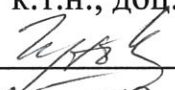


МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
ДЕРЖАВНИЙ УНІВЕРСИТЕТ «ЖИТОМИРСЬКА ПОЛІТЕХНІКА»
ФАКУЛЬТЕТ ІНФОРМАЦІЙНО-КОМП'ЮТЕРНИХ ТЕХНОЛОГІЙ
КАФЕДРА КОМП'ЮТЕРНИХ ТЕХНОЛОГІЙ У МЕДИЦИНІ ТА ТЕЛЕКОМУНІКАЦІЯХ

УДК 621.391.5

«Допущено до захисту»

Завідувач кафедри
комп'ютерних технологій у
медицині та телекомунікаціях
к.т.н., доц. Чухов В.В.


« 19 » 12 2023 р.

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

на тему «Дослідження впливу безпроводної передачі енергії для живлення
кардіостимулятора на біологічні процеси в організмі людини»

за спеціальністю 163 «Біомедична інженерія»
освітній ступінь «магістр»

Виконавець роботи
студент 2 курсу, гр.БІм-22-1


(дата, підпис)
28.12.23

Мергур'єв О.О.

Керівник роботи
к.т.н., доц.


(дата, підпис)
19.12.23

Чухов В.В.

Житомир
2023

Пояснювальна записка **до кваліфікаційної магістерської роботи**

на тему «Дослідження впливу безпроводної передачі енергії для живлення
кардіостимулятора на біологічні процеси в організмі людини»

Виконав: студент 2 курсу,
групи БІм-22-1 спеціальності
163 «Біомедична інженерія»
Мергур'єв О.О.

Керівник Коренівська О.Л.

Рецензент Нікітчук Т.М.

Житомир
2023

«Затверджено»

Завідувач кафедри комп'ютерних
технологій у медицині та
телекомунікаціях

 Владислав ЧУХОВ
«27» 10 2022 р.

Завдання на кваліфікаційну магістерську роботу

Мергур'єв Олег Олександрович
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи: дослідження впливу безпроводної передачі енергії для живлення кардіостимулятора на біологічні процеси в організмі людини
затверджено наказом по університету від «22» 11 2023 р. № 680

2. Мета дослідження: всебічне дослідження потенційно впливу безпроводної передачі енергії з метою можливого застосування її в медичних цілях

3. Вихідні дані: дані отримані в результаті аналізу досліджень, проведених іншими науковцями та наукових статей

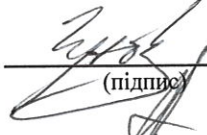
4. Основні задачі дослідження: оцінка безпеки безпроводної передачі енергії та оцінка ефективності безпроводної передачі енергії

5. Термін подання роботи до захисту грудень 2023 р.

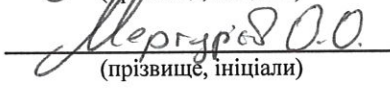
6. Дата видачі завдання «27» 10 2022 р.

Науковий керівник

Завдання прийняв
до виконання


(підпис)

(підпис)


(прізвище, ініціали)

(прізвище, ініціали)

АНОТАЦІЯ

В даній кваліфікаційній магістерській роботі розглянуто питання безпроводної передачі енергії для живлення кардіостимулятора. Було порівняно різні методи передачі енергії, і обрано найефективніший та найбезпечніший для людини.

Також було досліджено вплив магнітного поля, яке використовується при безпроводній передачі енергії, на організм людини, зокрема, на кров'яний потік. Було встановлено, що вплив магнітного поля є незначним і не становить загрози для здоров'я людини.

ANNOTATION

The master work considers the issue of wireless energy transfer for pacemakers. Different energy transfer methods were compared, and the most efficient and safest for humans was selected.

The impact of the magnetic field used in wireless energy transfer on the human body, specifically on blood flow, was also studied. It was found that the impact of the magnetic field is insignificant and does not pose a threat to human health.

РЕФЕРАТ

У цій магістерській роботі розглянуто питання безпроводної передачі енергії для живлення кардіостимулятора. Метою роботи є розробка системи безпроводної передачі енергії, а також дослідження впливу магнітного поля, яке використовується при безпроводній передачі енергії, на організм людини, зокрема на кров'яний потік.

Робота складається з 82 сторінок, 31 рисунка та 2 таблиці.

Основні питання, які розглядаються в роботі:

Огляд літератури

В огляді літератури розглянуто основні типи імплантованих систем допоміжного кровообігу, зокрема, кардіостимулятори та кардіовертери-дефібрилятори. Також розглянуто основні методи безпроводної передачі енергії та обрано найефективніший та найбезпечніший для організму людини.

Розрахунок безпроводної системи передачі енергії

В розділі описано математично процес безпроводної передачі енергії індуктивним методом, проведено розрахунки та аналіз роботи системи.

Дослідження впливу магнітного поля на кров'яний потік

В розділі приведено основні залежності різних характеристик потоку крові від сили (напруженості) магнітного поля. Побудовано графіки, які показують залежність осьової швидкості кров'яного потоку від сили напруженості магнітного поля.

Висновки

У результаті проведених досліджень було розроблено систему безпроводної передачі енергії, яка є ефективною та безпечною для організму

людини. Також розроблено математичну модель для опису кровотоку під дією зовнішнього магнітного поля.

ЗМІСТ

Завдання на кваліфікаційну магістерську роботу	3
Анотація	4
Реферат	5
Вступ	9
1 Аналіз та огляд літературних джерел	11
1.1 Кровообіг, кровоносна система, її значення. Серцеві захворювання	11
1.2. Системи допоміжного кровообігу. Імплантовані системи.....	17
1.2.1 Кардіостимулятори	18
1.2.2 Імплантовані дефібрилятори (кардіовертери- дефібрилятори)	20
1.3 Безпроводна передача енергії.....	23
1.3.1. Безпроводна передача енергії з використанням лазера	24
1.3.2. Використання НВЧ при передачі енергії	24
1.3.3. Індуктивний метод передачі енергії	26
2. Принцип та розрахунки безпроводної передачі енергії	27
2.1 Живлення безпроводної системи передачі енергії	33
2.2 Векторна діаграма безпроводної системи передачі енергії	37
2.3 Ефективність системи	39
2.4 Стабільність та термобезпека безпроводної передачі енергії	43
3. Дослідження впливу магнітного поля на в'язкий потік ньютонівської біомагнітної рідини (крові).....	45
3.1 Біомагнітна гідродинаміка в дослідженні механіки та гідродинаміки біологічних рідин	45
3.1.1 Основи біогідродинаміки	45
3.1.2 Математична модель біомагнітного потоку	47
3.1.3 Рівняння намагніченості	52

3.2 Практичне дослідження потоку під дією магнітного поля	53
3.3 Перетворення рівнянь	58
3.3.1 Сітка конфігурації	60
3.4 Числовий розв'язок та результати	62
3.4.1 Випадок I	65
3.4.2 Випадок 2 та результати в поєднанні з випадком I	68
3.5 Порівняння БГД моделі Айка з впливом градієнта магнітного поля	72
3.6 Отримані результати	76
Висновки	77
Список використаної літератури	79

ВСТУП

Сучасна медицина досягла значних успіхів у лікуванні серцево-судинних захворювань. Однак, у деяких випадках, наприклад, при серцевій недостатності, необхідне використання імплантованих систем допоміжного кровообігу.

Існує два основних типи імплантованих систем допоміжного кровообігу:

Кардіостимулятори - це пристрої, які підтримують нормальний ритм серця.

Кардіовертери-дефібрилятори - це пристрої, які можуть зупинити аритмію або зупинку серця за допомогою електричного струму.

Основною проблемою всіх імплантованих систем допоміжного кровообігу є енергозабезпечення. Зазвичай використовуються вбудовані джерела живлення, які потребують періодичної заміни. Іноді застосовують провідну систему живлення, яка має ряд недоліків, таких як ймовірність виникнення післяопераційних ускладнень і неестетичність.

Метою даного дослідження є розробка безпроводної системи живлення для імплантованих систем допоміжного кровообігу.

Об'єктом дослідження є безпроводна система живлення для імплантованих систем допоміжного кровообігу.

Предметом дослідження є принципи роботи безпроводної системи живлення для імплантованих систем допоміжного кровообігу, а також вплив такої системи на організм людини.

Завдання дослідження:

Для досягнення поставленої мети необхідно вирішити такі завдання:

Проаналізувати існуючі методи безпроводної передачі енергії.

Розробити математичну модель для розрахунку характеристик безпроводної системи живлення.

Розробити експериментальний зразок безпроводної системи живлення.

Провести дослідження впливу безпроводної системи живлення на організм людини.

1. АНАЛІЗ ТА ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРНИХ ДЖЕРЕЛ

1.1 Кровообіг, кровоносна система, її значення. Серцеві захворювання

Система кровообігу є важливою частиною організму людини. Вона забезпечує зв'язок між окремими клітинами та тканинами, допомагаючи їм функціонувати як єдине ціле.

Основною функцією кровоносної системи є постачання кров'ю органів і тканин. Кров рухається по судинах безперервно, доставляючи кисень, поживні речовини та інші необхідні речовини до всіх частин організму, а також забираючи продукти обміну речовин.

Система кровообігу складається з серця (рисунок 1.1) та судин, які поділяються на кровоносні та лімфатичні.

Серце є біологічним насосом, який забезпечує рух крові по організму. Кожну хвилину серце перекачує близько 6 літрів крові, в добу – більше 8 тисяч літрів, а протягом життя – майже 175 мільйонів літрів [1].

Кров є основною транспортною тканиною організму. Вона становить близько 8% від загальної маси тіла людини. Кров виконує багато функцій, включаючи транспортування кисню, регуляцію гомеостазу, захист від інфекцій та ін.

У 1628 році англійський лікар У. Гарвей встановив, що кров у вищих тварин і людини рухається по замкнутому колу. Він доказав, що кров від серця до органів і тканин несуть артерії, а від органів і тканин до серця – вени.

Капіляри є найтоншими кровоносними судинами, які з'єднують артерії і вени. Вони забезпечують обмін речовин між кров'ю та тканинами.

Серцево-судинні захворювання є однією з основних причин смертності в світі. До них відносяться ішемічна хвороба серця, інсульт, артеріальна гіпертензія, атеросклероз та ін.

Для профілактики серцево-судинних захворювань необхідно вести здоровий спосіб життя, дотримуватися дієти, регулярно займатися спортом і відмовитися від шкідливих звичок.

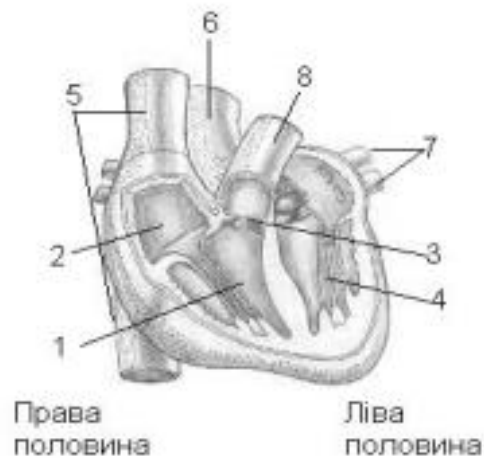


Рис. 1.1 Серце людини

На рисунку 1.1. є показано частини серця: 1 – шлуночок; 2 – передсердя; 3 – півмісяцевий клапан; 4 – стулковий клапан; 5 – верхня і нижня порожнисті вени; 6 – аорта; 7 – легенева вена; 8 – легенева артерія.

Серце людини складається з двох половин: лівої та правої. Кров між цими половинами не змішується, оскільки серце розділене перегородкою.

Кожна половина серця складається з передсердя та шлуночка. Передсердя і шлуночки з'єднані між собою клапанами, які не дозволяють крові рухатися назад. Лівий шлунок має два стулки, а правий - три.

У передсердя відкриваються венозні судини, які приносять кров з різних частин тіла. У праве передсердя відкриваються верхня і нижня порожнисті вени, які збирають кров з верхніх і нижніх кінцівок, таза і живота. У ліве передсердя відкриваються легеневі вени, які приносять кров з легенів.

Від шлуночків відходять артерії, які несуть кров до різних органів і тканин. У правого шлуночка відходить легенева артерія, яка несе кров до легенів. У лівого шлуночка відходить аорта [1], яка несе кров до всіх інших органів і тканин.

Виконання серцем функцій по перекачуванню крові залежить від ритму руху крихітних імпульсів, що поступають з верхньої камери серця в нижню. Ці імпульси розповсюджуються по провідній системі серця, яка задає необхідну частоту, рівномірність і синхронність скорочень передсердя і шлуночків відповідно до потреб організму.

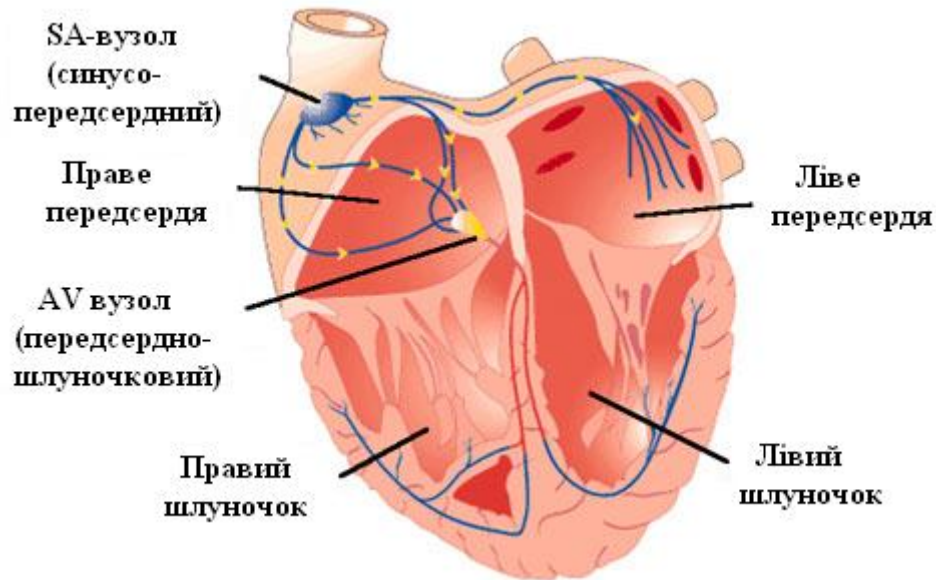


Рис. 1.2 Схема провідної системи серця

На сьогодні медична спільнота активно зосереджена на вивченні захворювань кровоносної системи, зокрема на серцевих патологіях. Ці різноманітні захворювання включають в себе різні порушення, що впливають на роботу серця та кровоносної системи. Наукові дослідження у галузі кардіології займаються аналізом цих хвороб, їх профілактикою та методами лікування. За результатами аналізу за 2007 рік виявлено, що серцеві захворювання стали лідером серед причин смерті в Сполучених Штатах, Англії, Канаді і Уельсі.

Щорічно близько 2 мільйони людей виявляються хворими на ці патології, при цьому кожен другий хворий перебуває у працездатному віці. Україна має найвищу смертність від хвороб серця та системи кровообігу, яка у 2-4 рази перевищує показники країн Європейського Союзу та світу. Не лише частота, але й вік смерті від цих захворювань в Україні вищий.

Хвороби серця в Україні вважаються одними з найскладніших та найнебезпечніших. У 2004 році зареєстровано понад 10 мільйонів хворих на гіпертонічну хворобу, 7,6 мільйонів хворих на ішемічну хворобу серця і майже 3 мільйони осіб із цереброваскулярними захворюваннями. Фібриляція також відноситься до серйозних захворювань.

Це патологічний стан, при якому серце ритмічно скорочується, але при цьому виникають хаотичні рухи волокон серцевого м'язу. У такому стані серце не може ефективно перекачувати кров по судинах, призводячи до зупинки кровообігу, навіть в великих артеріях. За аналізом причин зупинки кровообігу виявлено, що 75% випадків раптової смерті спричинені шлунковою тахікардією або фібриляцією шлуночків.

Фібриляція серця може виникнути при проходженні через тіло людини змінного струму більше 50 мА частотою 50 Гц протягом кількох секунд, такий струм викликає хаотичні скорочення серця. Струми менше 50 мА і більше 5 мА тієї ж частоти не викликають фібриляції серця [2]. Саме серце, незважаючи на свій нормальний ритм, може битись швидше чи повільніше з різними інтервалами між ударами, але при будь-якому темпі інтервал між ударами завжди залишається постійним.

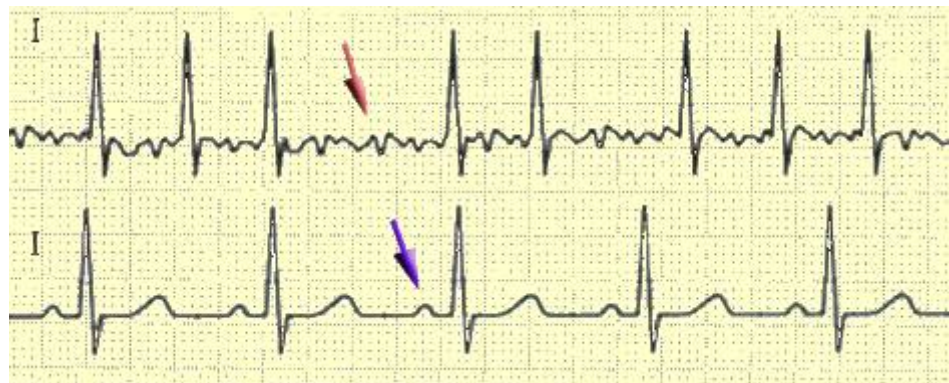


Рис. 1.3 Порівняння синусового ритму (знизу) та миготливої аритмії (зверху) на ЕКГ. Стрілками показано зубець Р та хвилю.

Фібриляція передсердь, відома також як миготлива аритмія, представляє собою неправильний ритм серця, при якому передсердний ритм стає хаотичним,

і частота його скорочень може досягати 600 ударів на хвилину (від 350 до 600 ударів на хвилину), при цьому частота скорочень шлуночків може сягати 180 ударів на хвилину. Це є однією з найпоширеніших тахіаритмій. Хоча захворювання може виникнути у будь-якому віці, його поширеність збільшується зі старінням, особливо після 60 років. Приблизно 50% пацієнтів із фібриляцією передсердь в Україні старше 60 років, і більше 30% госпіталізованих з порушеннями ритму серця мають цю аритмію.

Фібриляція шлуночків - це часте аритмічне явище, при якому скорочення окремих м'язових волокон шлуночків є ациклічним, хаотичним і може досягати до 200-500 ударів в хвилину. Цей стан є вкрай небезпечним. Розповсюдженість фібриляції передсердь в популяції становить 0,4%, що є найвищим серед всіх тахіаритмій. Цей показник зростає з віком і досягає 0,1% у віці до 50 років і 9% після 80 років. Дослідження підтверджує, що фібриляція передсердь збільшує ризик загальної смерті вдвічі і ризик смерті від серцевих причин в 2,4 рази [2].

У випадках миготливої аритмії передсердь повноцінне скорочення передсердь неможливе, що спричиняє застій крові та утворення тромбів. При спробі відновити синусовий ритм без антикоагуляційної підготовки ці тромби можуть викидатися в шлуночки, а згодом потрапляти в аорту, що може призвести до закупорювання артерій і спричинити інфаркт міокарда, тромбоемболію легеневої артерії, інсульт тощо. Такі сценарії не є рідкісними і часто мають летальний вихід, як показано на рисунку 1.4, де зображено виникнення і переміщення тромбу в головний мозок при миготливій аритмії.

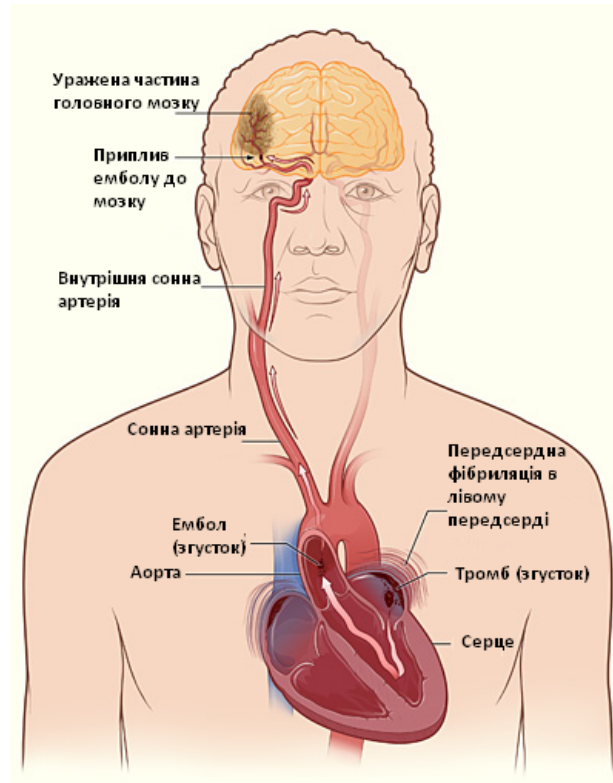


Рис. 1.4 Виникнення і переміщення тромбу.

Тромб, що утворився в лівому передсерді, має потенціал потрапити в головний мозок через внутрішню сонну артерію, викликаючи при цьому інсульт.

Основна небезпека фібриляції передсердь визначається можливістю розвитку тромбоемболічних ускладнень та "тахікардіоміопатії". Тромбоемболія є однією з найважливіших ускладнень фібриляції передсердь, полягаючи в закупорці кров'яними згустками (тромбами) судин.

Частота виникнення ішемічного інсульту у пацієнтів із миготливою аритмією неревматичного походження в середньому становить 5% щорічно, що в 2-7 разів перевищує показники людей без аритмії. Кожен шостий випадок інсульту відзначається у пацієнта з миготливою аритмією.

Електрокардіограма виявляється корисним інструментом для діагностики багатьох серцевих захворювань. На рисунку 1.5 зображена електрокардіограма при аритмії (рисунок 1.5) [2].

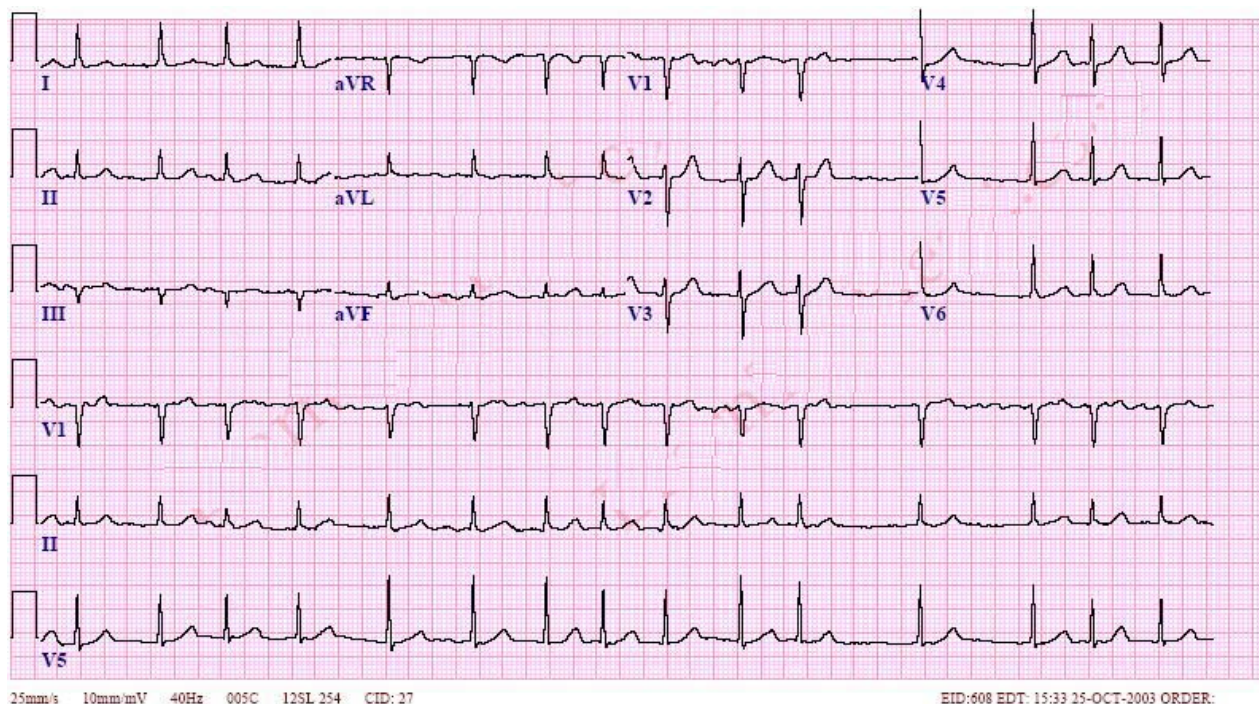


Рис. 1.5 ЕКГ при миготливій аритмії

1.2 Системи допоміжного кровообігу. Імплантовані системи.

Прогрес у сучасній хірургії, зокрема в галузях, які стрімко розвиваються, таких як кардіохірургія та трансплантологія, стає неможливим без використання високих технологій, що імплементуються в пристроях для часткової або повної заміни функцій життєво важливих органів людини. Це сприяє активному розвитку систем допоміжного кровообігу, включаючи імплантовані пристрої.

Допоміжний кровообіг – це метод часткового заміщення функції серця за допомогою механічних чи електронних пристроїв. Це дозволяє зменшити навантаження на ушкоджений міокард шляхом зменшення об'єму крові, що потрапляє до серця, або шляхом зниження периферичного судинного опору. Водночас досягається збільшення коронарного кровотоку.

Допоміжний кровообіг використовується при важких порушеннях гемодинаміки, коли прогноз без трансплантації серця є непоодиноким. Системи допоміжного кровообігу можуть бути як стаціонарними, так і імплантованими.

Механічні системи допоміжного кровообігу включають роликові та

центрифужні насоси, екстракорпоральні штучні шлуночки серця, внутрішньоаортальні балони контрпульсації, екстракорпоральну мембранну оксигенацію, шлуночкові і двошлуночкові постійні або пульсуючі насоси (штучні шлуночки), штучні серця. Імплантовані системи, такі як електрокардіостимулятори, кардіовертери-дефібрилятори та інші, грають важливу роль в цьому контексті.

Використання систем допоміжного кровообігу зазвичай розглядається в тих випадках, коли, не дивлячись на інтенсивне медикаментозне лікування, гемодинаміка залишається нестабільною. Це найчастіше стосується пацієнтів, яким необхідна трансплантація серця.

1.2.1 Кардіостимулятори

Кардіостимулятор, відомий також як електрокардіостимулятор чи ЕКС, є медичним пристроєм, створеним для підтримки ритму серця. Основним завданням кардіостимуляторів є забезпечення або нав'язування оптимальної частоти серцевих скорочень пацієнтові, у якого спостерігається недостатня частота серцевих скорочень (брадикардія), або внаслідок блокади проведення між передсерддями і шлуночками (атріовентрикулярна блокада) [3].

Перші моделі ЕКС, відомі як однокамерні кардіостимулятори (рисунок 1.6), працювали в асинхронному режимі і проводили стимуляцію з фіксованою частотою.

За наступним поколінням слідують двокамерні кардіостимулятори, які забезпечують фізіологічний характер кардіостимуляції шляхом автоматичного контролю частоти та (або) збільшення ступеня наповнення шлуночків серця за рахунок синхронного скорочення передсердь. Новітніми досягненнями є трикамерні кардіостимулятори для лікування серцевої недостатності та імплантовані кардіовертери-дефібрилятори, які використовуються для лікування

небезпечних аритмій, таких як шлуночкова тахікардія та фібриляція шлуночків, а також для профілактики раптової серцевої смерті [3].



Рис. 1.6 Однокамерний електрокардіостимулятор

Однокамерні кардіостимулятори представляють собою пристрої, які здатні сприймати і стимулювати лише одну камеру серця, а саме передсердя або шлуночок. Це є найпростішими моделями ЕКС. Вони можуть функціонувати як частотно-адаптивні, тобто автоматично збільшувати частоту при фізичному навантаженні, або без частотної адаптації, стимулюючи серце з постійною заданою частотою.

Двокамерні електрокардіостимулятори представляють собою пристрої, які можуть сприймати і стимулювати обидві камери серця - передсердя і шлуночок. Як і однокамерні, вони можуть бути частотно-адаптивними або без частотної адаптації. Більшість сучасних імпорتنих кардіостимуляторів також оснащені численними додатковими функціями, які дозволяють налаштовувати ЕКС для оптимального використання у кожного пацієнта.

Параметри стимуляції електрокардіостимулятора можна змінювати необмежену кількість разів за допомогою спеціальних програматорів, які передають імпульси кардіостимулятору.

1.2.2 Імплантовані дефібрилятори (кардіовертери-дефібрилятори).

Дефібрилятор - це медичний пристрій, призначений для усунення порушень серцевої діяльності, зокрема фібриляції, за допомогою електричного імпульсу. Такий вид втручання відомий як електроімпульсна терапія [3].

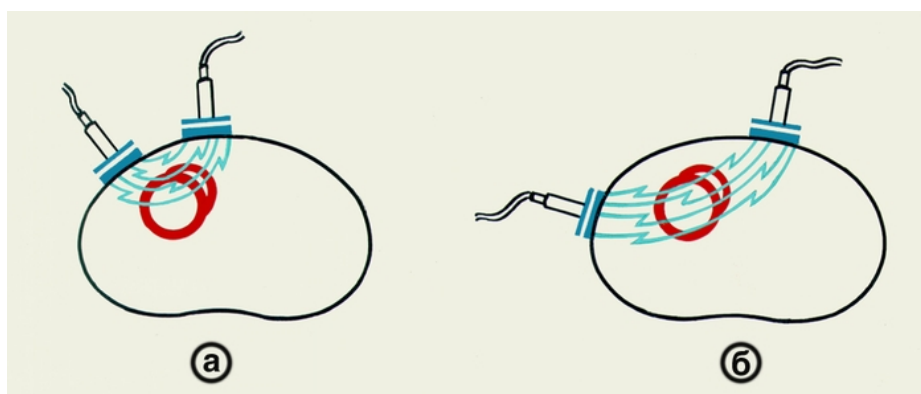


Рис. 1.7 Передньопереднє розташування електродів:

а) – неправильне розташування; б) – правильне розташування.

Один електричний імпульс впливає на міокард так, що він не пригнічує, але викликає збудливу реакцію. Під час фібриляції шлуночків клітини міокарда можуть перебувати як у стані активного скорочення, так і в рефракторному стані або спокої.

Основним компонентом дефібрилятора є конденсатор, на пластинах якого можна зберігати необхідний електричний заряд. Конструкція дефібрилятора організована так, що розряд його конденсатора, незалежно від кількості накопиченої енергії, відбувається протягом 7-10 мс (тривалість "корисного часу" подразнення серця) через індуктивну котушку (рисунок 1.8). Ця котушка використовується для усунення початкової високовольтної частини розрядного струму, а також для збільшення тривалості розряду. Такий підхід значно підвищує ефективність розряду та зменшує негативний вплив надмірного сильного струму на серце. Крім того, наявність індуктивності у ланцюзі знижує напругу на об'єкті (грудній клітці та самому серцю) в 3-4 рази порівняно з напругою заряду конденсатора.

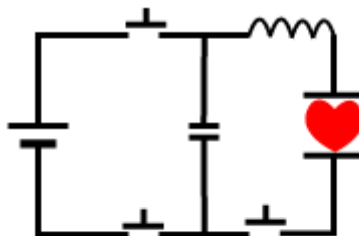


Рис. 1.8 Котушка та конденсатор в схемі дефібрилятора

Дефібрилятори, які користуються двофазною формою імпульсу, переважно, забезпечуючи усунення фібриляції шлуночків за допомогою енергії до 200 Дж (5000 В). У випадку використання дефібриляторів із монофазною формою імпульсу, часто вимагається використання значно більшої потужності розряду - до 300 Дж (6000-7000 В) [5].

Таблиця 1.1

Величина розряду в залежності від віку і статури хворого (за М. Л. Гурвичем)

Вік і статура хворого	Величина розряду дефібрилятора, В	
	на закриту грудну клітину	безпосередньо на серце
Дорослі астенічної статури	3000-4000	1500-1750
нормостенічна статура	3500-4500	1500-1750
гіпертонічна статура	4500-5500	1500-2000
Діти до 1 року	500-1000	500
1-3 роки	1000-1500	500-700
4-7 років	1250-2000	500-1000
8-12 років	2000-2500	750-1200
12-16 років	2500-3500	1000-1500

Заради запобігання смертельним випадкам, необхідно проводити дефібриляцію швидко - протягом кількох хвилин. На сучасний момент єдиним ефективним методом у профілактиці аритмій, які загрожують життю, є імплантація кардіовертерів-дефібриляторів.

Імплантований дефібрилятор (кардіовертер-дефібрилятор) - це пристрій, схожий на кардіостимулятор (штучний водій ритму), і використовується з 90-х років. Його компактні розміри дозволяють імплантувати його під шкіру верхньої частини грудної клітки. У пристрої є батарея і мікрокомп'ютер для корекції ритму, а електроди з ізоляцією з'єднують його з серцем. При виявленні порушень серцевого ритму, дефібрилятор надсилає електричні сигнали для його відновлення.

Кардіовертер-дефібрилятор складається з "генератора імпульсів" та одного або декількох провідників. Зазвичай генератор імпульсів імплантується трохи нижче ключиці, зазвичай ліворуч. Провідники вводяться в серце через великі вени грудей, передаючи інформацію про електричний ритм серця в генератор імпульсів і забезпечуючи лікування за допомогою імпульсів, які йдуть від генератора до серця.



Рис. 1.9 Розташування імплантованого дефібрилятора разом з провідниками

Літієві батареї, що забезпечують джерело енергії, дозволяють пристроям працювати від 3 до 6 років в залежності від типу та активності. За допомогою цих батарей можна наносити розряди від 1 до 750 В, використовуючи конденсатори у випадках високоенергетичної дефібриляції. Конфігурації з 2-3 електродами можуть вводитися внутрішньосердечно, фіксуватися на епікардіальній поверхні серця або під шкірою. У сучасних пристроях, порівняно з більш ранніми моделями, встановлення електродів стало можливим трансвенозним шляхом, уникнувши торакотомії.

Для підвищення ефективності електроімпульсної терапії використовують двофазні розряди, які мають позитивну і негативну фази. Це допомагає деполяризації більшого обсягу міокарда, зниженню порогу дефібриляції та, можливо, зменшенню дисфункції міокарда порівняно з однофазними розрядами.

Останні моделі імплантованих кардіовертерів-дефібриляторів дозволяють зберігати інформацію про тахіаритмії, включаючи їхні характеристики, час виникнення та ефективність лікування. Також вони містять дані про стан електродів, такі як імпеданс та поріг ЕКС.

1.3 Безпроводна передача енергії.

Безпроводна передача енергії - це метод передачі електричної енергії, де в електричному колі між передавачем та приймачем не використовуються струмопровідні елементи. Активно проводяться експерименти та дослідження в цьому напрямку.

Один з перших визнаних дослідів в цьому напрямку відбувся в Університеті "Goldstone" в 1975 році, де енергія була передана мікрохвильовим методом з ККД установки близько 40%. У 1997 році на острові Реюньон вдалося вивчити передачу енергії на відстані близько кілометра, досліджуючи альтернативні методи енергозабезпечення селища.

Ще в 1900 році винахідник Нікола Тесла висловлював ідеї про безпроводну передачу електричної енергії. Його мрії стали реалізовуватися тільки через століття, коли технології дозволили розвивати цей напрям.

Розвиток методів безпроводної передачі енергії є перспективним, особливо в контексті екологічно чистого отримання енергії з космосу та збереження ресурсів. Медичні системи, зокрема імплантовані системи допоміжного кровообігу, можуть виграти від використання бездротової передачі енергії для уникнення післяопераційних ускладнень, пов'язаних з інфекціями черезшкірних провідників.

Існує багато методів безпроводної передачі енергії, ефективних на коротких дистанціях. Використання електромагнітного випромінювання може вирішити проблему відстані, використовуючи принципи, подібні до детекторних однокристальних приймачів.

1.3.1. Безпроводна передача енергії з використанням лазера

Для безпроводної передачі енергії можна розглядати використання лазера. Здавалося б, лазер ідеально підходить для передачі енергії на відстань: він генерує когерентний пучок випромінювання з великою густиною енергії, що полегшує прийом та перетворення його в електроенергію. Однак, висока концентрація енергії робить цю технологію небезпечною, оскільки може виникнути травмування або опіки у випадку потрапляння в зону випромінювання живих об'єктів.

Проблеми безпеки можна було б подолати, якщо б лазер було ефективно можна передавати енергію. Фотогальванічні елементи можуть виступати як приймачі, хоча їх спектральні діапазони інколи не збігаються з лазерними передавачами. Використання лазера для передачі електроенергії з космосу може обмежуватися погодними умовами, але на Землі цей метод може бути застосований для певних завдань.

Можливості використання лазера при безпроводній передачі енергії є перспективними для великих відстаней, але технології повинні подолати виклики, такі як низька ефективність перетворення та втрати при проходженні через атмосферу, а також потреба в прямій видимості між передавачем та приймачем.

1.3.2. Використання НВЧ при передачі енергії

Радіохвилі надвисоких частот (НВЧ) в діапазоні від 2,45 до 5,8 ГГц є іншим можливим засобом передачі енергії на великі відстані [6]. Ці хвилі практично не

поглинаються атмосферою, не відбиваються іоносферою і добре перетворюються на електричний струм за допомогою ректени, що є дипольними антенами із підключеними швидкодіючими діодами Шотткі. Інсталяція великої кількості таких антен, які покривають значну площу і з'єднуються між собою, дозволяє сумувати вироблений ними електричний струм (рисунок 1.10).



Рис. 1.10 НВЧ-ректена

Розмах "крил" цих малих диполів має розміри, порівнянні з довжиною хвилі НВЧ-випромінювання, і становить кілька сантиметрів.

Порівняймо звичайний радіоприймач із гойдалкою. Радіоприймач налаштовується на частоту слабкого сигналу, і коли він потрапляє в резонанс, "розгойдує" змінний струм ланцюга антени. Цей струм підсилюється батареями, і з нього отримують інформацію, наприклад, звук або телевізійне зображення.

Навпаки, ректена призначена для сильного сигналу. Кожна електромагнітна хвиля штовхає електрони в диполі в різні сторони. Діод має провідність, яка залежить від напрямку електричного струму, дозволяючи струму йти тільки в одну сторону. Таким чином, отримуємо пульсуючий постійний струм, в який переходить значна частина енергії випромінювання. В 1964 році американський фізик Вільям Браун демонстрував гелікоптер з ректеною, отримуючи енергію від мікрохвильового випромінювача на Землі. Пізніше в проєкті СКЕС NASA він передавав 30 кВт на відстань в одну милю з ККД 84%.

Ректена могла б бути вдалим рішенням для бездротової передачі енергії, але напівпровідникові діоди Шоткі є вразливими і не витримують великих

потоків енергії. Тому потрібні великі площі ректен з численними диполями та діодами для створення потужного каналу.

1.3.3. Індуктивний метод передачі енергії.

Використання бездротової передачі енергії на побутовому рівні, яке забезпечують розглянуті вище методи, виявляється непрактичним. Найбільш перспективним для таких цілей виглядає застосування індуктивного зв'язку.

Простим прикладом бездротової передачі енергії за допомогою індуктивного зв'язку є трансформатор. Взаємна індукція, в якій первинна і вторинна обмотки трансформатора електрично ізольовані, дозволяє передавати енергію. Однак для зняття значної потужності обмотки повинні бути близькими одна до одної. Таким чином, пристрої повинні мати акумулятори, що підтримують цю технологію, і головна задача - спростити процедуру зарядки.

У 2006 році команда дослідників з МІТ представила новий спосіб передачі енергії на відстань - резонансне магнітне зв'язування. Цей метод поєднує трансформатор і радіоприймач. Розгойдування коливань відбувається за рахунок взаємної індукції, але він працює на великій відстані. Електромагнітні хвилі викликають коливання в антені радіоприймача, навіть на великій відстані.

Отже, для бездротової передачі енергії не дуже потужним побутовим, лабораторним чи медичним приладам, наприклад, для живлення імплантованих систем допоміжного кровообігу та підтримки життєдіяльності людини, найбільш підходить метод індуктивного зв'язку. Це простий і безпечний метод, який передбачає передачу магнітного потоку через середовище. З огляду на необхідність передачі енергії через шар шкіри, індуктивний зв'язок виявляється найліпшим варіантом. Також він ефективніший порівняно з іншими методами, що були розглянуті. Таким чином, індуктивний метод є оптимальним для передачі енергії імплантованим системам допоміжного кровообігу

2. ПРИНЦИП ТА РОЗРАХУНКИ БЕЗПРОВІДНОЇ ПЕРЕДАЧІ ЕНЕРГІЇ

На сьогодні, в області досліджень, спрямованих на розвиток безпроводного передачі енергії через шкіру в медицині та науці, основний акцент робиться на системах, де в якості транспортного середовища використовується електромагнітне випромінювання у радіочастотному діапазоні. Для цього застосовуються індуктивні котушки, одна з яких створює магнітне поле, а інша приймає його. Це явище також відоме як взаємоіндукція.

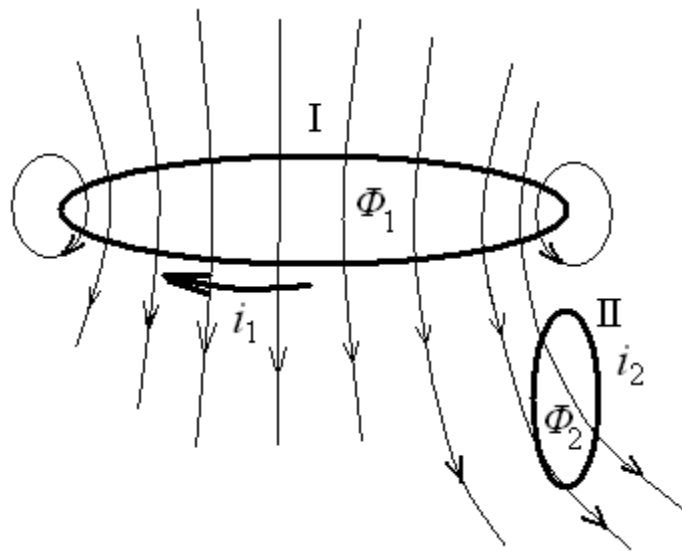


Рис. 2.1 Взаємоіндукція двох контурів

де Φ_1 – магнітний потік першої котушки (I), по якій тече струм;

Φ_2 – магнітний потік другої котушки (II), що створюється першою котушкою;

i_1 – струм, що протікає в першому контурі;

i_2 – струм взаємоіндукції, що виникає в другому контурі.

Змінне магнітне поле, формуюче зовнішньою котушкою, викликає індукційний струм через приймальну котушку, розташовану під шаром шкіри. Отримана електрична енергія передається імплантованому медичному пристрою (див. рисунок 2.2).

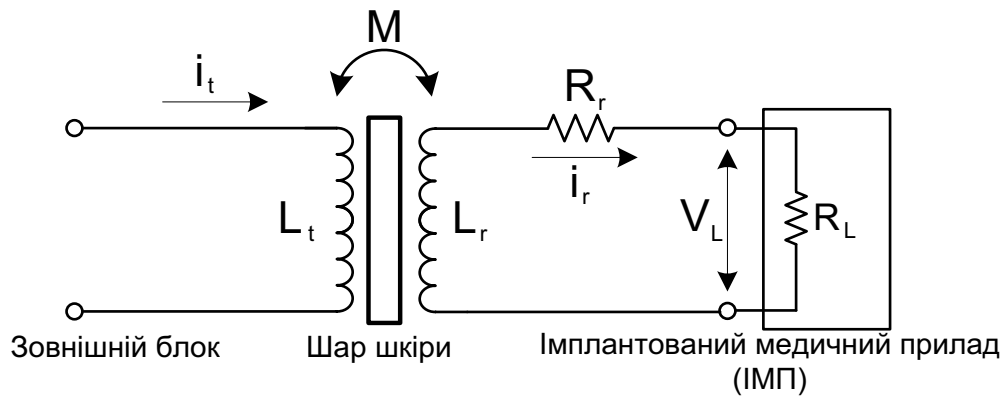


Рис. 2.2 Схема черезшкірної бездротової передачі енергії з використанням взаємної індукції.

де M – коефіцієнт взаємної індукції;

i_t – струм джерела;

i_r – струм в приймаючій частині;

L_t – індуктивність передавальної котушки;

L_r – індуктивність приймаючої котушки;

R_r – опір приймаючої котушки;

R_L – опір навантаження.

У більшості систем бездротової передачі енергії використовують плоскі котушки зі спільною віссю.

Передача енергії між плоскими котушками без сердечника виявляється більш ефективною, ніж передача між об'ємними без сердечника. Це стає очевидним при аналізі розподілу магнітного поля обох типів котушок, який представлено на рисунках 2.3 і 2.4 відповідно.

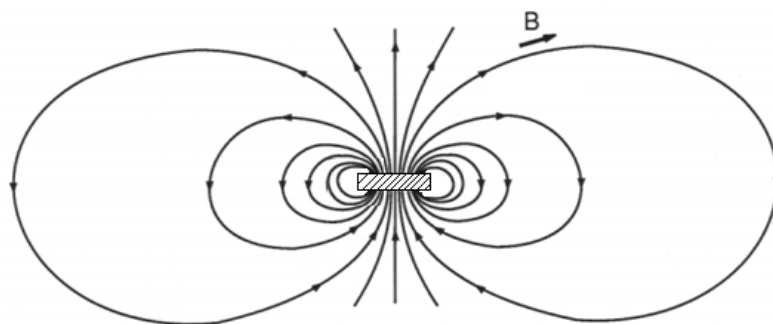


Рис. 2.3 Магнітне поле плоскої котушки.

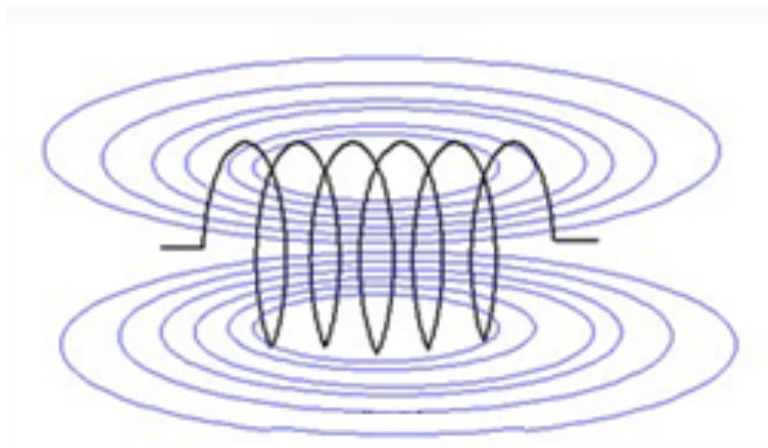


Рис. 2.4 Магнітне поле об'ємної котушки.

Найбільше потокозчеплення між плоскими котушками можливе, якщо їх розташувати якнайближче одна до одної, з центрами обох котушок на одній осі. Максимальне потокозчеплення для об'ємних котушок досягається, коли вони розташовані якнайближче одна до одної з паралельними осями. З рисунків видно, що використання плоских котушок призводить до більшого потокозчеплення. Важливо відзначити, що в обох випадках приймальна котушка повинна бути більшою за передавальну для забезпечення максимального потокозчеплення між котушками.

Оскільки у нашому випадку приймаюча котушка імплантується під шаром шкіри, а передавальна розташовується зверху, це ще раз підтверджує, що в таких обставинах краще використовувати плоскі котушки. Схему розташування приймальної та передавальної котушок показано на рисунку 2.5.

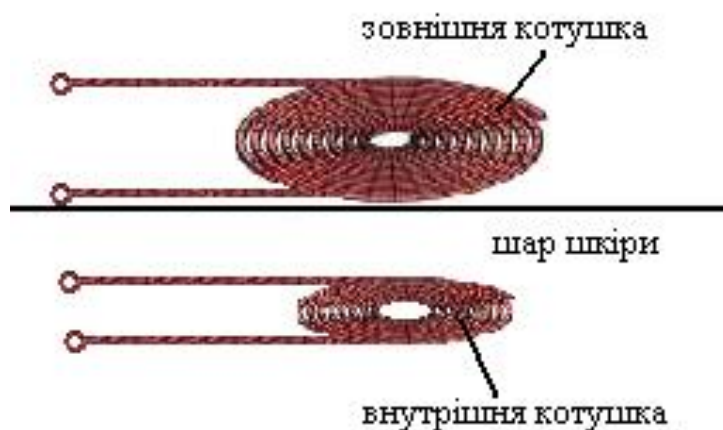


Рис. 2.5 Розташування зовнішньої та внутрішньої котушок

В імплантованих медичних приладах за більшістю зовнішнім джерелом струму є батарея, і постійний струм цього джерела потрібно перетворити в змінний перед подачею на зовнішню (передавальну) котушку, розташовану на шкірі. Перед тим, як поступити до навантаження, змінний струм від приймальної котушки також необхідно перетворити на постійний (рисунок 2.6).

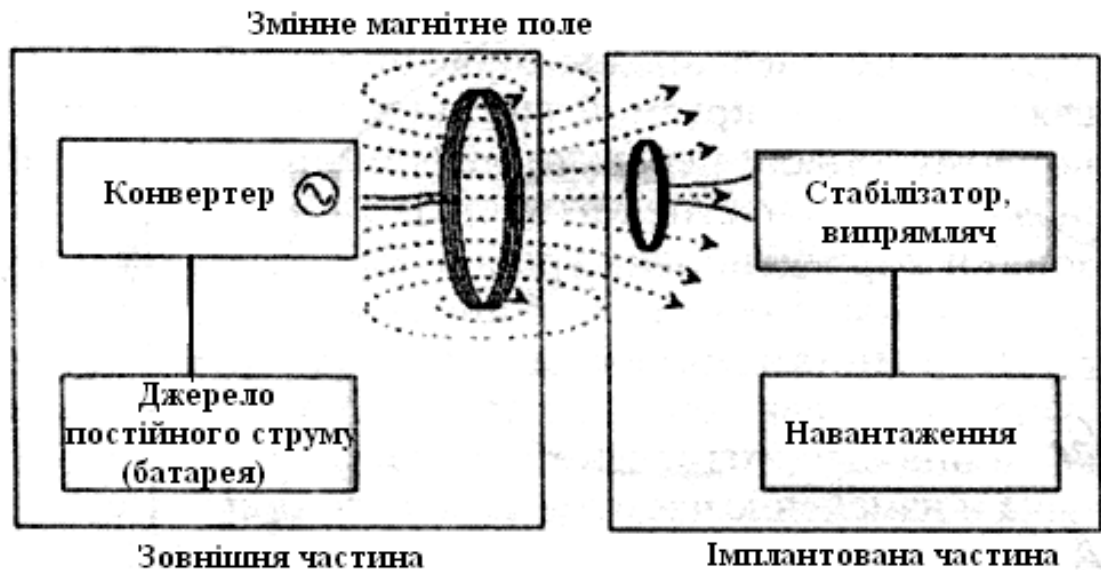


Рис. 2.6 Структурна системи безпроводної передачі енергії з використанням плоских котушок.

Однією з основних характеристик котушок є індуктивність. Індуктивність — це фізична величина, що визначає здатність провідника зберігати енергію магнітного поля при проходженні електричного струму через нього. Позначається латинською літерою L і вимірюється в Генрі ($Гн$) в системі СІ. Індуктивність обчислюється як відношення магнітного потоку Φ через електричний коло до величини струму I в колі [9]:

$$L = \frac{\Phi}{I} \quad (2.1)$$

Для плоских (дискових) котушок (рисунок 2.7) індуктивність визначається за наступною формулою [10]:

$$L = \mu_0 \sum_{k=0}^{\omega-1} \sum_{m=0}^{\omega-1} \int_0^{\pi} \frac{\left(r_{2min} + \frac{d_{\Pi}}{2} + h_{\Pi}m\right) (r_{2min} + h_{\Pi}k) \cos\varphi d\varphi}{\sqrt{\left(r_{2min} + \frac{d_{\Pi}}{2} + h_{\Pi}m\right) +$$

(2.2)

$$+ (r_{2min} + h_{\Pi}k)^2 - 2 \left(r_{2min} + \frac{d_{\Pi}}{2} + h_{\Pi}m\right) (r_{2min} + h_{\Pi}m) \cos\varphi$$

де r_{2min} – внутрішній радіус мінімального витка котушки;

h_{Π} – крок намотки;

d_{Π} – діаметр провідника;

$\omega = l/h_{\Pi}$ – кількість витків;

k і m – порядкові номери витків котушок, причому внутрішній виток приймають за нульовий.

Параметри котушки визначаються її геометричними розмірами, які, в свою чергу, залежать від геометрії приймальної котушки.

Обидві котушки будуть планарні. Котушки оберемо з однакового матеріалу, з однаковим кроком намотки та з однаковим діаметром найменшого витка. Таким чином, крок намотки – $h_{\Pi}=0,3$ мм; радіус найменшого витка котушки – 5 мм. Задамо значення діаметра провідника передавальної котушки $d_{np}=0,7$ мм, кількістю витків $w=52$. За формулою розрахуємо індуктивність:

Підставимо ці значення в формулу:

$$L = 4\pi \cdot 10^{-7} \sum_{k=0}^{m=1..51} \sum_{m=0}^{m=1..51} \int_0^{\pi} \frac{\left(5 + \frac{0,7}{2} + 0,3m\right) (5 + 0,3k) 0,894}{\sqrt{\left(5 + \frac{0,7}{2} + 0,3m\right) +$$

(2.3)

$$\begin{aligned}
& + (5 + 0.3k)^2 - 2 \left(5 + \frac{0.7}{2} + 0.3m \right) (5 + 0.3m) \cos 90 \\
& = 370.958 \cdot 10^{-6} \text{ Гн}
\end{aligned}$$

Приймальна котушка буде розташовуватись під шаром шкіри (близько 4 мм) з правої сторони на рівні 3-4-го ребра. Розрахуємо також індуктивність для приймальної котушки, попередньо задавши її геометричні розміри.

Отже, крок намотки – $h_n = 0,2$ мм; радіус найменшого витка котушки – 4 мм. Діаметр провідника приймальної котушки $d_{np} = 0,7$ мм, кількість витків $w = 30$, радіус найменшого витка $r_{2min} = 3$ мм. За формулою (2.3) розрахуємо індуктивність:

$$L = 4\pi \cdot 10^{-7} \sum_{k=0}^{\omega-1} \sum_{m=0}^{\omega-1} \int_0^{\pi} \frac{\left(3 + \frac{0,7}{2} + 0,2m \right) (3 + 0,2k) 0,894}{\sqrt{\left(3 + \frac{0,7}{2} + 0,2m \right) +}}$$

$$\begin{aligned}
& + (3 + 0,2k)^2 - 2 \left(3 + \frac{0,7}{2} + 0,2m \right) (3 + 0,2m) \cos 90 \\
& = 112,548 \cdot 10^{-6} \text{ Гн}
\end{aligned}$$

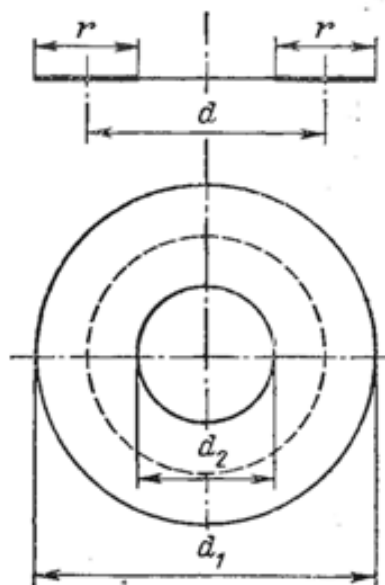


Рис. 2.7 Плоска котушка.

Ці формули можна використовувати для розрахунку індуктивностей не лише плоских котушок, а й досить коротких котушок. Вони надають можливість оцінити індуктивні властивості різних типів котушок і визначити їх оптимальні геометричні параметри для досягнення більшої ефективності передачі енергії.

2.1 Живлення безпроводної системи передачі енергії

Більшість сучасних електрокардіостимуляторів в якості елемента живлення використовують літієво-йодні або літієвомарганець діоксидні батареї з номінальною напругою від 2,8 до 3.5 В. Отже, для підзарядки такої батареї, згідно з її технічними характеристиками, необхідно подати напругу близько 4-4.7 В.

Це дозволяє налагоджувати параметри системи так, щоб вони відповідали потребам конкретних типів батарей та забезпечували ефективну передачу енергії для їх підзарядки.

Отже напруга на передавальній котушці буде близько 6,8 В. Опір котушки індуктивності можна визначити за формулою 2.4 [8]:

$$Z = \omega L = 2\pi fL \quad (2.4)$$

де Z - опір котушки; ω - кругова частота ($\omega = 2\pi f$); f - частота (Гц); L - індуктивність котушки.

Звідси за законом Ома (формула 2.5) можна визначити струм через котушку.

$$I = \frac{U}{Z} = \frac{U}{2\pi fL} \quad (2.5)$$

Так як в нашому випадку передача енергії здійснюється за допомогою магнітного поля, то необхідно щоб передавальна котушка створювала магнітне поле.

Основною характеристикою магнітного поля, що являє собою середнє значення сумарну дію мікроскопічних полів, що створені мікрочастинками, є вектор магнітної індукції $\vec{B}$. Очевидно, що значення і напрямок магнітної індукції $\vec{B}$ рухомого заряду буде залежати від величини самого заряду, його швидкості та віддаленості до точки вимірювання індукції. Якщо замість заряду взяти елементарний провідник – елемент струму $I\vec{dl}$, можна розрахувати для нього вектор магнітної індукції для будь-якої точки простору, в якому знаходиться провідник. Вектор індукції магнітного поля, створеного елементом струму можна визначити за законом Біо-Савара-Лапласа (формула 2.6) [9]:

$$d\vec{B} = \frac{\mu\mu_0}{4\pi} \cdot \frac{|\vec{dl} \cdot \vec{r}|}{r^3} \quad (2.6)$$

де $I\vec{dl}$ – елемент струму;

I – сила струму провідника;

$\vec{dl}$ – вектор, що дорівнює по модулю довжині dl провідника і співпадає з напрямком струму;

μ – магнітна проникність середовища (для вакууму $\mu=1$);

$\mu_0 = 4\pi \cdot 10^{-7}$ Гн/м – магнітна стала;

$\vec{r}$ – радіус-вектор, проведений від середини елемента провідника до точки, в якій визначається магнітна індукція.

Напрямок вектора $d\vec{B}$ - силові лінії магнітного поля – визначаються за правилом векторного добутку, і являють собою концентричні кола, центр яких лежить на прямій, що проходить через елемент $d\vec{l}$. Вектори $d\vec{l}$, $\vec{r}$, $d\vec{B}$ утворює правоґвинтову систему.

Величина вектора $d\vec{B}$ може бути виражена наступним чином [11]:

$$|d\vec{B}| = \frac{\mu\mu_0}{4\pi} \cdot \frac{I \sin\alpha}{r^2} dl \quad (2.7)$$

де α - кут між векторами $d\vec{l}$ та $\vec{r}$.

Аналогічно, розглянемо характеристики магнітного поля плоскої котушки. Для цього визначимо величину і напрямок вектора магнітної індукції $\vec{B}$ в точці, розташованій на перпендикулярі, проведеному через центр обох котушок або витків (рисунок 2.8).

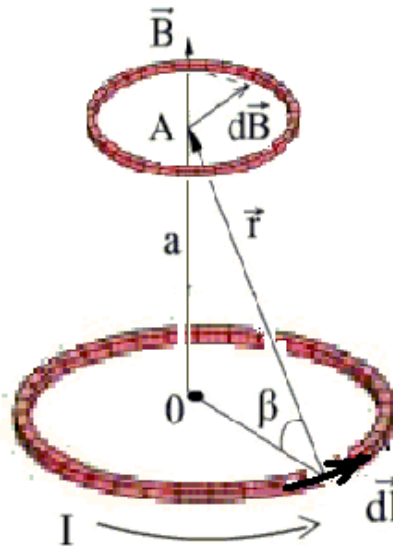


Рис. 2.8 Магнітне поле в приймаючій котушці

Для цього виділимо на котушці (для простоти візьмемо кільцевий провідник) радіусом R елемент струму $d\vec{l}$. Від цього елемента проведемо радіус-вектор $\vec{r}$ в точці А, що є центром приймаючої котушки та лежить на спільній осі обох котушок. Напрямок вектора $d\vec{B}$ в точці А визначається векторним добутком, за вище приведеною формулою:

$$d\vec{B} = \frac{\mu\mu_0}{4\pi} \cdot \frac{|d\vec{l} \cdot \vec{r}|I}{r^3} \quad (2.8)$$

Згідно з принципу суперпозиції магнітних полів, результуюча індукція магнітного поля в точці А представляє собою суму полів всіх елементів, що складають круговий провідник.

Результуюче поле буде напрямлене вздовж осі симетрії (спільної осі), а його величину можна визначити інтегруванням [11]:

$$B = \int_L dB \cos \beta = \frac{\mu \mu_0}{4\pi} I \cos \beta \frac{\sin \alpha}{r^2} \int_0^{2\pi R} dl \quad (2.9)$$

де α - кут між вектором $\vec{r}$ та вектором $d\vec{l}$ ($\alpha = 90^\circ$);

β - кут між вектором $\vec{r}$ і радіусом кругового провідника R, проведеного до елемента $d\vec{l}$;

$2\pi R$ – довжина кругового провідника.

Провівши інтегрування отримаємо [11]:

$$B = \frac{\mu \mu_0}{4\pi} I \cos \beta \frac{2\pi R}{r^2} = \frac{\mu \mu_0}{2} \frac{IR^2}{(a^2 + R^2)^{\frac{3}{2}}} \quad (2.10)$$

де a – відстань від центру передавальної котушки до центру приймальної (точки А);

I – сила струму в котушці (в обмотці плоскої котушки).

Магнітна проникність середовища μ - таблична величина і для кожного середовища вона різна. Наприклад, для вакууму $\mu = 1$, для повітря μ також можна вважати приблизно 1. Так як жива тканина не володіє значними магнітними властивостями, то можна прийняти $\mu = 1$.

β - кут між вектором $\vec{r}$ і радіусом кругового провідника R, який в нашому випадку можна вважати прямим $\beta = 90^\circ$.

I – струм передавальної котушки ($I = \frac{U}{Z} = \frac{U}{2\pi f L}$).

Отже, підставивши значення, маємо:

$$\begin{aligned}
 B &= \frac{4 \cdot 3,14 \cdot 10^{-7} \cdot 1}{4 \cdot 3,14} \frac{2,8}{2 \cdot 3,14 \cdot 10 \cdot 10^3 \cdot 370,958 \cdot 10^{-6}} 0,86 \frac{2 \cdot 3,14 \cdot 4}{56^2} = \\
 &= \frac{3,14 \cdot 10^{-7} \cdot 1}{2} \frac{2,8}{2 \cdot 3,14 \cdot 10 \cdot 10^3 \cdot 370,958 \cdot 10^{-6}} \frac{55^2}{(4^2 + 55^2)^{\frac{3}{2}}} = \\
 &= 14,82 \cdot 10^{-3} \text{ Тл}
 \end{aligned}$$

Змінне магнітне поле індукції $\vec{B}$, створюване великою котушкою, породжує змінний магнітний потік через меншу (приймальну) котушку. В такому випадку згідно явища електромагнітної індукції в меншій котушці виникає індукційний струм. Отже, за законом Фарадея можна знайти електрорушійну силу (ЕРС), що відповідає цьому індукційному струму [11]:

$$\varepsilon_i = -\frac{d\Phi}{dt} = -\frac{d}{dt}(\vec{B} \cdot \vec{S}) = -\frac{dB}{dt} S \cos\varphi \quad (2.11)$$

де S – площа котушки, або витка котушки ($S = \pi R^2$);

Φ - магнітний потік, що пронизує котушку;

φ - кут між позитивною нормаллю до площини витка та вектором магнітної індукції.

Отже, підставивши значення B , S , та прийнявши, що $\varphi = 90^\circ$, маємо, що $\varepsilon_i \approx 4,134 \text{ В}$.

2.2 Векторна діаграма безпровідної системи передачі енергії

Оскільки і приймальна і передавальна котушки з параметрами відповідно R_1 , L_1 и R_2 , L_2 являють собою дві індуктивно пов'язані котушки, які зустрічно

ввімкнені, то рівняння Кірхгофа для цих котушок можна записати в наступному вигляді:

$$\begin{cases} U_1 = U_{R1} + U_{L1} - U_{M12} \\ 0 = U_{R2} + U_{L2} - U_{M21} + U_2 \end{cases} \quad (2.12)$$

де U_{R1} , U_{R1} – напруги на активних опорах приймальної та передавальної котушок, U_{L1} , U_{L2} – напруги на котушках відповідно, U_{M12} – напруга взаємодукації в передавальній котушці, обумовлена струмом приймальної котушки, U_{M21} – напруга взаємодукації приймальної котушці, обумовлена струмом передавальної котушки, U_2 – напруга на навантаженні.

Оскільки струм в приймальній котушці обумовлений напругою взаємодукації U_{M21} , то цей доданок в другому рівнянні доцільно перенести в ліву частину і записати систему в наступному вигляді:

$$\begin{cases} U_1 = U_{R1} + U_{L1} - U_{M12} \\ U_{M21} = U_{R2} + U_{L2} + U_2 \end{cases} \quad (2.13)$$

Так як на передавальну котушку буде подаватися змінний струм, то напруга в передавальній котушці синусоїдальна, а отже систему (8.1) можна записати в комплексній формі:

$$\begin{cases} \dot{U}_1 = \dot{I}_1 U_{R1} + j\omega L_1 \cdot \dot{I}_1 - j\omega M \cdot \dot{I}_2 \\ j\omega M \cdot \dot{I}_1 = \dot{I}_1 R_2 + j\omega L_2 \cdot \dot{I}_2 + \dot{U}_2 \end{cases} \quad (2.14)$$

Графічною інтерпретацією системи (8.2) є векторна діаграма системи, зображена на рис. 8.2.

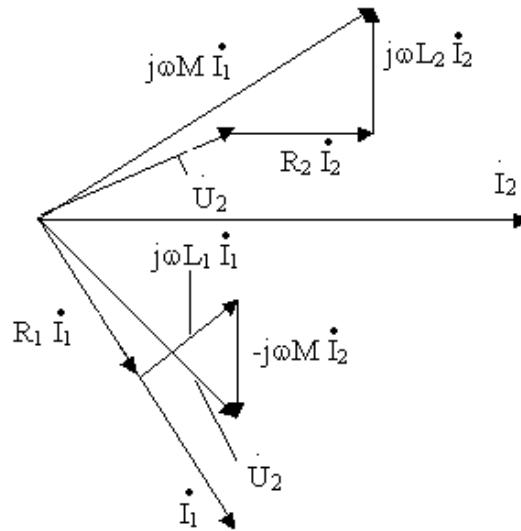


Рис. 2.9 Векторна діаграма системи безпроводної передачі енергії

При побудові діаграми вважаємо заданими вектори струму і напруги на навантаженні $\dot{I}_2$, $\dot{U}_2$. Дана діаграма відповідає активно-індуктивному навантаженню. Діаграма будується в наступному порядку:

$$\dot{I}_{2(\rho)}, \dot{U}_{2(\rho)}, \dot{U}_{R2(\rho)}, \dot{U}_{L2(\rho)}, \dot{U}_{2(\rho)}, \dot{U}_{M21(\rho)}, \dot{I}_{1(\rho)}, \dot{U}_{R1(\rho)}, \dot{U}_{L1(\rho)}, \dot{U}_{M12(\rho)}, \dot{U}_1.$$

2.3 Ефективність системи

Одним із важливих параметрів безпроводної передачі енергії є ефективність системи.

Під ефективністю передачі енергії в системах безпроводної передачі енергії (БПЕ) розуміють відношення потужності, яка споживається котушкою, до потужності, що виробляється джерелом:

$$\eta_{\text{еф}} = \frac{P_L}{P_S} \quad (2.15)$$

де $\eta_{\text{еф}}$ – ефективність передачі енергії,

P_L – потужність струму на навантаженні;

P_S – потужність струму джерела.

Потужність на приймальній котушці буде:

$$P_L = U_L I_L = 4,1 \cdot 243,47 \cdot 10^{-3} = 998,227 \text{ мВт}$$

Тоді потужність передавальної котушки буде:

$$P_S = U_S I_S = 6,8 \cdot 375,82 \cdot 10^{-3} = 2555,576 \text{ мВт}$$

Отже,

$$\eta_{\text{еф}} = \frac{P_L}{P_S} = \frac{998,227}{2555,576} = 0,3906$$

Втрати енергії при бездротовій передачі основно виникають від нагрівання обмоток котушок та низької ефективності індуктивного зв'язку (неправильний вибір частот, зсув котушок). Втрати, пов'язані з поглинанням електромагнітної енергії біологічними тканинами, є невеликими і можна знехтувати.

Забезпечення високої ефективності передачі енергії має велике значення для портативних систем допоміжного кровообігу. Це дозволяє збільшити час роботи джерел постійного струму (батарей), які носить пацієнт, а також зменшити їх вагу і розміри.

Для досягнення високої ефективності передачі енергії в приймальну частину, зазвичай додають конденсатор для формування резонансного контуру (рисунок 2.8). На рисунку 2.9 показана залежність напруги навантаження від робочої частоти системи для базової схеми та схеми з резонансним контуром.

Робота в області резонансної частоти дозволяє збільшити напругу на навантаженні значно, не змінюючи параметри струму джерела.

Робоча (резонансна) частина системи зазвичай працює на частотах в сотнях кілогерц, існуючі системи досягають ефективності від 50% до 80%. Також проводяться дослідження систем, які можуть працювати в мегагерцовому діапазоні.

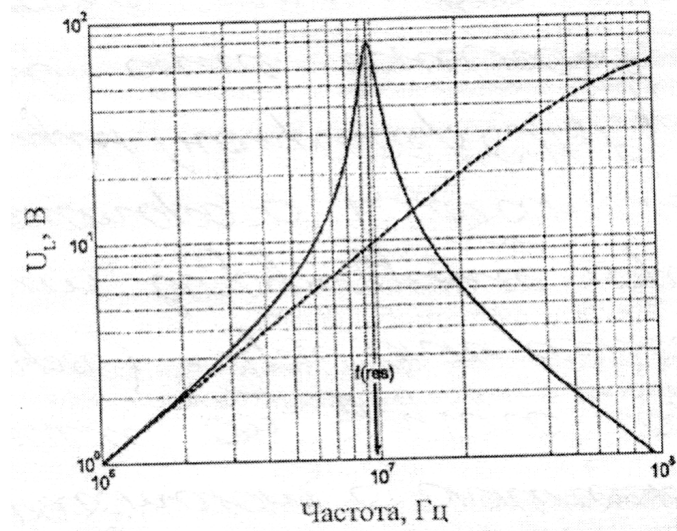


Рис. 2.10 Залежність величини напруги навантаження на U_L від частоти для випадку одиночної приймаючої котушки (штрихова лінія) та для резонансного контуру (суцільна лінія) при однакових параметрах струму джерела.

Також можна додати конденсатор до передаючої частини системи для створення коливального резонансного контуру в обох частинах (рисунок 2.11).

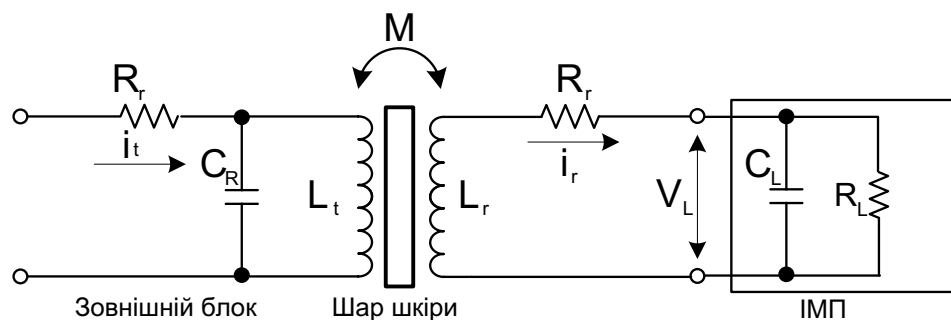


Рис. 2.11 Схема з використанням резонансних контурів в обох частинах

Необхідно так підібрати конденсатори C_R та C_L та котушки L_T та L_R , щоб резонансна частота першого контуру, що розташований в передаючій частині співпадала з резонансною частотою другого контуру, що розташований в передаючій частині.

Коливальний (резонансний) контур – це електричне коло, що складається з резистора, ємності та індуктивності, де можливі коливання напруги й струму. Коливальні контури широко застосовуються в радіотехніці та електроніці, включаючи генератори електричних коливань та частотні фільтри.

Резонансну частоту коливального контуру можна розрахувати за формулою.

$$f_{\text{рез}} = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}} \quad (2.16)$$

де $f_{\text{рез}}$ – резонансна частота,

π – стала ($\pi \approx 3,14$),

L – індуктивність контуру,

C – ємність конденсатора.

Якщо позначити індуктивність та ємність одного контуру через L_1 та C_1 відповідно, а іншого – через L_2 та C_2 , то для визначення індуктивності, якщо відомо ємність та всі параметри іншого контуру, можна використати формулу:

$$L_1 = \frac{L_2 C_2}{C_1} \quad (2.17)$$

Аналогічні розрахунки можна використати для ємності.

Щодо підвищення ефективності передачі енергії, одним з варіантів є використання гібридних систем безпроводної передачі енергії. Оскільки рівень передачі енергії за допомогою індуктивного зв'язку обмежений вимогами до розмірів та температури приймаючої частини, існує певна порогова межа передачі енергії для заданої робочої частоти. З метою забезпечення передачі

енергії, що перевищує цей рівень і при цьому запобігти пошкодженням біологічних тканин, запропоновано гібридну систему безпроводної передачі енергії, в якій використовується не лише індуктивний зв'язок, але й генератор ультразвукових коливань та приймач енергії на базі п'єзоелемента. Експериментально показано, що при робочій частоті 100 кГц та опорі навантаження більше 100 Ом гібридна система забезпечує передачу більшої енергії порівняно зі звичайною системою, що використовує лише індуктивний зв'язок. Слід відзначити, що така система є більш складною та, відповідно, дорожчою.

У випадку живлення чи "підзарядки" імплантованих пристроїв допоміжного кровообігу, енергії, яку можна передати звичайною системою, вистачить.

2.4 Стабільність та термобезпека безпроводної передачі енергії

Так, стабільність передачі енергії є вирішальним параметром для систем бездротової передачі енергії, особливо в медичних пристроях. Ефективне функціонування залежить від того, наскільки надійно і стабільно енергія передається від передавальної до приймаючої частини системи.

Зміни взаємного положення котушок можуть виникнути через різні фактори, такі як зміна стану біологічних тканин або рухи пацієнта. Врахування взаємних переміщень в трьох площинах (лінійне, бічне і кутове) є складною задачею, оскільки точне аналітичне рішення для опису індукційного струму в приймальній котушці у таких умовах відсутнє. Тому важливо розробляти приблизні моделі для точного опису системи.

Зменшення радіусу приймаючої котушки - простий метод забезпечення стабільності, але він може впливати на ефективність передачі енергії. Використання високошвидкісного зворотного зв'язку по бездротовому каналу для корекції рівня переданої потужності - більш перспективний підхід, оскільки

дозволяє утримувати необхідний рівень потужності на приймачі без втрат ефективності передачі енергії.

Нагрівання елементів системи може викликати серйозні проблеми для пацієнта, тому важливо забезпечувати термобезпеку. Визначення максимального значення струму, що проходить через обмотку котушки, допомагає визначити параметри системи для забезпечення стабільної передачі енергії при мінімальному ризику термічних ускладнень.

Усі ці аспекти важливі для розробки і вдосконалення систем бездротової передачі енергії, зокрема в медичних пристроях, з метою забезпечення їхньої ефективності, стабільності та безпеки для пацієнтів.

Ще одним ключовим параметром системи є її термобезпека. Нагрівання елементів системи БТЕ (в першу чергу, приймальної котушки) може викликати дискомфорт у пацієнта, підвищити ймовірність розвитку інфекції, а при нагріванні оточуючих тканин до температури 42 °C і більше – привести до патологічних змін. Виходячи з потреб у внутрішньому живленні та напрузі необхідно визначити максимальне значення струму $I_{\max}$, що проходить через обмотку котушок. На підставі отриманих залежностей між $I_{\max}$ (відповідно нагріванню котушки радіусом 5 см на 2 °C), діаметром дроту і числом витків котушки вибираються відповідні параметри.

Оскільки завдання моделювання процесу нагрівання біологічної тканини не має точного аналітичного рішення, актуальними залишаються експериментальні дослідження з даної проблеми. Так, в [13] для контролю за температурою використовували 6 термісторів. Показання термісторів стабілізувалися через 20 хв після включення пристрою. Максимальна температура була зареєстрована термістором 3 та склала 38,1 °C. Максимальна зміна температури була зареєстрована термістором 2 і склала 3,8 °C. Зміни температури, зареєстровані термісторами 4 і 5, не перевищували 0,5 °C. Таким чином, було досліджено, що схема є термобезпечною.

3 ДОСЛІДЖЕННЯ ВПЛИВУ МАГНІТНОГО ПОЛЯ НА В'ЯЗКИЙ ПОТІК НЬЮТОНІВСЬКОЇ БІОМАГНІТНОЇ РІДИНИ (КРОВІ)

3.1 Біомагнітна гідродинаміка в дослідженні механіки та гідродинаміки біологічних рідин.

У даному дослідженні розроблена математична модель біомагнітної гідродинаміки (БГД), призначена для опису руху крові за умов впливу зовнішнього магнітного поля за Ньютонівським законом. Ця модель враховує принципи ферогідродинаміки та магнітогідродинаміки та враховує як намагніченість, так і електропровідність крові. Методом числового моделювання досліджено ламінарний, нетиснутий, тривимірний, в'язкий потік крові в прямокутному каналі під впливом рівномірного або просторово змінного магнітного поля. Результати чисельного аналізу, здійсненого на основі методу кінцевих різниць та зосередженого на дослідженні тиску, вказують на великий вплив магнітного поля, зокрема його сили та градієнта, на характер потоку. Порівняння отриманих результатів зі старішою моделлю БГД вказує на важливість врахування електропровідності крові у подальших дослідженнях.

3.1.1 Основи біогідродинаміки

Біомагнітна гідродинаміка (біогідродинаміки; БГД) є відносно новою сферою в дослідженні механіки рідини та динаміки рідини біологічних рідин у присутності магнітного поля. Протягом останніх десятиліть було зроблено велику дослідну роботу щодо гідродинаміки біологічних рідин у присутності магнітного поля. Були запропоновані численні програми в біоінженерії та медицині (медичній науці). Серед них розвиток магнітних пристроїв для клітинного поділу, цільовий транспорт наркотиків з використанням магнітних частинок в якості наркокур'єрів, магнітні рани або лікування ракової пухлини,

викликані магнітною гіпертермією, зменшення кровотечі під час операції або викликання оклюзії живлення ракових пухлин і розвитку магнітних індикаторів [12-13].

Біомагнітна рідина – це рідина, яка протікає в живій істоті і її потік залежить від наявності магнітного поля. Найбільш характерною біомагнітною рідиною є кров, що веде себе як магнітна рідина, завдяки складній взаємодії міжклітинного білка, клітинних мембран та гемоглобіну, форми оксидів заліза, які присутні в надзвичайно високій концентрації в зрілих червоних кров'яних тільцях, а їх магнітні властивості залежить від таких факторів, як стан оксигенації (насичення киснем) [13]. Відомо, що еритроцити орієнтуються своєю дисковою площиною, яка паралельна магнітному полю [13], а також, що кров володіє властивостями діаманетика, якщо вона наповнена киснем (артеріальна) і парамагнетиком, коли вона без кисню (венозна).

З метою вивчення потоків біомагнітних рідини, модель БГД була розроблена групою вчених, на чолі з американським ученим Айком [14] Математичне формулювання БГД аналогічна одному з феррогідродінаміка ФГД, яке описує не індукований електричний струм, згідно з яким, потік залежить від намагніченості рідини в магнітному полі. Таким чином, в результаті рівнянь БГД беремо до уваги намагніченість рідини, на відміну від формулювання відомої магнітної МГД, яке описує провідні рідини, і відповідна математична модель враховує ефект поляризації та намагніченості. Сили, що виникають завдяки намагніченості, залежать від існування просторово змінного магнітного поля і в однорідному магнітному полі цієї сили зникають. [13,15]

Отже, відповідно до існуючої БГД-моделі, розробленої Айком та іншими дослідниками, біорідини характеризуються як слабкі електричні провідники, проявляють ламінарні потоки і ведуть себе як ньютонівські рідини, що залежать від намагніченості в просторово змінному магнітному полі. Однак кров, особливо, виявляє значно вищу статичну електропровідність, що визначається гематокритом і залежить від температури.

Відповідно до запропонованої моделі враховуються як намагніченість біомагнітної гідродинаміки (БГД), що відповідає принципам ферогідродинаміки (ФГД), так і сила Лоренца, викликана індукованим електричним струмом магнітогідродинаміки (МГД).

Рух біомагнітної рідини в криволінійному каналі (протоці) також описується моделлю Айка [14]. Отримані результати при різних значеннях параметрів, що входять у цю задачу, показують значний вплив магнітного поля на потік. При наявності змінного в просторі магнітного поля, а також однорідного магнітного поля, осьова складова швидкості істотно зменшується. Особливо важливий є вторинний потік у випадку просторово змінного магнітного поля. Дослідження також вказує на те, що форма градієнта магнітного поля є визначальним фактором у формуванні потоку. Отримані результати стимулюють подальші дослідження для можливого використання у медицині та інженерії.

3.1.2 Математична модель біомагнітного потоку

Розглянемо ламінарний нестисливий потік однорідної Ньютонівської та електропровідної рідини. Оскільки кров рухається під впливом магнітного поля, на неї впливають дві основні сили. Перша з них - сила намагніченості, пов'язана з властивістю еритроцитів орієнтуватися в магнітному полі, та друга - сила Лоренца, яка виникає внаслідок електричного струму, породженого рухливими іонами в плазмі.

Відповідно до наявних математичних формулювань біомагнітної гідродинаміки (БГД), які відповідають принципам ферогідродинаміки (ФГД), біорідина піддається намагніченості і виглядає в'язкою через те, що магнітне поле, яке діє на біорідину, не є достатньо потужним. Отже, існуючі моделі БГД, а також модель, розглянута в цій роботі, можна застосовувати для опису потоку крові в кровоносних судинах, де кров - однорідна ньютонівська рідина [13,15].

Вплив сили Лоренца може бути врахований в математичній моделі, відповідно до принципів магнітогідродинаміки (МГД).

Згідно з вищезгаданими міркуваннями, основні рівняння потоку нестисливої, однорідної Ньютонівської біорідини мають наступний вигляд:

Рівняння неперервності [12]:

$$\nabla \cdot V = 0 \quad (3.1)$$

Рівняння імпульсу [12]:

$$\rho \frac{DV}{Dt} = -\nabla p + \rho F + \mu \nabla^2 V + J \times B + \mu_0 M \nabla H \quad (3.2)$$

Рівняння магнітного поля [12]:

$$\begin{aligned} \nabla \times H &= J = \sigma(V \times B) \\ \nabla \times B &= \nabla \cdot (H + M) = 0 \end{aligned} \quad (3.3)$$

Рівняння енергії:

В неізотермічному випадку також необхідно враховувати в математичну модель, що рівняння енергії, які містять температуру рідини (T). Тоді рівняння можна записати у вигляді:

$$\rho C_p \frac{DT}{Dt} + \mu_0 T \frac{\partial M}{\partial T} \frac{DH}{Dt} - \frac{J \cdot J}{\sigma} = k \nabla^2 T + \mu \Phi \quad (3.4)$$

де $V = (u, v, w)$ - поле швидкості;

$\frac{DT}{Dt} = \frac{\partial}{\partial t} + V \nabla$ - тензор Стокса;

$$\nabla = \left(\frac{\partial}{\partial x}, \frac{\partial}{\partial y}, \frac{\partial}{\partial z} \right);$$

x, y, z – вісі трьохвимірної системи координат;

ρ - густина рідини;

P - тиск;

F - сила на одиницю об'єму;

μ - динамічна в'язкість (магнітна проникність);

μ_0 – магнітна проникність вакууму;

M – намагніченість (намагнічуваність);

B – магнітна індукція;

σ – електрична провідність;

J – густина електричного струму;

T – температура;

k – коефіцієнт термічної провідності (теплопровідності) рідини;

C_p – питома теплоємність при сталому тиску;

Φ – функція розсіювання, яка для тривимірної системи має вигляд:

$$\begin{aligned} \Phi = 2 \left[\left(\frac{\partial u}{\partial x} \right)^2 + \left(\frac{\partial v}{\partial y} \right)^2 + \left(\frac{\partial w}{\partial z} \right)^2 \right] + \left(\frac{\partial v}{\partial x} + \frac{\partial u}{\partial y} \right)^2 + \left(\frac{\partial w}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial z} \right)^2 + \left(\frac{\partial u}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial x} \right)^2 \\ - \frac{2}{3} \left(\frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y} + \frac{\partial w}{\partial z} \right)^2 \end{aligned}$$

Напруженість у зв'язку з намагніченістю на одиницю об'єму приймаємо $\mu_0(M \cdot \nabla)H$. [25-31] Згідно з припущенням рівноваги намагніченості (M та H - паралельні) та приймаючи до уваги що дане магнітне поле фактично є соленоїдом ($\nabla B = 0$); $J = \nabla \times H$ - струм індукції та $B = \mu_0 H$ то бачимо що дійсно, як вказано в роботі №30, що

$$\mu_0(M \cdot \nabla)H = \mu_0 \frac{M}{H} (H \cdot \nabla)H$$

$$\mu_0(M \cdot \nabla)H = \mu_0 \frac{M}{H} \left(\frac{1}{2} \nabla(H \cdot H) - H \times (\nabla \times H) \right)$$

$$\mu_0(M \cdot \nabla)H = \mu_0 \frac{M}{H} \frac{1}{2} \nabla H^2 - \mu_0 \frac{M}{H} (H \times J)$$

$$\mu_0(M \cdot \nabla)H = \mu_0 M \nabla H - \frac{M}{H} (B \times J)$$

$$\mu_0(M \cdot \nabla)H = \mu_0 M \nabla H - \frac{M}{H} (J \times B)$$

Таким чином сила намагніченості, що діє вздовж сили Лоренца (суперпозиції) є:

$$\mu_0 M \nabla H + \frac{M}{H} (J \times B) + J \times B = \mu_0 M \nabla H + \left(1 + \frac{M}{H}\right) (J \times B)$$

Вона також має місце, як згадувалося, наприклад в роботі 13, що $H \ll M$, таким чином $M/H \ll 1$, і сила наведених (накладених) магнітних полів має кінцевий вигляд: $\mu_0 M \nabla H + (J \times B)$.

Таким чином, величина $\mu_0 M \nabla H$ з рівняння (3.2) являє собою компоненту індукції магнітного поля на одиницю об'єму і залежить від наявності градієнта магнітного поля, оскільки величина $J \times B$, яка входить в рівняння (3.2), являє собою силу Лоренца на одиницю об'єму та виникає в зв'язку з електропровідністю. Ці дві величини, загалом, одного порядку, але перша не враховується в МГД, а друга – в ФГД.

Величина $\mu_0 T \left(\frac{\partial M}{\partial T} \right) \left(\frac{DH}{Dt} \right)$ в рівнянні (3.4), являє собою теплову енергію в одиниці об'єму за рахунок магнітокалоричного ефекту. Це поняття виникає в зв'язку з ФГД, в той час як величина $\frac{J \cdot J}{\sigma}$ показує Джоулівське нагрівання.

Початкова модель БГД Айка та ін. [14] була розроблена лише для ізотермічного випадку. В своїх роботах вони вказали, що вони очікували зміну температури близько 2 або 3 $^{\circ}\text{C}$, яку вони вважали незначною. Однак ці зміни

температури, насправді, досить важливі для біологічних систем. Фізіологічно температура крові, наприклад, близько 37°C . Коли температура крові зростає до близько 41°C , то відбуваються необоротні процеси руйнування білка плазми і це є причиною того, що мало хто може вижити після такої високої температури. [16]

Варто відзначити, що гіпотермія та гіпертермія широко застосовуються з різних метою, наприклад, в лікуванні ракових пухлин чи під час проведення складних серцевих операцій [16]. Температура грає значущу роль у лікуванні пухлин, де зміна на 1°C може значно впливати на час лікування та конкретний біологічний результат, такий як зменшення обсягу ракових клітин у пухлині на третину [17].

Також слід відзначити, що гіпертермія, викликана застосуванням магнітного поля до введеної магнітної рідини, виявилася ефективною у лікуванні травм очей. Застосування цього методу дозволило групам пацієнтів уникнути використання протизапальних препаратів. Крім того, гіпертермія, що виникає в результаті впливу магнітного поля, успішно використовувалася для лікування кислотних опіків та некротичних ран у тварин. Внаслідок впливу магнітного поля температура підвищилася більше ніж на 3°C , і рани площею від 12 до 20 cm^2 зажили протягом 21-26 днів, тоді як аналогічні рани, які не впливалися магнітним полем, продемонстрували язви та струпи, ще й після 50 днів [17].

Отже, необхідно враховувати можливу зміну температури, особливо для біорідин, таких як кров. Включення цього фактору в рівняння енергії є важливим, принаймні в початковій математичній моделі БГД. З іншого боку, якщо розглядати неізотермічний випадок, це призведе до використання рівняння намагніченості, яке залежить як від температури, так і від напруженості магнітного поля (див. наступний розділ), та основні рівняння (3.1)-(3.4) будуть пов'язані. Це, разом із складністю обчислень, свідчить про те, що навіть невеликі зміни температури в полі потоку можуть створити надзвичайно складне завдання. Залежно від складності конкретної фізичної задачі можна вирішити знехтувати рівнянням енергії та відповідними рівняннями, що були введені в

застосуванні у розділі 3.2. Це, хоч і є спрощенням, проте надає достатньо точного наближення до результатів основного впливу магнітного поля на схему потоку.

3.1.3 Рівняння намагніченості

Поведінку біомагнітної рідини під впливом магнітного поля можна описати за допомогою магнітної властивості M , відомої як намагніченість. Намагніченість визначає, наскільки магнітне поле впливає на рідину.

У стані рівноваги властивості намагніченості в цілому залежать від температури рідини, густини і інтенсивності магнітного поля. Простим рівнянням для опису намагніченості в ізотермічних випадках є лінійне рівняння [17]:

$$M = \chi H \quad (3.5)$$

де χ – стала, яка називається магнітною сприйнятливістю. Наступне співвідношення є лінійним рівнянням стану, приведеним в роботі 17:

$$M = K(T_c - T) \quad (3.6)$$

де K – стала, яка називається піромагнітним коефіцієнтом,

T_c – температура Кюрі.

Вище температури Кюрі біорідина не піддається намагніченості.

Інше рівняння для намагніченості нижче температури Кюрі T_c подане в роботах 13 та 18:

$$M = M_1 \left(\frac{T_c - T}{T_1} \right)^\beta \quad (3.7)$$

де β – критичний показник для спонтанного, або насиченого намагнічення. Для заліза, $\beta=0.368$, $M_1=54$ Ое і $T_1=1.45$ К.

Рівняння з напруженістю магнітного поля H і температурою T подані в роботі [13]:

$$M = K'H(T_c - T) \quad (3.8)$$

де K' – стала.

Пізніше, Хіяші та ін. [20] встановили, що процес намагніченості еритроцитів веде себе як функція, відома як функція Ланжевана, яка також описує зміну намагніченості магнітної рідини: [13]

$$M = mN \left[\coth \left(\frac{\mu_0 m H}{kT} \right) - \frac{kT}{\mu_0 m H} \right] \quad (3.9)$$

де m – намагніченість частинки;

N – число частинок в одиниці об'єму;

k – стала Больцмана.

Серед наведених виразів найточніше вираження - (3.9). Проте (3.7) і (3.8) були експериментально розраховані у роботі [17] і достатньо точно наближені (імплікують невеликі похибки). Крім того, рівняння (3.5) також добре відображає експериментальні дані [18], оскільки для крові зміни температури у потоці магнітного поля не настільки значущі, щоб впливати на її намагніченість. Вибір конкретного рівняння може залежати від фізичних умов задачі.

3.2 Практичне дослідження потоку під дією магнітного поля

Розглянемо простий, але вказівковий (візуальний) приклад застосування повністю розробленого, ламінарного, нестисливого, тривимірного, в'язкого потоку електропровідної біомагнітної рідини (крові) в непроникному прямокутному каналі квадратного перерізу зі стороною h . Тут ми розглянемо два випадки (I та II) застосування магнітного поля. У випадку I, маємо змінне в просторі магнітне поле, що створене електричним струмом, що проходить через

тонкий провідник, розташований паралельно до осі симетрії площини нижньої стінки каналу на відстані c , як показано на рисунку 3.1.а. Потік вивчається на представленому перерізі площею ABCD з початком системи координат в точці A. Отже, точки A, B, C і D мають координати $A(0,0)$, $B(h,0)$, $C(h,h)$ та $D(0,h)$. Провідник знаходиться в точці $(\bar{h}/2, -c)$ і, таким чином, вісь симетрії є $\bar{x} = \bar{h}/2$. Лінії інтенсивності магнітного поля H показані на рисунку 3.1.б.

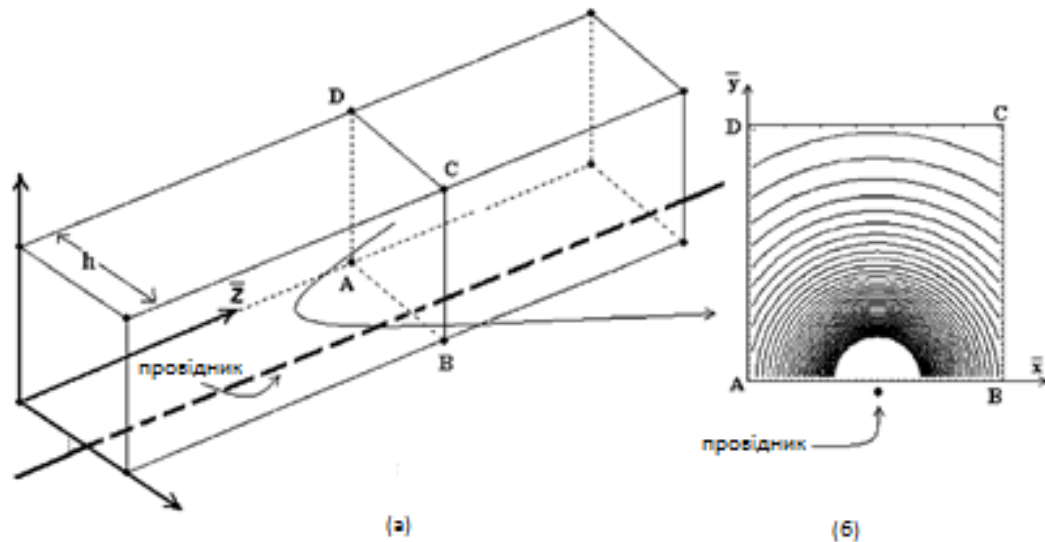


Рис. 3.1 Конфігурація потоку для випадку I. Лінії змінного в просторі магнітного поля, напруженістю H , зображена в площі ABCD поперечного перерізу.

У випадку II, маємо постійне магнітне поле, яке розташоване вздовж нижньої площини каналу (площина x - z) на всій його ширині та перпендикулярно до потоку (паралельно до площини z - y), як показано на рисунку 3.2.а. Потік досліджується у випадку I, представляючи переріз площею ABCD з початком системи координат в точці A. На рисунку 3.2.б показано переріз площею ABCD, де вивчається потік, а також напрямок магнітного поля (вектор магнітної індукції) B . Для обох випадків ми вважаємо, що зміни температури є незначними для спрощення, і магнітне поле достатньо потужне для насичення біорідини (досягнення рівноваги намагніченості), при цьому вважаємо, що стінки каналу є електропровідними.

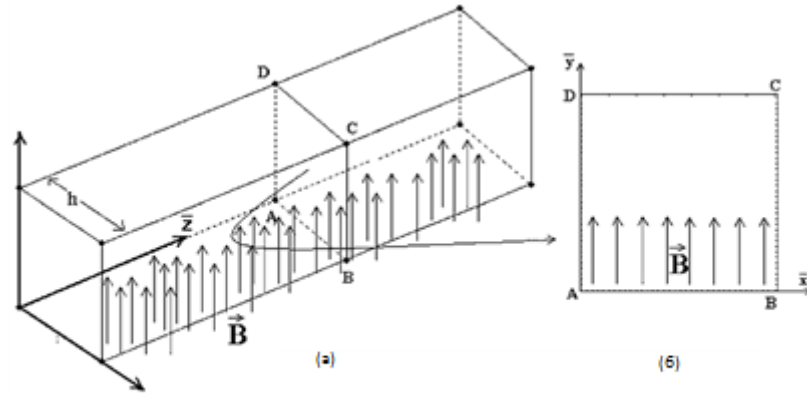


Рис. 3.2 Конфігурація потоку для випадку II. Контури змінного в просторі магнітного поля, напруженістю H , зображена в площі ABCD поперечного перерізу.

Для випадку I, згідно з вищезгаданими математичними моделями, та узгоджуючи з спрощенням гідродинаміки потоку, основними рівняннями потоку рідини є [21]:

$$\frac{\partial \bar{u}}{\partial \bar{x}} + \frac{\partial \bar{v}}{\partial \bar{y}} = 0, \quad \text{рівняння неперервності} \quad (3.10)$$

$$\frac{\partial \bar{u}}{\partial \bar{t}} + \bar{u} \frac{\partial \bar{u}}{\partial \bar{x}} + \bar{v} \frac{\partial \bar{u}}{\partial \bar{y}} = -\frac{1}{\bar{\rho}} \frac{\partial \bar{P}}{\partial \bar{x}} + \bar{\nu} \left\{ \frac{\partial^2 \bar{u}}{\partial \bar{x}^2} + \frac{\partial^2 \bar{u}}{\partial \bar{y}^2} \right\} + \frac{\bar{\mu}_0 \bar{M}}{\bar{\rho}} \frac{\partial \bar{H}}{\partial \bar{x}}, \quad \bar{x}\text{-імпульс} \quad (3.11)$$

$$\frac{\partial \bar{v}}{\partial \bar{t}} + \bar{u} \frac{\partial \bar{v}}{\partial \bar{x}} + \bar{v} \frac{\partial \bar{v}}{\partial \bar{y}} = -\frac{1}{\bar{\rho}} \frac{\partial \bar{P}}{\partial \bar{y}} + \bar{\nu} \left\{ \frac{\partial^2 \bar{v}}{\partial \bar{x}^2} + \frac{\partial^2 \bar{v}}{\partial \bar{y}^2} \right\} + \frac{\bar{\mu}_0 \bar{M}}{\bar{\rho}} \frac{\partial \bar{H}}{\partial \bar{y}}, \quad \bar{y}\text{-імпульс} \quad (3.12)$$

$$\frac{\partial \bar{w}}{\partial \bar{t}} + \bar{u} \frac{\partial \bar{w}}{\partial \bar{x}} + \bar{v} \frac{\partial \bar{w}}{\partial \bar{y}} = -\frac{1}{\bar{\rho}} \frac{\partial \bar{P}}{\partial \bar{z}} + \bar{\nu} \left\{ \frac{\partial^2 \bar{w}}{\partial \bar{x}^2} + \frac{\partial^2 \bar{w}}{\partial \bar{y}^2} \right\} - \bar{z}\text{-імпульс} \quad (3.13)$$

Граничні умови:

$$\begin{aligned} \bar{y}=0 \quad \text{або} \quad \bar{y}=\bar{h} \quad \text{та} \quad 0 \leq \bar{x} \leq \bar{h}: \quad \bar{u}=\bar{v}=\bar{w}=0, \\ \bar{x}=0 \quad \text{або} \quad \bar{x}=\bar{h} \quad \text{та} \quad 0 \leq \bar{y} \leq \bar{h}: \quad \bar{u}=\bar{v}=\bar{w}=0, \end{aligned} \quad (3.14)$$

де $\bar{B}=\bar{\mu}_0 \bar{H}$ - індукція магнітного поля; $\bar{\nu}=\bar{\mu}/\bar{\rho}$ - кінетична в'язкість. Зміна магнітного поля в площині x-y (пов'язана) з умовами, які виникають в зв'язку

ФГД, $(\bar{\mu}_0 \bar{M} / \bar{\rho})(\partial \bar{H} / \partial \bar{x})$ і $(\bar{\mu}_0 \bar{M} / \bar{\rho})(\partial \bar{H} / \partial \bar{y})$ силу намагніченості на одиницю маси в x та y напрямках відповідно. В обох випадках зміна магнітного поля вздовж осі z є нульовою [12]. Таким чином, сила намагніченості в рівнянні z -імпульсу нульова, в той час як величина $(\bar{\sigma} \bar{B}^2 / \bar{\rho}) \bar{w}$ виникає в напрямку потоку та перпендикулярна до напрямку дії магнітного поля, у зв'язку з МГД. Складові напруженості магнітного поля H_x та H_y по осям x та y приведені, відповідно:

$$\bar{H}_x = \frac{\gamma}{2\pi} \frac{\bar{x} - a}{(\bar{x} - a)^2 + (\bar{y} - b)^2}$$

$$\bar{H}_y = -\frac{\gamma}{2\pi} \frac{\bar{y} - b}{(\bar{x} - a)^2 + (\bar{y} - b)^2},$$

де (a, b) - точка, де діє магнітне поле та H – напруженістю магнітного поля в цій точці ($x=a, y=b$). Для розглянутої задачі $a=\bar{h}/2$ та $b=-c$ (див. рис. 3.1).

Величина H напруженості магнітного поля визначається за наступною формулою:

$$\bar{H}(\bar{x}, \bar{y}) = [\bar{H}_x^2 + \bar{H}_y^2]^{1/2} = \frac{\gamma}{2\pi} \frac{1}{\sqrt{(\bar{x} - a)^2 + (\bar{y} - b)^2}} \quad (3.15)$$

Для розрахунку зміни намагніченості в ізотермічному випадку використовують формулу 3.5:

$$\bar{M} = \bar{\chi} \bar{H}, \quad (3.16)$$

де $\bar{\chi}$ - магнітна сприйнятливості біорідини.

Для випадку II, при якому магнітне поле є однорідним, сила, пов'язана з намагніченістю не існує і, як наслідок, кров може піддаватися впливу лише завдяки її електропровідності. Проблема в цьому випадку є тривіальною (незначною) проблемою МГД і сила Лоренца буде виникати лише в осьовому напрямку, в площині, перпендикулярній до напрямку дії магнітного поля. Крім того система базових рівнянь для цього випадку буде мати вигляд:

$$\frac{\partial \bar{u}}{\partial \bar{x}} + \frac{\partial \bar{v}}{\partial \bar{y}} = 0 \quad \text{рівняння неперервності} \quad (3.17)$$

$$\frac{\partial \bar{u}}{\partial \bar{t}} + \bar{u} \frac{\partial \bar{u}}{\partial \bar{x}} + \bar{v} \frac{\partial \bar{u}}{\partial \bar{y}} = -\frac{1}{\bar{\rho}} \frac{\partial \bar{P}}{\partial \bar{x}} + \bar{v} \left\{ \frac{\partial^2 \bar{u}}{\partial \bar{x}^2} + \frac{\partial^2 \bar{u}}{\partial \bar{y}^2} \right\} \quad \bar{x}\text{-імпульс} \quad (3.18)$$

$$\frac{\partial \bar{v}}{\partial \bar{t}} + \bar{u} \frac{\partial \bar{v}}{\partial \bar{x}} + \bar{v} \frac{\partial \bar{v}}{\partial \bar{y}} = -\frac{1}{\bar{\rho}} \frac{\partial \bar{P}}{\partial \bar{y}} + \bar{v} \left\{ \frac{\partial^2 \bar{v}}{\partial \bar{x}^2} + \frac{\partial^2 \bar{v}}{\partial \bar{y}^2} \right\} \quad \bar{y}\text{-імпульс} \quad (3.19)$$

$$\frac{\partial \bar{w}}{\partial \bar{t}} + \bar{u} \frac{\partial \bar{w}}{\partial \bar{x}} + \bar{v} \frac{\partial \bar{w}}{\partial \bar{y}} = -\frac{1}{\bar{\rho}} \frac{\partial \bar{P}}{\partial \bar{z}} + \bar{v} \left\{ \frac{\partial^2 \bar{w}}{\partial \bar{x}^2} + \frac{\partial^2 \bar{w}}{\partial \bar{y}^2} \right\} \quad \bar{z}\text{-імпульс} \quad (3.20)$$

Граничні умови залишаються такими ж, а саме (3.14), так само як і напруженість (інтенсивності) магнітного поля і зміна намагніченості, які представлені в співвідношеннях (3.15) та (3.16), відповідно.

Наскільки це може бути досліджено в посиланнях, представлених в даній роботі, кров в деяких дослідженнях може розглядатися як електропровідна рідина. [13] Таким чином, дані дослідження залежать від принципів (базових понять) МГД і аналогічна система рівнянь буде і для випадку II. З цієї точки зору розглянуто поляризацію (намагніченість) крові під дією змінного в просторі магнітного поля. Сила, в зв'язку з намагніченістю, як правило, досить вагомо залежить від градієнта магнітного поля, як це буде вказано нижче.

Згідно зі створеними моделями БГД Айка та ін. кров розглядається електрично непровідна рідина. [14] Отже, згідно з формулюваннями, аналогічна система базових рівнянь є те, що у випадку I без відповідних умов для МГД, відкинута таким чином електропровідність крові. Використовуючи існуючу БГД модель Айка та ін., однорідне магнітне поле не впливатиме на потік, тому що сила, яка виникла в зв'язку з намагніченістю, залежить від наявності градієнта магнітного поля. Використовуючи модель, запропоновану в даній роботі, маємо

зможу вивчити (дослідити) вплив однорідного, а також змінного в просторі магнітного поля, приймаючи до уваги всі магнітні властивості крові.

3.3 Перетворення рівнянь

Введемо наступні безрозмірні величини:

$$\begin{aligned}\xi = \frac{\bar{x}}{\bar{h}}, \quad \eta = \frac{\bar{y}}{\bar{h}}, \quad z = \frac{\bar{z}}{\bar{h}}, \quad u = \frac{\bar{u}\bar{h}}{\bar{v}}, \quad v = \frac{\bar{v}\bar{h}}{\bar{v}}, \quad w = \frac{\bar{w}\bar{h}}{\bar{v}} \\ p = \frac{\bar{p}}{\bar{\rho}\bar{v}^2/\bar{h}^2}, \quad H = \frac{\bar{H}}{\bar{H}_0}, \quad t = \frac{\bar{t}\bar{\mu}}{\bar{\rho}\bar{h}^2},\end{aligned}\quad (3.21)$$

де $H_0 = \bar{H}(\bar{a}, 0)$. Тиск також визначається як в роботах 12 та 13.

$$p(\xi, \eta, z) = P_1(z) + p(\xi, \eta) \quad (3.22)$$

для

$$\begin{aligned}\frac{\partial P}{\partial z} = \frac{\partial P_1}{\partial z} = P_z = \text{const} \\ \frac{\partial P}{\partial \xi} = \frac{\partial P}{\partial \xi} = P_\xi, \quad \frac{\partial P}{\partial \eta} = \frac{\partial p}{\partial \eta} = P_\eta.\end{aligned}\quad (3.23)$$

Заміною співвідношень (3.15), (3.16) та (3.21)-(3.23) для основних рівнянь (3.10)-(3.13), отримаємо нижче приведена нелінійну систему частинних диференціальних рівнянь:

$$\frac{\partial u}{\partial \xi} + \frac{\partial v}{\partial \eta} = 0, \quad (3.24)$$

$$\frac{\partial u}{\partial t} + u \frac{\partial u}{\partial \xi} + v \frac{\partial u}{\partial \eta} = -P_\xi + \frac{\partial^2 u}{\partial \xi^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial \eta^2} + Mn_F H \frac{\partial H}{\partial \xi}, \quad (3.25)$$

$$\frac{\partial v}{\partial t} + u \frac{\partial v}{\partial \xi} + v \frac{\partial v}{\partial \eta} = -P_\eta + \frac{\partial^2 v}{\partial \xi^2} + \frac{\partial^2 v}{\partial \eta^2} + Mn_F H \frac{\partial H}{\partial \eta}, \quad (3.26)$$

$$\frac{\partial w}{\partial t} + u \frac{\partial w}{\partial \xi} + v \frac{\partial w}{\partial \eta} = -P_z + \frac{\partial^2 w}{\partial \xi^2} + \frac{\partial^2 w}{\partial \eta^2} - Mn_M H^2 w \quad (3.27)$$

при граничних умовах:

$$\begin{array}{lll} \eta=0 & \eta=1 & 0 \leq \xi \leq 1 \quad u=v=w=0. \end{array} \quad (3.28)$$

$$\begin{array}{lll} \text{або} & \text{та} & \\ \xi=0 & \xi=1 & 0 \leq \eta \leq 1 \quad u=v=w=0. \end{array} \quad (3.29)$$

Два параметри, які входять в задачу, що розглядається, це магнітні числа Mn_F та Mn_M , пов'язані відповідно з ФГД та МГД:

$$Mn_F = \frac{\bar{h}^2 \bar{\mu}_0 \bar{K} \bar{H}_0^2}{\bar{v}^2 \bar{\rho}} = \frac{\bar{h}^2 \bar{B}_0 \bar{M}_0}{\bar{v}^2 \bar{\rho}}, \quad Mn_M = \frac{\bar{h}^2 \bar{\sigma} \bar{\mu}_0^2 \bar{H}_0^2}{\bar{v} \bar{\rho}} = \frac{\bar{h}^2 \bar{\sigma} \bar{B}_0^2}{\bar{v} \bar{\rho}} \quad (3.30)$$

де $\bar{H}_0 = \bar{H}(\bar{a}, 0)$, $\bar{B}_0 = \bar{B}(\bar{a}, 0) = \bar{\mu}_0 \bar{H}(\bar{a}, 0)$ і $\bar{M}_0 = \bar{M}(\bar{a}, 0) = \bar{\chi} \bar{H}(\bar{a}, 0)$. Особливо число Mn_M є квадратом, широко відомим як МГД число Хартмана (Гартмана). [17-18] Приріст (інкремент) вищезгаданих чисел, для конкретної рідини $(\bar{v}, \bar{\rho}, \bar{M}_0 = \text{const})$ та для задачі конкретної рідини ($h = \text{const}$) означає приріст напруженості магнітного поля B_0 . Відмічено також, що ці два магнітні числа залежать від висоти каналу. Отже, для конкретного магнітного поля магнітні числа можуть значно змінюватися зі зміною геометричних параметрів і ця залежність може бути досить важливою з біологічної точки зору.

Для випадку II де беремо до уваги постійне магнітне поле, магнітна індукція пов'язана зі зникненням ФГД. Таким чином, система рівнянь для потоку для випадку II є те ж, що й у випадку I при $Mn_F = 0$. Для випадку II, так як і раніше, системи рівнянь матимуть форму:

$$\frac{\partial u}{\partial \xi} + \frac{\partial v}{\partial \eta} = 0 \quad (3.31)$$

$$\frac{\partial u}{\partial t} + u \frac{\partial u}{\partial \xi} + v \frac{\partial u}{\partial \eta} = -P_\xi + \frac{\partial^2 u}{\partial \xi^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial \eta^2}, \quad (3.32)$$

$$\frac{\partial v}{\partial t} + u \frac{\partial v}{\partial \xi} + v \frac{\partial v}{\partial \eta} = -P_y + \frac{\partial^2 v}{\partial \xi^2} + \frac{\partial^2 v}{\partial \eta^2}, \quad (3.33)$$

$$\frac{\partial w}{\partial t} + u \frac{\partial w}{\partial \xi} + v \frac{\partial w}{\partial \eta} = -P_z + \frac{\partial^2 w}{\partial \xi^2} + \frac{\partial^2 w}{\partial \eta^2} - \text{Mn}_M H^2 w \quad (3.34)$$

Граничні умови залишаються незмінними, а саме, (3.28) та (3.29).

3.3.1 Сітка конфігурації

Використаємо сітку розтягу для випадку I. [22]

Розтяг зображено на рисунку 3, обчислювальною площиною є площина x - y , а реальною є ξ - η площина. Зв'язок між координатами приведений нижче:

$$\xi \equiv \xi(x) = a \left(1 + \frac{\sinh[\tau_1(x - \lambda)]}{\sinh[\tau_1 \lambda]} \right) \quad (3.35)$$

$$\eta \equiv \eta(y) = \tau_2 e^{\kappa y} - \tau_2,$$

$$x \equiv x(\xi) = \tau_1 + \frac{1}{\tau_1} \sinh^{-1} \left[\left(\frac{\xi}{a} - 1 \right) \sinh(\lambda \tau) \right] \quad (3.36)$$

$$y \equiv y(\eta) = \frac{1}{\kappa} \ln \left[\frac{\eta}{\tau_2} + 1 \right],$$

де

$$\lambda = \frac{1}{2\tau_1} \ln \left| \frac{1 + (e^{\tau_1} - 1)a}{1 + (e^{-\tau_1} - 1)a} \right|, \quad \tau_2 = \frac{1}{e^\kappa - 1}$$

де τ_1 , κ – сталі, які контролюють розтяг в напрямках ξ і η відповідно. Перетворення похідних буде наступним:

$$\frac{\partial}{\partial \xi} = \frac{\partial}{\partial x} \frac{\partial x}{\partial \xi}, \quad \frac{\partial^2}{\partial \xi^2} = \frac{\partial^2}{\partial x^2} \left(\frac{\partial x}{\partial \xi} \right)^2 + \frac{\partial}{\partial x} \frac{\partial^2 x}{\partial \xi^2}, \quad (3.37)$$

$$\frac{\partial}{\partial \eta} = \frac{\partial}{\partial y} \frac{\partial y}{\partial \eta}, \quad \frac{\partial^2}{\partial \eta^2} = \frac{\partial^2}{\partial y^2} \left(\frac{\partial y}{\partial \eta} \right)^2 + \frac{\partial}{\partial y} \frac{\partial^2 y}{\partial \eta^2}. \quad (3.38)$$

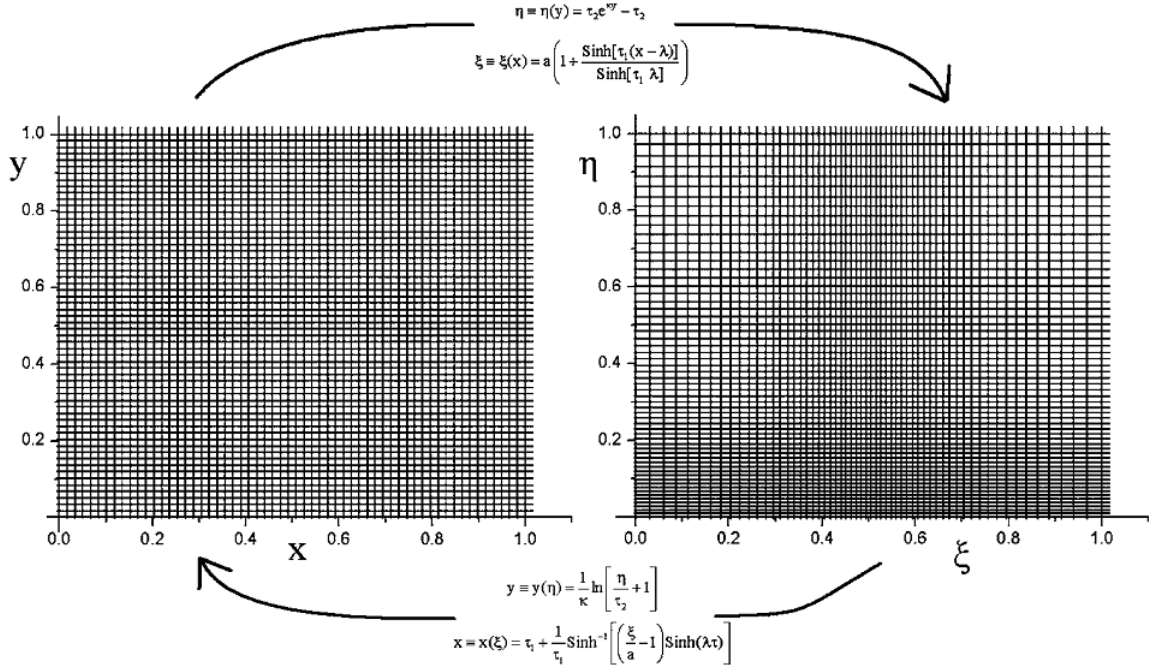


Рис. 3.3 Сітка розтягування; реальна площа – ξ - η ; x - y – площа обчислення.

Таким чином, систему рівнянь (3.24)-(3.27) використовуючи відношення (3.35)-(3.38) можна перетворити в наступну:

$$\frac{\partial u}{\partial x} \frac{\partial x}{\partial \xi} + \frac{\partial v}{\partial y} \frac{\partial y}{\partial \eta} = 0 \quad (3.39)$$

$$\begin{aligned} \frac{\partial u}{\partial t} + \frac{\partial u}{\partial x} \left(u \frac{\partial x}{\partial \xi} - \frac{\partial^2 x}{\partial \xi^2} \right) + \frac{\partial u}{\partial y} \left(v \frac{\partial y}{\partial \eta} - \frac{\partial^2 y}{\partial \eta^2} \right) \\ = - \frac{\partial x}{\partial \xi} P_x + \frac{\partial^2 u}{\partial x^2} \left(\frac{\partial x}{\partial \xi} \right)^2 + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} \left(\frac{\partial y}{\partial \eta} \right)^2 + \text{Mn}_F H \frac{\partial x}{\partial \xi} \frac{\partial H}{\partial x}, \end{aligned} \quad (3.40)$$

$$\begin{aligned} \frac{\partial v}{\partial t} + \frac{\partial v}{\partial x} \left(u \frac{\partial x}{\partial \xi} - \frac{\partial^2 x}{\partial \xi^2} \right) + \frac{\partial v}{\partial y} \left(v \frac{\partial y}{\partial \eta} - \frac{\partial^2 y}{\partial \eta^2} \right) \\ = - \frac{\partial y}{\partial \eta} P_y + \frac{\partial^2 v}{\partial x^2} \left(\frac{\partial x}{\partial \xi} \right)^2 + \frac{\partial^2 v}{\partial y^2} \left(\frac{\partial y}{\partial \eta} \right)^2 + \text{Mn}_F H \frac{\partial y}{\partial \eta} \frac{\partial H}{\partial y}, \end{aligned} \quad (3.41)$$

$$\begin{aligned} \frac{\partial w}{\partial t} + \frac{\partial w}{\partial x} \left(u \frac{\partial x}{\partial \xi} - \frac{\partial^2 x}{\partial \xi^2} \right) + \frac{\partial w}{\partial y} \left(v \frac{\partial y}{\partial \eta} - \frac{\partial^2 y}{\partial \eta^2} \right) \\ = - P_z + \frac{\partial^2 w}{\partial x^2} \left(\frac{\partial x}{\partial \xi} \right)^2 + \frac{\partial^2 w}{\partial y^2} \left(\frac{\partial y}{\partial \eta} \right)^2 - \text{Mn}_M H^2 w, \end{aligned} \quad (3.42)$$

де

$$\frac{\partial x}{\partial \xi} = \frac{\sinh[\lambda \tau]}{a\tau\sqrt{1 + (\xi/a - 1)^2 \sinh[\lambda \tau]^2}}, \quad \frac{\partial y}{\partial \eta} = \frac{1}{\kappa(\eta + \tau_2)}, \quad (3.43)$$

$$\frac{\partial^2 x}{\partial \xi^2} = - \frac{(\xi/a - 1) \sinh[\lambda \tau]^3}{a^2 \tau (1 + (\xi/a - 1)^2 \sinh[\lambda \tau]^2)^{3/2}} \quad (3.44)$$

$$\frac{\partial^2 y}{\partial \eta^2} = - \frac{1}{\kappa(\eta + \tau_2)^2}.$$

Граничні умови:

$$y = 0 \quad \text{або} \quad y = 1 \quad \text{та} \quad 0 \leq x \leq 1 \quad u = v = w = 0, \quad (3.45)$$

$$x = 0 \quad \text{або} \quad x = 1 \quad \text{та} \quad 0 \leq y \leq 1 \quad u = v = w = 0. \quad (3.46)$$

Отже, для випадку II при наявності постійного магнітного поля використано метод однорідної сітки. Таким чином система основних рівнянь є однією з (3.31)-(3.34), замінюючи ξ на x , а η на y , згідно з граничними умовами (3.45)-(3.46). Ця система рівнянь рівнозначна (еквівалентна), при рівномірній сітці, з системою для випадку I, при $Mn_F=0$.

Таблиця 1

Індукція магнітного поля і відповідні магнітні числа

B, (мТесла)	Mn_F (венозна кров)	Mn_F (артеріальна кров)	Mn_M
2	$6,90 \times 10^5$	$-1,3 \times 10^5$	0,61
4	$2,76 \times 10^6$	$-5,21 \times 10^5$	2,46
6	$6,21 \times 10^6$	$-1,17 \times 10^6$	5,53
8	$1,10 \times 10^7$	$-2,08 \times 10^6$	9,83
10	$1,73 \times 10^7$	$-3,25 \times 10^6$	15,36

3.4 Числовий розв'язок та результати

Використаємо псевдоперехідний метод для вивчення стаціонарного стану потоку, для обох розглянутих методів, де час t грає роль параметру ітерації

(повтору) до стаціонарного стану. Таким чином, система рівнянь (3.39)-(3.42), з врахуванням граничних умов (3.45) та (3.46), може бути вирішена із застосуванням чисельного методу, заснованого на псевдоперехідному тиску, пов'язаному рівнянням методу (PLEM). [22]

Дана схема (PLEM) застосовується для вирівняних ортогональних сіток. Перевагою є те, що можна запобігти складності дискретизованих диференціальних рівнянь за допомогою використання рознесеної сітки. При вирівняній сітці всі змінні визначаються у вузлах сітки, в той час як в рознесеній сітці змінні визначаються в різних точках сітки.

Магнітна сприйнятливості крові [$\bar{\rho} = 1050 \text{ kg/m}^3$, $\bar{\nu} = 3.1 \times 10^{-6} \text{ m}^2 \text{ s}^{-1}$ (робота №32)] вже була виміряна і становила -6.6×10^{-7} для крові з киснем і 3.5×10^{-6} - для крові без кисню, відповідно [17], [18]. Таким чином, вважається, що стала $\bar{\chi}$ з рівняння намагніченості (3.16) приймає вищезгадані значення залежно від стану крові. Кров, зокрема, також має досить високу статичну (постійну) електропровідність, яка залежить від гематокриту та температури. Електропровідність $\bar{\sigma}$ нерухомої (стаціонарної) крові було виміряно і становило 0.7 cm^{-1} . Електропровідність крові, що тече завжди більша ніж у стаціонарної крові. Приріст (інкремент) для середньої швидкості зсуву близько 10% і він збільшується зі зростом гематокриту. [22] В поточному дослідженні, для простоти, припускаємо, що електропровідність крові не залежить від температури і становить 0.8 cm^{-1} .

З визначення Mn_F , стає очевидно, що

$$Mn_F = \frac{\bar{h}^2 \bar{\mu}_0 \bar{\chi} \bar{H}_0^2}{\bar{\nu}^2 \bar{\rho}} = \frac{\bar{h}^2 \bar{B}_0^2 \bar{\chi}}{\bar{\nu}^2 \bar{\rho} \bar{\mu}_0}, \quad (3.47)$$

де $\bar{\mu}_0$ - магнітна проникність вакууму, що дорівнює $4\pi \cdot 10^{-7}$, а $\bar{B}_0$ - індукція магнітного поля в точці (0,5; 0). Для $\bar{h} = 2.5 \times 10^{-2} \text{ m}$, яка відповідає перерізу великих судин, стає очевидно, що $Mn_F \approx -3 \cdot 10^6$ для крові, наповненої киснем, та $Mn_F \approx 1.5 \cdot 10^7$ для крові без кисню, відповідно.

З визначення очевидно:

$$Mn_M = \frac{\bar{h}^2 \bar{\sigma} \bar{\mu}_0^2 \bar{H}_0^2}{\bar{\nu} \bar{\rho}} = \frac{\bar{h}^2 \bar{\sigma} \bar{B}_0^2}{\bar{\nu} \bar{\rho}} \quad (3.48)$$

Як вже відмічалось, кров піддається намагніченості і також володіє властивостями електропровідної рідини. Більшість біологічних рідин, завдяки існуючим в організмі іонам, можуть піддаватися впливу магнітного поля, завдяки лише електропровідності. З метою вивчення впливу магнітного поля лише через електропровідність Mn_F можна прийняти за нуль, а Mn_M може змінюватись. Якщо припустити навпаки, то це дасть змогу вивчити вплив магнітного поля на намагніченість рідини. В запропонованому дослідженні, коли кров піддається впливу однорідного (постійного) магнітного поля, приймаємо, що Mn_F дорівнює нулю. Таким чином, дослідження (вивчення) крові в однорідному магнітному полі якісно еквівалентно з дослідженням (вивченням) деякої рідини, яка має лише електропровідність. Також згадувалося, що існуюча модель Айка та ін. була отримана для деякої рідини з припущенням, що $Mn_M = 0$.

Намагніченість крові може бути збільшена, шляхом додавання в неї штучно створених наночастинок. [21] Як наслідок, Mn_F для конкретної напруженості магнітного поля може бути збільшена на декілька порядків. Аналогічно, конкретне значення Mn_F , коли додають магнітні частинки, може відповідати значно нижчій (навіть декілька тисяч Гаусс) інтенсивності (напруженості) магнітного поля.

В даній роботі. Нормальна кров (без штучних наночастинок) розглядається у відповідності до Mn -чисел, для конкретного магнітного поля напруженістю B , розраховується відповідно до співвідношень (3.47) та (3.48). Для обох випадків (I та II) B_0 у співвідношеннях (3.47) та (3.48) вважається те ж саме при дії магнітного поля індукцією $\bar{B} = \bar{\mu}_0 \bar{H}$. Різниця між двома методами у розрахунку безрозмірної напруженості магнітного поля $\bar{H}$ в потоковому полі. Для випадку I H розраховується за співвідношеннями (3.15) та (3.21), в той час як для випадку II H – є сталою для всієї області потоку. Представлені значення магнітних чисел використані для $\bar{h} = 2.5 \times 10^{-2}$ м, подані в таблиці 3.1.

3.4.1 Випадок I

Профілі та відповідні контури для різних інтенсивностей (напруженостей) магнітного поля, для змінних напруженостей магнітного поля та для крові з киснем показані на рисунку 3.4.

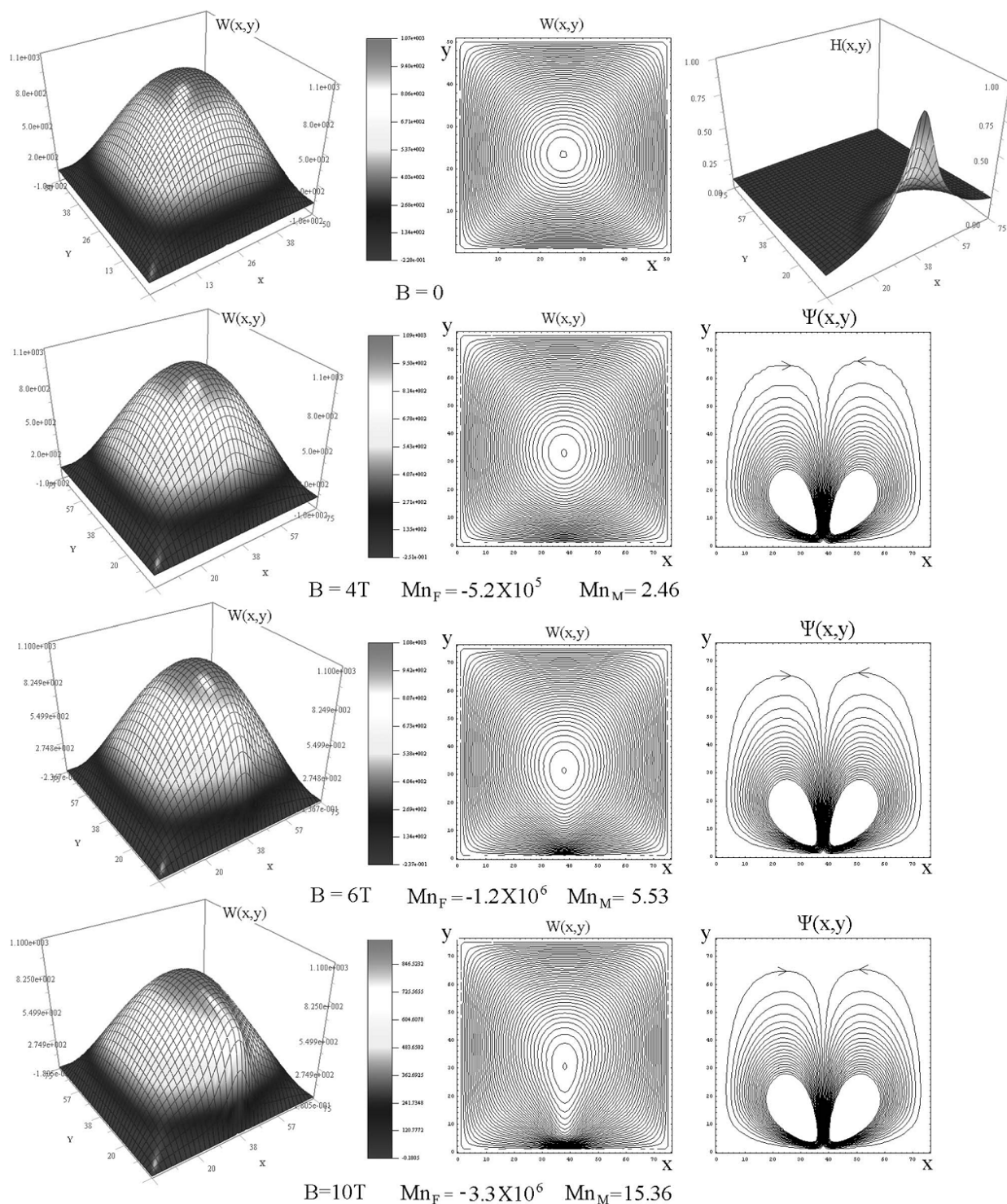


Рис. 3.4 Профілі осової швидкості та відповідні лінії для різних значень індукції магнітного поля для артеріальної крові (з киснем).

Також показано напруженість магнітного поля $H(x,y)$ для різних випадків, особливо для $B=0$ (гідродинамічний випадок). Для інших варіантів індукції магнітного поля, профіль осьової швидкості $W(x,y) \equiv w$, контури цієї швидкості та потокова функція $\Psi(x,y)$ в поперечній площині, показано в трьох колонках для кожного значення індукції магнітного поля.

Значення по осях x - y – це кількість вузлів (точок) сітки, які використовувалися для розрахунку, які в нашому випадку були 75×75 . Отже, виходить, що осьова швидкість $W(x,y)$ зменшується при зростанні індукції магнітного поля. З другої колонки також бачимо, що максимальне значення осьової швидкості якби «прямує» до області, де розташоване джерело магнітного поля. Нарешті з третьої колонки, можна бачити, що вторинний (другий) потік виникає в поперечній площині, до зростання магнітного поля.

Вторинний потік має форму двох вихрів, які обертаються від зовнішньої стінки каналу (судини) до центру, як показано на вищезгаданому рисунку 3.4.

Отже, потік в поперечній площині симетричний відносно точки, в яку направлено магнітне поле.

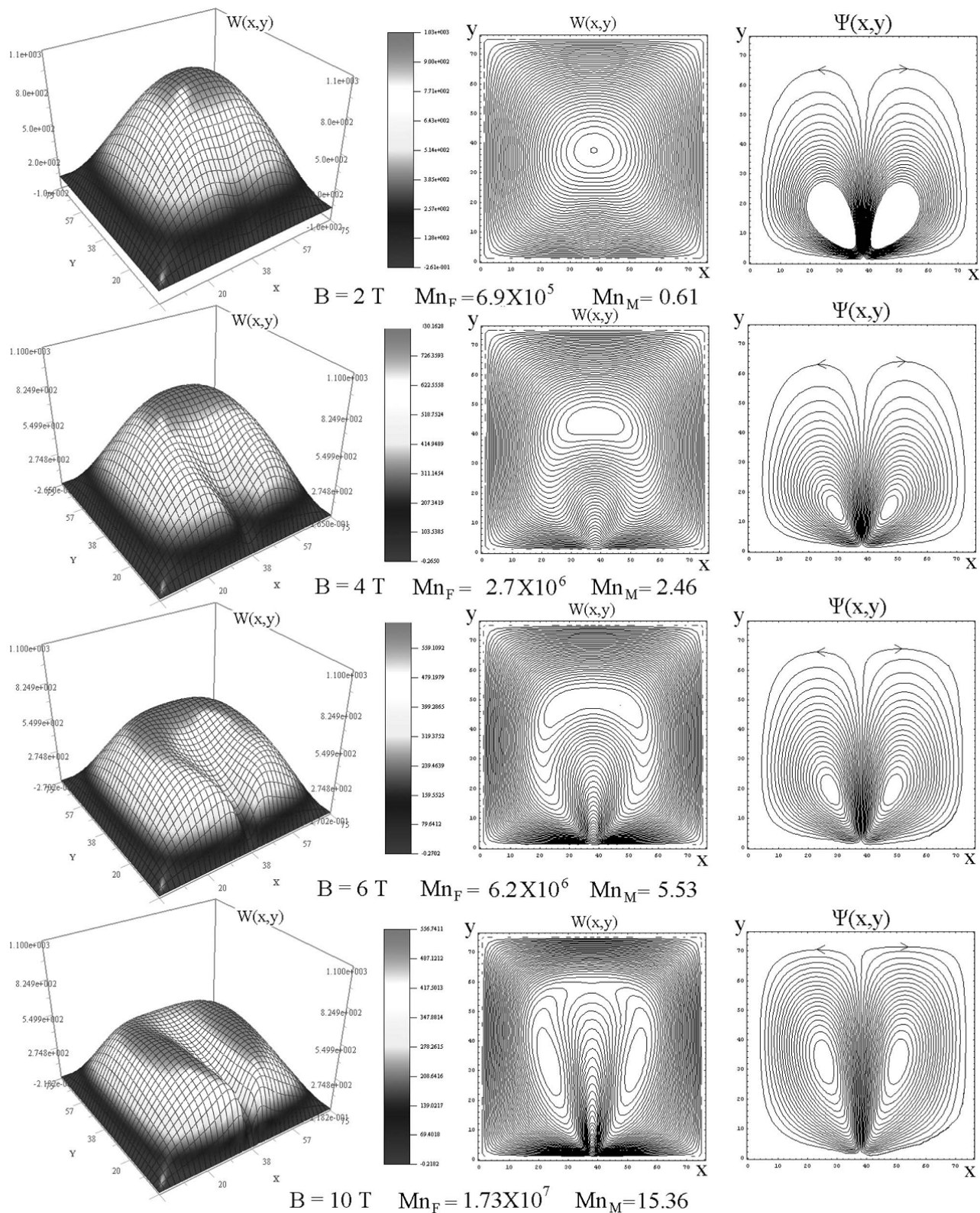


Рис. 3.5 Профіль осьової швидкості та відповідні контури для різних значень індукції магнітного поля для венозної крові (без кисню).

На рисунку 3.5 зображено профіль та відповідні контури для різних значень індукції магнітного поля для просторово змінного магнітного поля та у випадку крові, ненасиченої киснем. Прикладене магнітне поле напруженістю

$H(x,y)$ таке ж, як і зображене на рисунку 3.4. для $B=0$. Для цього випадку також маємо, що осьова швидкість $W(x,y)$ зменшується при зростанні індукції магнітного поля. Однак, в цьому випадку магнітне поле, якби «відвертається» від крові. Потік в поперечній площині знову симетричний відносно точки, до якої прикладається магнітне поле і представлений у формі двох вихрів. У цьому випадку ці два вихрі обертаються в протилежну сторону, як у попередньому випадку і вони обертаються від центру площини до двох зовнішніх стінок. З рисунка 5 також видно, що для випадку крові, ненасиченої киснем, магнітне поле сильніше впливає на осьову швидкість $W(x,y)$ ніж для крові, насиченої киснем.

Приведені вище результати для венозної крові (без кисню) в просторово змінному магнітному полі є якісно такими ж, як і отримані для магнітної рідини в змінному магнітному полі в роботах 18 та 21. Поведінка артеріальної (з киснем) крові в поперечній площині, яка так само «прямує» до джерела магнітного поля, в той час як венозна кров (без кисню) ніби «відвертається», виправдана в зв'язку з його діамагнітною та парамагнітною природою, відповідно.

3.4.2 Випадок II та результати в поєднанні з випадком I

Профіль осрової швидкості для однорідного магнітного поля показано на рисунку 3.6. Цей випадок якісно відповідає $Mn_F = 0$ як вказувалось вище. Під дією однорідного магнітного поля формується не вторинний потік, а індукція магнітного поля в даному випадку впливає лише на осьову швидкість. Зі збільшенням сили магнітного поля зменшується осьова швидкість.

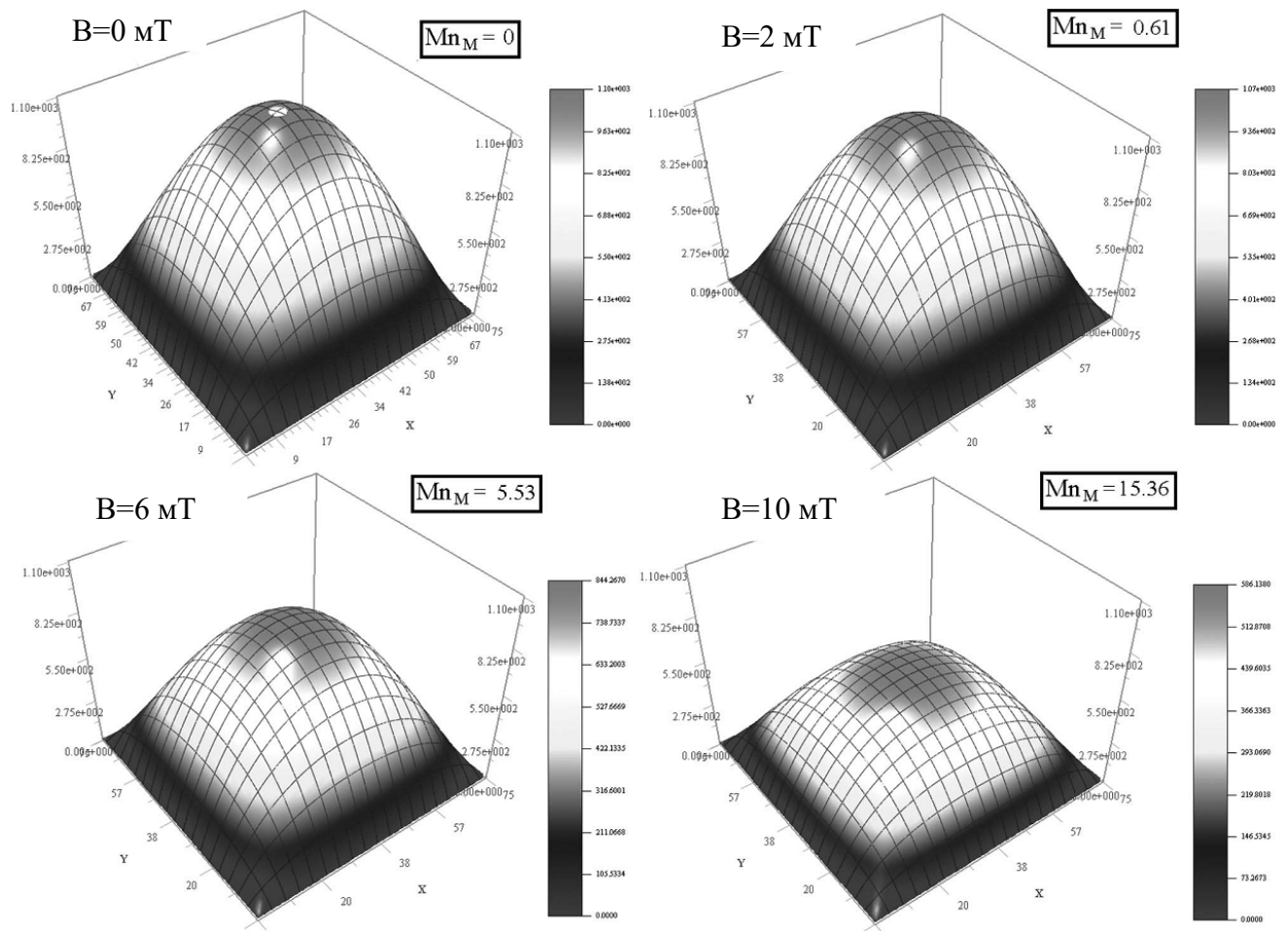


Рис. 3.6 Профілі осьової швидкості для різних значень індукції магнітного поля для венозної крові (без кисню) та для однорідного магнітного поля.

Середня швидкість $\bar{w}_{av}$, яка проходить через поперечний переріз ABCD (див. рисунок 1) приведена нижче:

$$\bar{w}_{av} = \frac{1}{\bar{h}^2} \int_0^{\bar{h}} \int_0^{\bar{h}} \bar{w} d\bar{x} d\bar{y}, \quad (3.49)$$

яку, за допомогою (3.21) можна записати у вигляді:

$$\bar{w}_{av} = \frac{\bar{v}}{\bar{h}} \int_0^1 \int_0^1 w dx dy \quad (3.50)$$

Таким чином, число Рейнольдса визначене, як $Re = \bar{w}_{av} \bar{h} / \bar{v}$, може бути записано як

$$Re = \int_0^1 \int_0^1 w \, dx \, dy \quad (3.51)$$

і пораховане після вирішення даної задачі. З рівняння (51) можна відзначити, що число Re для конкретної задачі являє собою, насправді, швидкість потоку проходження через поперечний переріз $ABCD$ (див. рис. 1 і 2). Число $Re^* = 100[(Re - Re_0)/Re_0]$ визначене з метою дослідження (вивчення) впливу магнітного поля на потокову швидкість для різних значень магнітних чисел Mn_F та Mn_M , де Re_0 – число Re при $Mn_F = Mn_M = 0$. Отже, Re^* являє собою відсоткову зміну і, відповідно, швидкість потоку, в зв'язку з наявністю магнітного поля.

Залежність Re^* від напруженості магнітного поля B показана на рисунку 7. Можна відзначити, що найменший вплив відбувається для змінного магнітного поля і для артеріальної крові. Венозна кров в змінному магнітному полі перебуває під більшим впливом, ніж кров в постійному магнітному полі для сили магнітного поля до 7,5 Тесла. Для більших значень магнітного поля, кров в незмінному магнітному полі піддається більшому впливу. Для магнітного поля близько 10 Тесла потокова швидкість зменшилася на 42%, 32% та 10% для незмінного магнітного поля, змінного магнітного поля та венозної та артеріальної крові, відповідно.

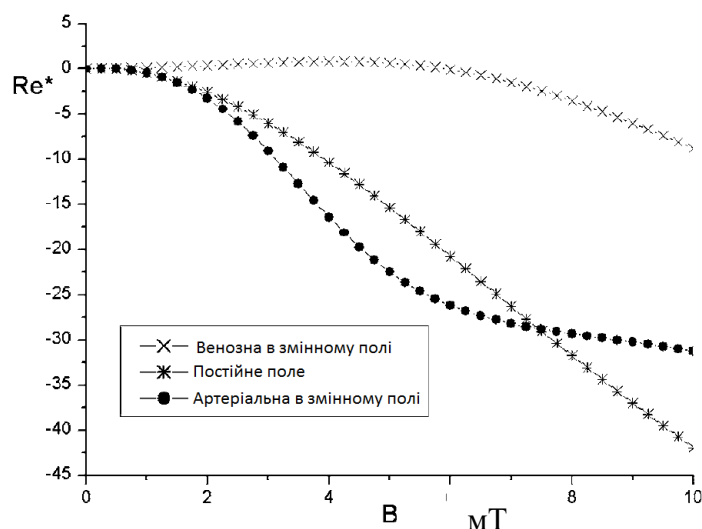


Рис. 3.7 Відсоткова зміна значення Re залежно від індукції магнітного поля у випадку постійного та змінного магнітного поля для артеріальної та венозної крові, відповідно.

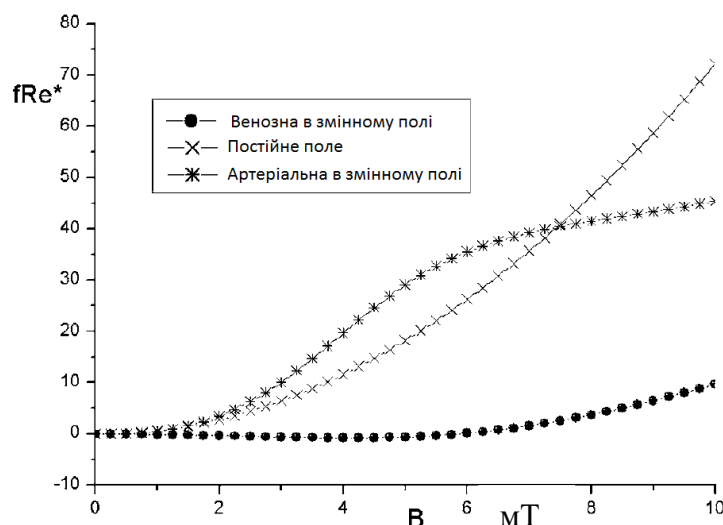


Рис. 3.8 Відсоткова зміна значення fRe залежно від індукції магнітного поля у випадку постійного та змінного магнітного поля для артеріальної та венозної крові, відповідно.

Важливою характеристикою потоку є безрозмірний шкіряний коефіцієнт f потоку, який визначається виразом:

$$f = - \frac{\bar{P}_z \bar{h}}{\bar{\rho} \bar{w}_{av}^2}. \quad (3.52)$$

Завдяки використанню (3.21) та (3.49)-(3.52) отримаємо наступну безрозмірну величину:

$$f Re = - \frac{P_z}{Re}, \quad (3.53)$$

З метою дослідження впливу магнітного поля на кров'яний потік ми визначаємо, для різних значень магнітного числа Mn_F або Mn_M , числа $f Re^* = 100[(f Re - f Re_0)/f Re_0]$, де $f Re_0$ - число $f Re$ для $Mn_F=Mn_M=0$. Отже, $f Re^*$ показує

відсоткову зміну $f Re$ залежно від напруженості магнітного поля. Залежність $f Re^*$ від інтенсивності магнітного поля показана на рисунку 3.8. Найменші зміни спостерігаються для змінного магнітного поля та артеріальної крові, де приріст $f Re$ становить 10% для магнітного поля (потужністю) 10 Т. Найвищий приріст спостерігається для змінного магнітного поля для венозної крові до 7,5 Т, де приріст був близько 40% і те ж саме спостерігається для крові в постійному магнітному полі. Для сильних магнітних полів $f Re$ збільшується з найвищим показником і близько 10 Т напруженість магнітного поля досягає приросту майже 75%, тоді, як приріст для венозної крові становить 45%.

Варто сказати, що відсоток зміни $f Re, f Re^*$, так само як і відсоток зміни Re, Re^* і напруженість магнітного поля не залежать від P_z і таким чином від Re числа. Результати, представлені (показані) на рисунках 3.4-3.6, якісно (практично) однакові, незалежно від P_z числа. Представлені результати отримані для $P_z=15000$, що призводить до $Re=526$ при $B=0$. Розрахунки також проводилися для $P_z=5000$ та 25000.

3.5 Порівняння БГД моделі Айка з впливом градієнта магнітного поля

З метою дослідження значення електропровідності у вирішенні математичної моделі, розрахунки проводилися при $Mn_M=0$ для змінного магнітного поля [рівняння (39)-(42)]. Для $Mn_M=0$ математичною моделлю є модель БГД, запропонована Айком та ін. в роботі 20. Рисунок 9 показує осьову швидкість $W(x,y)$ (колонки 2 і 3) та контурів потокової функції в поперечній площині (4 колонка) для венозної крові для різних форм напруженості магнітного поля (1 колонка) та при $B=10$ Т джерела магнітного поля. Отже, маємо, що якісно, результати аналогічні і, відкидаючи електропровідності ($Mn_M=0$, 2 колонка) отримаємо збільшення осьової швидкості, в основному, коли градієнт магнітного поля малий (1 та 2 рядки).

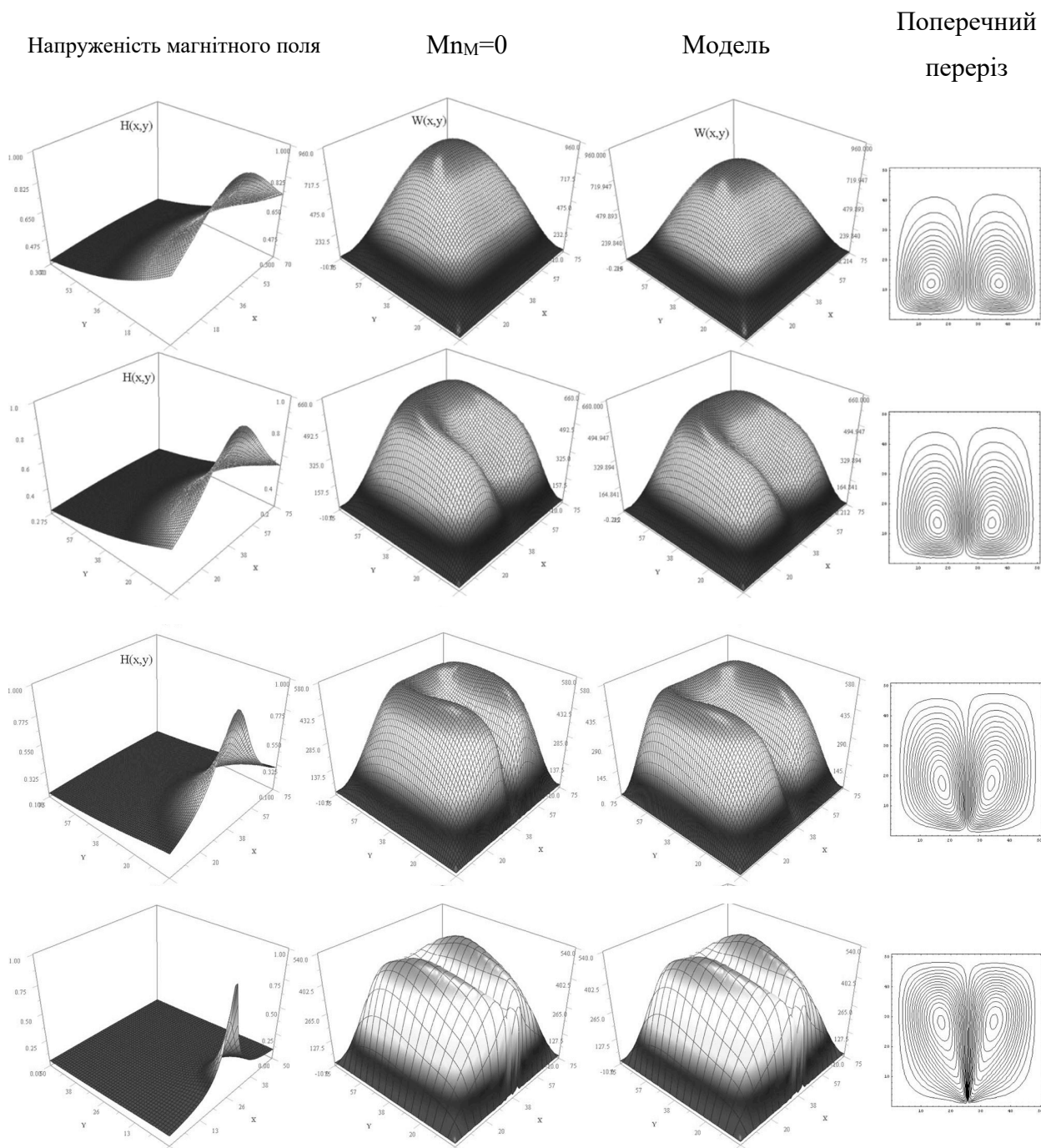


Рис. 3.9 Осьова швидкість та контури потокової функції в поперечній площині венозної крові (без кисню) при $Mn_M=0$ і для представленої моделі для різних форм напруженостей магнітного поля.

Для різких магнітних полів, які прямують до нуля досить швидко, таких як в 3 та 4 рядках, майже нема різниці. Схема поля потоку в поперечній площині (4 колонка) залишаються такими ж як і для випадку градієнта магнітного поля

незалежно від електропровідності. Інший висновок, який можна зробити з рисунка 3.9 – це вплив градієнта магнітного поля на потік. Різде магнітне поле призводить до зростання вторинного потоку та більшого зниження осьової швидкості i , відповідно, швидкості потоку.

Зниження швидкості потоку залежно від індукції магнітного поля i для різних видів градієнтів магнітного поля, для венозної крові, показано на рисунку 3.10. Для кожного типу градієнта магнітного поля розрахунки виконувалися двічі. Один раз, використовуючи запропоновану модель, а другий – існуючу модель Айка та ін. ($Mn_M=0$).

Розгляд електронепровідної рідини ($Mn_M=0$) для плавного градієнта магнітного поля призводить до зменшення швидкості потоку майже на 10%, в той час як розгляд електропровідної рідини призводить до зменшення потоку майже на 23%. Різниця між оцінками двох моделей зменшується, якщо градієнт магнітного більш точний і стає більшою для великих значень напруженості (інтенсивності) магнітного поля.

Для досить гострих (дуже різких) магнітних полів практично різниці між двома моделями. Аналогічні зміни були отримані для артеріальної крові.

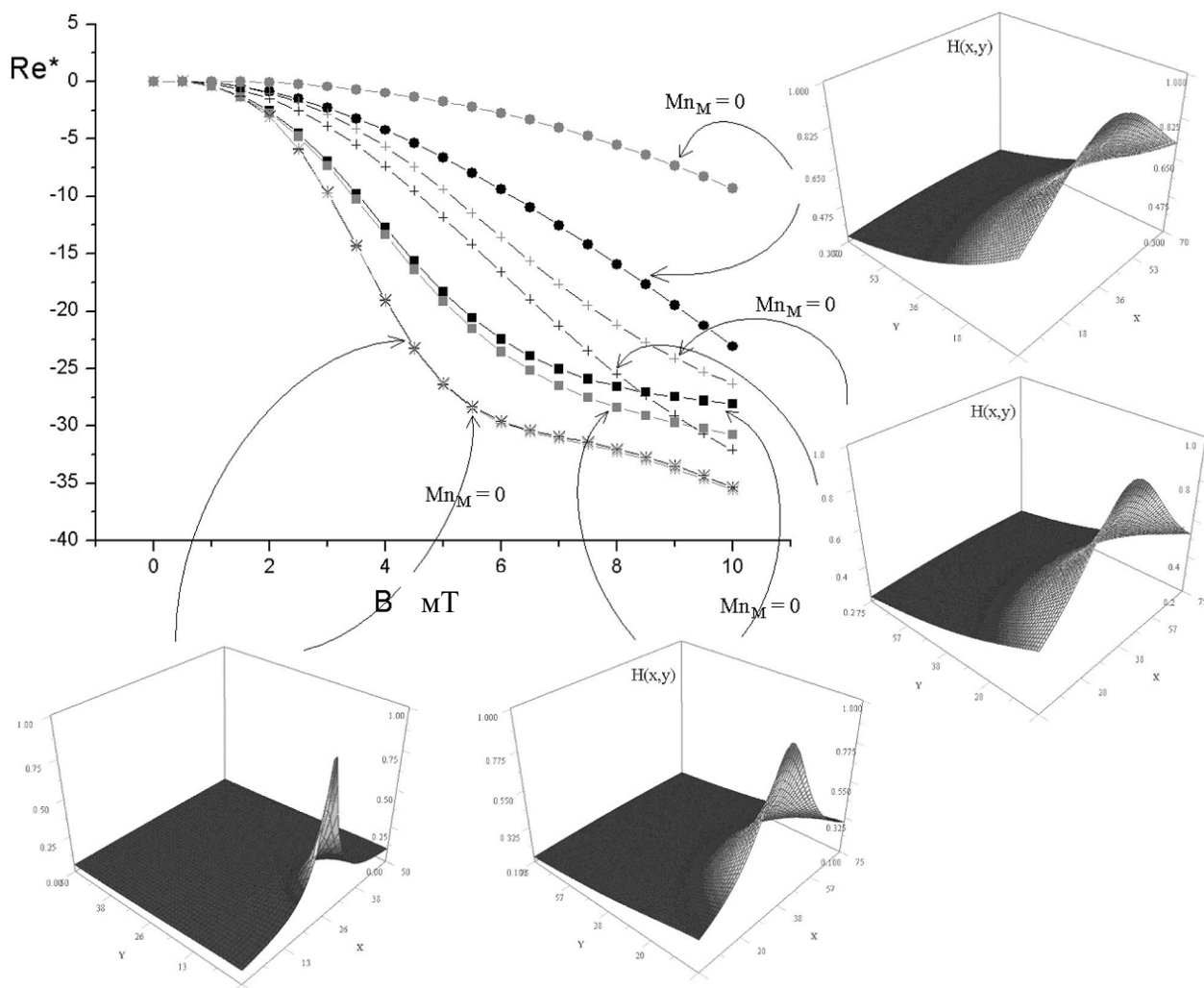


Рис. 3.10 Відсоткові зміни (варіація) величини $f \text{ Re}$ залежно від індукції магнітного поля для різних видів змінного магнітного поля для венозної крові при $Mn_M=0$ і для запропонованої моделі.

Підсумовуючи, можна визначити, що провідність крові призводить до значного збільшення вагової сили Лоренца. Для випадку різкого градієнта магнітного поля можна користуватись наявною моделлю БГД, як ефективним наближенням, а для поступових градієнтів магнітного поля можна використовувати нашу запропоновану модель.

3.6 Отримані результати

Використовуючи існуючі моделі, зокрема БГД модель Айка, був зроблений показано, що однорідне магнітне поле не впливатиме на потік, тому що сила, яка виникла в зв'язку з намагніченістю, залежить від наявності градієнта магнітного поля.

В рамках дослідження, а саме, для потоку крові, зміни температури у потоці магнітного поля не настільки значущі, щоб впливати на її намагніченість.

Також у цьому дослідженні була розроблена математична модель біомагнітного потоку. Здійснено чисельне моделювання тривимірного кров'яного потоку в прямокутному каналі під впливом магнітного поля. Зазвичай магнітне поле призводить до зниження швидкості потоку. Великий вплив спостерігається для венозної крові під дією змінного в просторі магнітного поля, при цьому магнітний потік може зменшитися навіть до 40%. Виникає вторинний потік в поперечній площині лише при змінному в просторі магнітному полі, утворюючи два обертаючихся вихори. Форма градієнта магнітного поля визначає поле потоку в значній мірі. Аналіз електропровідності є необхідним, особливо для випадків плавного градієнта та однорідного магнітного поля. Силою Лоренца можна знехтувати, відповідно до моделі БГД Айка та інших, особливо для областей із достатньо плавним градієнтом магнітного поля. Для однорідного магнітного поля спостерігається лише зменшення осьової швидкості без вторинного потоку, і це зниження менше ніж у випадку змінного в просторі магнітного поля, досягаючи 10% при сильних магнітних полях.

Підбиваючи підсумок, можна стверджувати, що електропровідність крові призводить до значного збільшення вагової сили Лоренца. Ця сила, разом із силою намагніченості, повинна бути врахована в основних рівняннях, які відповідають математичній моделі кров'яного потоку в змінному в просторі

магнітному полі. У випадку різкого градієнта магнітного поля можна використовувати існуючу модель БГД Айка та інших як ефективне наближення, а для плавних градієнтів магнітного поля можна використовувати модель, яку ми представили. Зрештою, для однорідного магнітного поля, де модель Айка не застосовується, можна розглядати кров'яний потік як магнітну рідину в рамках МГД, що також охоплюється нашою моделлю.

Зміна поведінки артеріальної крові (з киснем) в поперечній площині, яка вказує на її «прямування» до джерела магнітного поля, в порівнянні з тим, як венозна кров (без кисню) ніби «відвертається», може бути пояснена його діамагнітною та парамагнітною природою відповідно. Проте отримані вище в п.3.4.1 результати для венозної крові (без кисню) у просторово змінному магнітному полі суттєво співпадають з результатами, які були отримані для магнітної рідини у змінному магнітному полі у вищевказаних роботах [18] та [21].

Вищевказані результати говорять про те, що безпроводні системи можуть бути використані для забезпечення живлення інших імплантованих пристроїв а розроблена модель свідчить про безпеку використання безпроводних систем живлення для імплантованих пристроїв з невеликою потужністю. Дослідження впливу цієї системи на організм людини підтверджує, що вона не становить загрози для здоров'я людини.

ВИСНОВКИ

У даній магістерській роботі було розглянуто кілька методів безпроводної передачі енергії для живлення електрокардіостимулятора. Найкращим методом був обраний метод індуктивної передачі енергії. Була розроблена система на основі цього методу.

Було проведено дослідження впливу магнітного поля безпроводної системи живлення на кров'яний потік. Була розроблена математична модель, яка описує цей вплив.

На основі отриманих даних було побудовано графіки, які показали, що магнітне поле знижує швидкість потоку крові. Особливо значний вплив магнітного поля спостерігається для венозної крові та у випадку змінного в просторі магнітного поля.

Порівняння отриманих результатів з результатами існуючої моделі показало, що необхідно враховувати електропровідність крові. Отримані результати показують залежність кров'яного потоку від сили прикладеного магнітного поля. Домінуючим фактором у формуванні потоку поля є форма градієнта магнітного поля. Ці результати є цінними, оскільки вони стимулюють подальші дослідження в галузі медичної інженерії.

Розгляд електронепровідної рідини для плавного градієнта магнітного поля призводить до зменшення швидкості потоку майже на 10%, в той час як розгляд електропровідної рідини призводить до зменшення потоку майже на 23%. Різниця між оцінками двох моделей зменшується, якщо градієнт магнітного більш точний і стає більшою для великих значень напруженості (інтенсивності) магнітного поля.

Також була досліджена залежність Re^* (числа Рейнолдса) від напруженості магнітного поля B . Можна відзначити, що найменший вплив відбувається для змінного магнітного поля і для артеріальної крові. Венозна кров в змінному магнітному полі перебуває під більшим впливом, ніж кров в

постійному магнітному полі для сили магнітного поля до 7,5 Тесла. Для більших значень магнітного поля, кров в незмінному магнітному полі піддається більшому впливу. Для магнітного поля близько 10 Тесла потокова швидкість зменшилася на 42%, 32% та 10% для незмінного магнітного поля, змінного магнітного поля та венозної та артеріальної крові, відповідно.

Отже, робимо висновок, що безпроводні системи можуть бути використані для забезпечення живленням інших імплантованих пристроїв.

Слід зазначити, що подальше моделювання та покращення ще потребує подальших досліджень, таких як:

- Розробка більш ефективних методів передавання енергії
- Збільшення радіуса дії системи
- Зменшення розмірів і ваги системи

Однак, навіть у своєму нинішньому вигляді модель є підтвердженням безпечності використання непотужних безпроводних систем живлення для імплантованих пристроїв. Дослідження впливу системи на організм людини показало, що система є безпечною для здоров'я людини.

СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ

1. Хемптон Дж. Р. Основы ЕКГ: пер. з англ. 2006 – 224 с.
2. Тіманюк В.О., Доброва В.Є. Біофізика та медична апаратура: навчальний посібник. – К.: ВД «Професіонал», 2006. – 200 с.
3. J.D. Anderson, Jr., Computational Fluid Dynamics (McGraw-Hill, New York, 1991)
4. Franko K.L., Verrier E.D. Advanced therapy of cardi surgery. – Hamilton: BC Decker Inc., 2003. P. 642
5. Dissanayake T., Budget D., Hu A.P., Malpas S., Bennet L. Transcutaneous Energy Transfer System for Powering Implantable Biomedical Devices/ Proc. of ICBME 2008, 2009, Vol.30. PP.
6. Puers R, Vandevoorde G. Recent progress on transcutaneous energy transfer for total artificial heart systems.// Artificial organs. 2001. Vol.25 (5)
7. А.А. Данилов, Г.П.Іткин, С.В. Селищев. Развитие методів шкірного безпроводного энергозабезпечення. Медична техніка. 2010. №4.
8. W.Andra and H.Nowak, Magnetism in Medicine (Wiley VCH, Berlin, 1998)
9. Y.Haik, V.Pai, and C.J.Chen, “Biomagnetic fluid dynamics” Cambridge University. 1999
10. Пономаренко Г.Н., Турковський І.І. Біофізичні основи фізіотерапії: Навчальний підручник. Видавництво «Медицина». 2006 – 176 с.
11. O.Stemme “Magnetic wound treatment” Magnetism in Medicine (Wiley, Berlin, 1998)
12. T.Higashi, A.Yamagishi, T.Takeuchi, N.Kawaguchi, S.Sagawa, S.Onishi, and M.Date “Orientation of erythrocytes in a strong static magnetic field” J.Blood 82 (1993)