(\omega)|^2 + |g(\omega)|^2] d\omega. \quad 2.21$$

Якщо

$$|\Delta\omega| \rightarrow 0, \quad 2.22$$

інтервал частот досить малий, тоді $|U_\omega|$ практично не залежить від ω в ефективному діапазоні частот, так що:

$$I(X, Y, Z) = C |U_{\omega_0}(X, Y, Z)|^2. \quad 2.23$$

Коефіцієнти a_1 та a_2 для джерела випромінювання визначаються з множини залежностей поміж $\vec{e}(r), \vec{h}(r)$ та ℓ , які випливають з рівнянь Максвелла [9], та усередненого по часу вектора Пойнтінга $\langle \mathbf{S} \rangle = (c/8\pi) \text{Re}(\vec{e} \times \vec{h}^*)$ [7, 9]:

$$\langle \mathbf{S} \rangle = \frac{c}{8\pi\mu} \{ (\vec{e} \cdot \vec{e}^*) \nabla \ell - (\vec{e} \cdot \nabla \ell) \vec{e}^* \} = (2c/n^2) \langle w_e \rangle \nabla \ell, \quad 2.24$$

де $\langle w_e \rangle$ — усереднена в часі густина енергії електричного поля. При $n=1$ $\langle w_e \rangle = \langle w_h \rangle$, густина всієї енергії поля $\langle w \rangle = \langle w_h \rangle + \langle w_e \rangle = 2\langle w_e \rangle$, $c/n=v$ — швидкість її переносу, $(\nabla \ell)/n=\vec{s}$ — вектор одиничної довжини у напрямі цього переносу. Звідси є змога визначити вектори напруженості $\vec{e}, \vec{h}$, використавши формулу

$$(\vec{e} \cdot \vec{e}^*) \vec{s} = \frac{8\pi}{\varepsilon v} \langle \mathbf{S} \rangle, \quad 2.25$$

де $\langle \mathbf{S} \rangle \equiv I_0$ — силі випромінювання, та коефіцієнти $a_1(\omega)$, та $a_2(\omega)$, проекції цих векторів.

За відомою (або виміряною) діаграмою випромінювання є змога визначити амплітудні вектори джерела випромінювання [25, 9], 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} , $m=\overline{1, M}$, після наступних шарів середовища та вектори напруженості $\vec{e}_{m+1}$ та $\vec{h}_{m+1}$ диполів джерела опромінення поверхонь наступних шарів:

$$I_m = C_m I_{m-1}, \quad 2.26$$

де, $m=\overline{1, M}$ C_m визначається за формулою (2.20). Інтенсивність I_0 визначається вимірюванням.

При показникові заломлення $n \neq 1$ співвідношення між напруженнями набирає вигляду $|h|_m = n_m |e|_m$, де n_m — показник заломлення m -го шару шкіри, яка складається з трьох основних шарів: епідермісу, дерми та гіподерми [24]. Дерма — це шар шкіри під епідермісом і тісно пов'язаною з ним базальною (В) мембраною (SB, рис. 2.3). У дермі є багато специфічних нервових закінчень, які

забезпечують відчуття температури, дотику, тиску, вібрації і пошкодження тканин. Було встановлено неспецифічність рецепторів, змogu реагувати, зокрема, сенсорних рецепторів нейронів автономної нервової системи [52]. Ці процеси спричиняють ноцицепцію (nociception [53]) — невідчутне сприйняття подразнення.

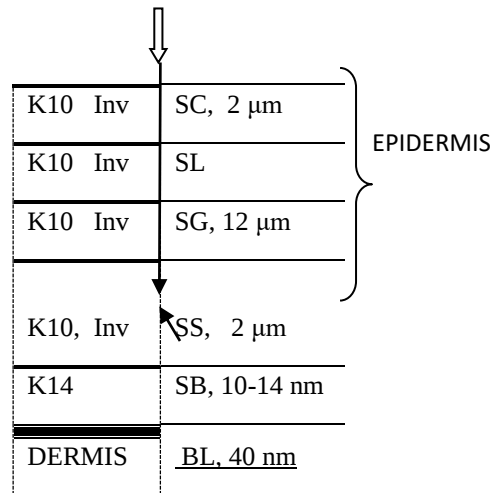


Рис. 2.3. Схема поширення випромінювання

На рис. 2.3: K10, K14 —кератини, Inv- інволюкрин, компонент шкіри, який формує оболонки клітин кератинів.

В оптичному діапазоні діелектрична функція епідермісу та базальної частини пов'язана з показником заломлення n і коефіцієнтом поглинання [25]:

$$\varepsilon(\omega) = (n + i\kappa)^2 \quad 2.27$$

Обмеження на можливі значення реальних і уявних компонентів діелектричної постійної задаються рівняннями Крамерса-Кроніга, що використовуються для відтворення діелектричної проникності з значень n і κ . Діелектричні властивості епідермісу для частотного діапазону $(3.75-7.5) \times 10^{14} \text{ s}^{-1}$ наведені, наприклад, в [54], де $n \approx 1.5$. В цьому діапазоні частот коефіцієнт поглинання $\kappa \approx 0.01$ [55]. Використання припущень:

$$E_{ef} = E_m + \frac{4\pi}{3} P, \quad 2.28$$

де E_m — виміряна середня, та E_{ef} — ефективна (діюча на молекули речовини) напруженості, а P — дипольний момент на одиницю об'єму, та

$$P = Np, \quad 2.29$$

де $p = \alpha E_{ef}$ — пропорційний до ефективного поля E_{ef} електричний дипольний момент молекули, N — кількість молекул на одиницю об'єму, α — коефіцієнт пропорційності до спроможності усередненої поляризації, поєднано феноменологічну теорію Максвелла з атомістичною теорією речовини [25]. Оскільки p має розмірність $[ql]$, а ефективне поле E_{ef} розмірності $[ql^{-2}]$, де q — заряд, l — довжина, то α має розмірність $[l^{-3}]$ і визначається за допомогою виразу

$$\alpha = \frac{3}{4\pi N} \frac{n^2 - 1}{n^2 + 2}. \quad 2.30$$

отриманого з виразів (2.28, 2.27) виведенням з них E_{ef} та формул діелектричної сприйнятливості та відношення Максвелла.

З формул (2.29, 2.30) випливає, що:

$$\frac{E_{ef}}{P} = \frac{4\pi}{3} \frac{n^2 + 2}{n^2 - 1}, \quad 2.31$$

з формул (2.28, 2.30) —

$$\frac{E_m}{E_{ef}} = \frac{3}{n^2 + 2}, \quad 2.32$$

а з формул (2.31, 2.32) —

$$\frac{E_m}{P} = \frac{4\pi}{n^2 - 1}. \quad 2.33$$

Формули (2.30-2.32) представляють відношення між внутрішніми (E_{ef} , P) та зовнішньою (виміряною) E_m і внутрішніми (E_{ef} , P) електричними характеристиками поля шару діелектричного однорідного середовища.

2.2.3. Експериментальне обґрунтування результатів. Для обґрунтування результатів запропоновано експеримент — визначення діаграми ЕМО в нанометричному діапазоні (світлодіод HL-508H238WC-MD, наведеної в [46, 47], рис. 2.4 (а), та виміряну залежність інтенсивності опромінення від віддалі, рис 2.4 (б), за допомогою лабораторної системи [49]:

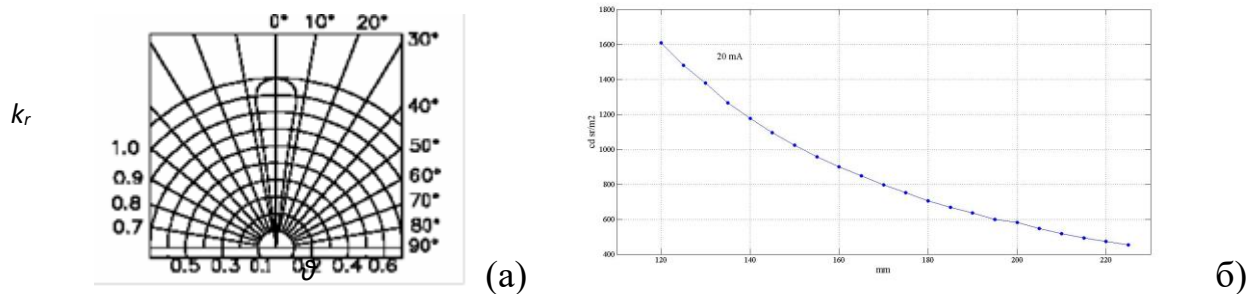


Рис. 2.4. (а) Діаграма випромінювання світлодіода [48]. $k_r = I_0 / r$, I_0 — стандартна віддаль, θ — кут

(б) Інтенсивність $I(\theta, r)$, $\theta=0$ випромінювання світлодіода з (а)

Встановлено, що цю діаграму було виміряно з дотриманням стандарту СІЕ, умови В [49]. В табл. 2.1 наведено результати вимірювання сили $I_0 \equiv \langle S \rangle$ випромінюваного світла, та обчислення освітленості E поверхні.

Таблиця 2.1

Результати вимірювання сили випромінюваного світла, та обчислення освітленості поверхні

Прямий струм, мА	Віддаль, м	Площа, м ²	Тілесний кут, ср	лк	I_0 , кд	Вт	E , Вт/м ²
20	$1.2 \cdot 10^{-1}$	$4.9 \cdot 10^{-4}$	3.410^{-2}	130	18.7	$9.34 \cdot 10^{-4}$	1.9

Виміряне значення сили випромінювання співпадає з паспортними даними.

Для кута $\theta = 0^\circ$, при $\varepsilon = 1$, $n = 1,000239$ за формулою (12) отримано, що для досліджуваного світлодіода $|e| \approx |h| \approx 4 \cdot 10^{-4}$ в/м. Ці значення використовуватимуться за початкові $|e|_0 = |h|_0$ для обчислення E_{m+1} освітленості після переносу енергії світла через $m=1$ шар (S) шкіри (рис. 2.3). За отриманою інтенсивністю опромінення відповідно визначатимуться подальші $|e|_m$ та $|h|_m$, $m = \overline{2, M}$.

Коли напруженості E та H дипольного поля розташовані уздовж осей x_1 та x_2 (рис.2.2), вираз (2.21) коефіцієнту C при різних індексах n заломлення набиратиме значень наведених на рис. 2.5 (Додаток Б).

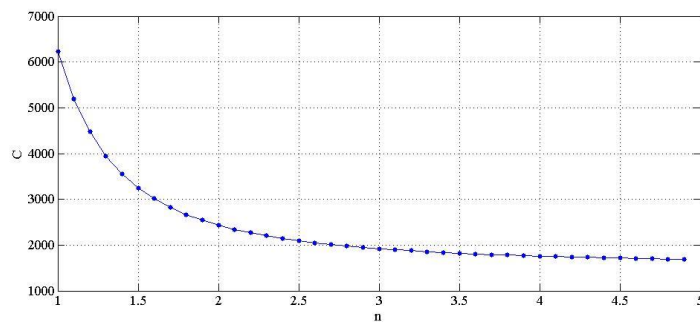


Рис. 2.5. Графік виразу залежності (2.21) значень коефіцієнту C від показника заломлення n

На рис. 2.6 наведено вигляд зміни відносно до дипольного моменту P значень напруженості E_{ef} ефективного поля при різних показниках n заломлення:

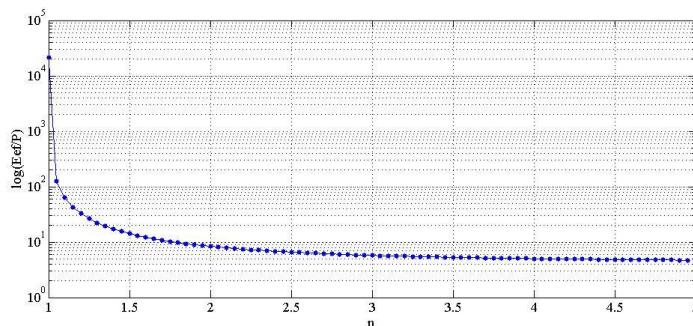


Рис. 2.6. Графік за виразом (2.30) ефективної напруженості поля залежно від показника заломлення n

На рис. 2.7 наведено вигляд зміни відносно до ефективної напруженості E_{ef} значень вимірної напруженості E_m поля при різних показниках n заломлення:

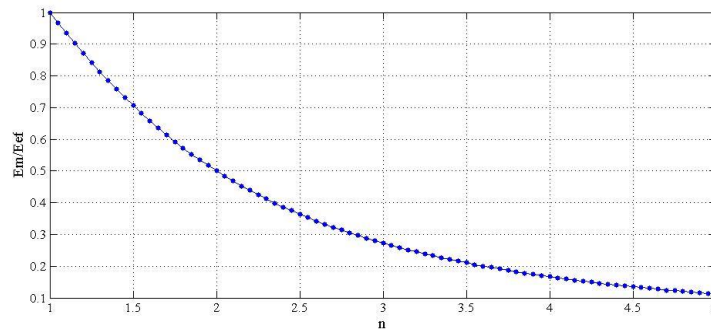


Рис. 2.7. Графік за виразом (2.32) вимірної напруженості поля залежно від показника заломлення n

На рис. 2.8 наведено вигляд зміни відносно до дипольного моменту P значень вимірної напруженості E_m поля при різних показниках n заломлення:

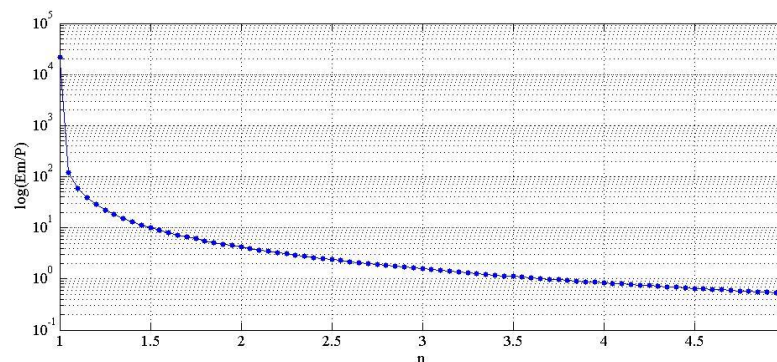


Рис. 2.8. Графік за виразом (2.33) вимірної напруженості поля залежно від показника заломлення n

Подібність графіків на рис. (2.6-2.8) до графіку на рис. 2.5 підтверджує коректність формул (2.22) та (2.25). Ці графіки побудовано при початковому значенні $n=1,000293$ (показник заломлення повітря при частоті $5,09 \cdot 10^{14}$ Гц світла). При такому значенні n значення, вимірної E_m та ефективної E_{ef} напруженостей майже рівні (рис. 2.7) та рис. (2.6, 2.8). При збільшенні n ефективна та виміряна напруженості і дипольний момент змінюються за евристичною формулою (2.27).

2.2.4. Трансфер енергії через біосередовище та оцінювання інтенсивності потоку енергії на об'єкті опромінення. Приймальна ректена знаходиться в «неперіодично» шаруватому, середовищі, інтенсивність потоку енергії після кожного шару середовища змінює свою інтенсивність. Тому вважатимемо, що:

- а) створюється низка «нових джерел випромінювання» в каналі трансферу;
- б) діаграма кожного з джерел тоді постає хвильовою функцією джерела випромінювання (2.5);
- в) вплив шаруватого середовища на інтенсивність опромінення об'єкту в такому середовищі визначається низкою діаграм – від джерела заряджання до діаграми перед останнім шаром (кожен шар біосередовища коректує діаграму випромінювання).

Результати дослідження дають змогу підвищити:

- 1) достовірність підтримки стану організму людини за викликаними стимуляцією відгуками біооб'єктів відповідних органів та систем організму;
- 2) ефективність черезшкірного заряджання акумуляторів імплантатів.

2.2.4.1. Алгоритм оцінювання інтенсивності потоку енергії на об'єкті опромінення (рис. 2.9).

- 1) Підготувати та ввести дані про діаграму випромінювання, граничні та матеріальні умови біосередовища, значення номера шару біосередовища $m=0$;
- 2) Визначити за виразом (2.25) значення $\vec{e}(r)$ та $\vec{h}(r)$;
- 3) Визначити коефіцієнту C за виразом (2.21) та коректувати діаграму D , використавши вираз (2.26);
- 4) Збільшити значення номера шару, $m \leftarrow m+1$, перевірити $m < M$, перейти на крок 2;
- 5) Визначити інтенсивність потоку енергії на поверхні M шару (біооб'єкту), зберегти результати в базі даних для подальшого використання.

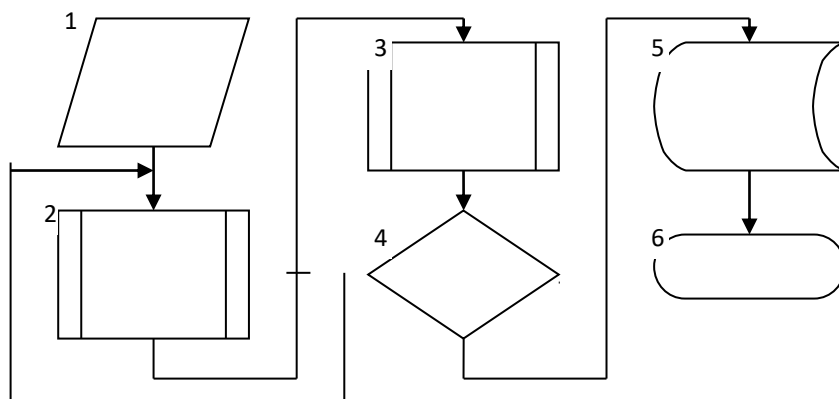


Рис. 2.9. Алгоритм визначення енергії перенесеної на біооб'єкт через M шарів біосередовища (1 — дані: діаграма D джерела, кількість M шарів біосередовища, $m=0$; 2 — обчислення значень $\bar{e}(r)$ та $\bar{h}(r)$; 3 — обчислення коефіцієнту C та корекція діаграми D , $m=m+1$; 4 — перевірка, $m < M$; 5 — обчислити інтенсивність потоку енергії на поверхні M та зберегти результат; 6 — завершити).

Рекурсивність алгоритму забезпечує зменшення обчислювальної складності при визначенні значення інтенсивності енергії на поверхні біооб'єкту. Обчислення за п.п. 2, 3 алгоритму не є оригінальними. Симетрія діаграми, наближення розмірів біооб'єктів до довжин хвиль суттєво не збільшують обчислювальну складність цих обчислень.

2.3. Схема безпроводного заряджання та його контролю

Трансфер енергії з використанням магнітної індукції, яка генерується з котушки (передаючої ректени) шляхом збудження змінними струмами високої частоти, що збирається у вторинній котушці (приймальної ректени) індукованими напругами. При проектуванні систем безпроводного трансферу, як правило, не застосовують оптимізації. В цій дисертації увага приділяється проектуванню та оптимізації індуктивної системи безпроводного трансферу [50].

Ректена з відкритим чашковим феритовим осердям (головна частина системи трансферу), що спричиняє специфічну спрямованість характеристики випромінювання ЕМП, яка має «витік» індукції у порівнянні з необхідною діаграмою спрямованості її [51].

Існує моделювання опору постійному струму, власних та взаємних індуктивностей, та еквівалентні електричні схеми і різні топології компенсації, та резонансна схема. Опір змінному струму обчислюється за допомогою 2D моделювання скінченними елементами його, яке враховує шкіру та ефекти близькості в провідниках. З метою оптимального використання FEM симуляції, впроваджується повне відображення вихідних даних разом із конкретною стратегією інтерполяції, що забезпечує доступ до оцінки опору змінного струму за дуже короткий час. Як результат, усі моделі є змога реалізувати таким чином, що робить їх високоефективними [50]. Проте, необхідний аналіз чутливості отриманого результату проектування з метою обмеження діапазону варіацій параметрів та забезпечення загального та інтуїтивного розуміння індуктивного СЕТ.

Щоби зменшити часову складність представленого методу оптимізації запропоновано використати генетичний алгоритм (GA) цієї оптимізації. Головною перевагою GA є те, що кількість вільних параметрів не впливає на складність алгоритму. Вони дуже ефективні, коли задіяно багато вільних параметрів, а обчислювальний час є ключовим фактором.

Існуючі GA для задач WTP не завжди збігаються. Розроблено GA який дав змогу одночасно оптимізувати дві цільові функції. Він багатооб'єктний генетичний алгоритм (MOGA) і успішно застосований до проектування різних систем WTP. Для моделювання та методу оптимізації, побудовано, виміряно та випробувано прототип, виготовлена таблиця WTP, що дає змогу одночасно подавати різні периферійні пристрої. [50].

У цій дисертації шаблоном (початковою конструкцією ректени для генетичного алгоритму) є котушка у броньовому сердечнику. Обрано типовий матеріал обмотки і сердечника, параметри форми та розміри ректени. Діаграма напрямленості шаблону ректени не оптимальна, оскільки магнітне поле зосереджується у сердечнику. Подальша роль ГА: оптимізація ректени за

фактором зосередження виходу магнітного поля за межі серця у напрямку розташування імплантату (ІСД).

В реальному часі оптимальне поле первинної котушки реалізує ефективне, безсенсорне появлення струму у вторинній котушці. Проте, трансфер поля крізь шарувате біосередовище неконтрольовано впливає на величину цього струму, що впливає на оптимальність часу заряджання вбудованого в імплантат акумулятора. Цифрові методи контролю імплантатом заряджання акумулятора (з використанням зворотного, інформаційного зв'язку (рис. 2.10) забезпечать автоматизацію цього контролю. Ці результати сприяють майбутньому розвитку надійного та ефективного WPT [51].

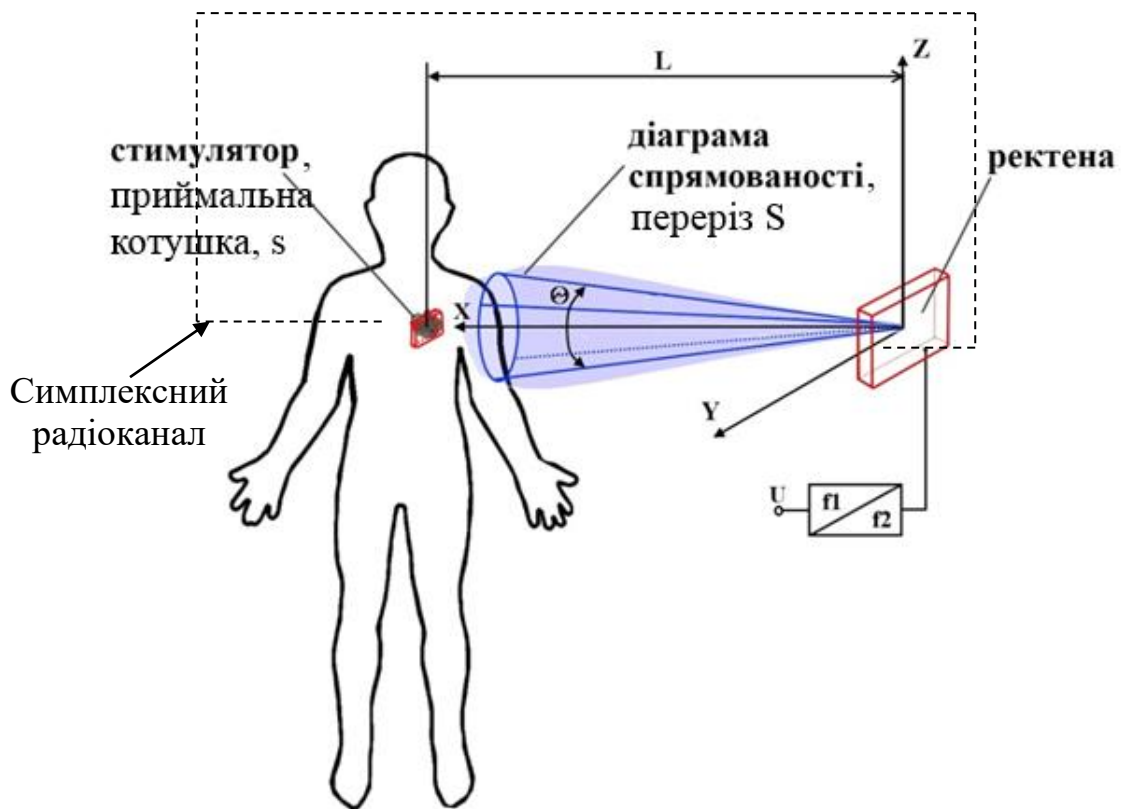


Рис. 2.10. Схема системи ІКД з ІТ підтримки життєдіяльності людини

Генетичний алгоритм дозволяє знайти глобальний екстремум шуканої функції при наявності багатьох локальних екстремумів і забезпечує подальше уточнення розв'язків методами скінченних елементів.

2.4. Висновки до другого розділу

1. 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.

2. Розроблено спільну теоретичну основу для побудови методів представлення, відбору, оброблення та заряджання акумулятора, чим створена можливість поєднання автоматизованих та інтерактивних режимів його параметрів й адаптивних режимів нормуванням інтенсивності потоку енергії, її відбору та використання.

3. Узагальнення та концептуальний перегляд проведених досліджень дає змогу створити новий тип інтелектуальних систем ІКД, у яких забезпечується мала інвазивність через керування динамікою ЕМП і зменшення інвазії та впливу черезшкірного середовища.

4. Запропоновано нові підходи для побудови ІКД зі застосуванням в її складі проблемно-орієнтованих засобів із базами знань та логічно-керованим інтерфейсом для автоматизації процесу і прогнозування впливу невідомих чинників при підтримці здоров'я організму людини.

5. Математичні моделі та методи, на базі яких уточнено характеристики і параметри трансферу та адаптації з кусковою тривалістю процедури трансферу і одночасним підвищенням його якості, уможливають підвищення ефективності ІКД.

6. Нова система трансферу передбачає можливість вивчення, доповнення та уточнення бази знань про стан серцево-судинної системи (ССС) в умовах життєдіяльності людини.

РОЗДІЛ 3

СИНТЕЗ РЕКТЕНИ ДЛЯ ТРАНСФЕРУ ЕЛЕКТРОМІГНІТНОЇ ЕНЕРГІЇ

Аналітичний огляд (у першому розділі) концепцій та напрямів удосконалення методів та засобів систем заряджання акумулятора імплантату черезшкірно, оцінювання загроз для органів та їх систем в організмі людини дав змогу розробити спільну теоретичну основу для побудови методів представлення, відбору, оброблення та заряджання акумулятора (другий розділ). У цьому розділі представлено методи параметричного синтезу ректени 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. Ці результати апробовано в [57-59]. В медицині використовують ЕМП з різними часовими та частотними характеристиками стимуляції центральної нервової системи (електросну, електронаркозу), нервово-м'язової системи, серцево-судинної системи (кардіостимулятори, дефібрилятори та ін.) [60]. Діючи на серце, струм може викликати фібриляцію шлуночків. Порогова сила струму, що викликає фібриляцію, залежить від інтенсивності опромінення, струму, який виникає при цьому і протікає через серце, частоти і тривалості його дії. Струм або електромагнітна хвиля, спричиняє також теплові ефекти. Для нагрівання тканин струмами використовуються струми високої частоти ~ 1 мГц, напругою 100-150 В, силою струму в кілька ампер [61].

При попаданні електромагнітної хвилі на ділянку тіла відбувається її часткове відбивання від поверхні шкіри та інші ефекти розсіювання ЕМП. Глибина проникнення електромагнітних хвиль в біологічні тканини залежить від здатності цих тканин поглинати їх енергію (сантиметрові електромагнітні хвилі,

які використовуються в фізіотерапії, проникають в м'язи, шкіру, біологічні рідини на глибину близько 2 см, а в жир і кістки - близько 10 см [62, 63].

3.1. Розробка алгоритму визначення структури ректени

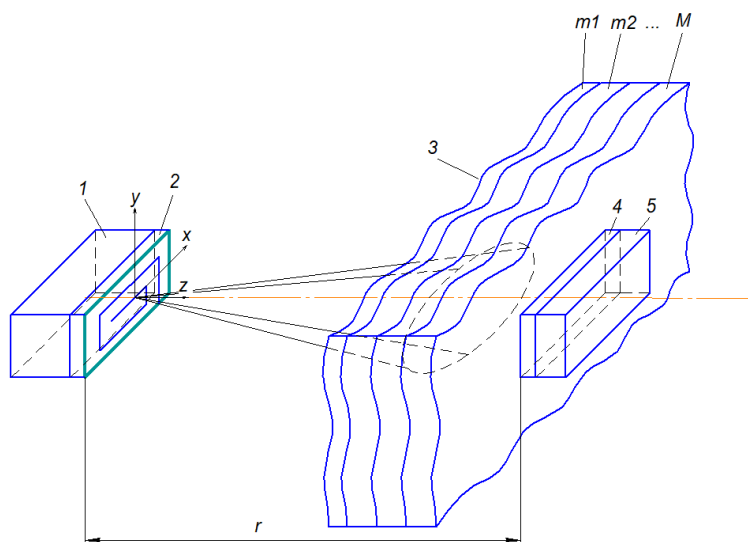


Рис. 3.1. Схема системи заряджання акумулятора імплантата (1 – джерело змінної високочастотної напруги з частотою f , 2 – випромінювальна антена, 3 – шарувата біотканина, 4 – приймальна антена, 5 – імплантат)

Генетичні Алгоритми (ГА) - це адаптивні методи функціональної оптимізації, засновані на комп'ютерному імітаційному моделюванні біологічної еволюції [64].

В основі обчислювального методу ГА лежать випадкові зміни окремих матеріальних елементів живого організму при переході від покоління до покоління. Доцільні зміни, які полегшують виживання і виробництво нащадків в даних конкретних умовах зовнішнього середовища, які зберігаються і передаються потомству, тобто успадковуються. Особини, які не мають відповідних пристосувань, гинуть, не залишивши потомства або залишивши його менше, ніж пристосовані (вважається, що кількість потомства пропорційна ступеню пристосованості). Тому в результаті природного відбору виникає популяція з найбільш пристосованих особин, яка може стати основою нового виду.

Природний відбір відбувається в умовах конкуренції особин популяції, один з одним за ресурси. Для особин, які є найбільш пристосованими до навколишніх умов, імовірність перейти до відтворення нащадків буде більшою. Незадовільно пристосовані особини або не залишать потомства зовсім, або їх потомство буде нечисленним. Тому гени від високоадаптованих або пристосованих особин будуть поширюватися в зростаючій кількості нащадків на кожному наступному поколінні [64].

Таким чином, кожен конкретний генетичний алгоритм представляє імітаційну модель теорії біологічної еволюції або її варіанту. Разом з тим необхідно відзначити, що самі дослідники біологічної еволюції ще не до кінця визначилися з критеріями і методами визначення ступеня суттєвості для підтримуваної ними теорії еволюції тих чи інших біологічних процесів, які власне, моделюються в генетичних алгоритмах. У Додатку В наведено приклад генетичного алгоритму.

Робота ГА є ітераційним процесом, який продовжується до тих пір, поки покоління не перестануть істотно відрізнятися один від одного, або не пройде задана кількість поколінь або заданий час. Для кожного покоління реалізуються відбір, кросовер (схрещування) і мутація [64, 65] з перенесенням найбільш релевантних характеристик в наступне покоління.

3.2. Критерій ефективності ректени

3.2.1. Специфікація алгоритму синтезу геометричної форми броньового осердя.

3.2.1.1. Генерація початкової популяції. Генерується початкова популяція, що складається з N особин з випадковими наборами ознак. Індивід популяції X , це вектор який відповідає розв'язку фітнес-функції (оптимізаційної функції). Цей вектор містить значення вхідних параметрів для подальшого знаходження значень фітнес-функції [66]:

$$X = (X_1, X_2, \dots, X_i). \quad (3.1)$$

Отже, окремий індивід X містить i -параметрів $X_1, X_2, \dots, X_i$. Тип представлення параметрів називають генотипом. У випадку коли необхідне цілочисельне значення параметрів, а не дійсне, використовується пряме заокруглення, або створюється заокруглене дочірнє значення змінної (3.2),

$$X_{i,int} = \text{round}(X_i). \quad (3.2)$$

Вибір генотипу важливий, оскільки він може вплинути на організацію ГА і спосіб оцінки особин. У випадку необхідності модифікації форми випромінювальної ректени змінними параметрами кожної особини є геометричне положення точок проекції броньового осердя та котушки:

$$X = ([x_1, y_1], [x_2, y_2], \dots, [x_{10}, y_{10}]). \quad (3.3)$$

3.2.1.2. Керування обмеженнями. При необхідності M обмежень $g_1, g_2, \dots, g_m$ задачі організовано у вектор G наступним чином:

$$G = (g_1, g_2, \dots, g_m). \quad (3.4)$$

В даному випадку застосовані геометричні обмеження, пов'язані з фізичною реалізованістю броньового осердя (рис. 3.2) випромінювальної ректени — G_1, G_2 та недопустимістю розташування ректени ближче ніж 10 мм до першого шару біооб'єкту — G_3 :

$$\begin{cases} G_1 = ([x_2 > x_1], [x_3 > x_4], [x_6 > x_5], [x_8 > x_7], [x_9 > x_{10}]) \\ G_2 = ([y_{1,2} = 0], [y_{3,4} > y_{1,2}], [y_{5,6} > y_{3,4}], [y_7 \geq y_5], [y_{9,10} > y_{7,8}]) \\ G_3 = [x_i \leq x_{max}] \end{cases} \quad (3.5)$$

При виконанні умови обмежень на значення фітнес-функції особини накладається штраф, який забезпечить непроходження її в наступне покоління.

3.2.1.3. Боротьба за існування. Щоб кількісно визначити якість особини, застосовується фітнес-функція $F(X)$. Як правило, фітнес-функція пов'язує з кожною особиною значення, яке визначає його ймовірність бути обраним батьком на етапі відбору або пережити наступне покоління. Фітнес-функцією обчислюється абсолютна пристосованість кожної особини популяції до умов середовища $f(i)$ і сумарна пристосованість особин популяції, характеризує пристосованість всієї популяції. Потім при пропорційному відборі для кожної особини обчислюється її відносний внесок у сумарну пристосованість популяції $P_s(i)$, тобто відношення її абсолютної пристосованості $f(i)$ до сумарної пристосованості всіх особин популяції (3.6):

$$P_s(i) = \frac{f(i)}{\sum_{i=1}^N f(i)} \quad (3.6)$$

У виразі (3.6) відразу виникає можливість порівняння абсолютної пристосованості i -ї особини $f(i)$ не з сумарною пристосованістю всіх особин популяції, а з середньою абсолютною пристосованістю особини популяції (3.7):

$$\bar{f} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N f(i) \quad (3.7)$$

Тоді отримаємо (3.8):

$$P(i) = \frac{f(i)}{\bar{f}} = \frac{f(i)}{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N f(i)} \quad (3.8)$$

Якщо взяти логарифм за основою 2 від виразу (3.8), то отримаємо кількість інформації, що міститься в ознаках особини про те, що вона виживе і дасть потомство (3.9).

$$I(i) = \log_2 \frac{f(i)}{\bar{f}} \quad (3.9)$$

Необхідно відзначити, що ця формула співпадає з формулою для семантичної кількості інформації Харкевича [67], якщо метою вважати індивідуальне виживання і продовження роду. Це означає, що навіть формально пристосованість особини являє собою кількість інформації, що міститься в її фенотипі про продовження її генотипу в наступних поколіннях.

Оскільки кількість потомства особини пропорційна її пристосованості, то природно вважати, що якщо ця кількість інформації:

- позитивна, то дана особина виживає і дає потомство, чисельність якого пропорційна цій кількості інформації;
- дорівнює нулю, то особина доживає до статевозрілого віку, але потомства не дає (його чисельність дорівнює нулю);
- менше нуля, то особина гине до досягнення статевозрілого віку.

Таким чином, можна зробити фундаментальний висновок, про те, що природний відбір являє собою процес генерації та накопичення інформації про виживання і продовження роду в ряді поколінь популяції, як системи.

Це нагромадження інформації відбувається на різних рівнях ієрархії популяції, як системи, що включає:

- елементи системи: окремі особини;
- взаємозв'язку між елементами: відносини між особинами в популяції, що забезпечують передачу наступним поколінням максимальної кількості інформації про їх виживання і продовження роду (шляхом схрещування найбільш пристосованих особин і спадкування раціональних придбань);
- мету системи: збереження і розвиток популяції, що реалізується через цілі особин: індивідуальне виживання і продовження роду.

Фенотип відповідає генотипу і являє собою його зовнішній прояв в ознаках особини. Особина взаємодіє з навколишнім середовищем та іншими особинами у відповідності зі своїм фенотипом. У разі, якщо ця взаємодія вдала, то особина передає генетичну інформацію, яка визначає фенотип наступних поколінь.

3.2.1.4. Зміна поколінь. Початок циклу формування нового покоління. Селекція (відбір) здійснюється пропорційним відбором особин, які можуть брати участь у продовженні роду. Відбираються тільки ті особини популяції, у яких кількість інформації у фенотипі і генотипі про виживання і продовження роду більше нуля, причому ймовірність вибору пропорційна цій кількості інформації.

Як тільки значення фітнес-функції буде призначено кожній особі покоління, частина з них будуть обрані щоб розпочати процес розмноження. Чим більша індивідуальна пристосованість, тим більший його шанс вибору цієї особини. Найбільш ефективні особини, швидше за все, будуть переведені в наступне покоління, тоді як найслабші — зникають. Теоретично, якби не було ні кросоверу, ні мутації, то копії найпристосованішої особини повністю заповнять пул популяції, що призводить до передчасного наближення ГА до локального максимуму і відсутності подальшого прогресу.

3.2.1.5. Кросовер (схрещення). Відібрані для продовження роду на попередньому етапі особини із заданою вірогідністю P_c піддаються кросоверу (схрещуванню, рекомбінації).

Якщо кросовер відбувається, то нащадки отримують по половині випадковим чином відібраних ознак від кожного з батьків. Чисельність потомства пропорційна сумарній пристосованості батьків. У деяких варіантах ГА нащадки після своєї появи замінюють собою батьків і переходять до мутації.

Одноточковий кросовер полягає у випадковому виборі точки поділу в генотипі для обох батьків. Потім цю точку можна розмістити між будь-якою парою параметрів у векторі X . Двоє дітей отримуються шляхом обміну значеннями параметрів, які знаходяться до (або після) цієї точки поділу.

Аналогічно, двоточковий кросовер включає дві випадкові точки поділу в генотипі, і лише параметри, розташовані між ними (або зовні їх) обмінюються.

Рівномірний кросовер полягає в окремій оцінці кожного параметра від двох батьків і довільному виборі між ними для створення нащадків. Як результат,

генотип нащадків — це суміш двох батьків. Ймовірність вибору параметрів з батьківського, як правило, встановлюється на $1/2$.

У попередніх методах кросоверу точні значення параметрів батьків передаються до нащадків. Однак, арифметичним кросовером можна сформувати (як у справжніх генотипів) нащадків зі значеннями параметрів відмінних від батьківських. Арифметичний кросовер полягає у взятті середніх значень параметрів у двох батьків щоб сформувати одного нащадка.

Якщо кросовер не відбувається, то вихідні особини одразу переходять на стадію мутації.

3.2.1.6. Мутація. На даному етапі виконуються оператори мутації. При цьому ознаки нащадків з імовірністю P_m випадковим чином змінюються на інші. Зазначимо, що використання механізму випадкових мутацій ріднить генетичні алгоритми з таким широко відомим методом імітаційного моделювання, як метод Монте-Карло.

Мутація дозволяє внести різноманітність серед популяції. Більш конкретно, це дає особині, яка потрапила в локальний максимум можливість врятуватися від нього. Може застосовуватись випадкова мутація, рівномірна мутація або Гаусова мутація.

3.2.1.7. Оцінювання пристосованості нащадків фітнес-функцією. Після створення нащадків (оператори відбору та кросоверу) та мутації (оператори мутації), повинна бути встановлена стратегія заміщення. В основному оператор заміни визначає, як нащадки замінюють батьків для наступного покоління.

Повна заміна полягає в повному заміщенні осіб зі старої популяції нащадками. Однак кількість нащадків у кожному поколінні загалом не така велика, як кількість особин у популяції. Також може застосовуватися зворотна заміна, що полягає у заміні k найгірших особин зі старої популяції на k найкращих нащадків (або всіх нащадків). Деякі додаткові умови можуть бути застосовані до заміни. Наприклад, можливість для нащадка замінити особину лише за умови кращого значення фітнес-функції.

3.2.1.8. Перевірка. На даному етапі здійснюється контроль на предмет того, чи всі відібрані особини дали потомство. Якщо ні, то відбувається перехід до мутації та продовжується формування нового покоління, інакше – покоління змінюється на наступне.

3.2.1.9. Зміна поколінь

- Нащадки поміщаються в нове покоління.
- Найбільш пристосовані особини зі старого покоління переносяться в нове, причому для кожної з них це можливо не більше заданої кількості разів.
- Отримана нова популяція заміщає собою стару.

3.2.1.10. Умови зупину генетичного алгоритму. Вихід з генетичного алгоритму відбувається або тоді, коли нові покоління перестають істотно відрізнятися від попередніх, тобто, «алгоритм сходиться», або коли пройдено задану кількість поколінь чи заданий час роботи алгоритму (щоб не було "зациклення" і динамічного зависання у разі, коли рішення не може бути знайдено в заданий час). Якщо ГА зійшовся, то це означає, що рішення знайдено, тобто отримано покоління, ідеально пристосоване до умов даної фіксованої середовища проживання [64], а інакше — початок формування нового покоління.

3.2.2. Розробка генетичного алгоритму у програмному середовищі MATLAB

Для цього використано додаток Global Optimization Toolbox [68]. У продукті використовуються технології передачі інформації, моделювання на основі фізичних законів і когнітивне моделювання прийому сигналів, техніка фільтрації сигналів та глобальної оптимізації, метод симуляції на основі готових алгоритмів і шаблонів. Рішення допомагає вирішувати складні проблеми і підтримує можливість використовувати паралельні обчислення для прискорення розрахунків.

Проведено експериментальні дослідження з використанням комплексу програм для інженерного моделювання ELCUT [69] (Додаток Г) та пакету прикладних програм MATLAB, що дало змогу реалізувати генетичний алгоритм

синтезу з метою створення вузьконапрямленої випромінювальної ректени з високим коефіцієнтом передачі.

У випадку застосування генетичного алгоритму задача формується таким чином, щоб її вирішення могло бути представлено в вигляді масиву подібного до інформації складу хромосоми. Випадковим чином в масиві створюється кількість n початкових елементів «осіб», або початкова популяція. Особи оцінюються з використанням фітнес-функції, в результаті якої кожній особі присвоюється певне значення пристосованості, яке визначає імовірність та можливість виживання особи. Після цього з використанням отриманих значень пристосованості вибираються особи, допущені до схрещення (селекція). До осіб застосовуються такі "генетичні оператори", як оператор схрещення (crossover) і оператор мутації (mutation), створюючи наступне покоління осіб. Особи наступного покоління також оцінюються фітнес-функцією, опрацьовуються застосуванням генетичних операторів селекції й мутації. Так моделюється еволюційний процес, що відбувається впродовж кількох життєвих циклів (поколінь), поки не буде виконано критерій зупинки алгоритму. Таким критерієм є знаходження оптимального рішення чи вичерпання часу або числа поколінь, що відведені на еволюцію [64]. Для поставленої задачі було прийнято рішення скласти алгоритм наведений на рис. 3.2.

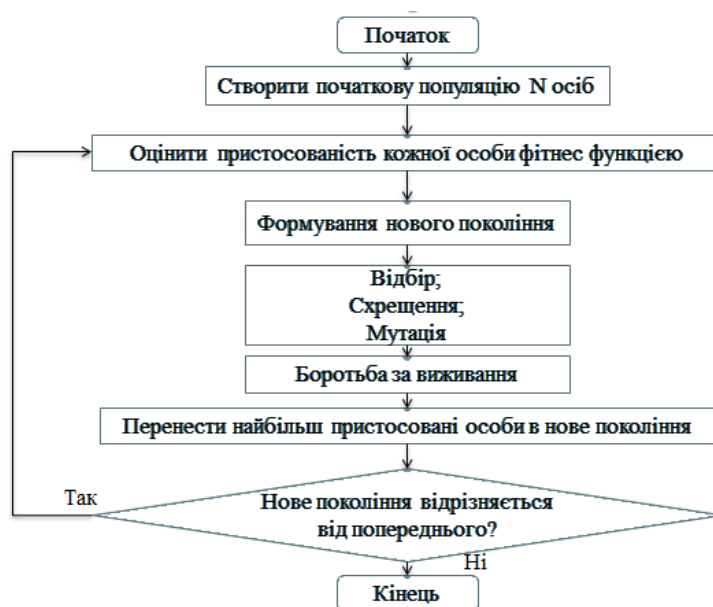


Рис. 3.2. Генетичний алгоритм пошуку оптимальної форми осердя випромінювальної ректени

Після розробки утилітою GAtool програмного середовища MATLAB отримано код генетичного алгоритму, наведений в Додатку Д.

3.3. Розробка спрощеного тестового генетичного алгоритму

Для оптимізації параметрів ГА виконано експеримент: випробувано багатокритеріальну функцію з єдиним оптимальним розв'язком:

$$\begin{aligned} \text{function } f &= \text{test1}(x) \\ f(1) &= x(1)^4 - 10 * x(1)^2 + x(1) * x(2) + x(2)^4 - (x(1)^2) * (x(2)^2); \\ f(2) &= x(2)^4 - (x(1)^2) * (x(2)^2) + x(1)^4 + x(1) * x(2); \end{aligned} \quad (3.10)$$

Шляхом багатократних повторень експерименту та перебору параметрів було визначено оптимальні параметри ГА для максимальної швидкодії та точності результатів. Після налаштування усіх опцій алгоритму досягнуто швидкодії в 3,5 покоління за секунду. Результат обчислень при кількості поколінь 200 було обраховано за 54 секунди. Точність розрахунку достатньо наблизилась до значень, обчислених прямим розв'язком системи.

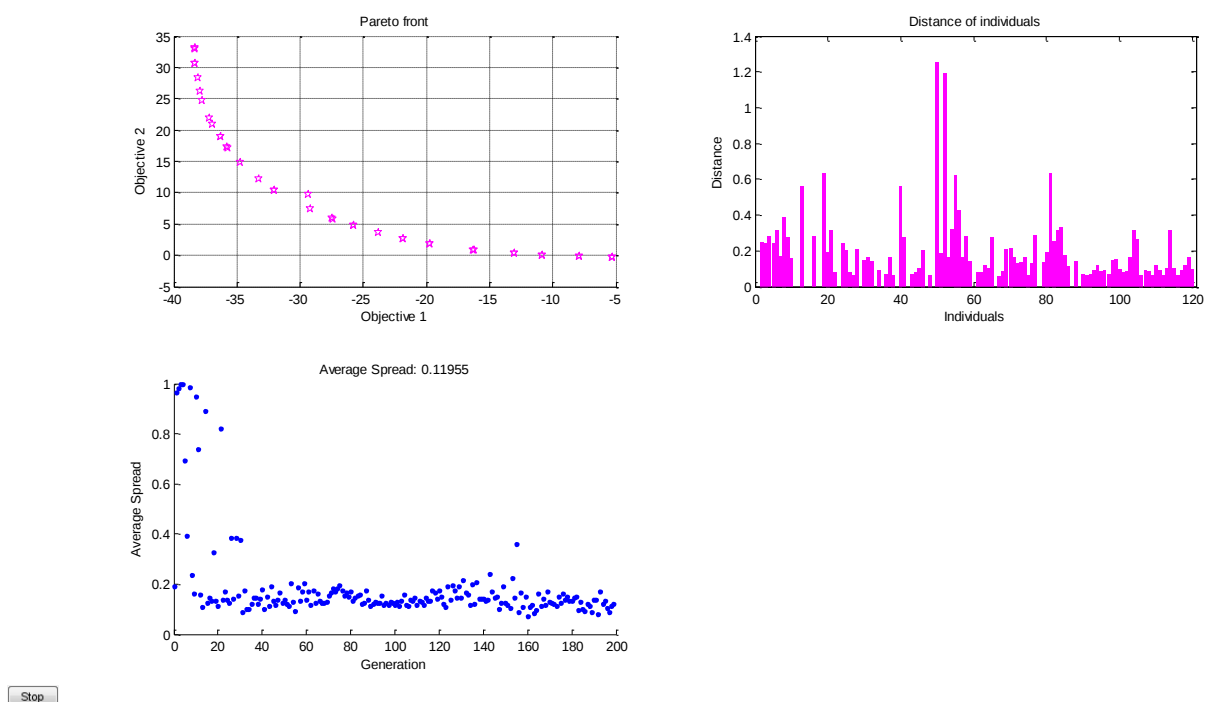


Рис. 3.3. Візуалізація роботи генетичного алгоритму

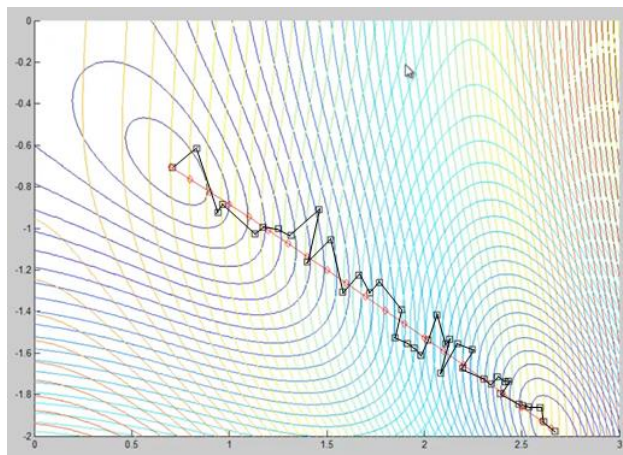


Рис. 3.4. Результат роботи генетичного алгоритму

На рис 3.4. зображено контурний графік функції 3.1 (синім), оптимальний розв'язок (червона лінія), та розв'язок, досягнутий ГА (чорна лінія).

За результатами експерименту можна виділити такі фази роботи ГА:

1. Фаза бездіяльності: значення фітнес функції для всіх осіб близькі до нуля, схрещення не дає результатів, випадкові мутації знижують одні характеристики осіб і в рівній степені підвищують інші, але на загальній картині це не позначається. Кількість потенційно корисних мутацій накопичується у різних осіб популяції. Швидко вивести еволюцію з першої фази допомагає високе значення мутації.

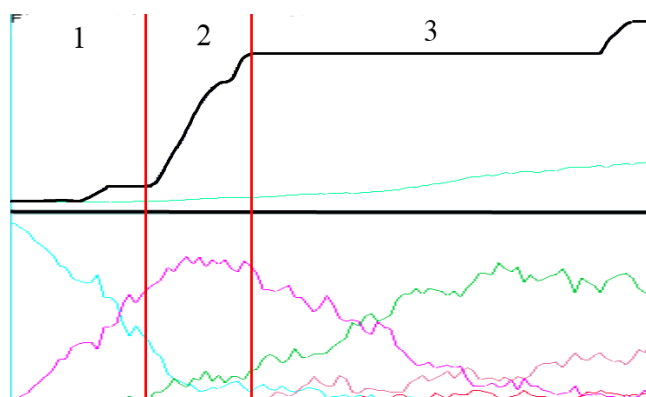


Рис. 3.5. Фази роботи генетичного алгоритму

2. Фаза різкого росту пристосованості: в результаті одного успішного схрещування з'являються особа-лідер зі значенням фітнес функції на порядок

більшим, ніж в решти осіб, на графіку Best fitness спостерігається різкий стрибок. При схрещенні лідера з іншими особами популяції проявляються їх потенційно корисні мутації, на графіку Best fitness спостерігається серія малих стрибків. Фактично генетичний алгоритм у цій фазі є найбільш продуктивним. Подовжити цю фазу допомагає точне налаштування функції схрещування.

3. Фаза остаточного розвитку. Після різкого росту можливості для розвитку, закладені у ГА, вичерпуються. Популяція наповнюється практично однаковими особами. Середнє по популяції значення пристосованості наближається до максимального. Власне, подальший розвиток з'являється лише при дуже малих значеннях мутації, оскільки значні мутації лише погіршують характеристики осіб, які пристосовувались до умов задачі протягом тисяч поколінь [70].

3.4. Розробка програмного забезпечення для синтезу ректени

При розробці генетичного алгоритму для синтезу випромінювальної ректени системи черезшкірного живлення електрокардіостимулятора було використано програмні середовища ELCUT та MATLAB, оскільки ELCUT дає змогу моделювати магнітні поля та виводити графіки їх напруженості, а MATLAB підтримує експорт даних з ELCUT [69], а також за допомогою вбудованого модуля Global Optimization Toolbox [68] дозволив побудувати генетичний алгоритм (Рис. 3.2).

Таблиця 3.1

Таблиця позначень фізичних і алгоритмічних (ГА)

Елементи ГА	Позначення елементів
Особина	файл симуляції системи черезшкірного трансферу електроенергії в програмі ELCUT (рис. 4)
Ген	значення геометричних координат 10 точок осесиметричної проекції осердя та обмотки випромінювальної ректени (рис. 5)
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

Продовження, Таблиця 3.1

Елементи ГА	Позначення елементів
Популяція	множина особин з 12 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 мм до 0,2 мм
Нащадки	особини, які утворились внаслідок схрещення та заповнюють $i+1$ популяцію замість не пристосованих особин з попереднього покоління

В полі Fitness function вказується функція, яку необхідно оптимізувати у вигляді @fitnessfun, де fitnessfun.m – назва М-файлу, в якому попередньо необхідно описати фітнес-функцію. М-файл створюється в середовищі MATLAB через меню File->New->M-File.

В панелі Constraints задаються лінійні обмеження параметрів або нелінійну обмежуючу функцію. В полі Linear inequalities задається лінійне обмеження нерівністю 3.11:

$$A \cdot x \leq b. \quad (3.11)$$

В поле Linear equalities даної панелі задаються лінійні обмеження рівнянням вигляду (3.12):

$$A \cdot x = b. \quad (3.12)$$

В обох випадках A – матриця, b – вектор.

В полі Number of variables вказується кількість незалежних змінних параметрів функції. Для вирішення поставленої у меті задачі обрано 10 змінних параметрів осесиметричної проекції осердя випромінювальної ректени (рис. 3.6).

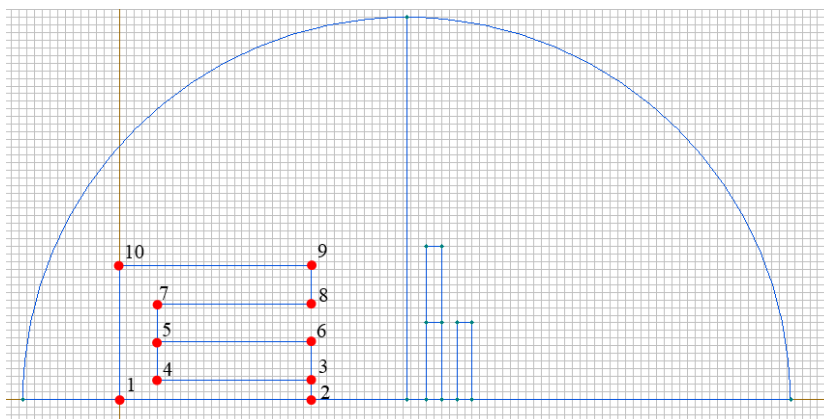


Рис. 3.6. Змінні параметри у генетичному алгоритмі

Для розрахунку змінних магнітних полів у програмному середовищі ELCUT використовується метод скінченних елементів – чисельний метод рішення диференціальних рівнянь з приватними похідними, а також інтегральних рівнянь, що виникають при вирішенні завдань прикладної фізики. Метод широко використовується для вирішення завдань механіки деформованого твердого тіла (опору матеріалів), теплообміну, гідродинаміки і електродинаміки. Метод скінченних елементів (МСЕ) потребує значного об'єму пам'яті, але із швидким розвитком комп'ютерів ця проблема була вирішена. Тому у більшості сучасних програмних засобів реалізований саме МСЕ. Цей метод дозволяє розраховувати магнітні поля для об'єктів зі складною геометрією та нелінійними характеристиками конструктивних елементів.

При розрахунку у програмі Coil [71] отримано такі фізичні параметри ректени:

- діаметр котушки $\varnothing = 25$ мм;
- кількість витків $n = 326$;
- фактор упаковки 0,7;
- індуктивність $L = 1,903$ мГн;
- діаметр дроту $\varnothing = 0,2$ мм;

- матеріал дроту – мідь марки ПММ;
- внутрішній опір $Z_r = 13.95$ Ом.

Методика розрахунку магнітного поля ректени в програмі ELCUT [72]:

1. Створення нової задачі.
2. Введення параметрів задачі.
3. Задання геометрії, міток об'єктів та побудова сітки.
4. Введення даних про матеріал і граничні умови.
5. Розв'язання задачі.
6. Перегляд результатів і розрахунок інтегральних величин.

Розв'язання задачі: за основу взято котушку індуктивності з Ш-подібним сердечником.

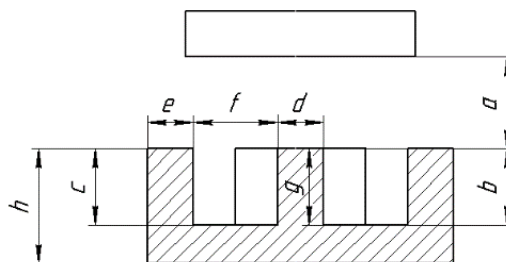


Рис. 3.7. Геометрія моделі осердя

Для наочності побудовано 3D-ілюстрацію не оптимізованої випромінювальної та приймальної ректени (рис. 3.8).

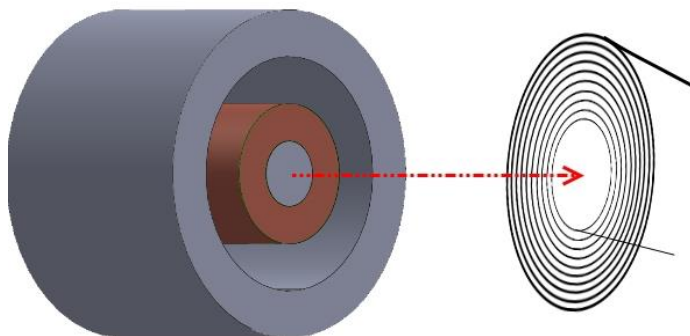


Рис. 3.8. Не оптимізована система трансферу електромагнітної енергії

Етапи розв'язування задачі:

1. Створити нову задачу: меню „Файл” – „Створити” – „Задача ELCUT”.
2. Ввести параметри задачі.
 - 2.1. Тип задачі: „Магнітне поле змінних струмів”.
 - 2.2. Клас моделі: „Осесиметрична”.
 - 2.3. Одиниці довжини: „Міліметри”.
3. Задати геометрію, мітки об'єктів та побудувати сітку (рис. 3.9).
 - 3.1. Задати властивості матеріалів окремих блоків моделі (детально описано у довідці програми): повітря, сталь і котушка.
 - 3.2. Задати нульову граничну умову Діріхле на зовнішній межі області.
 - 3.3. Задати крок дискретизації сітки у властивостях вузлів моделі.

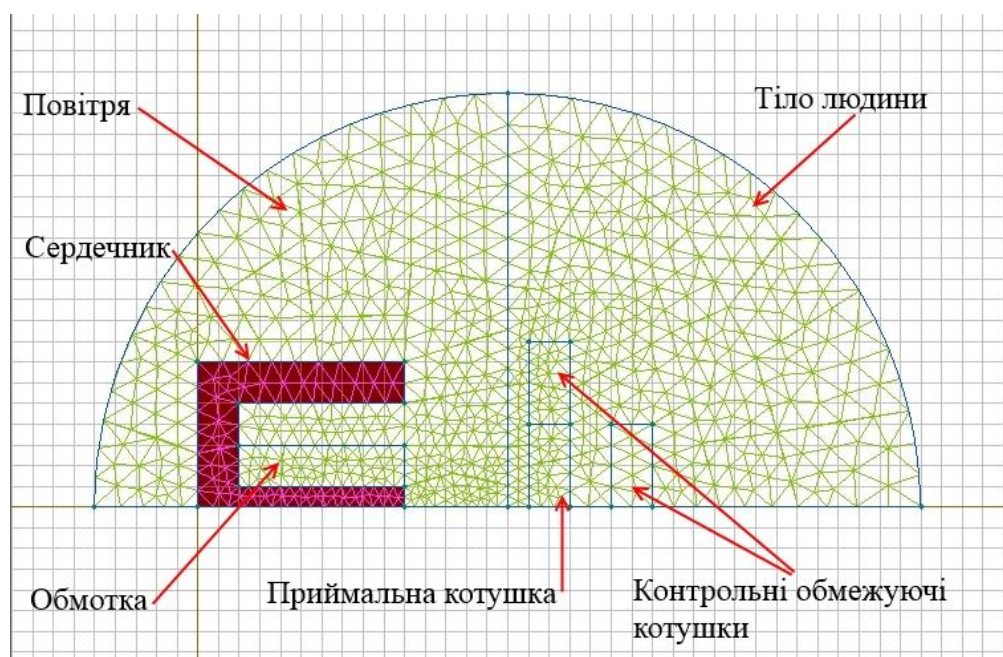


Рис. 3.9. Геометрія моделі у вікні програми ELCUT

4. Ввести дані про матеріал і граничні умови: для повітря —магнітна проникність $\mu=1$, електропровідність $\rho =0$ См/м; для шкіри — $\mu=5.472e-4$, $\rho = 1.116e+3$ См/м; для жирової тканини — $\mu= 2.446e-2$, $\rho = 8.039e+1$ См/м [73, 74]; для фериту марки М2000НМ – криву намагнічування [75]; для котушки – МРС, для міді для граничних умов – значення магнітного потенціалу нуль. Частота струму на випромінювальній ректені

$f=120$ кГц [76]. Температура повітря, випромінювальної котушки та сердечника — 20°C ; температура шкіри, жиру, приймальної котушки, контрольних зон — 37°C . На випромінювальній ректені кількість витків $n=1000$; напруга $U=12$ В, сила струму $I=500$ мА [77].

5. Створити електричні кола випромінювальних та приймальних ректен та з'єднати їх з відповідними блоками матеріалів (рис. 3.10);

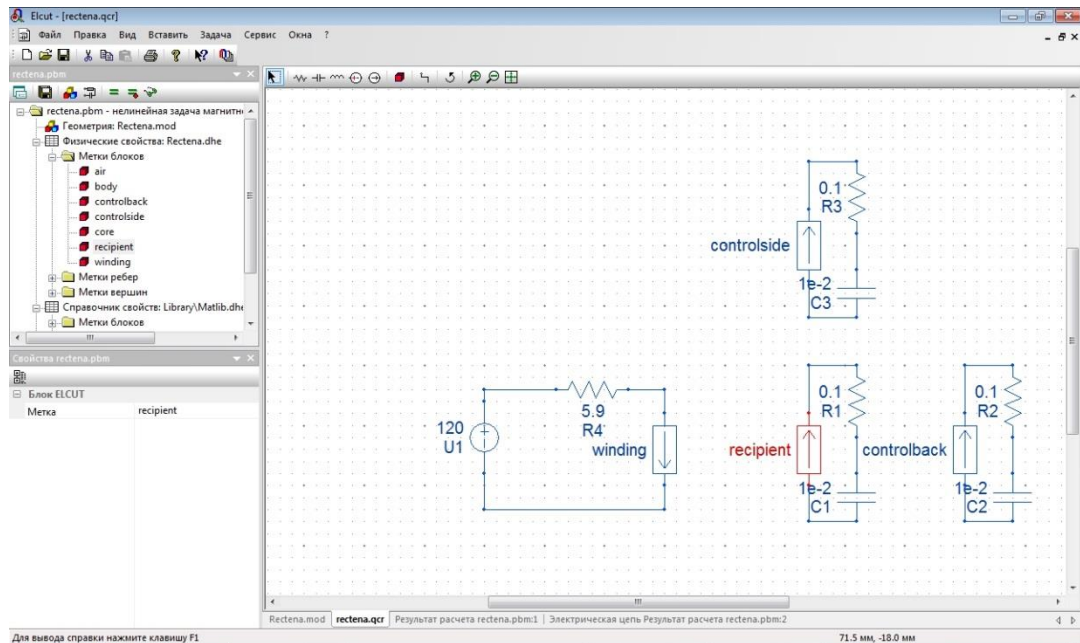


Рис. 3.10. Створення електричного кола, зв'язаного з блоками матеріалів

6. Автоматична побудова сітки.

7. Розв'язання задачі.

8. Перегляд результатів і розрахунок інтегральних величин [78] (рис. 3.11).

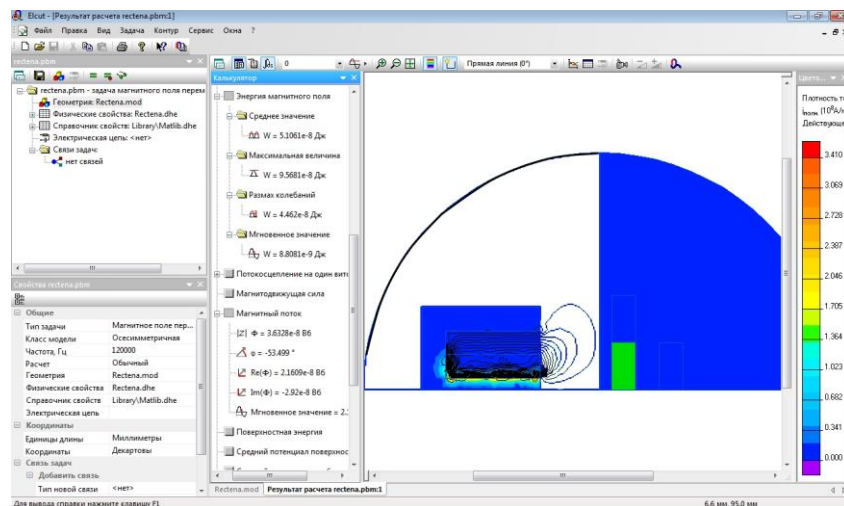


Рис. 3.11. Перегляд результатів розрахунку

Очевидно, що дана конфігурація ректени не є ефективною дана конфігурація ректени не є ефективною — потужність отримана на приймальній ректені становить $2,6 \cdot 10^{-6}$ Вт. Тому для оптимізації геометричної форми ректени використано алгоритм, створений на попередніх етапах дослідження у середовищі Matlab. Для поставленої задачі створено фітнес-функцію (Додаток Ж) з використанням міжпрограмних зв'язків на платформі Component Object Model [71] (Додаток К). Від візуалізації роботи ГА довелось відмовитись, оскільки час моделювання одного циклу без виведення графіків складає $35 \div 55$ секунд, а на один цикл з візуалізацією йде близько 120 секунд.

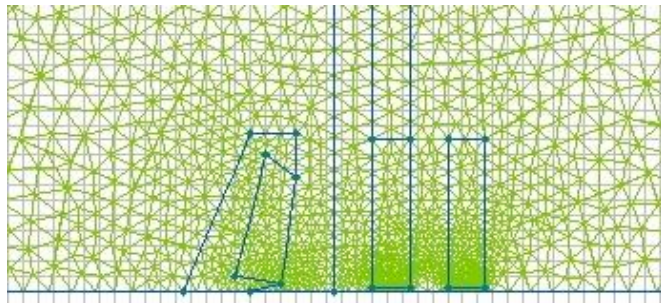


Рис. 3.12. Геометрія оптимізованої ректени

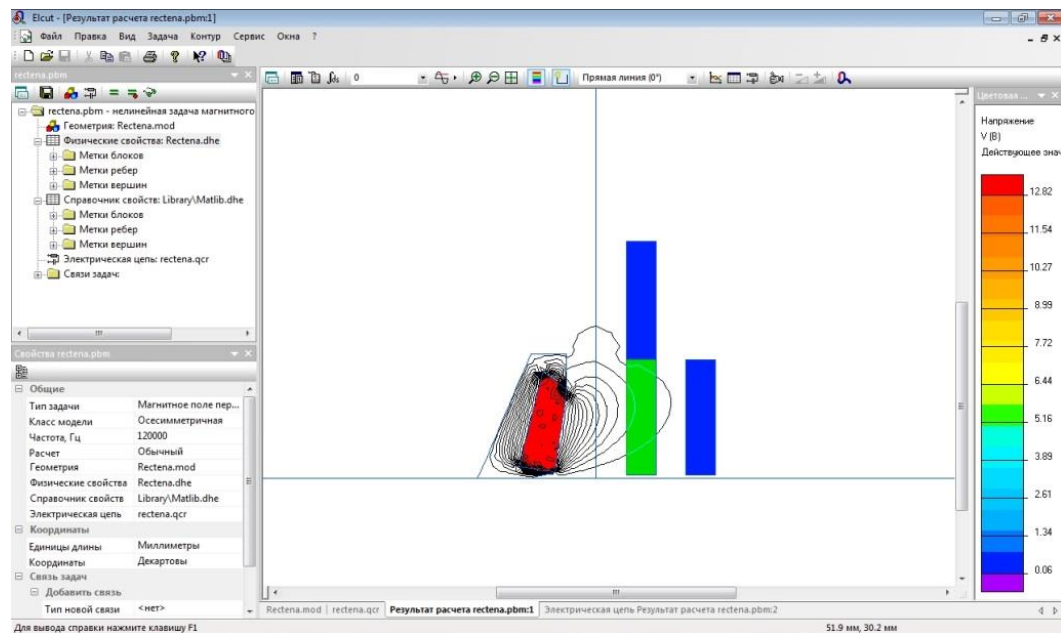


Рис. 3.13. Оптимізоване магнітне поле, випромінюване ректеною

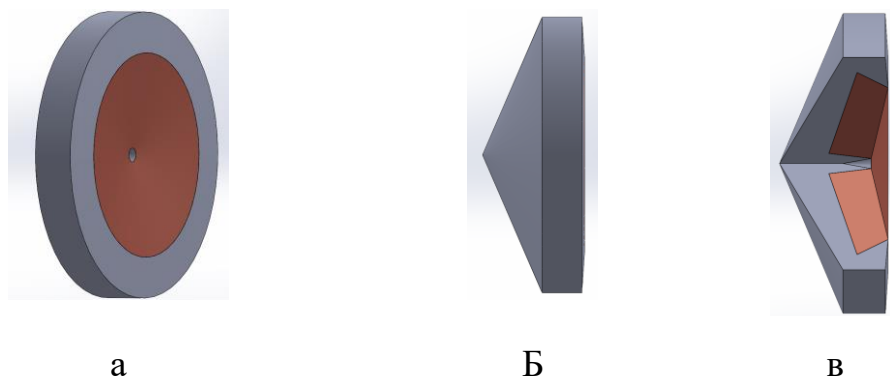


Рис. 3.14. Об'ємна ілюстрація оптимізованої випромінювальної ректени в проекціях (а, б) та з розрізом по сектору 90° (в)

В результаті експерименту тривалістю 15 годин та 527 поколінь (рис. 3.13) отримано оптимізовану конфігурацію ректени, наведену на рис. 3.12, рис. 3.13. Об'ємну ілюстрацію найбільш пристосованої особини показано на рис. 3.14. З даною конфігурацією випромінювальної ректени потужність, отримана на приймальній ректені становить 1,6 Вт, що є достатнім значенням потужності для заряджання вбудованого в імплантат акумулятора. Враховуючи, що нульове покоління мало значення пристосованості відмінні від нуля, то завдяки встановленню значення мутації 0,8 вдалося частково здійснити першу фазу навчання генетичного алгоритму. Тому 15 годин експерименту припали переважно на другу фазу – різкого росту. Завдяки цьому спостережено значне збільшення пристосованості осіб за відносно невелику кількість поколінь.

3.5. Висновки до третього розділу

1. Створено програмне забезпечення, яке реалізує обраний генетичний алгоритм. Для цього використано програмні середовища ELCUT і MATLAB з можливістю міграції даних.

2. Отримані результати експериментальних досліджень дають змогу створити ректену з геометричними параметрами, необхідними для досягнення оптимальної направленості випромінювання.

РОЗДІЛ 4

ВЕРИФІКАЦІЯ СИСТЕМИ БЕЗПРОВІДНОГО ТРАНСФЕРУ ЕЛЕКТРОЕНЕРГІЇ

В розділі представлено методи верифікації контролю безпроводного трансферу електроенергії та їх результати. Верифікацію виконано шляхом комп'ютерного моделювання контрольованого трансферу електроенергії через шарувате біосередовище і порівняння його з неконтрольованим трансфером з неоптимізованою та оптимізованою ректеною. Результати верифікації опубліковано в [40, 59, 83, 84, 87, 88].

4.1. Режим та схема трансферу електроенергії

4.1.1. Технічний аспект проблеми верифікації джерела постачання електроенергії. В медичній практиці необхідність використання пристроїв імплантованих в тіло людини (біоімплантів) насамперед потребує вирішення проблеми вибору джерела постачання електроенергії. Кожен з активних біоімплантів (які здійснюють енергетичний вплив на організм людини), містить радіоелектронні елементи, та власний елемент електроживлення. Такий елемент знаходиться всередині носимого нерозбірного герметичного корпусу. На практиці використовують невідновлювані джерела енергії (батареї), ресурс роботи такого ЕСТ обмежений, а для заміни його необхідне оперативне втручання.

Проблему заміни елементів живлення біоімплантів вирішують застосуванням поновлюваних джерел енергії (акумуляторів), та методу безконтактної передачі енергії заряду акумулятора, який міститься у зовнішньому ношеному пристрої. Це дозволяє уникнути необхідності проведення багаторазових операцій при поновленні електроживлення, але вимагає: а) контролю стану елементу живлення електроенергією імплантату, б) підзаряджання його, в) безпроводного трансферу енергії до імплантату.

Ринок кардіостимуляторів вимагає їх подальшого функціонального ускладнення (відповідно збільшується споживання енергії) та мініатюризації, тоді як значного прогресу у збільшенні ємності незамінюваних елементів живлення не спостерігається.

Наприклад, кардіостимулятор фірми Biotronik, модель Iesto 7 Series, дублює всі ключові контури і давачі, виконує перманентний холтер моніторингу стану пацієнта, має широкий програмований діапазон налаштувань, функцію «сну», індуктивну котушку для передачі даних на зовнішній сканер-програматор. Його недоліки: висока ціна, більше споживання енергії порівняно з простішими аналогами, як наслідок — менший ресурс вбудованої батареї за рахунок необхідності зменшення її розмірів.

Тривалість роботи електрокардіостимулятора на одному елементі живлення становить 4-5 років для постійної роботи (режим водія кардіоритму) та 6-14 років для періодичної роботи (режим «on demand»). Термін закінчення ефективної роботи батареї кардіостимулятора призводить до погіршення роботи, або перебоїв у стимуляції серця. Пацієнт помічає цей стан за погіршенням самопочуття. В нових моделях кардіостимуляторів для визначення ефективної роботи батареї використовується магнітний тест (після прикладання магніту до стимулятора, він перемикається на тестову частоту 99 Гц). Коли термін ефективної роботи батареї завершується, пацієнту під загальним наркозом проводять операцію по заміні батареї. Отже, основним недоліком є необхідність регулярного інвазивного втручання.

Одним із методів вирішення цієї проблеми є розробка вчених Мічіганського університету, яка дає змогу заряджати акумулятор електрокардіостимулятора від власних скорочень серцевого м'язу. Вони використовують п'єзоелементи, які при механічних коливаннях серцевого м'язу з частотою від 20 до 600 Гц можуть забезпечувати достатній для роботи струм. Ця розробка перебуває на етапі лабораторних випробувань. Серед недоліків такого типу є клінічні обмеження щодо застосування такого методу. Зокрема при синдромі слабкості синусового вузла додаткове постійне навантаження на серцевий м'яз є вкрай небажаним.

У інших системах бездротового заряджання для передачі енергії використовують електромагнітне поле з нешкідливою для людського організму частотою (≈ 120 КГц), яка не спричиняє фібриляції серця, не нагріває тканин організму. Крім того, вони мають елементи керування режимами роботи, ергономічну конструкцію корпусу блоку високих частот, що зменшує небезпеку виникнення ускладнень при використанні приладу. Проте, випромінювальна антена (ректена) не має конструкції, яка би забезпечила належну спрямованість випромінювання, що знижує ефективність передачі електричної енергії.

Виходячи з даних про споживання енергії ЕСТ та даних про наявні системи бездротової передачі енергії, для підвищення ефективності передачі енергії електромагнітного поля до приймальної котушки імплантованого стимулятора необхідна верифікація:

- конструкції ректен;
- математичної моделі ректени перед стадією її синтезу;
- алгоритм синтезу форми ректени;
- оптимальність діаграми спрямованості її випромінювання електромагнітного поля;
- числові методи розв'язування рівнянь Максвелла, генетичні алгоритми, числові методи оптимізації, методи імітаційного моделювання в комплексі програм для інженерного моделювання ELCUT та пакеті прикладних програм MATLAB.

Режим безпроводного трансферу електричної енергії на імплантат визначає мета імплантації та стан імплантованого біооб'єкту.

Наприклад, для ІКД 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 ССС організму та типу самого акумулятора.

Звідси впливає схема трансферу енергії, наведені на Рисунку 4.1 (апробовано в [18]).

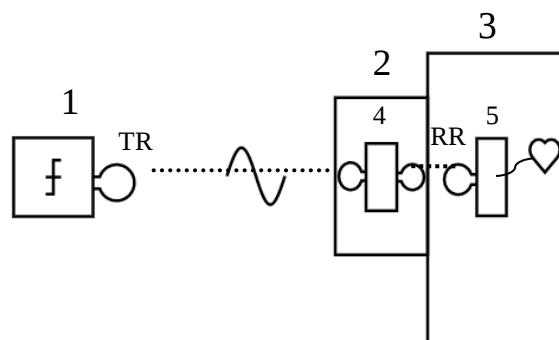


Рис. 4.1. Схема безпроводного трансферу енергії; 1 — зовнішнє джерело енергії, 2 — носій енергії, 3 — організм людини, 4 — пристрій для запасання та постачання енергії, 5 — імплантат, TR — ректени, RR — приймальні ректени імплантату, f — частота ЕМП; пунктирні лінії — безпроводні канали ЕМП

4.1.2. Особливості та варіанти технології безпроводного постачання енергії в імплантат, рис. 4.1. Імплантат (5) постійно перебуває в організмі (3) людини (наприклад, ІКД). Енергія постачається в імплантат (5) через його приймальну ректену RR з ректени (TR) носію енергії (2) через безпроводний канал. В носію енергії (2) міститься елемент (4) запасання енергії (акумулятор, [79, 80]) та приймальна ректена (RR), через яку в пристрій (2) передається енергія через безпроводний канал з ректени TR стаціонарного (клінічного), або “домашнього” (home portable medical) [81] зарядного пристрою (1).

Факторами забезпечення зменшення інвазії трансферу та підвищення його якості є значення частоти ЕМП [82], розміри, конструкція та матеріал ректен [14, 15], і властивості акумулятора [80]. Фактори розміру, матеріалу, конструкції та частоти суперечливі й залежні, що ускладнює пошук оптимальної реалізації трансферу за складним критерієм. Також необхідно враховувати фактори розсіювання трансферу в шаруватому середовищі, зокрема, біологічному.

4.2. Оцінювання впливу шаруватого середовища на трансфер ЕМП

Канал трансферу енергії складається з двох частин — від зовнішнього джерела (1) до ношеного пристрою (2), рис. 4.1, та від ношеного пристрою (2), через шкіру, до імплантату (5). Для підвищення ефективності трансферу важливо забезпечити оптимальні параметри та характеристики (діаграми) випромінювання відповідних ректен (TR), Рис. 4.1. Для контролю трансферу важливим є забезпечення зворотного зв'язку (рис. 2.9) для передачі даних про швидкість та рівні зарядженості акумулятора (4), рис. 4.1, та затрати енергії в другій частині трансфеєру (через шкіру).

Для оцінювання якості під час проектування та експлуатації систем ІКД в Розділах (2, 3) представлено математичні моделі та алгоритми оцінювання шляхом комп'ютерного моделювання параметрів та характеристик каналів трансферу (втрату енергії) та ректен (розмірів та геометричних форм) і діаграми випромінювання.

Основні вирази для оцінювання затрат енергії представлено в Розділі 2 (визначення значення скалярної хвильової функції, та коефіцієнту C , який дає змогу визначити зміну інтенсивності опромінення після кожного шару середовища, формули (2.5, 2.12, 2.13), алгоритм, рис. 2.9).

Алгоритм пошуку оптимальної форми та параметрів ректен представлено в Розділі 3.

4.3. Верифікація результатів дослідження

4.3.1. Вплив біосередовища на трансфер енергії ЕМП. Верифікувати зміну енергії виконано комп'ютерною симуляцією на базі математичної моделі трансферу (Програма наведена в Додатку Б). При монотонній зміні показника заломлення n від 1 до 5 та кута θ від 0 до π рад коефіцієнт C змінюється (рис. 4.2).

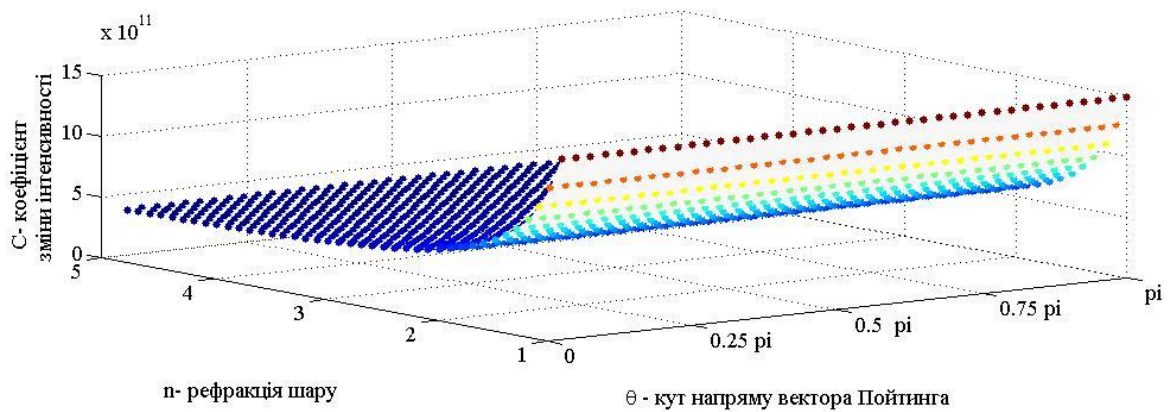


Рис. 4.2. Залежність коефіцієнту C від властивостей біосередовища, та кута між вектором Пойтинга та напрямом на приймальну ректену (рис. 4.1)

На рис. 4.2 значення коефіцієнту C від показника n заломлення біосередовища, який прямолінійно зростає у напрямі поширення ЕМП до приймальної ректени, зменшується, а за кутами між векторами Пойтинга та напрямом на приймальну ректену — не змінюється. На рис. 4.3 наведено діаграму векторів напруженості ЕМП у проекції осі x_3 , направленої на приймальну ректену; кут Θ на рис. 4.2 відповідний куту Θ_3 на рис. 4.3.

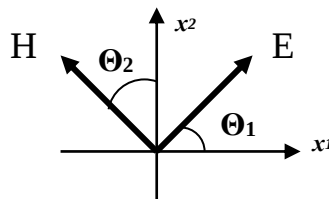


Рис. 4.3. Діаграма напруженості ЕМП у проекції за напрямом на приймальну ректену (вісь x_3 не позначено)

На рис. 4.2 наочно підтверджено вплив середовища на трансфер енергії через біосередовище (зміну інтенсивності ЕМП, зокрема, зменшення її), оскільки вони отримані на базі коректних теоретичних засад [25], та обґрунтованій в розділах 1 та 2 математичній моделі безпровідного трансферу енергії.

4.3.2. Обґрунтування та використання хвильової функції для оцінювання результату безпровідного трансферу енергії. При класичному представленні трансферу енергії хвилею розглядаються матеріальні явища руху хвилі, повно означають траєкторію, координати, і швидкість переміщення. Хвильова функція квантової механіки не локалізована в одній точці, хоча деколи є змога «зосередити» її в потрібній області (інтерпретацією, пертурбацією тощо) [83-86]. При описі безпровідного трансферу енергії в достатньо низькому діапазоні частот ЕМП поняття траєкторії втрачає сенс, а трансфер набирає лише терміну потоку енергії — інтенсивність (поток).

4.3.2.1. Метод стаціонарної фази (біжуча хвиля) [25]. Хвильова природа енергії, та явища, які виникають при трансфері її, дали змогу до представлення хвильової скалярної функції (через формулу Кірхгофа) для інтегрування виразу (2.4) по частині S' поверхні S ; s — відстань від будь-якої точки x', y', z' на опорній сфері до точки P (рис. 2.1) у вигляді:

$$U_{\omega}(X, Y, Z) = \frac{\omega}{2\pi c} \iint_{S'} \frac{1}{s} \exp\left[i \frac{\omega}{c} [L_{\omega}(x', y', z') + s]\right] dS, \quad (4.1)$$

де $L_{\omega}(x', y', z')$ — віддалі від фронту хвилі до точок частини S' поверхні опорної сфери S при частоті $\omega = 2\pi f$.

Біжуча хвиля, $\int g(z) \exp[ikf(z)] dz$, є адекватним представленням ЕМП яке використовуються в системах КІД (з $\omega = 2\pi f \sim 100$ кГц); також, є змога визначити подвійний інтеграл (4.1), використавши асимптотичний розклад —

$k^m \int_0^a x^{m-1} F(x) \exp(ikx) dx \rightarrow F(0) \Gamma(m) \exp\left(\frac{1}{2} i m \pi\right)$ гама функцією [25]. Тоді вираз біжучої

хвилі набуває вигляду: $\iint g(x, y) \exp[ikf(x, y)] dx dy$, а вираз (4.1) стає таким:

$$U_{\omega_0}(x_1, x_2) = \frac{\omega_0}{2\pi i c} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{1}{s} \exp \left[i \frac{\omega_0}{c} [L_{\omega_0}(x_1', x_2') + s] \right] dx_1 dx_2, \quad (4.2)$$

де x_1, x_2 — осі координат x, y ; $g(x, y) = 1/s$; $k = \frac{\omega_0}{c}$; $f(x, y) = L_{\omega_0}(x_1', x_2') + s$, (x_1', x_2') — координати точок на фронті хвилі та опорній сфері (рис. 4.4).

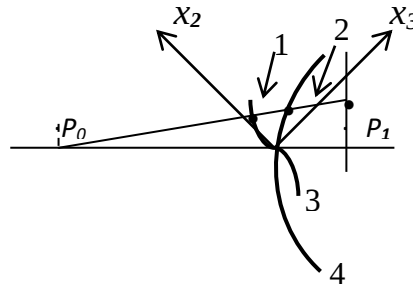


Рис. 4.4. До формули (4.2). 1 — віддаль $L_{\omega_0}(x_2', x_3')$ між точками на фронті хвилі та опорній сфері, 2 — віддаль s між точками на опорній сфері та приймальної ректени, 3 — фронт хвилі, 4 — опорна сфера, P_0 — вихід випромінювальної ректени, P_1 — вхід приймальної ректени

Асимптотичне представлення вагоме тільки в околах деяких (критичних) точок. Характерно, що в різних типах таких точок в членах їх знаходження з'являються різні степені k . Є три типи критичних точок (якщо не враховувати в асимптотичному розкладі критичні точки, які водночас належать кільком типам) [25].

Перший тип критичних точок визначає властивість:

$$\frac{\partial f}{\partial x} = \frac{\partial f}{\partial y} = 0 \rightarrow \frac{\partial L}{\partial x_1} = \frac{\partial L}{\partial x_2} = 0.$$

Враховуючи властивості напрямку та форми каналу трансферу енергії, за критичну точку вибрано початок координат — $(x_0, y_0) \rightarrow (x_{10}, x_{20})$. Тоді, відоме представлення [25]

$$f(x, y) = f(x_0, y_0) + \frac{1}{2} \alpha (x - x_0)^2 + \frac{1}{2} \beta (y - y_0)^2 + \gamma (x - x_0)(y - y_0) + \dots, \quad (4.3)$$

відповідно введеним позначенням координат, набуває вигляду

$$L(x_1, x_2) = L(x_{10}, x_{20}) + \frac{1}{2} \alpha (x_1 - x_{10})^2 + \frac{1}{2} \beta (x_2 - x_{20})^2 + \gamma (x_1 - x_{10})(x_2 - x_{20}) + \dots, \quad (4.4)$$

де тоді $\alpha = \partial^2 L / \partial x_1^2$, $\beta = \partial^2 L / \partial x_2^2$, $\gamma = \partial^2 L / \partial x_1 \partial x_2$ — частинні похідні також в початку системи координат (x_{10}, x_{20}) .

Заміною змінних, вибравши такі змінні ξ, η , що

$$L(x_1, x_2) = L(x_{10}, x_{20}) + \frac{1}{2} \alpha \xi^2 + \frac{1}{2} \beta \eta^2 + \gamma \xi \eta, \quad (4.5)$$

отримано асимптотичне наближення інтегралу $(\iint g(x, y) \exp[ikf(x, y)] dx dy)$ таке, що

дало змогу його визначити:

$$\begin{aligned} & g(x_0, y_0) \exp[ikf(x_0, y_0)] \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \exp\left[\frac{1}{2} ik(\alpha \xi^2 + \frac{1}{2} \beta \eta^2 + 2\gamma \xi \eta)\right] d\xi d\eta = \\ & = \frac{2\pi\sigma}{\sqrt{|\alpha\beta - \gamma^2|}} g(x_0, y_0) \frac{\exp[ikf(x_0, y_0)]}{k} \rightarrow \frac{c}{s\omega_0} \frac{2\pi\sigma}{\sqrt{|\alpha\beta - \gamma^2|}} \exp\left[i \frac{\omega_0}{c} L(x_{10}, x_{20})\right], \end{aligned} \quad (4.6)$$

$$\sigma = \begin{cases} +1 \text{ при } \alpha\beta > \gamma^2 \text{ } \alpha > 0 \\ -1 \text{ при } \alpha\beta > \gamma^2 \text{ } \alpha < 0, \\ -i \text{ при } \alpha\beta < \gamma^2 \end{cases} \quad (4.7)$$

де $\sqrt{\alpha\beta - \gamma^2} > 0$.

Вираз (4.6) тоді є асимптотичним наближенням виразу подвійного інтегралу (4.1).

4.3.2.2. Визначення скалярної хвильової функції. Для верифікації отриманих виразів вибрано параметри (Таблиця 4.1), які за величиною відповідають масштабу типового ІКД з черезшкірним трансфером енергії до імплантату [87] (інший випадок — заряджання акумулятора на ношеному ІКД, рис. 4.1).

Таблиця 4.1

Параметри каналу трансферу електроенергії на імплантат

Параметр	c	f_0	λ_0	Довжина каналу трансферу
Величина	$3 \cdot 10^8$ м/сек	120 кГц	2307.69 м	$L+s=0.015$ м

Формула асимптотичного наближення скалярної хвильової функції набула такого вигляду:

$$U_{\omega_0}(x_1, x_2) = \frac{c}{s\omega_0} \frac{2\pi i \sigma}{\sqrt{|\alpha\beta - \gamma^2|}} \exp\left[i \frac{\omega_0}{c} L(x'_{10}, x'_{20})\right]. \quad (4.8)$$

Початок системи координат обґрунтовано вибрано критичною точкою першого типу, тому:

$$\exp\left[i \frac{\omega_0}{c} L(x_{10}, x_{20})\right] \Big|_{L(x_{10}, x_{20}) \rightarrow 0} = 1, \quad (4.9)$$

і вираз квадрату модуля скалярної хвильової функції набирає вигляду

$$|U_{\omega_0}|^2 \approx \left(\frac{c}{sf_0}\right)^2 \frac{\sigma^2}{|\alpha\beta - \gamma^2|}, \quad (4.10)$$

де $\left(\frac{c}{sf_0}\right)^2$ — матеріальна, а $\frac{\sigma^2}{|\alpha\beta - \gamma^2|}$ — асимптотична частини наближення $|U_{\omega_0}|^2$,

які визначають близьку до джерела випромінювання віддаль L , та трансферну каналну s (відрізки 1 та 2 на рис. 4.4).

Вираз $\sigma / \sqrt{|\alpha\beta - \gamma^2|}$, де $\sqrt{\alpha\beta - \gamma^2} > 0$, визначається через координати (x'_{20}, x'_{30}) критичної (вагомої) точки (рис. 4.4) на фронті хвилі, та координати точки (x'_2, x'_3) на опорній сфері — за значеннями похідних $L(x'_2, x'_3)$ ($\alpha = \partial^2 L / \partial x_2^2$, $\beta = \partial^2 L / \partial x_3^2$, $\gamma = \partial^2 L / \partial x_2 \partial x_3$, та значенням σ (4.7).

Ректена на базі феритового ш-подібного осердя броньового типу з формуванням ефективної діаграми спрямування магнітного поля випромінює змінне поле (що необхідно для живлення ІКД). Для визначення величини α -, β -, γ -похідних використано формулу

$$L(x_2, x_3) = L_m \sin(2\pi f_0 t + \kappa l(x_2, x_3)), \quad (4.11)$$

де: $\kappa = 2\pi/\lambda_0 = 2\pi f_0/c$ — хвильове число, t , $l(.)$ — змінні часу та простору, L_m — амплітудне значення віддалі. На рис. 4.5 наведено графік за формулою (4.11) при $x_2 = x_3 = \overline{0, L_m}$, $t = 0$, f_0^{-1} (рис. 4.4, Таблиця 4.1, Додаток Л).

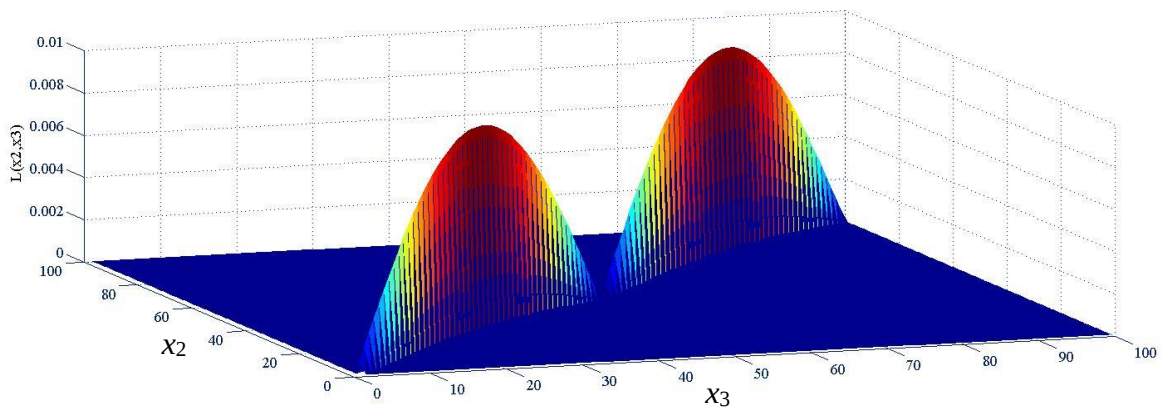


Рис. 4.5. Модель діаграми спрямування магнітного поля ректени на базі феритового Ш-подібного осердя броньового типу, $x_2 = x_3 = k\Delta L_m$, $t = k\Delta f_0^{-1}$, $k = \overline{1, 100}$.

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

Запропонований структурний синтез дельта-подібного феритового осердя (Розділ 3) дає змогу не тільки збільшити ефективність ректени на базі такого осердя, але й забезпечує використання запропонованого тут методу аналізу якості безпровідного трансферу (Розділ 2), оскільки тоді:

- початок координат буде на максимумі інтенсивності потоку МП;
- значення $\alpha = \partial^2 L / \partial x_2^2, \beta = \partial^2 L / \partial x_3^2, \gamma = \partial^2 L / \partial x_2 \partial x_3 \Big|_{\neq 0}$.

На рис. 4.6 наведено графік залежності $|U_{\omega_0}|$ від параметра s (4.10), в частині 2, рис. 4.4.

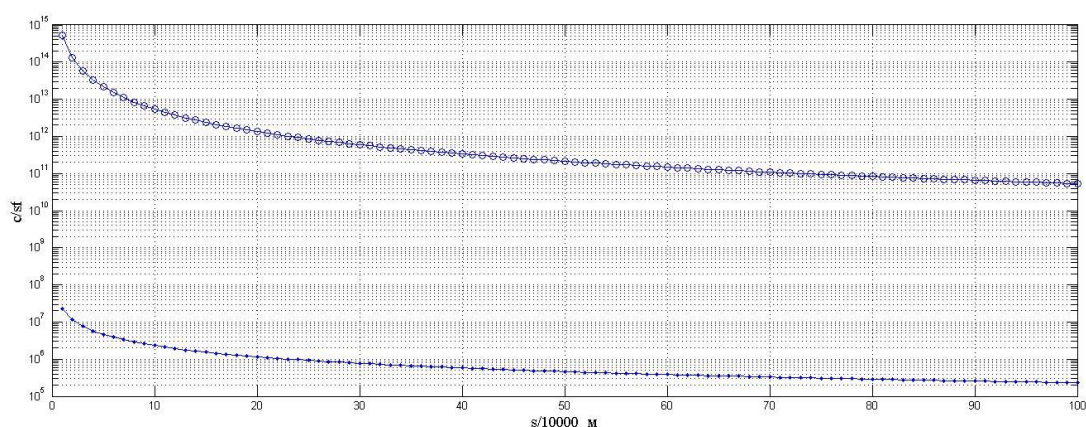


Рис. 4.6. Залежність значень скалярної хвильової функції $|U_{\omega_0}|$ (графік $|U_{\omega_0}|^2$ - зверху, а $|U_{\omega_0}|$ - знизу) в матеріальній частині (формула (4.10), $f_0=120$ kHz, $c=3 \cdot 10^8$ m/s).

Для визначення значень $\alpha = \partial^2 L / \partial x_2^2, \beta = \partial^2 L / \partial x_3^2, \gamma = \partial^2 L / \partial x_2 \partial x_3$ (Додаток М) отримано низку частинних похідних, з врахуванням їх діагональних властивостей.

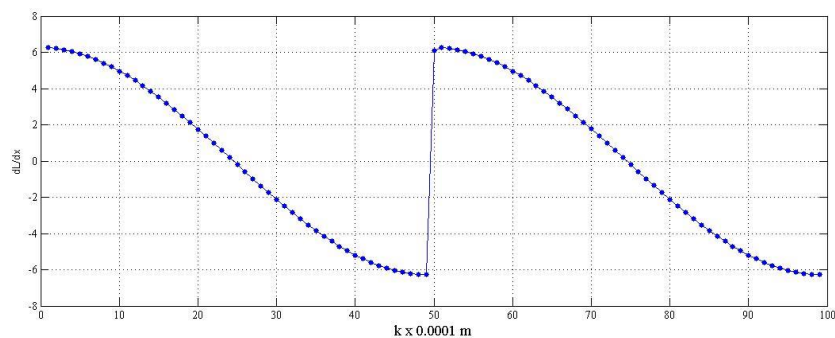


Рис. 4.7. Перша похідна, $\partial L / \partial x_2 = \partial L / \partial x_1$ (Рис. 4.5).

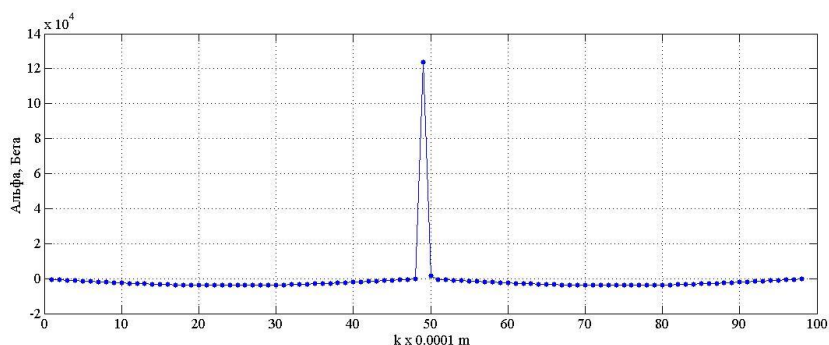


Рис. 4.8. Друга похідна, $\alpha, \beta: \partial^2 L / \partial x_2^2 = \partial^2 L / \partial x_1^2$, (Рис. 4.7).

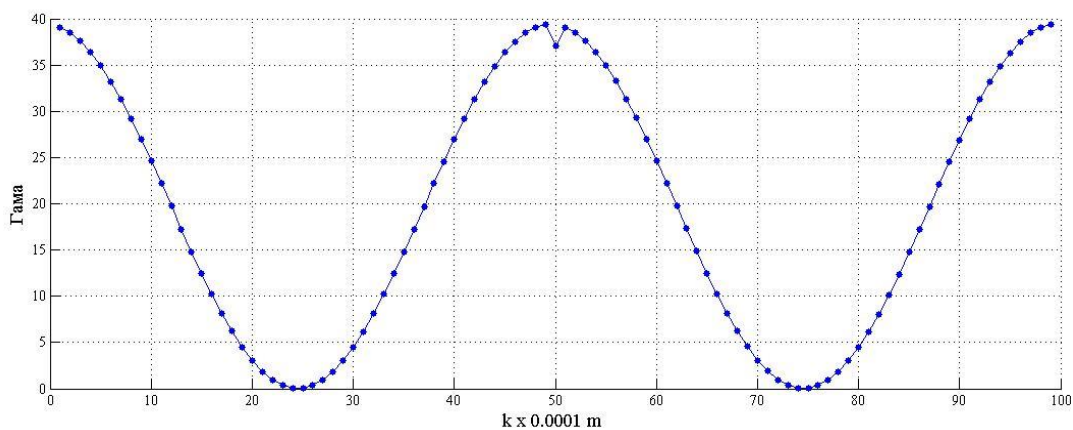


Рис. 4.9. Похідна, $\gamma: \partial^2 L / \partial x_1 \partial x_2$.

Початок системи координат (x_1, x_2, x_3) , рис. 4.4, помістимо в центрі (50), рис. 4.5 — вважаючи, що максимальні значення півхвиль симуюють потоки ЕМП ректени. Частинні похідні $\alpha, \beta: \partial^2 L / \partial x_2^2 = \partial^2 L / \partial x_1^2$ в початку координат набувають значень $\sim 12 \cdot 10^4$ (Рис. 4.8). Похідна $\gamma: \partial^2 L / \partial x_1 \partial x_2$ набуває значення

~37. Тоді $\sigma = +1$, оскільки $\alpha\beta > \gamma^2$, $\alpha > 0$, (4.7), а $\frac{\sigma}{\sqrt{|\alpha\beta - \gamma^2|}} = 8.33 \cdot 10^{-6}$ —

асимптотична частина скалярної хвильової функції. Очевидно, що ретена не є достатньо ефективною. Це підтверджується формулою (4.10), та рис. 4.6.

Якщо діаграма спрямованості матиме вигляд подібний до крайньої півхвилі (рис. 4.5), то з рис. 4.8 видно, що частинні похідні α, β : $\partial^2 L / \partial x_2^2 = \partial^2 L / \partial x_1^2$ в початку координат набувають значень по ~ -0.25 , похідна γ : $\partial^2 L / \partial x_1 \partial x_2$ набуває значення ~ 0 (Рис. 4.9), $\sigma = -1$, а $\frac{\sigma}{\sqrt{|\alpha\beta - \gamma^2|}} \sim 4$.

Отже, при використанні броньових Ш-подібних осердь необхідно оптимізувати параметри їх форми.

Отримані результати дають змогу визначати значення скалярної хвильової функції, та затрати енергії при трансфері її в біосередовищі.

Таблиця 4.2

Схема зміни хвильової функції безпровідного трансферу енергії та поширової інтенсивності її в біосередовищі

U_{n+1}		U_4	U_3	U_2	U_1
C_n		C_3	C_2	C_1	
$I_n = C_n U_n ^2$		$I_3 = C_3 U_3 ^2$	$I_2 = C_2 U_2 ^2$	$I_1 = C_1 U_1 ^2$	

В розділі 2 запропоновано алгоритм прогностичного визначення результату трансферу через зовнішнє середовище до акумулятора, та біосередовище — до імплантату (структуру останнього потрібно дослідити перед імплантацією, наприклад, томографією). Ці результати дають змогу реалізувати зворотній зв'язок (рис. 4.1) і контроль за функціональним станом імплантату. В процесі використання імплантату можливу зміну параметрів шарів біосередовища є змога оцінити за допомогою неградієнтного пошуку (наприклад, генетичним

алгоритмом, з фітнес-функцією побудованою на пошуку нових значень параметрів шарів, що допоможе визначити новий режим трансферу.

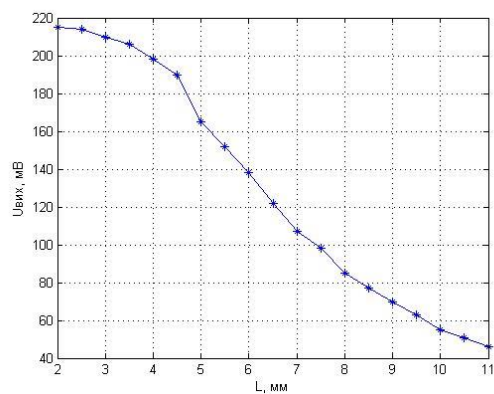
Валідність використання отриманих результатів на практиці є змога оцінити шляхом біомедичних досліджень.

4.3.3. Верифікація результату синтезу ректени та оптимізація діаграми спрямованості ректени. 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, λ – 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 електронебезпечні) до 1 МГц (вище діатермічні). Робочу частоту для дослідження обрано 120 кГц.

У результаті експерименту, (рис. 4.10), спостережено, що із шаблонними елементами системи ефективна робоча віддаль становить близько 4,5 мм. Необхідно також зауважити, що у проведеному фізичному експерименті дві котушки (таблиця 4.3) розділяв лише шар повітря. При проникненні через тканини тіла на них розсіюється частина енергії.



(а)



(б)

Рис. 4.10. Макет системи бездротової передачі електроенергії -(а), графік зміни амплітуди на приймальній котушці зі збільшенням відстані - (б)

Таблиця 4.3

Параметри котушок						
Діаметр котушки зовнішній	Діаметр котушки зовнішній	Кількість витків	Сила струму на випромінювальній котушці	Діаметр дроту	Відстань між котушками	Крок зміни відстані
25 мм	5 мм	$n = 326$	1 А	0,2 мм	2÷11 мм	0,5 мм
Властивості матеріалів						
	Діелектрична проникність	Відносна проникність	Об'ємна електропровідність, См/м	Тангенс кута діелектричних втрат	Густина, кг/м ³	
Мідь	1	0,999991	58000000	0	8933	
Ферит	12	1000	0,01	0	4600	
Повітря	1,0006	1,0000004	0	0	1,1614	
Шкіра*	1116,3	1	0,000547	0,073431	1100	
Жирова тканина*	8,0394	1	0,024458	0,045573	920	

*дані для частоти 120кГц [73,74]

У програмному середовищі Ansys Maxwell3D виконано моделювання наведеної вище системи бездротового заряджання, та отримано значення розподілу індуктивності у просторі, рис. 4.11, 4.12.

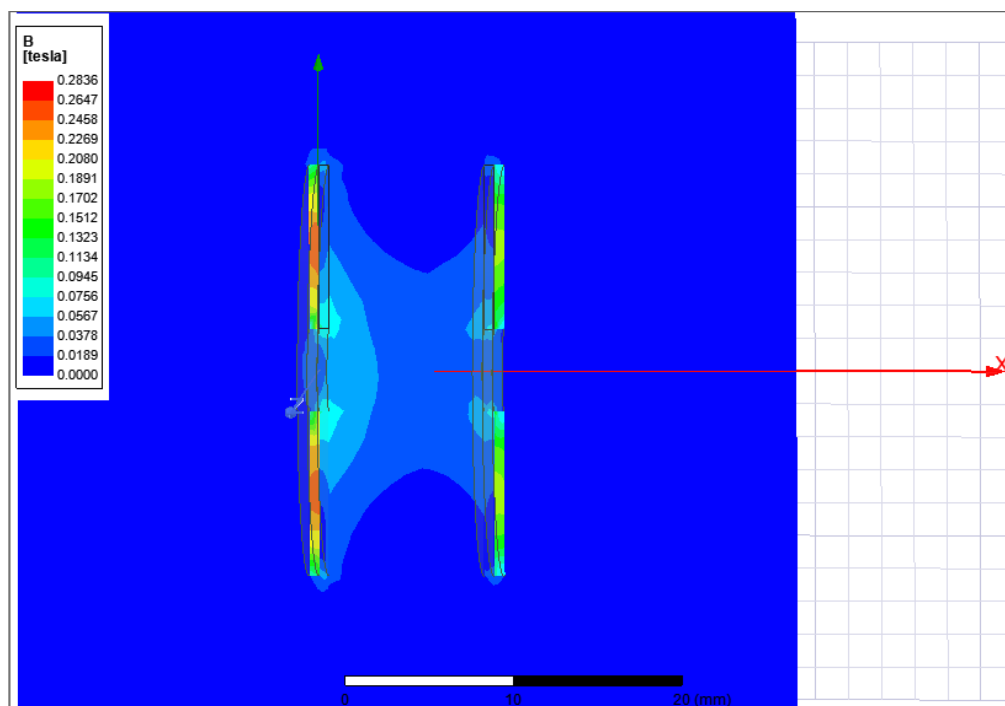


Рис. 4.11. Поле магнітної індукції при передачі енергії у повітряному середовищі

Виконано експериментальну симуляцію системи передачі енергії через шарувате біосередовище з використанням випромінювальної ректени шаблонової конструкції із неоптимізованою геометрією феритового осердя.

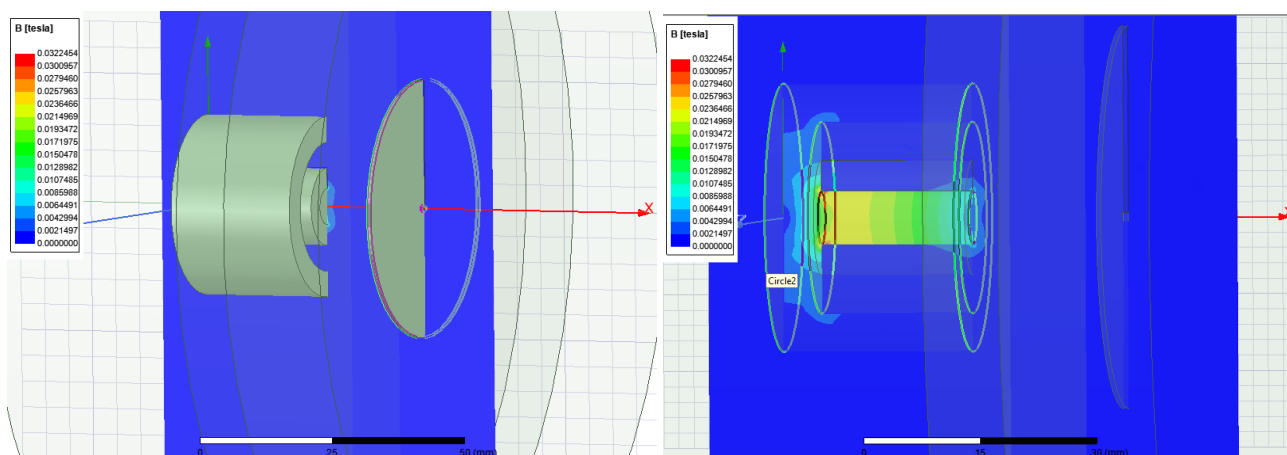


Рис. 4.12. Поле магнітної індукції при передачі енергії через шарувате біосередовище неоптимальною ректеною.

4.4. Спосіб черезшкірного заряджання акумулятора імплантату

Робота належить до області передачі та розподілу електричної енергії електромагнітної хвилі, зокрема, й для живлення імплантату. В основу поставлена задача вдосконалення способу бездротового, черезшкірного заряджання акумулятора імплантата, при якому враховано розсіювання електромагнітної хвилі при поширенні її в шарах шкіри та підшкірної клітковини шляхом використання представлення поширення електромагнітної хвилі в енергетичному аспекті для забезпечення оптимального значення інтенсивності (більшої за пороговий рівень заряджання акумулятора, але меншої за небезпечний для організму рівень) потоку енергії при поширенні її через шкіру.

4.4.1. Відомі способи на даний момент, їх недолік. Щороку збільшується кількість людей, що перенесли імплантацію, зокрема, в Україні [1-3]. Для живлення імплантів використовуються акумулятори, які потрібно регулярно заряджати, або замінювати. Ефективним способом є бездротове заряджання акумулятора без його заміни. При цьому виникає необхідність у оптимізації процесу заряджання.

Для бездротового заряджання увага приділяється: розміщенню імплантату; вибору інтенсивності енергії електромагнітного поля; мінімізації впливу на внутрішньо-м'язовий зв'язок в організмі; наявності нагріву, викликаного розсіюванням потужності; вибору частоти змінного електромагнітного поля з метою мінімізації ефекту стимуляції біотканин (фізіологічно безпечну для тканин частоту). Значення питомої швидкості поглинання енергії та густини струму наведені у міжнародних рекомендаціях. Вважається що потенційні нагрівання тканин і електростимуляцію потрібно контролювати, навіть якщо використовуються частоти, передбачені міжнародними стандартами [Wireless communication with implanted medical devices using the conductive properties of the body].

У найближчому майбутньому найбільш ймовірними користувачами внутрішньокорпусного зв'язку будуть біомедичні дослідницькі лабораторії, які

досліджуватимуть можливості технології та розроблятимуть застосування для невеликих досліджень тварин, де мініатюрні імплантовані давачі є життєво важливими для багатьох дослідницьких питань. Далі в майбутньому можна передбачити нову форму фізіологічного моніторингу, де кілька ультра мініатюрних імплантатів вводяться в різні місця в тілі. Ці імплантати можуть підключатися за допомогою телеметричної системи (типу RFID). Завдяки тому, що кожен імплантат чутливий тільки до певного діапазону частот, імплантати можуть бути зроблені індивідуально-адресними і використовуватися в тілі-мережі. Така система імплантованих пристроїв дозволила б мати гнучкі варіанти позиціонування без обмежень і проблем з дротами, а ще могла б дати доступ до тканин, чутливих до рухів, таких як серце і спинний мозок.

Одним з особливо цікавих потенційних майбутніх застосувань є мережа ін'єкційних мініатюрних нейронних імплантатів. Будучи бездротовими та мініатюрними, вони дозволять дослідникам мати повну свободу у виборі місць розташування нейронних сайтів запису. Оскільки більшість неврологічних захворювань впливають на кілька областей мозку, можливість контролювати нервову активність і спостерігати внутрішньо-регіональне спілкування, ймовірно, важливого для нашого розуміння дисфункцій. Наприклад, багаторазові ін'єкційні нейронні імплантати для запису навколо фокусу захоплення, можуть бути корисними при хірургічному плануванні, моніторингу стану пацієнтів з епілепсією тощо.

Завдяки провідним властивостям тіла, можна використовувати його як канал зв'язку для передачі потужності або інформації до імплантату, або від нього. Усуваючи дроти, мініатюрні пристрої можуть бути імплантовані в безліч структур без обмежень у своїх положеннях або імплантовані в тендітні структури, такі як серце або спинний мозок, які можуть будуть пошкоджені рухомими дротами. Крім того, мініатюрні пристрої могли б спростити хірургічні процедури і допомогти мінімізувати хірургічні ускладнення, які часто зустрічаються в імплантатах, які використовують дротові з'єднання. Низька потужність, ультра-мініатюрні імплантовані пристрої, що використовують внутрішньо-корпусні

зв'язки, мають потенціал, щоб забезпечити багато цікавих застосувань у майбутньому як для біомедичних дослідників, так і для клініцистів.

Математичне моделювання черезшкірного трансферу електромагнітної енергії та розвиток обчислювальних методів синтезу ректени для заряджання акумулятора імплантату кардіостимулятора-дефібрилятора має істотне значення для підтримки життєдіяльності людини.

4.5. Висновки до четвертого розділу

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.

Наведено ілюстрації результатів експериментальних досліджень.

Розроблено програми для імітаційного моделювання та обчислень при біомедичних дослідженнях.

Теоретичні та експериментальні дослідження дають змогу до підготовки спеціалістів з біомедичної інженерії та охорони здоров'я до проектування належного інформаційно технологічного забезпечення подальших біомедичних тестувань, їх виконання, а також навчання у вищих навчальних закладах.

ВИСНОВКИ

У дисертаційній роботі вирішено актуальне наукове завдання математичного моделювання безшкірного 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 безшкірного трансферу електромагнітної енергії через шарувате біосередовище, що дало змогу до математичного моделювання та розвитку обчислювальних методів оптимізації безшкірного 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); оперативне оцінювання затрат енергії в каналі безшкірного 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 ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Про особливості імплементації окремих положень законодавства Європейського Союзу щодо обігу лікарських засобів. Проект Закону України від 18.04.2016 № 4465 [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://ips.ligazakon.net/document/JH3G100A?an=3>.

2. Порядок введення в обіг та експлуатацію окремих медичних виробів, медичних виробів для діагностики *in vitro* та активних медичних виробів, які імплантують, стосовно яких не виконані вимоги технічних регламентів, але використання яких необхідне в інтересах охорони здоров'я [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: https://members.wto.org/crnattachments/2020/TBT/UKR/20_4485_01_x.pdf..

3. Постанова кабінету міністрів України №753 від 02.10.2013. Про затвердження Технічного регламенту щодо медичних виробів [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://zakon.rada.gov.ua/laws/show/753-2013-%D0%BF#Text>.

4. Seckler T.; Jagielski, K.; Stunder, D. Assessment of Electromagnetic Interference with Active Cardiovascular Implantable Electronic Devices (CIEDs) Caused by the Qi A13 Design Wireless Charging Board. *Int. J. Environ. Res. Public Health* 2015, 12, 5886-5904. <https://doi.org/10.3390/ijerph120605886>.

5. Artificial cardiac pacemaker [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: https://en.wikipedia.org/wiki/Artificial_cardiac_pacemaker.

6. Bertalanffy Ludwig von. General System Theory: Foundations, R. Development, Applications / Ludwig von. Bertalanffy. – New York: George Braziller, 1968. – 280 p.

7. Prosser R. D. "Quantum theory and the nature of interference." *International Journal of Theoretical Physics* 15.3. 1976. P. 181-193.

8. Кириллов А.А. Элементы представлений / А. Кириллов; М. Наука, 1978. – 336 с.

9. US Patent no. 454,622 System of electric lighting, N. Tesla., Patented June 23, 1891.
10. Haerinia Mohammad, and Reem Shadid. "Wireless Power Transfer Approaches for Medical Implants: A Review." *Signals* 1.2. 2020. P. 209-229.
11. Rao TS Chandrasekar, and K. Geetha. "Categories, standards and recent trends in wireless power transfer: A survey." *Indian Journal of Science and Technology* 9. 2016. P. 1-11.
12. Tomar Anuradha, and Sunil Gupta. "Wireless power transmission: Applications and components." *International Journal of Engineering* 1.5. 2012. P1-8.
13. Brown William C. "The history of power transmission by radio waves." *IEEE Transactions on microwave theory and techniques* 32.9. 1984. P 1230-1242.
14. Brown William C. "Progress Report on the Adapting of the Crossed-field Directional Amplifier to the Requirements of the SPS." *Solar Power Satellite Microwave Power Transmission and Reception*. Vol. 2141. 1980.
15. Dickinson Richard M. "Performance of a high-power, 2.388-GHz receiving array in wireless power transmission over 1.54 km." *1976 IEEE-MTT-S International Microwave Symposium*. IEEE, 1976. P. 139–141.
16. Rintoul Thomas C., and Alexander Dolgin. "Thoratec transcutaneous energy transformer system: a review and update." *Asaio Journal* 50.4. 2004. P. 397-400.
17. Данилов Арсений Анатольевич, and Эдуард Адипович Миндубаев. "Влияние угловых смещений катушек на эффективность чрескожной беспроводной передачи энергии при помощи индуктивной связи." *Медицинская техника* 3. 2015. С. 33-35.
18. Dębski Maciej, et al. "Temporary external implantable cardioverter-defibrillator as a bridge to reimplantation after infected device extraction." *Journal of arrhythmia* 34.1. 2018. P. 77-80.
19. Biotronik launches Ileo 7 Series in Europe [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: <https://cardiacrhythmnews.com/biotronik-launches-ilesto-7-series-in-europe/>.

20. Інноваційний кардіостимулятор заряджається від скорочень серця [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://ukrshealth.ru/hvorobi-simptomi-likuvannja/zahvorjuvannja-sercja-i-sudin/5822-innovacijnij-kardiostimuljator-zarjadzhaetsja-vid.html>.

21. IEEE Standards Coordinating Committee, 28. "IEEE standard for safety levels with respect to human exposure to radio frequency electromagnetic fields, 3kHz to 300GHz." *IEEE C95. 1-1991* (1992).

22. Haerinia Mohammad, and Reem Shadid. "Wireless Power Transfer Approaches for Medical Implants: A Review." *Signals* 1.2. 2020. P. 209-229.

23. Morava Jan, and Aleš Richter. "The change of cardiostimulation device programming due to detection of electromagnetic interference." *Lékař a technika-Clinician and Technology* 50.2. 2020. P. 65-68.

24. McGrath J. A., R. A. J. Eady, and F. M. Pope. "Anatomy and organization of human skin. Chapter 3." *Rook's textbook of dermatology* 1 (2004): 3-2.

25. Born Max, and Emil Wolf. Principles of optics: electromagnetic theory of propagation, interference and diffraction of light., A. Eaton & Co. Ltd., Exeter. 1986. 831 p.

26. Оливье Коста де Борегар. "Принцип относительности и физическая эквивалентность пространства и времени." *Время и современная физика*. М. Мир. 1970. С. 100–138.

27. Краснощеков П. С, Петров А. А. "Принципы построения моделей." М.: Изд-во МГУ. 1983. С. 264.

28. Федорченко, А. М. "Теоретическая физика. Классическая электродинамика" *Вища школа*. 1988. С. 280.

29. Jackson John David. "Classical electrodynamics." 1999. P. 842.

30. Ситенко, О. Г. "Теорія розсіяння." К.: *Либідь*. 1993. С. 37.

31. Morava Jan, and Aleš Richter. "The change of cardiostimulation device programming due to detection of electromagnetic interference." *Lékař a technika-Clinician and Technology* 50.2. 2020. P. 65-68.

32. Nelson Andrew L., Gregory J. Barlow, and Lefteris Doitsidis. "Fitness functions in evolutionary robotics: A survey and analysis." *Robotics and Autonomous Systems* 57.4. 2009. P. 345-370.

33. Reeves Colin, and Jonathan E. Rowe. *Genetic algorithms: principles and perspectives: a guide to GA theory*. Vol. 20. Springer Science & Business Media, 2002.

34. Bachynskyy Mykhailo, Yuriy Stoyanov, and Bohdan Yavorsky. "Mathematical modeling of LED radiation in the system of medical diagnostics." *Scientific Journal of the Ternopil National Technical University* 4(84). 2016. P 124-130.

35. Bachynskyy Mykhailo, Yuriy Stoyanov, and Bohdan Yavorsky. "Identification of parameters of dipole model of the LED radiation source." *Scientific Journal of the Ternopil National Technical University* 1(85). 2017. P. 118-125.

36. Bachynskyy Mykhailo, Yuriy Stoyanov, and Bohdan Yavorsky. "Determination of non-intensive light flux intensity after propagation through layered biological environment." *Scientific Journal of the Ternopil National Technical University* 2(86). 2017. P 101-107.

37. Bruns Heinrich. *The Eikonal*. Vol. 35. S. Hirzel. Translated by D. H. Delphenich Leipzig, 1895.

38. Prosser R. D. "The interpretation of diffraction and interference in terms of energy flow." *International Journal of Theoretical Physics* 15.3. 1976. P 169-180.

39. Fedak William A., and Jeffrey J. Prentis. "The 1925 Born and Jordan paper "On quantum mechanics". " *American Journal of Physics* 77.2. 2009. P 128-139.

40. Стоянов Юрій. "Ефективність бездротової передачі електроенергії на імплантант." *Матеріали XIX наукової конференції Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя*. 2016. С. 122-123.

41. Чарыкова Инна Александровна, Евгений Александрович Стаценко, Дмитрий Владимирович Руммо. "Влияние экстремальных условий деятельности на показатели функционального состояния центральной нервной системы." 2009.

42. Апчел В. Я., В. Н. Цыган. "Стрессоустойчивость человека." *Спб: ВМА*. 1999. 86 с.

43. Evans James R., and Robert Turner, eds. Rhythmic stimulation procedures in neuromodulation. *Academic Press*, 2017. 330 P.
44. Hamblin Michael R., and Tatiana N. Demidova. "Mechanisms of low level light therapy." *Mechanisms for low-light therapy*. Vol. 6140. International Society for Optics and Photonics, 2006.
45. Brillouin L. "Science and Information Theory" *Mineola, New York: "Dover Publications, INC"*. 2004. 357 p.
46. Nair, Govind B., and S. J. Dhoble. "A perspective perception on the applications of light-emitting diodes." *Luminescence* 30.8. 2015. P. 1167-1175.
47. Metrology L. E. D. "Handbook of LED Metrology." *Instrument Systems GmbH* 1.1. 2016. P. 42.
48. HONGLITRONIC, Part: HL-508H238WC-MD [Електронний ресурс]. – 5.23.2012. – 5 p. – Режим доступу до ресурсу: <http://leds.com.ua/assets/products/datasheets/121.pdf>.
49. Bachynskyy M. V., P. O. Tymkiv, and L. B. Demchuk. "Determination of lighting characteristics of low intensity medical light-emitting diodes. Methodic of measurement MB-001LED-2017." *Ternopil: National Technical University named after Ivan Puluj, Testing laboratory of X-ray medical technique*. 2012. 19 p.
50. Pascal Meyer, Pascal. Modeling of inductive contactless energy transfer systems. No 5486. *THESIS. EPFL*. 2012. 194 p.
51. Cui Y., Xu J., Xu Y., & Shui, H. "Improve efficiency and anti-offset using new pot ferrite core in wireless power transmission system." *Electrical Engineering* 101.3. 2019. P. 911-919.
52. Glückstad J., Palima D. Light Robotics - Structure-mediated Nanobiophotonics, *Elsevier*, 2017. 452 p.
53. Okamoto K., Tashiro A., Chang Z., and Bereiter D. A. Bright light activates a trigeminal nociceptive pathway. *Pain*. 2010. vol. 149, №2 P. 235–242.
54. Тучин В.В. Оптика биологических тканей. Методы рассеяния света в медицинской диагностике. *М : Физматлит*. 2013. 812 с.

55. Health Effects of Artificial Light. European Commission - Europa EU: SCENIHR.118 p. [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: https://ec.europa.eu/health/scientific_committees/emerging/docs/scenih_r_o_035.pdf.

56. 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“*. 2016. С. 195-196.

57. Stoyanov Y. The synthesis of a rectenna with narrow directivity pattern for implanted pacemaker charging. TCSET'2014, February 25 - March 1, 2014, Lviv-Slavske, Ukraine 712-713 pp.

58. Стоянов Ю. "Застосування генетичного алгоритму для синтезу вузьконапрямленої ректени." *Матеріали VI всеукраїнської студентської науково-технічної конференції „Природничі та гуманітарні науки. Актуальні питання.“* Том 1. 2013. С. 222.

59. Стоянов Ю. "Підвищення ефективності черезшкірного живлення імплантованого електрокардіостимулятора." *Збірник тез V Всеукраїнської студентської науково-технічної конференції „Природничі та гуманітарні науки. Актуальні питання“* Том 1. 2012. С. 209.

60. Ольхин В. А., Олейникова Л. Г. Клиническая медицина. Том 64, *Госиздат*. 1986. С. 187.

61. Bronzino Joseph D. Biomedical Engineering Handbook 2. Vol. 2. *Springer Science & Business Media*, 2000.

62. Бессонов Л.А. Теоретические основы электротехники. Электромагнитное поле: учебник 10-е изд. М: *Гардарика*. 2003. С. 317;

63. Hui Shu Yuen Ron, Wenxing Zhong, and Chi Kwan Lee. "A critical review of recent progress in mid-range wireless power transfer." *IEEE Transactions on Power Electronics* 29.9. 2013. P. 4500-4511.

64. Whitley Darrell. "A genetic algorithm tutorial." *Statistics and computing* 4.2. 1994. P. 65-85.

65. Houck Christopher R., Jeff Joines, and Michael G. Kay. "A genetic algorithm for function optimization: a Matlab implementation." *Ncsu-ie tr* 95.09. 1995. P. 1-10.
66. Vulfin Vladimir, Shai Sayfan-Altman, and Reuven Ianconescu. "Wireless power transfer for a pacemaker application." *Journal of medical engineering & technology* 41.4. 2017. P. 325-332.
67. Харкевич А. А. Избранные труды в 3-х томах. Том 3. Теория информации. Опознавание образов. М.: Наука. 1973. 524 с.
68. Peshko Olesya. "Global Optimization Genetic Algorithms." *McMaster University Hamilton, Ontario ppt presentation* 25. 2007.
69. Дубицкий С. Д. "Elcut 5.1-платформа разработки приложений анализа полей." *Exponenta Pro* 1. 2004. 5 с.
70. Schmitt Lothar M. "Theory of genetic algorithms." *Theoretical Computer Science* 259.1-2. 2001. P. 1-61.
71. Мухин И. А., Coil: Программа для расчета параметров и магнитного поля цилиндрического соленоида [Электронный ресурс] / И.А. Мухин – Режим доступа до ресурсу: http://imlab.narod.ru/M_Fields/Coil10/Coil10.htm.
72. Риков Г. Ю. Методичні вказівки щодо виконання практичних занять з навчальної дисципліни “Електричні апарати” для студентів денної форми навчання зі спеціальності 6.092200 – "Електричні машини і апарати" *Кременчук*, 2007. 46 с.
73. Березовский В. А., Колотилов Н. Н., Биофизические характеристики тканей человека: справочник. Наукова думка, 1990. 223 с.
74. Calculation of the Dielectric Properties of Body Tissues in the frequency range 10 Hz - 100 GHz [Электронный ресурс] // Institute for Applied Physics "Nello Carrara" - Florence (Italy) – Режим доступа до ресурсу: <http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop/htmlclie/htmlclie.php>.
75. Hong Yang-Ki, and Jaejin Lee. "Ferrites for RF passive devices." *Solid State Physics* 64. 2013. P. 237-329.

76. Truong Binh Duc, et al. "Magnetoelectric wireless power transfer for biomedical implants: Effects of non-uniform magnetic field, alignment and orientation." *Sensors and Actuators A: Physical* 316. 2020. 112269.

77. Shadid Reem. "Wireless Power Transfer for Biomedical Applications." 2018.

78. Руководство пользователя ELCUT, "Моделирование двумерных полей методом конечных элементов." СПб.: ПК TOP 2007. 31 с.

79. Venkateswara Sarma Mallela, V. Ilankumaran and N.Srinivasa Rao, 202 "Trends in Cardiac Pacemaker Batteries " *Indian Pacing and Electrophysiology Journal* 4(4). 2004. P. 201-212.

80. European Commission Final Report - Replacement of Cadmium Batteries in Cordless Power Tools. ENV.G.4. FRA. 2007. 0066. 293 p.

81. Boyko Igor, Halyna Tsupryk, and Yurii Stoianov. "Shear Acoustic Phonons in AlN/GaN Nanostructures in the Presence of Piezoelectric Effect." *2020 IEEE 10th International Conference Nanomaterials: Applications & Properties (NAP)*. IEEE, 2020.

82. Durney Carl H., Habib Massoudi, and Magdy F. Iskander. *Radiofrequency radiation dosimetry handbook*. Utah Univ Salt Lake City Dept of Electrical Engineering. 1986. 510 p.

83. Boyko H., Tsupryk, I. Kinakh, Y. Stoianov and T. Byts. "Mathematical Modeling of the Acoustic Phonons Spectra Arising in Multilayer Nanostructures." *2019 9th International Conference on Advanced Computer Information Technologies (ACIT)*. IEEE, 2019. pp. 17-20.

84. I. Boyko, H. Tsupryk, I. Kinakh and 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)*. IEEE, 2019. pp. 227-231.

85. 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. 2018. 4 p.

86. 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)*. Vol. 1. IEEE, 2020. P. 1-4.

87. Стоянов Ю. "Метод та прилад для виявлення нерва у тканинах організму людини." *Матеріали II Всеукраїнської студентської науково-технічної конференції „Природничі та гуманітарні науки. Актуальні питання “* Том 1. 2009. С. 245.

88. Bachynskyy Mykhailo, Yuriy Stoyanov, and Bohdan Yavorsky. "Excitation energy control in quantum retinography." *2016 13th International Conference on Modern Problems of Radio Engineering, Telecommunications and Computer Science (TCSET)*. IEEE, 2016. pp. 777-779.

89. Martyanov Andrey S., and Nikolay I. Neustroyev. "ANSYS Maxwell Software for electromagnetic field calculations." *Eastern European Scientific Journal* 5. 2014.

ДОДАТКИ

Додаток А

Список публікацій здобувача

Праці, в яких опубліковано основні наукові результати:

1. Bachynskyy Mykhailo, Yuriy Stoyanov, and Bohdan Yavorsky. "Mathematical modeling of LED radiation in the system of medical diagnostics." *Scientific Journal of the Ternopil National Technical University* 4(84). 2016. 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. 2018. 4 p. *(індексується у Scopus)*

3. Bachynskyy Mykhailo, Yuriy Stoyanov, and Bohdan Yavorsky. "Determination of non-intensive light flux intensity after propagation through layered biological environment." *Scientific Journal of the Ternopil National Technical University* 2(86). 2017. P 101-107. *(індексується у ICI Journals Master List, Index Copernicus та Google Scholar)*.

4. Bachynskyy Mykhailo, Yuriy Stoyanov, and Bohdan Yavorsky. "Identification of parameters of dipole model of the LED radiation source." *Scientific Journal of the Ternopil National Technical University* 1(85). 2017. P. 118-125. *(індексується у ICI Journals Master List, Index Copernicus та Google Scholar)*.

Праці, які засвідчують апробацію матеріалів дисертації:

5. Boyko Igor, Halyna Tsupryk, and Yurii Stoianov. "Shear Acoustic Phonons in AlN/GaN Nanostructures in the Presence of Piezoelectric Effect." *2020 IEEE 10th International Conference Nanomaterials: Applications & Properties (NAP)*. IEEE,

2020. P. 02TM01-1-02TM01-4, doi: 10.1109/NAP51477.2020.9309553. (індексується у *Scopus*).

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

7. I. Boyko, H. Tsupryk, I. Kinakh and 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)*. IEEE, 2019. pp. 227-231, doi: 10.1109/ELIT.2019.8892316.

8. Стоянов Ю. "Метод та прилад для виявлення нерва у тканинах організму людини." *Матеріали II Всеукраїнської студентської науково-технічної конференції „Природничі та гуманітарні науки. Актуальні питання “* Том 1. 2009. С. 245.

9. Стоянов Ю. "Застосування генетичного алгоритму для синтезу вузьконапрямленої ректени." *Матеріали VI Всеукраїнської студентської науково-технічної конференції „Природничі та гуманітарні науки. Актуальні питання. “* Том 1. 2013. С. 222.

10. Стоянов Ю. "Ефективність бездротової передачі електроенергії на імплантат." *Матеріали XIX наукової конференції Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя*. 2016. С. 122-123.

11. Bachynskyy Mykhailo, Yuriyy Stoyanov, and Bohdan Yavorsky. "Excitation energy control in quantum retinography." *2016 13th International Conference on Modern Problems of Radio Engineering, Telecommunications and Computer Science (TCSET)*. IEEE, 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. “* 2016. С. 195-196.

13. Стоянов Ю. "Підвищення ефективності черезшкірного живлення імплантованого електрокардіостимулятора." *Збірник тез V Всеукраїнської студентської науково-технічної конференції „Природничі та гуманітарні науки. Актуальні питання“* Том 1. 2012. 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)*. Vol. 1. IEEE, 2020. P. 1-4. doi: 10.1109/CSIT49958.2020.9322038.

Додаток Б

Програма 1. Дослідження трансферу енергії через біосередовище.
(шари епідермісу, коефіцієнти C)

```
% strates of epidermis, coefficients C%
c=3*10^8; % m/s
T=10^-1; % s, time for Point vector average
F=5.4054e+14; % Hz, frequency of monochromate source
%F=c/λ=3*10^8/10^-3 Hz= 300 GHz

st=1; % st - the value of stratum refraction
for k=1:40;%
n(k)=1+(k-1)*0.1; %stratum refraction
% in space of source, from experiment
% a1(k)=4e-4;
% module of contribution with e - along x1
% a2(k)=n(k)*4e-4;
% h=n*e- along x2
a1(k)=((c/F)/n(k))^2; % along x1
a2(k)=(c/F)^2; % along x2
de1(k)=0;%monochromate
%de2(k)=0;%monochromate
%de1(k)=2*pi*F*10e-7;%beam
de2(k)=0;%beam
dte=180/900; %step for ang te1 and te2
K1=40;
for k1=1:K1
te1(k1)=dte*k1;
te2(k1)=dte*k1;
```

```

f(k,k1)=(2*pi*F)^2/(c^2)*(a1(k)*cos((pi/900)*
k1)*exp(1i*de1(k))+a2(k)*cos((pi/900)* k1)*exp(1i*de2(k)));
g(k,k1)=(2*pi*F)^2/(c^2)*(a1(k)*sin((pi/900)*
k1)*exp(1i*de1(k))+a2(k)*sin((pi/900)* k1)*exp(1i*de2(k)));
C(k,k1)=(c/(4*pi*T))*(abs(f(k,k1))^2+abs(g(k,k1))^2);
%C(k,k1)=abs(f(k,k1))^2+abs(g(k,k1))^2;
end
end
%plot3(te1,n,C)
%surf(te1,n,C);
mesh(te1,n,C);
shading interp
xlabel('\theta', 'FontSize',16)
ylabel('n','FontSize', 16)
zlabel('C','FontSize', 16)
theta=[0 2 4 6 8];
set(gca,'XTick',theta)
set(gca,'XTickLabel',str2mat('0','\pi/4','\pi/2','3/4\pi','\pi'))
%xticks([0 2 4 6 8])
%xticklabels({'0','\pi/4','\pi/2','3/4\pi','\pi'})
%grid on
%plot(n,C(1:40,1));
%plot(te1, sqrt(f12+g12), '.', 'MarkerSize', 16)
%xlabel('rad', 'FontSize',14)
%plot(te1, (f1+g1)/1.4142, 'o');

```

Додаток В

Генетичний алгоритм



Додаток Г

Ліцензія на програмний пакет ELCUT

Директору ООО "Тор"
Дубицкому С.Д.

Запрос на получение ознакомительной лицензии
профессиональной версии программного комплекса "ELCUT"

Просим предоставить во временное пользование сроком на 30 дней программный комплекс "ELCUT" для ознакомления с его возможностями.

ОБЯЗУЕМСЯ:

1. Применять комплекс "ELCUT" в строгом соответствии с Лицензионным Соглашением и только для ознакомления, не используя полученные результаты в коммерческих проектах или иных неоговоренных целях.

2. По истечении установленного срока ознакомления:

- Приобрести лицензию на одну из конфигураций программного комплекса "ELCUT" в соответствии с действующим прайс-листом ПК "ТОР";

или

- Прекратить использование комплекса и удалить файлы программы со всех компьютеров, на которых он был установлен, и, в случае если нам был предоставлен электронный ключ защиты программного комплекса "ELCUT", вернуть его по адресу:

ООО "Тор", Московский пр, 22 литер Т, помещение 5н, Россия, Санкт-Петербург, 190013.

заведующий кафедрой
(Должность ответственного лица)

(Подпись и расшифровка подписи)

Дата 06.08.2013

Підпис
засвідчую:

Качальник відділу кадра

(Место печати организации)

ИНФОРМАЦИЯ ОБ ОРГАНИЗАЦИИ

Полное название организации: Тернопольський національний технічний університет імені Івана Пулюя

Юридический адрес: Руська ул., 56, Тернополь, Тернопольская область, Украина, 46001

Руководитель (Фамилия, Имя, Отчество): Ясний Петр Владимирович

Полное и сокращенное название подразделения, где будет установлено программное обеспечение: кафедра биотехнических систем, каф. БТ

Ответственное лицо (лица):

Фамилия, Имя, Отчество: Яворский Богдан Иванович

Должность заведующий кафедрой биотехнических систем

Телефон: _____

Факс: _____

Эл. почта: yavorsky@tu.edu.ua

Фамилия, Имя, Отчество: Стоянов Юрий Николаевич

Должность студент

Телефон: 093 759 54 69

Факс: _____

Эл. почта: yurka.yurik@gmail.com

Почтовый адрес для переписки: yurka.yurik@gmail.com

Додаток Д

Програма 2. Програмний код генетично алгоритму

```
function [x,fval,exitflag,output,population,score] =
rectena_ga(nvars,PopInitRange_Data,PopulationSize_Data,
CrossoverFraction_Data,Generations_Data,TimeLimit_Data,StallTimeLimit_Data)

% This is an auto generated MATLAB file from
Optimization Tool.

% Start with the default options
options = gaoptimset;
% Modify options setting
options = gaoptimset(options,'PopInitRange',
PopInitRange_Data);
options = gaoptimset(options,'PopulationSize',
PopulationSize_Data);
options = gaoptimset(options,'CrossoverFraction',
CrossoverFraction_Data);
options = gaoptimset(options,'Generations',
Generations_Data);
options = gaoptimset(options,'TimeLimit',
TimeLimit_Data);
options = gaoptimset(options,'StallTimeLimit',
StallTimeLimit_Data);
options = gaoptimset(options,'CreationFcn',
@gacreationlinearfeasible);
options = gaoptimset(options,'FitnessScalingFcn',
@fitscalingprop);
options = gaoptimset(options,'SelectionFcn', {
@selectiontournament 2  });
options = gaoptimset(options,'CrossoverFcn',
@crossoverscattered);
```

```

options = gaoptimset(options, 'MutationFcn',
@mutationadaptfeasible);
options = gaoptimset(options, 'Display', 'diagnose');
options = gaoptimset(options, 'PlotFcns', {
@gaplotbestf @gaplotbestindiv @gaplotdistance
@gaplotexpectation @gaplotgenealogy @gaplotrange
@gaplotscorediversity @gaplotselection });
options = gaoptimset(options, 'OutputFcns', { {
@gaoutputgen 1 } });
[x,fval,exitflag,output,population,score] = ...
ga(@fitnessfun,nvars,[],[],[],[],[],[],[],options);

```

Додаток Ж

Програма 3. Програмний код фітнес-функції для генетичного алгоритму

```

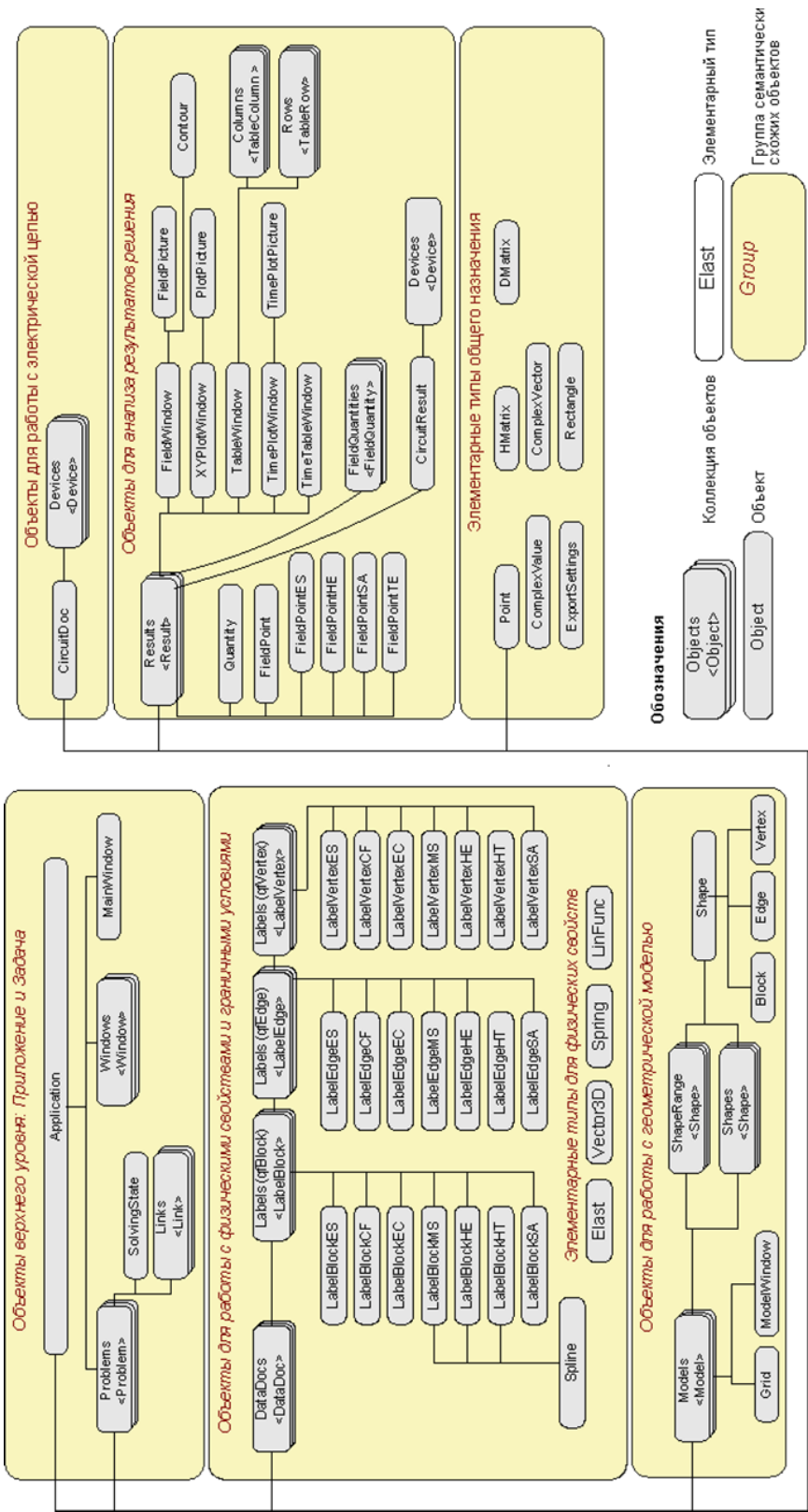
%ELCUT вже повинен бути запущений а задача завантажена
%1. задати початкові параметри
a0 = [0 0];           %початкове положення вершин, мм
a1 = [50 0];
a2 = [50 5];
a3 = [10 5];
a4 = [10 15];
a5 = [50 15];
a6 = [10 25];
a7 = [50 25];
a8 = [50 30];
a9 = [0 0];

theForce = getELCForceX(x_position);
function [theForce] = getELCForceX(x_position)
elc = actxserver ('ELCUT.Application'); %встановити зв'язок з ELCUT
pbm = elc.Problems.Item(1);           %зв'язок з задачею
pbm.LoadModel;                        %завантажити модель в COM
mdl = pbm.Model;                     %зв'язок з моделлю
theShape = mdl.Shapes.get ('LabeledAs', '5', '', 'core'); %присвоїти
%фігурі 5 властивості сердечника
theShape = mdl.Shapes.get ('LabeledAs', '7', '', 'winding'); %присвоїти
%фігурі 7 властивості сердечника
theVector = elc.PointXY(x_position, mdl.get); %вектор перемещения
%вершин на відстані з ГА
theShape.Move('qfShift', theVector); %пересунути вершини
mdl.Shapes.BuildMesh('core'); %побудова сітки в області сердечника
mdl.Shapes.BuildMesh('winding'); %побудова сітки в області обмотки
mdl.Save;                          %зберегти файл моделі
%2. Визначити напругу і силу струму
pbm.SolveProblem();                %рішення задачі
pbm.AnalyzeResults;                %завантаження результатів в COM
res = pbm.Result;                  %зв'язок з результатами
theFieldWindow = res.GetFieldWindow(1); %відкрити вікно рішень
theContour = theFieldWindow.Contour; %зв'язок з вікном рішень
theContour.AddBlock1 ('receptient'); %контур приймальної котушки
theContour.AddBlock2 ('controlside'); %контур бокової контрольної
%котушки
theContour.AddBlock3 ('controlback'); %контур задньої контрольної
%котушки
theVoltage = res.GetIntegral('qfInt_Voltage', theContour).Value;
%визначення напруги на контурах
theVector = elc.PointXY(-x_position, mdl.get); %повернути вершини в
%попереднє положення
theShape.Move('qfShift', theVector);
mdl.Save;
theForce = theVoltage.X;

```

Додаток К

Component Object Model елементи у ELCUT



Додаток Л

Програма 4. Симуляція фронту електромагнітної хвилі

```

%Leng

c=3000000000;    %m/s
f=120000;        %Hz
Lm=1.e-02;       %cm
dt=7.69e-08;     %s
dL=1.e-04;       %m

l=1;

for k=1:100

    if l>100
        end

    L(l, k)=Lm*sin(2*pi*f*(k*dt+(1/c)*l*dL));
    l=l+1;
end
for d=1:100
    LD(d)=abs(L(d, d));
end

%plot(LD);
%surf(abs(L))LD)
%shading interp

```

Додаток М

Програма 5. Використання функції diff (Matlab)
(для визначення параметрів α , β , γ , σ)

%Use the diff function to approximate partial derivatives with the syntax
%Y = diff(f)/h, where f is a vector of function values over some domain,
%X, and h is an appropriate step size.

%For example, the first derivative of sin(x) with respect to x is cos(x),

%and the second derivative with respect to x is -sin(x).

%You can use diff to approximate these derivatives.

h = dL; %step size

X = 1:100; %domain

f = LD(X); %range diag of L!

Y = diff(f)/h; %first derivative

Z = diff(Y)/h; %second derivative

%plot(X(:,1:length(Y)),Y,'r');

plot(X,f,'b', X(:,1:length(Z)),Z,'k');

Додаток Н

Акт впровадження

„ЗАТВЕРДЖУЮ”



Директор
НВЕСМП "Медап"
д.т.н., проф. Р.А.Ткачук
15.02.2021 2021 р.

впровадження результатів дисертаційної роботи „ Удосконалення обчислювальних методів оптимального синтезу ректени для бездротового заряджання акумулятора в імплантаті ”

Згідно спільної програми співробітництва між Тернопільським національним технічним університетом імені Івана Пулюя та НВЕСМП "Медап" (Угода №03-13 від 28.03.2019р.) проведено обмін науково-технічною інформацією з метою розширення наукових досліджень для розробки комплексу програмного забезпечення для автоматизованого оптимального синтезу ректени для бездротового заряджання акумулятора в імплантаті.

На основі вищенаведеного сторони прийняли рішення:

Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя (ТНТУ) в особі наукового керівника, д.т.н., проф. Яворського Б.І., асистента кафедри програмної інженерії Стоянова Ю.М., **передає** результати досліджень розробки комплексу програмного забезпечення для автоматизованого оптимального синтезу ректени для бездротового заряджання акумулятора в імплантаті для застосування її у практиці, а НВЕСМП "Медап" в особі директора Ткачука Р.А. **приймає** документи з результатами роботи „Удосконалення обчислювальних методів оптимального синтезу ректени для бездротового заряджання акумулятора в імплантаті”, а саме: 1)результати математичного моделювання для аналізу проходження електромагнітного поля через шарувате середовище бі асистента кафедри програмної інженерії Стоянова Ю.М ооб'єкту з розподіленими параметрами; 2)лістинг програмного коду генетичного алгоритму для синтезу випромінювальної ректени для бездротового заряджання акумулятора в імплантаті з врахуванням особливостей будови тіла пацієнта;3) текст, що містить теоретичні відомості та роз'яснення щодо використаного обчислювального методу та генетичного алгоритму втіленого програмно, методика роботи з програмами. Наукові та практичні результати досліджень Стоянова Ю.М., що наведені в його дисертації на здобуття наукового ступеня кандидата технічних наук буде використано для розробок НВЕСМП «Медап».

Даний акт не є підставою для фінансових розрахунків.

Магістр біотехнічних та медичних систем
Інженер

Асистент кафедри програмної інженерії ТНТУ

Р.М. Ткачук
Н.І.Бохняк

Ю.М.Стоянов