НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ БІОРЕСУРСІВ І ПРИРОДОКОРИСТУВАННЯ УКРАЇНИ

ННІ ЕНЕРГЕТИКИ, АВТОМАТИКИ І ЕНЕРГОЗБЕРЕЖЕННЯ

ДОПУСКАЄТЬСЯ ДО ЗАХИСТУ
Завідувач кафедри
автоматики та робототехнічних систем
ім. акад. І.І. Мартиненка
(назва кафедри)

к.т.н.,_____ О.О. Опришко
(підпис) (ПІБ)

"_____" _____ 2025 р.

БАКАЛАВРСЬКА КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

на тему "ПРИЛАД НЕІНВАЗИВНОГО ВПЛИВУ ДЛЯ ФІЗІОТЕРАПІЇ ПРИ ЛІКУВАННІ ЦУКРОВОГО ДІАБЕТУ "

Спеціальність: 163 - "Біомедична інженерія"

Гарант освітньої програми

д.т.н., професор _____ Никифорова Л.Є.
(науковий ступінь та вчене звання) (підпис) (П.І.Б.)

Керівник бакалаврської кваліфікаційної роботи

д.т.н., професор _____ Шворов С.А.
(науковий ступінь та вчене звання) (підпис) (П.І.Б.)

Виконав _____ Смадич В.М.
(підпис) (П.І.Б.)

КИЇВ – 2025

НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ БІОРЕСУРСІВ

І ПРИРОДОКОРИСТУВАННЯ УКРАЇНИ

ННІ ЕНЕРГЕТИКИ, АВТОМАТИКИ І ЕНЕРГОЗБЕРЕЖЕННЯ

ЗАТВЕРДЖУЮ
Завідувач кафедри
автоматики та робототехнічних систем
ім. акад. І.І. Мартиненка
(назва кафедри)

д.т.н., доц. О.О.Опришко
(підпис) (ПІБ)

"____"_____2025 р.

ЗАВДАННЯ
на виконання бакалаврської кваліфікаційної роботи студентці
Смадич Вікторії Миколаївні
(прізвище, ім'я, по батькові)

Спеціальність: 163 - "Біомедична інженерія"
1. Тема бакалаврської кваліфікаційної роботи: "Прилад неінвазивного впливу для фізіотерапії при лікуванні цукрового діабету",
затверджена наказом ректора НУБіП України від "12" 11 2024 р. № 2023"С"
2. Термін подання завершеної роботи на кафедру — "1" червня 2025 р.
3. Вихідні дані до бакалаврської кваліфікаційної роботи:
   3.1. Завдання кафедри на виконання бакалаврської кваліфікаційної роботи.
   3.2. Нормативні документи по проектуванню біомедичних об’єктів.
   3.3. Наукова література з тематики бакалаврської кваліфікаційної роботи.
   3.4. Матеріали виробничої практики
4. Перелік питань, які необхідно розробити:

1. ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРНИХ ДЖЕРЕЛ

1.1 Аналіз сучасного стану проблеми лікування цукрового діабету методами фізіотерапії
1.2 Патофізіологічні особливості цукрового діабету, що визначають потребу у фізіотерапії
1.3 Основні фізіотерапевтичні методи лікування при лікуванні діабету
1.4 Потреба в нових методах лікування

2. МЕТОДИ ФІЗІОТЕРАПІЇ ТА ЕЛЕКТРОТЕРАПІЇ: ОГЛЯД, АНАЛІЗ ТА ПЕРСПЕКТИВИ

2.1 Обґрунтування методів фізіотерапевтичного впливу на організм людини при лікуванні цукрового діабету
2.2 Порівняльний аналіз PEMF з іншими фізіотерапевтичними методами
2.3 Огляд сучасних приладів для фізіотерапії при лікуванні цукрового діабету
2.4 Стан та перспективи застосування PEMF-терапії
2.5 Біофізичні механізми дії електромагнітного поля на тканини організму

3. ТЕХНОЛОГІЧНІ АСПЕКТИ РОЗРОБКИ АПАРАТУ

3.1 Розробка структурної (функціональної) схеми типового приладу PEMF
3.2 Розрахунок електричної схеми типового пристрою імпульсної електромагнітної терапії
3.3 Обґрунтування вибору технічних підходів для вирішення поставленої задачі

4. РОЗРОБКА ЕЛЕКТРИЧНОЇ ПРИНЦИПОВОЇ СХЕМИ

4.1 Прилад для магнітотерапії
4.2 Створення функціональних модулів приладу
4.3 Функціональне призначення пристрою
4.4 Структура та основні вузли
4.5 Підбір електронних компонентів
4.6 Моделювання магнітного поля
4.7 Розробка друкованої плати

5. ОХОРОНИ ПРАЦІ

Дата видачі завдання "24" березня 2025 року

Керівник бакалаврської кваліфікаційної роботи _____ (підпис) Шворов С.А. (П.І.Б.)

Завдання прийняла до виконання _____ (підпис) Смадич В.М. (П.І.Б.)

РЕФЕРАТ

Дипломна робота: «Прилад неінвазивного впливу для фізіотерапії при лікуванні цукрового діабету» виконана студенткою кафедри автоматизації та робототехнічних систем ННІ енергетики, автоматики та енергозбереження Смадич Вікторією Миколаївною зі спеціальності 163 «Біомедична інженерія» та складається зі: вступу; 5 розділів; 92 сторінок; рисунків 31; 2 таблиць; 32 використаних джерел.

КЛЮЧОВІ СЛОВА: ФІЗІОТЕРАПІЯ, ЦУКРОВИЙ ДІАБЕТ, НЕІНВАЗИВНІ ВПЛИВИ, ЕЛЕКТРОСТИМУЛЯЦІЯ.

У цій дипломній праці представлено пристрій неінвазивного впливу, що передбачено для фізіотерапевтичного лікування осіб, котрі страждають на цукровий діабет. Доведено, що шляхом застосування фізичних факторів, таких як електро стимуляція, магніто терапія та інших, можна покращити мікроциркуляцію, активізувати обмін речовин та підвищити чутливість тканин до інсуліну. Здійснено аналіз сучасних фізіотерапевтичних методик, спрямованих на лікування діабету, розроблено структурну та принципову схеми пристрою, а також визначено параметри його функціонування, що забезпечують безпеку пацієнта.

Ключовими питаннями дипломної роботи стали розробка безпечного, неінвазивного медичного приладу, здатного ефективно взаємодіяти з біологічними тканинами без порушення їх цілісності, а також забезпечення його відповідності вимогам біобезпеки та клінічного застосування. Також представлено оцінку економічної доцільності впровадження приладу в закладах охорони здоров’я та розглянуто можливості його подальшого застосування як у домашніх, так і в амбулаторних умовах.

ABSTRACT

Thesis: “Non-invasive device for physiotherapy in the treatment of diabetes mellitus” was completed by Viktoria Mykolayivna Smadych, a student of the Department of Automation and Robotic Systems of the Institute of Energy, Automation, and Energy Saving, majoring in 163 “Biomedical Engineering,” and consists of: an introduction; 5 chapters; 92 pages; 31 figures; 2 tables; 32 sources used.

KEYWORDS: PHYSIOTHERAPY, DIABETES MELLITUS, NON-INVASIVE INFLUENCES, ELECTROSTIMULATION.

This thesis presents a device for non-invasive treatment intended for the physiotherapy of people suffering from diabetes mellitus. It has been proven that through the use of physical factors such as electrostimulation, magnetotherapy, and others, it is possible to improve microcirculation, activate metabolism, and increase tissue sensitivity to insulin. An analysis of modern physiotherapeutic methods aimed at treating diabetes was carried out, a structural and schematic diagram of the device

was developed, and its operating parameters were determined to ensure patient safety.

The key issues of the thesis were the development of a safe, non-invasive medical device capable of effectively interacting with biological tissues without violating their integrity, as well as ensuring its compliance with biosafety and clinical application requirements. An assessment of the economic feasibility of introducing the device in healthcare facilities is also presented, and the possibilities for its further use in both home and outpatient settings are considered.

ЗМІСТ

РЕФЕРАТ 4
ЗМІСТ 6
ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ 8
ВСТУП 10
РОЗДІЛ 1 12
ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРНИХ ДЖЕРЕЛ 12
1.1 Аналіз сучасного стану проблеми лікування цукрового діабету методами фізіотерапії 12
1.2 Патофізіологічні особливості цукрового діабету, що визначають потребу у фізіотерапії 13
1.3 Основні фізіотерапевтичні методи лікування при лікуванні діабету 16
1.3.1 Лазерна терапія 16
1.3.2 Електростимуляція 19
1.3.3 Магнітотерапія 20
1.3.4 Ультрафіолетове опромінення крові (УФОК) 21
1.4 Потреба в нових методах лікування 22
РОЗДІЛ 2 26
МЕТОДИ ФІЗІОТЕРАПІЇ ТА ЕЛЕКТРОТЕРАПІЇ: ОГЛЯД, АНАЛІЗ ТА ПЕРСПЕКТИВИ 26
2.1 Обґрунтування методів фізіотерапевтичного впливу на організм людини при лікуванні цукрового діабету 26
2.2 Порівняльний аналіз PEMF з іншими фізіотерапевтичними методами 30
2.3 Огляд сучасних приладів для фізіотерапії при лікуванні цукрового діабету 32
2.4 Стан та перспективи застосування PEMF-терапії 36
2.5 Біофізичні механізми дії електромагнітного поля на тканини організму 37
РОЗДІЛ 3 40
ТЕХНОЛОГІЧНІ АСПЕКТИ РОЗРОБКИ АПАРАТУ 40
3.1 Розробка структурної (функціональної) схеми типового приладу PEMF 40

3.2 Розрахунок електричної схеми типового пристрою імпульсної електромагнітної терапії 44
3.3 Обґрунтування вибору технічних підходів для вирішення поставленої задачі 47
РОЗДІЛ 4 49
РОЗРОБКА ЕЛЕКТРИЧНОЇ ПРИНЦИПОВОЇ СХЕМИ 49
4.1 Прилад для магнітотерапії 49
4.2 Створення функціональних модулів приладу 50
4.3 Підбір електронних компонентів 58
4.4 Функціональне призначення пристрою 61
4.5 Структура та основні вузли 63
4.6 Моделювання магнітного поля 65
4.7 Розробка друкованої плати 76
РОЗДІЛ 5 81
ОХОРОНА ПРАЦІ 81
5.1 Специфікація обладнання 81
5.2 Характеристики впливу приладу 82
5.3 Небезпека ураження електричним струмом 83
5.4 Техніка безпеки при експлутації приладу 85
ВИСНОВОК 87
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ 89

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ

ГК – глюкоза крові

ЦД1 – цукровий діабет 1 типу

ЦД2 – цукровий діабет 2 типу

PEMF – Pulsed Electromagnetic Field (терапія імпульсним електромагнітним полем)

LLLT – Low -Level Laser Therapy (низькоінтенсивна лазерна терапія)

TENS – Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation (електро-нейро-стимуляція)

УФОК – ультрафіолетове опромінення крові

ГБО – гіпербарична оксигенація

EMF – Electromagnetic Field (електромагнітне поле)

ШІМ – широтно-імпульсна модуляція

MOSFET – Metal-Oxide Semiconductor Field-Effect Transistor (МОП-транзистор)

PWM – Pulse Width Modulation (широтно-імпульсна модуляція)

DC-DC – перетворювач постійної напруги

IC – Integrated Circuit (інтегральна схема)

OLED – Organic Light Emitting Diode (органічний світлодіодний дисплей)

USB – Universal Serial Bus

ADC – Analog-to-Digital Converter (аналогово-цифровий перетворювач)

DAC – Digital-to-Analog Converter (цифрово-аналоговий перетворювач)

μ_0 – магнітна стала, $4\pi \cdot 10^{-7}$ Гн/м

B – магнітна індукція, Тл

L – індуктивність, Гн

I – струм, А

R – опір, Ом

f – частота, Гц

PCB – Printed Circuit Board (друкована плата)

ВСТУП

У всьому світі діабет є провідним неінфекційним хронічним захворюванням, що впливає на здоров'я та якість життя людини. За даними Міжнародної діабетичної федерації, у 2019 році 463 мільйони дорослих у віці 20-79 років (9,3% дорослого населення) хворіли на діабет. Близько 79% дорослих з діабетом живуть у країнах, що розвиваються, несучи тривалий тягар хвороби та фінансових витрат. У 2019 році діабет став причиною 4,2 мільйона смертей у всьому світі. У 2019 році понад 1,1 мільйона дітей та підлітків хворіли на цукровий діабет 1 типу (ЦД1). ЦД1 - це автоімунне руйнування β-клітин підшлункової залози, що призводить до дефіциту інсуліну. З іншого боку, цукровий діабет 2 типу (ЦД2) - це хронічне порушення обміну речовин, що характеризується нечутливістю до інсуліну через інсулінорезистентність, зниженням вироблення інсуліну і, зрештою, недостатністю β-клітин підшлункової залози. Старіння, урбанізація та фактори способу життя призводять до зростання поширеності ЦД2. Близько 374 мільйонів людей мають ризик розвитку ЦД2.

Ризик розвитку супутніх захворювань, таких як нейропатія, нефропатія, ретинопатія, захворювання стоп, захворювання шкіри, порушення слуху та інсульту, відбувається через неадекватний контроль діабету. Люди з діабетом повинні регулярно контролювати і контролювати рівень глюкози в крові, підтримувати здоров'я та благополуччя. Системи безперервного моніторингу глюкози (СКГ) - це малоінвазивні пристрої, які автоматично і постійно вимірюють концентрацію глюкози в інтерстиціальній рідині. Окрім допомоги діабетикам в управлінні рівнем глюкози, CGM сприяє ранньому виявленню порушень регуляції рівня глюкози, оптимізації способу життя та оптимізації спортивних результатів. Однак системи КГМ мають обмеження, такі як неминуча затримка в часі при транспортуванні глюкози з крові в підшкірний інтерстицій (приблизно 15-20 хв), короткий термін служби біосенсора,

необхідність калібрування за допомогою глюкози з пальцевої палички і обмеженість показань рівня глюкози. Ці проблеми спрямовують дослідження в бік менш інвазивних або неінвазивних систем.

З розвитком технологій розробляються неінвазивні пристрої для моніторингу рівня глюкози в крові. Для неінвазивного моніторингу ХГ використовуються такі технології, як зворотний іонтофорез, спектроскопія, ультразвук, електромагнітне зондування, метаболічна теплова конформація та інші новітні технології. Запропоновано інші нові системи, такі як біосенсор на основі полінорепінефрину, інтегрований зі смартфоном, який функціонує як аналізатор глюкози в місці надання медичної допомоги. Незважаючи на значні дослідження, прогрес є повільним, і наразі існує дуже мало пристроїв, схвалених регуляторними організаціями в усьому світі.

РОЗДІЛ 1

ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРНИХ ДЖЕРЕЛ

1.1 Аналіз сучасного стану проблеми лікування цукрового діабету методами фізіотерапії

Цукровий діабет став провідною проблемою охорони здоров'я в усьому світі, незалежно від країни, що розвиваються, це результат соціально-економічного розвитку, щоденної рутини, змінних дієтичних звичок, старіння та малорухливого способу життя. Сьогодні діабет став глобальною проблемою охорони здоров’я, а його ускладнення збільшили смертність і захворюваність. Міжнародна федерація діабету прогнозує, що станом на 2023 рік понад 530 мільйонів людей в усьому світі страждають на цукровий діабет, причому найбільше із них розвиваються на цукровий діабет 2-го типу. Якість життя значно погіршується ускладненнями, такими як захворювання серцево-судинної системи, ураження нирок, зниження зору та нейропатія.

Обмеження фармакологічної терапії: традиційне лікування цукрового діабету включає використання медикаментозних препаратів (пероральних гіпоглікемічних препаратів, інсулінотерапія), лікування та фізичну активність. Тим не менше, в сучасній медицині все частіше використовують додаткові методи лікування, серед яких фізіотерапія займає важливе місце.

Медикаментозна терапія цукрового діабету є важливою частиною загальної терапії. Ліки від діабету можуть мати побічні ефекти та обмеження, як і всі інші фармацевтичні препарати. Типові побічні ефекти Гіпоглікемія є одним із найпоширеніших і виявлено небезпечних ускладнень, особливо у суміші, які отримують лікування інсуліном. Одним із ознак низького рівня цукру в крові є тремтіння, потовиділення, відчуття непритомності, прискорене серцебиття, а в екстремальних випадках втрата свідомості та, можливо, кому. Збільшення ваги: люди, які приймають деякі препарати, такі як інсулін або

гіпоглікемічні таблетки, можуть стати більшими. Побічні реакції на ліки можуть включати нудоту, блювання, діарею та запор. Алергічні реакції: гіперчутливість на ліки для лікування цукрового діабету може виникнути, хоча це не так часто. У деяких людей може бути підвищена чутливість або відразу алергія до певних компонентів, які містяться в цьому препараті. Взаємодія з іншими ліками: пацієнти, які приймають ліки від діабету, можуть взаємодіяти з іншими ліками, що може змінити їхню ефективність або підвищити ризик побічних реакцій. Вартість терапії: Ціни на інсулін і альтернативні ліки від діабету можуть бути значними, тому їх доступність може бути обмежена для певних осіб. Постійний нагляд: Лікування діабету передбачає необхідність тривалого контролю за рівнем цукру в крові, що може викликати певне занепокоєння у частини пацієнтів. Іноді ліки не можуть допомогти нормалізувати рівень глюкози в крові.

1.2 Патофізіологічні особливості цукрового діабету, що визначають потребу у фізіотерапії

Цукровий діабет є системним захворюванням, яке викликає численні порушення обміну речовин, насамперед вуглеводного, а також жирового, білкового, водно-сольового і мінерального обміну. Головною причиною більшості ускладнень діабету є стійка хронічна гіперглікемія, яка негативно впливає на ендотелій судин, нервову тканину, шкірний покрив, м’язову систему та імунітет (рис.1.1).

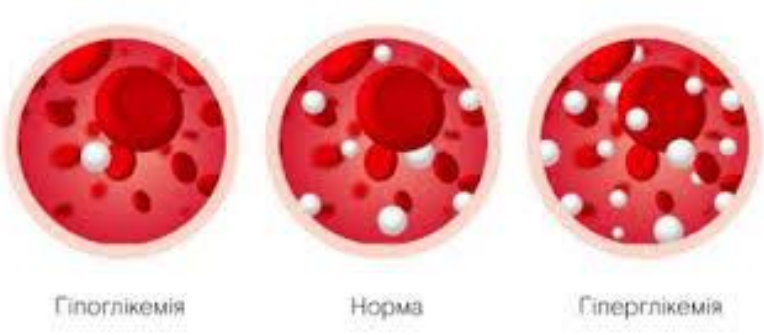


Рис.1.1 Вигляд гіперглікемії

Патофізіологічні зміни в організмі хворого зумовлюють розвиток складних клінічних станів, що знижують якість життя і призводять до інвалідності. Особливо небезпечними є прогресуючі ураження судин (ангіопатії), нервової системи (нейропатії), уповільнене загоєння ран, інфекційні ускладнення, трофічні виразки та діабетична стопа. Хронічна гіперглікемія спричиняє структурні зміни в стінках капілярів, зниження еластичності судин, згущення крові та порушення мікроциркуляції. Це призводить до ішемії тканин, кисневого голодування, застійних явищ, набряків та зниження локального обміну речовин. У ділянках з погіршеним кровотоком порушується живлення клітин, знижується ефективність імунної відповіді, що створює умови для розвитку запальних процесів та інфекцій. Такі зміни найчастіше спостерігаються в нижніх кінцівках, де формуються діабетичні виразки, які погано загоюються та можуть ускладнюватися гангреною.

Додатковою проблемою є діабетична нейропатія, що виникає внаслідок ураження як сенсорних, так і моторних нервових волокон. Пацієнти часто скаржаться на поколювання, печіння, зниження чутливості, больові відчуття, м’язову слабкість (рис. 1.2).

Рис. 1.2 Діабетична нейропатія

Порушення нервової провідності супроводжується зниженням рефлексів, порушенням координації, нестабільною ходою, що ускладнює рухову активність та поглиблює м’язову атрофію. Усі ці прояви серйозно впливають на якість життя хворого та підвищують ризик травм, падінь, виникнення хронічного больового синдрому.

Патофізіологічна картина цукрового діабету також включає ослаблення регенераторних процесів, зниження синтезу колагену, пригнічення проліферації клітин епітелію та фібробластів, що сповільнює загоєння ран. Внаслідок цього навіть незначні механічні пошкодження шкіри можуть призводити до утворення хронічних виразок, які тривалий час не загоюються, особливо за наявності інфекції. При цьому звичайна медикаментозна терапія втрачає ефективність, оскільки лікарські речовини погано проникають у тканини з порушеним кровотоком.

Усі зазначені порушення потребують застосування додаткових, немедикаментозних методів лікування. Фізіотерапія є одним із ключових напрямів, здатних впливати на основні патогенетичні механізми цукрового діабету. Зокрема, електромагнітне поле імпульсної дії (рис.1.3) сприяє

покращенню мікроциркуляції, нормалізує обмін речовин, стимулює нервову провідність, прискорює регенерацію тканин і має знеболювальний ефект.

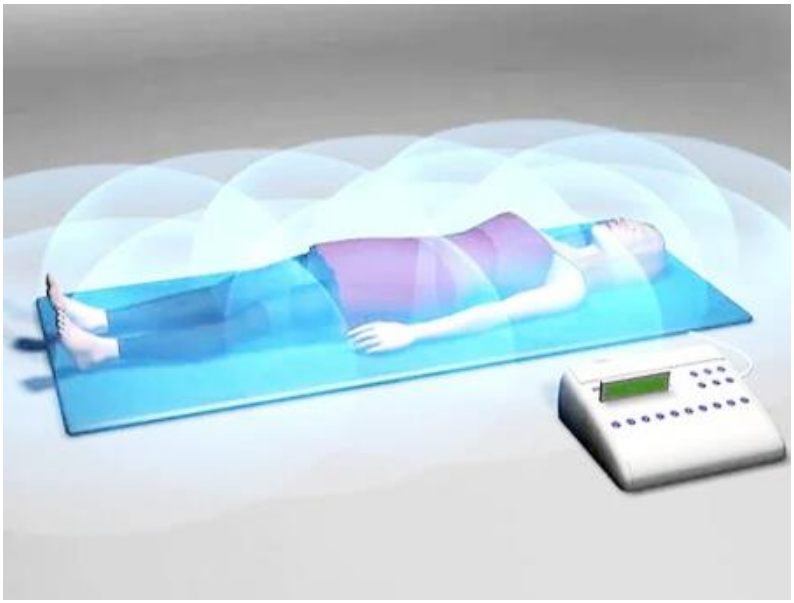


Рис.1.3 Зображення електромагнітного поля

Також важливо, що такі методи є неінвазивними, безпечними, можуть використовуватись тривалий час, адаптовані до амбулаторного або навіть домашнього застосування.

Патофізіологічна природа цукрового діабету сама по собі створює підґрунтя для використання фізіотерапевтичних засобів у лікуванні та реабілітації. Розробка спеціалізованих приладів, які враховують механізми розвитку ускладнень, дозволяє цілеспрямовано впливати на патологічні процеси, зменшувати симптоми, підвищувати ефективність загальної терапії та покращувати якість життя хворих на цукровий діабет.

1.3 Основні фізіотерапевтичні методи лікування при лікуванні діабету

1.3.1 Лазерна терапія

Мета лазерної терапевтичної системи лікування покращує функціональний стан судинної системи шляхом покращення реологічних

властивостей крові, відновити біоелектричну активність, зменшивши тонус периферичних артерій. Низько енергетичне лазерне випромінювання (НЕЛВ) має вирішальне значення, оскільки воно впливає на різні ланки патогенезу пошкодження судин нижніх кінцівок при цукровому діабеті як прямо, так і опосередковано (рис.1.4).

Рис. 1.4 Приклад лазерної терапії

Активізація клітинних ферментів, посилення енергетичного обміну та процеси синтезу в клітинах є основою дії НЕЛВ. Це зменшує астенію, біль і парестезію в нижніх кінцівках і підвищує толерантність до фізичного навантаження. Капіляроскопія після НЕЛВ показує, що кількість функціонуючих капілярів збільшується, зменшується перикапілярний та збільшується магістральний кровообіг. Лазерне випромінювання має здатність змінювати конформацію мембранних клітин, зменшувати агрегаційні властивості тромбоцитів і еритроцитів, підвищувати фібринолітичну активність крові, покращувати і прискорює кровообіг у дрібних судинах і впливає на інші патогенетичні ланки розвитку діабету ангіопатії.

Лазерна радіація покращує мікроциркуляцію та трофіку тканин, а також має імунокоригуючий, протизапальний, протинабряковий, знеболювальний і десенсибілізуючий ефект. Ферментація завдяки біоенергетичним і біосинтетичним процесам у клітинах, що забезпечує активність антиоксидаційної системи. Індекс атерогенності зменшується завдяки послабленню процесів перекисного окиснення ліпідів та збільшенню кількості ліпопротеїдів з високою щільністю. Біостимулюючий вплив забезпечує функціональну діяльність клітин крові, елементів клітинного та гуморального імунітету, сприяє спорідненості гемоглобіну до кисню, зменшує здатність крові до агрегації, активує фібриноліз, покращує кровообіг та насичення тканин киснем, формує нервову збудливість, мікроциркуляцію та нервово-судинну трофіку.

При ЦД лазерна терапія використовує інші методи впливу (монотерапія) або їх поєднання, що значно підвищує ефективність. Лазеротерапія може проводитися іншими способами, включаючи неконтактний, контактний і контактно компресійний, щоб досягти бажаного ефекту лікування. У санаторній медицині можна використовувати такі методи лазеротерапії, як гідролазерний душ з іншими зонами дії (червоний, інфрачервоний, ультрафіолетовий).

Лікування захворювань нижніх кінцівок судин може включати опромінення біологічно активних зон кінцівок (лазеропунктура), опромінення ішемізованих сегментів кінцівок скануючим променем, опромінення проекції судин (артерії, вен) і промінення літніх м'язів.

Зовнішнє та внутрішньосудинне лазерне опромінення крові, що застосовується при терапії синдрому діабетичної стопи та облітеруючого атеросклерозу судин кінцівок, являє собою один з найпоширеніших методів лазерного впливу при лікуванні діабетичних ангіо- та нейропатій.

Лікування трофічних пошкоджень у ділянці нижніх кінцівок, пов’язаних з порушенням як магістрального, так і тканинного кровообігу,

включає виразки, тріщини, діабетичний міхур, діабетичну остеоартропатію та ліпоїдний некробіоз шкіри, шляхом лазерного випромінювання. Вплив лазерного опромінювання крові, що проводиться крізь шкірні покриви, поширюється на судини (пахвинні, підколінні, ділянки під кісточкою, ліктьові, зона каротидного синусу), а також на місця, де спостерігаються найбільш значні вегетативні та трофічні порушення.

Лазерна терапія полегшує загоєння тріщин і виразок, значно знижує запальну інфільтрацію, стоп і ціанотичність, покращує гемодинаміку та мікроциркуляторні показники та забезпечує киснем тканини.

1.3.2 Електростимуляція

Електроміостимуляція покращує провідність по нервових стовбурах, відновлює електричну збудливість нервового апарату, підвищує поріг больової чутливості та зменшує гальмівні процеси в сегментарних мотонейронах у зоні функціональної асинапсії.

На рис. 1.5 наведено використання електростимуляції.

Рис.1.5 Елеклостимуляція

У хворих з діабетичною нейропатією нижніх кінцівок електростимуляція м’язів гомілки покращує судинний тонус, мікроциркуляцію та кровообіг у гомілках і стопах як самостійно, так і в поєднанні з медикаментозною терапією. Дія електроміостимуляції на

симпатичний відділ вегетативної нервової системи пов’язана з ефектом судинорозширювального ефекту.

1.3.3 Магнітотерапія

Магнітотерапія - це процедура фізичної медицини, яка дозволяє лікувати за допомогою магнітного поля. Цей спосіб використовує позитивний вплив низькочастотного змінного магнітного поля на організм. На відміну від магнітостимуляції, він полягає у застосуванні магнітного поля більшої інтенсивності в безперервному або імпульсному режимі. Магнітотерапія підтримує відновлювальні процеси - усуває набряк і біль, а також зменшує час, необхідний для одужання.

Це дозволяє ефективно лікувати біль і набряки, навіть під час післяопераційного загоєння.

Магнітотерапія має протизапальну, знеболювальну, протинабрякову та регенеративну дію. Крім того, серед біологічних ефектів магнітного поля згадуються остеогенетичні ефекти і, відповідно, прискорення загоєння кісток. Прилади магнітотерапії використовуються в лікарнях, лікарських кабінетах, клініках, реабілітаційних центрах та багатьох інших медичних установах. Вона приносить полегшення пацієнтам, підтримуючи загоєння ран і регенерацію тканин. Вплив магнітотерапії на організм заснований на використанні імпульсів з частотою та інтенсивністю, адаптованими до індивідуальних потреб пацієнта (рис. 1.6).

Рис. 1.6 Схема впливу МП, та ЕМП на шишкоподібну залозу

Позитивний вплив магнітотерапії на м'які тканини та кісткову тканину використовується для знеболення та прискорення процесу загоєння після ортопедичних процедур та операцій. Це значить, що терапія низькочастотним магнітним полем є дієвим та неінвазивним способом реабілітації пацієнтів. Застосовувана при дегенеративних захворюваннях, вона здатна гальмувати дегенеративні процеси, що відбуваються в них.

1.3.4 Ультрафіолетове опромінення крові (УФОК)

Це метод реінфузії пацієнтові опроміненої ультрафіолетом аутокрові. У результаті поглинання УФОК спостерігається так званий фотоелектричний ефект, у разі якого електромагнітні кванти вибивають електрони із зовнішньої орбіти атомів (рис.1.7). Унаслідок фотоелектричного ефекту в організмі відбуваються складні фотохімічні й фотобіологічні реакції, які є пусковим механізмом низки різноманітних процесів.

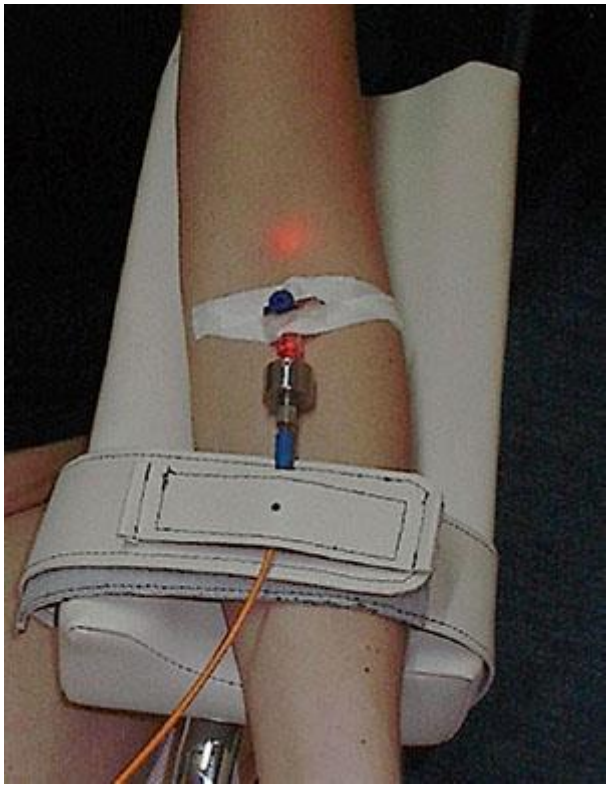


Рис. 1.7 Процедура ультрафіолетового випромінювання

Після УФОК підвищується електрофоретична рухливість еритроцитів і тромбоцитів, збільшується їх осмотична резистентність; у моноцитів і гранулоцитів росте фагоцитарна активність; у Т-імфоцитів підвищується експресія рецепторів, які беруть участь у реакції розетко утворення. Припускають, що в результаті опромінення відбувається структурно функціональна перебудова цито мембран імуно-компетентних клітин, зростає експресія маркерів поверхні опромінених лімфоцитів людини і тварин. Під впливом УФОК підвищується продукція імуноглобулінів, відбувається сенсибілізація лімфоцитів відповідно до нормальних тканинних антигенів, змінюються спектр і зміст плазмових білків.

1.4 Потреба в нових методах лікування

Сучасна медицина дедалі частіше стикається з викликами, пов’язаними з лікуванням хронічних неінфекційних захворювань, серед яких цукровий

діабет займає одне з провідних місць за розповсюдженістю, соціальною значущістю та медико-економічними наслідками. З огляду на постійне зростання кількості хворих у всьому світі, а також тенденцію до «омолодження» захворювання, питання пошуку нових методів лікування є особливо актуальним. Традиційна медикаментозна терапія, хоча й залишається основою лікування діабету, не завжди дозволяє ефективно компенсувати порушення метаболізму, особливо у випадках стійкої інсулінорезистентності, множинних ускладнень та супутніх патологій. Це стимулює розвиток альтернативних і допоміжних підходів, у тому числі неінвазивних, апаратних та фізіотерапевтичних засобів впливу на організм.

Розвиток технологій та поглиблення розуміння патогенезу цукрового діабету сприяє створенню інноваційних приладів, орієнтованих не лише на лікування основного захворювання, а й на профілактику та корекцію його ускладнень. Одним із головних завдань сучасних пристроїв є покращення якості життя пацієнтів, зниження частоти гіпо- і гіперглікемічних станів, мінімізація втручання медичного персоналу, забезпечення автономності пацієнта в контролі за власним здоров’ям. Особливу увагу приділяють простоті використання приладів, що є надзвичайно важливим для літніх людей або пацієнтів із когнітивними розладами. Пристрої повинні бути інтуїтивно зрозумілими, легкими, безпечними та мобільними.

Сучасні підходи до лікування діабету все більше орієнтуються на персоналізацію терапії, яка включає автоматизоване моніторування рівня глюкози, керовану доставку інсуліну, а також інтеграцію даних через мобільні додатки або хмарні сервіси. Такі технології дозволяють отримувати об’єктивні дані в режимі реального часу, аналізувати тренди, прогнозувати критичні стани та своєчасно реагувати на зміни. Мобільні платформи, з’єднані з портативними пристроями, відкривають можливості для отримання дистанційних консультацій, автоматичного формування звітів для лікарів, а також підтримки здорового способу життя через інтерактивні інтерфейси.

Крім пристроїв для діагностики і моніторингу, активно розвиваються технології фізичного неінвазивного впливу на організм з метою покращення мікроциркуляції, нервової провідності, регенеративних процесів (рис.1.8). Особливу увагу привертають методи імпульсної електромагнітної терапії, які довели свою ефективність при лікуванні діабетичної нейропатії, ангіопатії, трофічних розладів. Їхня ефективність, безпечність і можливість тривалого застосування у домашніх умовах відкривають нові горизонти для реабілітації пацієнтів з цукровим діабетом.

Рис.1.8 Нінвазивний метод лікування

Додатково важливим фактором, що сприяє розвитку нових приладів, є економічна доцільність. Зменшення кількості госпіталізацій, попередження ускладнень і зниження навантаження на систему охорони здоров’я робить впровадження нових технологій вигідним не лише для пацієнтів, а й для держави. Конкуренція серед виробників сприяє здешевленню пристроїв, що

робить їх доступними для більш широкого кола хворих, а компактність і ергономічність – придатними для повсякденного використання.

Отже, потреба у нових методах лікування цукрового діабету зумовлена як клінічними, так і соціально-економічними чинниками. Інноваційні прилади мають не лише доповнювати існуючі схеми терапії, а й забезпечувати реальну зміну парадигми ведення хронічних пацієнтів – від пасивного прийому ліків до активного самоконтролю та управління власним здоров'ям. У цьому контексті розробка неінвазивного пристрою з електромагнітною дією є перспективним напрямом, що поєднує сучасні технології, клінічну ефективність та орієнтацію на потреби кінцевого користувача.

РОЗДІЛ 2

МЕТОДИ ФІЗІОТЕРАПІЇ ТА ЕЛЕКТРОТЕРАПІЇ: ОГЛЯД, АНАЛІЗ ТА ПЕРСПЕКТИВИ

2.1 Обґрунтування методів фізіотерапевтичного впливу на організм людини при лікуванні цукрового діабету

Магнітотерапія та імпульсно-електромагнітна терапія (PEMF)

Згідно з дослідженнями, симптоми діабетичної нейропатії можуть полегшуватися магнітним полем, особливо статичним магнітом. Після дванадцяти тижнів лікування РКД із застосуванням магнітних браслетів на гомілки показало значне зниження оцінок симптоматики болю у хворих на цукровий діабет 2 типу. Під час дослідження статичні магніти, також відомі як стрічки з неодимовим сердечником, значно зменшували поколювання, печіння та біль у ногах у порівнянні з плацебо. Таким чином, статична магнітотерапія може сприяти анальгезії діабетичної периферійної нейропатії. Дані суперечливі щодо імпульсного електромагнітного поля. Останнє проспективне рандомізоване контрольоване дослідження продемонструвало, що терапія імпульсним електромагнітним полем (PEMF) статистично значуще знижувала біль у ногах у пацієнтів із дистальною симетричною нейропатією (середнє зниження на 30% від початкового рівня, $p < 0.05$).

Крім того, PEMF-терапія покращувала місцеву мікроциркуляцію за допомогою підвищення шкірного перфузійного тиску. Хоча в групі PEMF відбулося відновлення інтраепідермальної густини нервових волокон (покращення структуральних показників нерва), не виявили статистично значущої різниці в інтенсивності болю між групою PEMF і плацебо. Таким чином, є докази зменшення болю та покращення мікроциркуляції при PEMF (поліпшення SPP), але в основному ефективність залежить від потужності апарату та режиму опромінення.

Електростимуляція

Черезшкірна електрична нейростимуляція (TENS) виявилася ефективною для полегшення невропатичного болю діабетиків. Мета-аналіз трьох РКД із 78 пацієнтами показав, що порівняно з умовним (псевдо-) TENS значно знижував середні бали болю на 4–6 тижні лікування. У групі TENS після дванадцяти тижнів спостерігалося помітне поліпшення загальних неврологічних симптомів. Інших небезпечних побічних ефектів не зафіксовано. Підсумовуючи, TENS розглядається як дієва та безпечна альтернатива для терапії больового синдрому, що виникає при діабетичній полінейропатії. Електростимуляція здатна сприяти покращенню кровообігу на місцях та прискорювати загоєння ран.

Наприклад, системний огляд «електрофізіотерапії» показав, що порівняно з контрольною групою в декількох RCT з електричною стимуляцією було загоєно більше діабетичних виразок. У об’єднаному аналізі різних RCT, які використовують електростимуляцію, було виявлено, що більше ран було вилікувано. Середня різниця була 2,8 рани, а 95 % ДІ було приблизно 1,5–5,5 на користь лікування. Неінвазивна стимуляція, яка проводиться за допомогою імплантів або електродів, може прискорити гемодинаміку та допомогти загоєнню діабетичних ран.

Лазерна терапія

Нейропатичний біль і загоєння виразок покращуються низко інтенсивною лазеротерапією (LLLT або фотобіомодуляція). LLLT має «позитивний ефект у контролі діабетичного невропатичного болю», згідно з результатами систематичного огляду. Оригінальні дослідження показують, що сеанси лазерного лікування покращують якість життя та рівень болю хворих на діабетичну нейропатію. Що стосується загоєння ран, мета-аналіз 13 діабетичних стопних виразок (413 пацієнтів) показав, що використання низько інтенсивного лазера значно підвищує частоту повного загоєння діабетичних стопних виразок (відношення ризиків ~2,10; 95 % ДІ 1,56–2,83; $p<0,00001$),

значно зменшує площу ураження та значно скорочує час загоєння ран. Хоча якість доказів була дуже низькою, автори дійшли висновку, що LLLT є «перспективним і ефективним ад'ювантним методом» лікування виразок. Таким чином, лазеротерапія може бути корисною частиною комплексного лікування нейропатії та діабетичних ран.

Ультразвукова терапія

Декомпресія і загоєння хронічних ран передбачають застосування низькочастотного лікувального ультразвуку та його модифікацій. Систематичний огляд методик «електрофізіотерапії» підкреслив, що одне з досліджень ультразвукової терапії продемонструвало суттєву перевагу експериментального втручання над контрольною групою.

Загалом модальності, включаючи електромагнітне поле та ультразвук, показали сприятливі результати загоєння порівняно з плацебо. У теорії ультразвук допомагає тканинам розм'якшитися та відновити кровообіг, підвищуючи надходження кисню. Ударно-хвильова терапія (ESWT) – це ще один тип акустичного стимулу. Клінічні звіти показують, що ESWT покращує кровопостачання та прискорює регенерацію тканин у діабетичних виразках, збільшуючи оксигенацію та неоваскуляризацію. Незважаючи на те, що кількість мета-аналізів є обмеженою, результати досліджень на невеликих вибірках викликають оптимізм. Таким чином, мікроциркуляція та загоєння ран при діабеті можна покращити за допомогою ультразвуку та ESWT, але потрібні нові контрольовані дослідження.

Ультрафіолетове випромінення

Небагато даних про пряме лікування діабету за допомогою опромінення ультрафіолетом. З іншого боку, існує інформація про те, що помірне сонячне опромінення або вузькосмугова УФВ-терапія можуть впливати на метаболізм людини. Наприклад, після УФ-вітації спостерігалося зниження ЛПНЩ-холестерину та зменшення маркерів запалення (СРБ, IL-6), а також «декілька сприятливих ефектів сонячного опромінення на метаболічні маркери». Вплив

UVB-променів може вивільняти оксид азоту з епідермісу, сприяючи розширенню кровоносних судин і потенційно покращуючи чутливість до інсуліну. Спостереження деяких досліджень свідчать, що процедури гіпербаричної оксигенації, де застосовують 100% кисень під тиском, можуть знижувати рівень глюкози у крові, так званий "глікемічний ефект зльоту". Проте, для остаточного підтвердження цієї гіпотези необхідні глибші дослідження. В кінцевому підсумку, терапія ультрафіолетом не є усталеним методом лікування діабету, а клінічні результати її впливу на глікемічний контроль вимагають більш детального вивчення. Тим не менш, є докази про потенційні метаболічні переваги УФ-опромінення, включаючи підвищення вітаміну D і зниження запалення.

Гіперборична оксигенація

ГБО-терапія як ад'ювант при діабетичних виразках стопи широко використовується. Великий мета-аналіз, проведений на 20 РКД (1263 пацієнти), показав, що ГБО значно підвищує частоту повного загоєння ран (відношення шансів ≈1,90; 95 % ДІ ≈1,48–2,43; p <0,0001) і скорочує час лікування ран. Крім того, ГБО знижує ймовірність великих ампутацій порівняно зі стандартною терапією (RR≈0,52; 95 % ДІ 0,32–0,83; p<0,01). Таким чином, ГБО-терапія збільшує загоєння трофічних виразок і знижує ризик ампутації кінцівок у діабетиків. ГБО також може вплинути на глікемічний контроль. Окремі дослідження показали, що у хворих з діабетом курс ГБО значно знижує глікемію та HbA1c, а також покращує інсулінову чутливість. Цей процес пов'язаний з активацією антиоксидантних систем і перфузією тканин. З іншого боку, ці результати потребують подальшої перевірки в контрольованих випробуваннях, оскільки вони були отримані на невеликих когортах.

У більшості випадків фізіотерапевтичні методи лікування можуть мати небажані наслідки, зважаючи на те, що загальноприйняті підходи не часто демонструють суттєве зменшення рівня глюкози. Однак деякі з них впливають

на елементи, пов’язані з ускладненнями. Усі ці методи можуть зменшити біль при нейропатії (TENS, лазер, магніт) або покращити функціональний стан нервів (збільшення щільності нервових волокон при PEMF), а ГБО та сонячне опромінення можуть зменшити глікемію на короткий термін.

Згідно з клінічними випробуваннями та систематичними оглядами, фізіотерапевтичні методи можуть бути ефективним доповненням традиційного лікування діабету, особливо у лікуванні трофічних виразок, мікроциркуляторних порушень і діабетичної нейропатії. Наприклад, магнітотерапія та TENS значно зменшують неврологічні симптоми та біль, LLLT і ГБО прискорюють загоєння ран, а електростимуляція збільшує кількість уражень, які загоюються.

2.2 Порівняльний аналіз PEMF з іншими фізіотерапевтичними методами

Імпульсна електромагнітна терапія (PEMF) – один із найбільш перспективних методів фізіотерапії, що активно досліджується та використовується у клінічній практиці, зокрема, для лікування наслідків цукрового діабету. Для об'єктивної оцінки її ефективності потрібно зіставити PEMF з іншими найпоширенішими фізіотерапевтичними підходами, які використовуються для боротьби з діабетичними ангіопатіями, нейропатіями та трофічними ураженнями: лазеротерапією, електростимуляцією, магнітотерапією постійним полем та ультразвуковою терапією.

На відміну від лазеротерапії, PEMF здатна проникати в тканини безпосередньо, не зазнаючи поглинання енергії на шкірній поверхні. Лазерна дія, як правило, обмежується поверхневими шарами або потребує застосування спеціальних довжин хвиль для глибшого впливу. Але лазери часто спричинюють локальний нагрів тканин, тоді як PEMF є холодною, неінвазивною терапією, яка не викликає термічного пошкодження. Окрім того,

PEMF має системний вплив, що проявляється навіть при локальному використанні, завдяки стимуляції нервової та судинної регуляції.

У порівнянні з електростимуляцією, PEMF характеризується ширшим діапазоном впливу. Електростимуляція активує лише м'язи або нерви, які знаходяться безпосередньо поруч з електродами, та часто викликає дискомфорт або навіть біль, особливо при високій інтенсивності струму. Натомість PEMF не подразнює шкіру та не викликає неприємних відчуттів, що робить її особливо зручною для тривалого застосування, особливо у літніх пацієнтів або з підвищеною чутливістю. Більше того, PEMF впливає не тільки на м’язову тканину, але й на клітинні структури, включаючи мітохондрії, активуючи вироблення АТФ.

Зіставляючи PEMF з магнітотерапією постійного поля, варто відзначити, що остання має статичний характер впливу, не змінює клітинний потенціал і не стимулює іонний обмін на мембранному рівні настільки інтенсивно, як імпульсне поле. PEMF, завдяки змінній частоті та формі сигналу, може модулювати електричну активність клітин, запускаючи каскад біологічних реакцій, включаючи протизапальну, знеболювальну та ангіопротекторну дії. Отже, PEMF є більш біологічно активним методом з потенціалом глибокої регуляторної дії.

Стосовно ультразвукової терапії, вона забезпечує мікро-масаж тканин та сприяє покращенню місцевого кровообігу. Однак ультразвук має обмежену глибину проникнення, може викликати перегрів або мікро пошкодження при неналежному використанні, а також потребує прямого контакту зі шкірою через гелеве середовище. PEMF не потребує контакту, може використовуватись крізь одяг, фіксатори або навіть на відстані декількох сантиметрів, що значно збільшує комфорт та безпечність процедури. Окрім вищезазначених переваг, PEMF-терапія має ще одну унікальну особливість – можливість точної настройки параметрів (частота, форма імпульсу, інтенсивність, тривалість), що дозволяє адаптувати її до індивідуального стану

пацієнта, віку, характеру ускладнень та супутніх захворювань. Така персоналізація підвищує ефективність лікування і мінімізує побічні ефекти.

Нище у табл 1.1 показана характеристика методів фізіотерапії

Таблиця 1.1

Характеристика методів фізіотерапії

Критерій порівняння	**PEMF**	**Лазеротерапія**	**Електростимуляція**	**Ультразвук**
Глибина проникнення	До 6–8 см	1–2 см	Локальна	До 4 см
Неінвазивність	Так	Так	Так	Так
Наявність термічного ефекту	Відсутній	Є	Можливий дискомфорт	Є
Комфорт для пацієнта	Високий	Середній	Низький	Середній
Системний вплив	Так	Обмежений	Немає	Обмежений
Потреба в контакті зі шкірою	Не потрібен	Потрібен	Потрібен	Потрібен гель
Можливість персоналізації параметрів	Так	Обмежена	Обмежена	Мінімальна
Ефект на клітинному рівні	Так	Так	Ні	Опосередкований
Можливість домашнього використання	Так	Іноді	Рідко	Обмежено

2.3 Огляд сучасних приладів для фізіотерапії при лікуванні цукрового діабету

На сучасному ринку доступні різноманітні пристрої для лікування цукрового діабету. Вони здебільшого облаштовані для роботи в терапевтичних центрах, але частина конструкцій призначена для використання вдома.

Сучасне обладнання для фізіотерапії при діабеті значно покращує життя хворих, інтегруючи новаторські підходи до лікування ускладнень. Прогрес у

технологіях дав змогу розробити неінвазивні, портативні та високоефективні прилади, які діють на перебіг захворювання через біофізичні механізми, наприклад, електромагнітні поля, лазерне випромінювання, електростимуляцію та ультразвукову терапію. Як частіше їх застосовують як додатковий метод до звичного лікування, особливо при терапії вірусних інфекцій, діабетичної невропатії та проблем з мікроциркуляцією.

Термін PEMF є одним із методів, які добре досліджено. Наприклад, низькочастотні імпульсні магнітні поля стимулюють мікроциркуляцію та покращують метаболізм на клітинному рівні в системах BEMER Pro-Set або Curatron 2000HT (рис 2.1-2.2). Дослідження показало, що PEMF-терапія покращує оксигенацію тканин, зменшує лише та сприяє регенерації клітин. Це дуже важливо для діабетиків з проблемами периферичних судин.

Рис.2.1 Curatron 2000HT

Рис. 2.2 Зовнішній вигляд приладу BEMER Pro-Set

Низько інтенсивна лазеро терапія (LLLT) також застосовується для лікування діабету широко, зокрема для лікування вірусів і діабетичних ран. Пристрої, такі як Thor Laser і BioFlex Laser, працюють в режимі 600–850 нм і сприяють регенерації тканини, зменшуючи біль і підвищуючи місцеву мікро циркуляцію (рис. 2.3). Наукові дослідження, підтверджують ефективність LLLT у зменшенні симптомів периферичної невропатії та прискоренні загоєння ран.

Рис.2.3 Зовнішній вигляд приладу Thor Laser

Електростимуляція, особливо для лікування діабетичної невропатії, є ще одним напрямком. Змінний електричний струм стимулює нервові закінчення та відновлює нейронну провідність у пристроях, таких як TENS 7000 і ReBuilder 2407 (рис.2.4). Ця терапія суттєво знижує больовий синдром та покращує відчуття в кінцівках при клінічних проявах. Дослідження показали, що застосування TENS протягом тривалого часу значно знижує інтенсивність хронічного болю у результаті діабетичної невропатії.

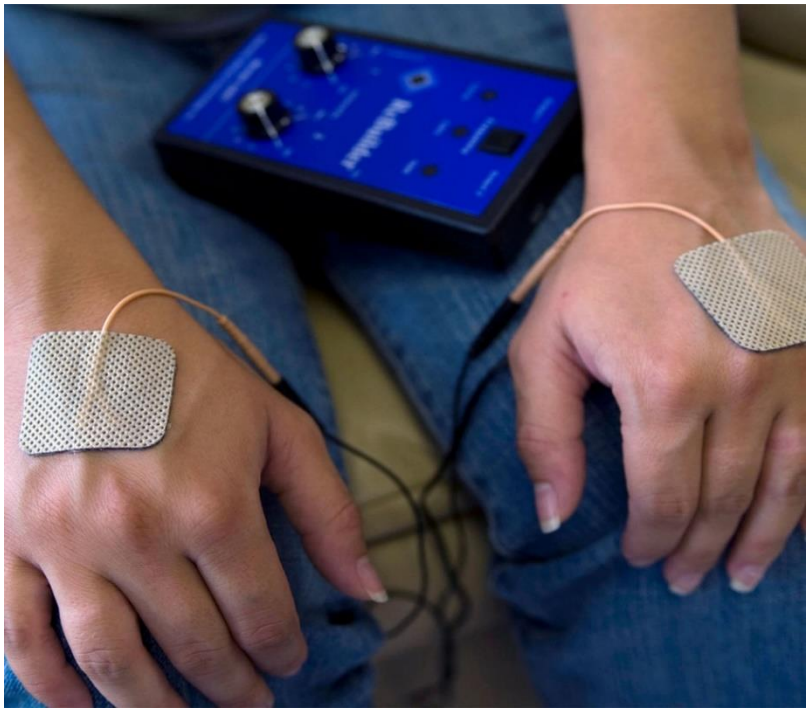


Рис. 2.4 Зовнішній вигляд приладу ReBuilder 2407

Сучасні фізіотерапевтичні комплекси включають також ультразвукові прилади, такі як US PRO 2000, які сприяють регенерації, зменшують витрати та стимулюють тканини (рис.2.5). Вони особливо ефективні для людей з обмеженою рухливістю, мають атрофічні м'язи та трофічні зміни шкіри.

Рис. 2.5 Зовнішній вигляд приладу US PRO 2000

Ультрафіолетове промінення крові (УФОК) є також перспективним, оскільки це вимагає клінічного середовища та має сильну імуно модулюючу та антимікробну дію, що знижує зменшення інфекційних ускладнень при діабеті. В окремих клініках використовують спеціалізовані пристрої для внутрішньо судинного ультрафіолетового опромінення, що полегшує запальні процеси.

Таким чином, сучасне фізіотерапевтичне обладнання для лікування цукрового діабету містить різноманітні технології, кожна з яких має певний терапевтичний ефект. Вони не тільки полегшують симптоми, але й можуть вплинути на загальний розвиток хвороби, особливо в період ускладнень.

2.4 Стан та перспективи застосування PEMF-терапії

Наразі PEMF-терапія застосовується у фізіотерапевтичних відділеннях багатьох клінік США, Китаю та України. Цей метод зареєстрований як сертифікований фізіотерапевтичний метод в країнах ЄС. Апарати PEMF доступні як стаціонарні, так і мобільні пристрої для домашнього використання.

В Україні ПЕМФ ще не набула широкого застосування, але його популярність зростає, особливо в приватних реабілітаційних центрах і санаторіях. Все більший інтерес до цього методу проявляють реабілітологи, ендокринологи та неврологи. Наукове обґрунтування та клінічні результати ПЕМФ-терапії включають зміни іонного обміну на клітинному рівні, підвищення активності Na+/K+ насосів, збільшення синтезу АТФ, покращення кровообігу в тканинах. У пацієнтів з цукровим діабетом спостерігається:

- Зниження концентрації глюкози в крові;
- покращення мікроциркуляції, особливо в нижніх кінцівках;
- швидке загоєння ран і виразок, в тому числі діабетичної стопи
- зменшення болю при діабетичній нейропатії;

– підтримка нормального функціонування вегетативної нервової системи.

Клінічні дослідження, зокрема в США, підтверджують позитивний вплив ПЕМФ на відновлення тканин і метаболічні процеси при діабеті. У період з 2020 по 2023 рік було опубліковано чимало медичних досліджень, що свідчать про здатність імпульсного електромагнітного поля (ПЕМП) зменшувати інсуліно резистентність та покращувати сприйнятливість тканин до інсуліну.

Майбутні напрямки:

-Створення більш індивідуалізованих пристроїв ІЕМП для лікування ендокринних порушень;

- включення ІЕМП у комплексні терапевтичні підходи до лікування діабету другого типу;

- проведення широкомасштабних багатоцентрових клінічних досліджень для визначення оптимальних параметрів терапії;

- застосування телемедицини з використанням портативних та домашніх пристроїв;

Для досягнення синергетичного ефекту ПЕМФ можна поєднувати з іншими фізіотерапевтичними методами, такими як електрофорез, лазеротерапія, ультразвук.

2.5 Біофізичні механізми дії електромагнітного поля на тканини організму

Вивчення біофізичних механізмів дії електромагнітного поля (ЕМП), зокрема імпульсного, на біологічні тканини є надзвичайно важливим для обґрунтування ефективності фізіотерапевтичних методів при лікуванні цукрового діабету. Імпульсна електромагнітна терапія (PEMF–Pulsed Electromagnetic Field) відзначається тим, що діє не лише на макрорівні

(тканини, органи), але й на клітинному та субклітинному рівнях, активуючи фізико-хімічні процеси, які в умовах діабету зазвичай пригнічені або сповільнені.

Одним із основних біофізичних ефектів дії ЕМП є зміна електричного потенціалу клітинної мембрани. У нормальних умовах мембрани клітин мають певний потенціал спокою, який підтримується активною роботою іонних каналів та насосів. Під впливом електромагнітного поля відбувається тимчасове порушення цього потенціалу, що спричиняє відкриття кальцієвих, натрієвих та калієвих каналів. У результаті відбувається активація обміну речовин, зростає внутрішньоклітинна концентрація Ca^{2+}, що запускає каскад внутрішньоклітинних реакцій, пов'язаних з метаболізмом, репарацією та мітозом.

Крім того, PEMF здатне покращувати мікроциркуляцію крові завдяки релаксації судинної стінки, зниженню в'язкості крові, пригніченню агрегації тромбоцитів та покращенню реологічних властивостей крові.

В умовах цукрового діабету, де характерними є мікроангіопатії, ішемія та погіршення тканинного трофізму, такий ефект є надзвичайно корисним. Він сприяє поліпшенню постачання кисню та поживних речовин до уражених ділянок тіла, особливо кінцівок, і прискорює загоєння ран та трофічних виразок.

На рівні сполучної тканини ЕМП впливає на фібробласти, стимулюючи синтез колагену та позаклітинного матриксу, що сприяє репарації тканин. Одночасно активується продукція ендотеліального фактора росту (VEGF), який стимулює неоангіогенез – утворення нових капілярів у пошкоджених ділянках. Таким чином, підвищується регенераційна здатність організму, що особливо актуально в умовах діабетичних ускладнень.

Іншою важливою дією PEMF є його вплив на нервову тканину. Під впливом імпульсного ЕМП покращується провідність у нервових волокнах, активуються процеси ремієлінізації та відновлення аксонів, що знижує

симптоми діабетичної нейропатії: біль, поколювання, оніміння, печіння. На біохімічному рівні відзначається зниження рівня прозапальних цитокінів (IL-1β, TNF-α), а також збільшення продукції ендогенних опіоїдів, що зумовлює знеболювальний ефект.

Відомо також, що PEMF стимулює активність мітохондрій — основних енергетичних структур клітини. Підвищення рівня АТФ, який є універсальним джерелом енергії, сприяє посиленню загального клітинного метаболізму, покращує процеси проліферації та диференціації. У хворих на діабет, де функція мітохондрій часто пригнічена, це є ключовим фактором покращення загального стану тканин.

Унікальною особливістю імпульсного електромагнітного поля є його здатність проникати у глибокі шари тканин без нагрівання, що дозволяє уникнути пошкоджень або термічного стресу. На відміну від ультразвуку чи інфрачервоного випромінювання, PEMF не поглинається поверхневими структурами, а рівномірно розподіляється в тканинах, впливаючи на цільові зони на глибинах до 6–8 см.

Таким чином, дія електромагнітного поля на організм є багатокомпонентною: вона охоплює клітинний, тканинний і органний рівень, має системний характер і активує природні захисні й відновлювальні механізми організму. Саме це робить PEMF-терапію особливо перспективною в лікуванні хронічних захворювань, таких як цукровий діабет, де важливо не лише симптоматичне полегшення, а й стимуляція природної регенерації, трофіки та нейро-пластичності.

РОЗДІЛ 3

ТЕХНОЛОГІЧНІ АСПЕКТИ РОЗРОБКИ АПАРАТУ

3.1 Розробка структурної (функціональної) схеми типового приладу PEMF

Створення функціональних модулів приладу PEMF є ключовим етапом у процесі розробки. Цей етап передбачає розбиття приладу на окремі функціональні блоки, кожен з яких виконує певну функцію. Такий підхід спрощує процес проектування, збірки та налагодження приладу, а також дозволяє замінювати окремі модулі у разі необхідності. На рисунку (3.1) зображена структурна схема типового пристрою електромагнітної терапії.

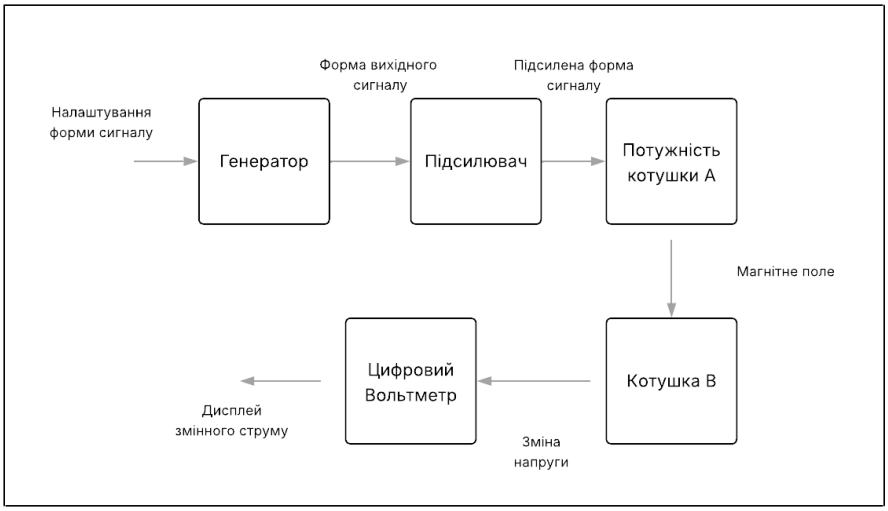


Рис.3.1 Структурна схема

Типовий PEMF-пристрій включає в себе такі блоки

Джерело живлення: Подає постійну напругу для роботи пристрою.

Може використовуватись літій-іонна батарея або блок живлення від мережі.

Генератор імпульсів: Генерує імпульсні сигнали із заданою частотою та тривалістю. Реалізується за допомогою генератора прямокутних імпульсів

(мікроконтролер або таймер на основі мікросхеми, наприклад, NE555) (рис.3.1).

Силовий підсилювач: Забезпечує посилення сигналу для роботи індуктора. Реалізується на MOSFET-транзисторах або інших силових елементах.

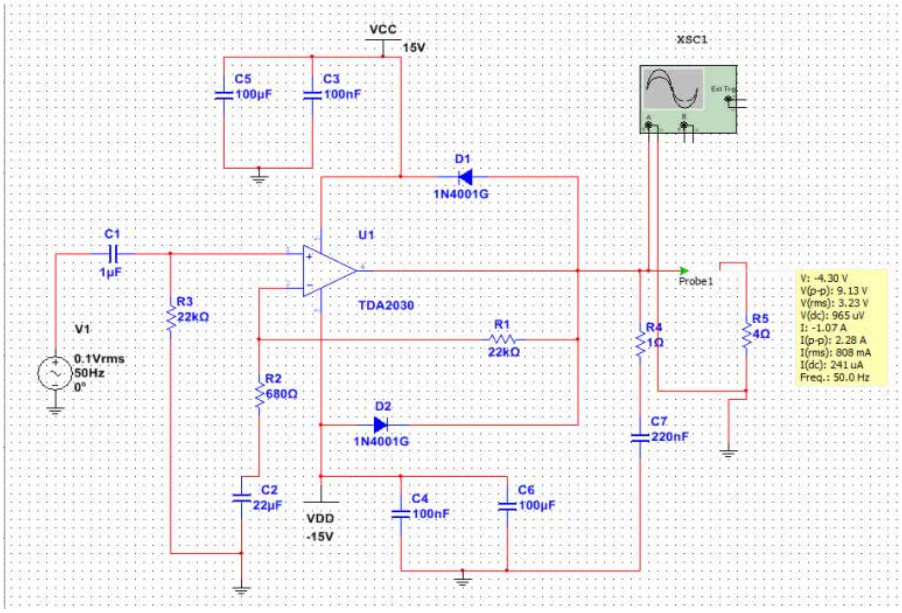


Рис. 3.1 Схема генератора імпульсів

Індуктор (котушка): Генерує магнітне поле. Конструкція визначається залежно від необхідної сили поля та глибини впливу. Нище наведено загальну схему котушки (рис. 3.2).

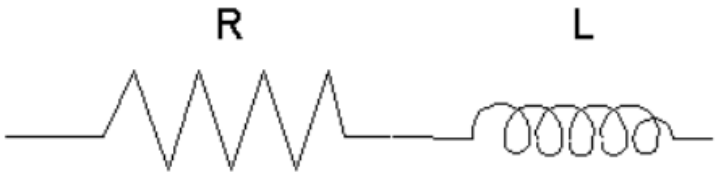


Рис. 3.2 Схема котушки

Магнітне поле в центрі котушки розраховується таким чином:

$$dB = \frac{\mu i \alpha^2}{2\left(\sqrt{x^2+a^2}\right)^3}\frac{N}{L}dx, \quad (3.1)$$

$$B = \frac{\mu i N}{2L}\left(\cos\theta 2 - \cos\theta \quad 1\right), \quad (3.2)$$

Магнітне поле розраховується в центрі силової котушки, тому значення x буде x=0 м:

$$cos^{\theta}\ 2 = \frac{\frac{L}{2}-x}{\sqrt{\left(\frac{L}{2}-x\right)^2+a^2}}, \quad (3.3)$$

$$cos^{\theta}\ 1 = \frac{-\frac{L}{2}-x}{\left(-\frac{L}{2}-x\right)^2+a^2}. \quad (3.4)$$

Контролер: Регулює параметри імпульсів (частоту, інтенсивність) та час роботи. Реалізується на базі мікроконтролера (наприклад, STM32 або Arduino).

Генератор сигналів має вибіркові форми сигналів: синусоїдальні, прямокутні, трикутні та імпульсні. Форма хвилі досить проста у використанні. Форма хвилі сигналу контролюється перемикачем, який чітко позначає, в якому положенні перемикача виводиться синусоїда, прямокутник, трикутник та імпульс. Базові формули для генератора сигналів із вибором форм хвиль - синусоїдальної, прямокутної, трикутної та імпульсної. Які можуть бути реалізовані у мікроконтролері (STM32, Arduino) або генераторі сигналів.

Синусоїдальний сигнал:

$$y(t) = A \cdot \sin(2\pi ft + \varphi), \quad (3.5)$$

де:

A – амплітуда,

f – частота (Гц),

t – час (сек),

φ – початкова фаза (рад).

Прямокутний сигнал (ідеальний ШІМ):

$$y(t) = \begin{cases} A, 0 \le t < D \cdot T \\ 0, D \cdot T \le t < T \end{cases}. \quad (3.6)$$

(повторюється кожні $T = \frac{1}{f}$ сек),

де:

D – робочий цикл (0–1 або 0–100%),
T – період,
f – частота.
Трикутний сигнал:

$$y(t) = \begin{cases} \frac{A2}{T} t, & 0 \le t < \frac{T}{2} \\ -\frac{2A}{T} t + 2A, & \frac{T}{2} \le t < T \end{cases}. \quad (3.7)$$

– Періодичний трикутний сигнал із піками в A та -A

Імпульсний сигнал (одноразовий або серійний):

$$y(t) = \begin{cases} A, & t_0 \le t < t_0 + \tau \\ 0, & \text{інакше} \end{cases}, \quad (3.8)$$

де:

A – амплітуда,

t_0 – момент початку імпульсу,

τ – тривалість імпульсу.

Частота та амплітуда сигналу контролюється за допомогою циферблатів, де за годинниковою стрілкою збільшується частота та амплітуда. Все, що потрібно для живлення генератора сигналів, це напруга живлення приблизно 12-24 В постійного струму.

Також можна використовувати застосунок під назвою «Генератор хвиль», який дозволяє телефону використовуватися як генератор сигналів (рис.3.3.). Це дозволяє користувачеві легко змінювати частоту, амплітуду та форми хвиль, просто торкаючись екрана.

Рисунок 3.3 Генератор сигналів Galak та додаток для генератора сигналів

3.2 Розрахунок електричної схеми типового пристрою імпульсної електромагнітної терапії

Розрахунок електричної схеми блоків пристрою імпульсного електромагнітного поля (PEMF), який застосовується для терапії пацієнтів із цукровим діабетом, базується на аналізі параметрів сигналу, типів навантаження, вимог до керування, живлення та взаємодії з користувачем. Нижче подано розгорнутий опис кожного функціонального блоку пристрою разом із відповідними фізичними формулами, що використовуються для розрахунків.

Цей модуль генерує електричні імпульси заданої частоти та форми, які в подальшому підсилюються та передаються на індуктор. Найчастіше використовуються прямокутні імпульси, які можна реалізувати на базі таймера NE555 або програмно за допомогою ШІМ (PWM) в мікроконтролері. При побудові генератора на NE555 тривалість високого і низького рівня сигналу визначається резисторами R1, R2 та конденсатором C:

$$Thigh = 0.693 \cdot (R_1 + R_2) \cdot C, \quad (3.9)$$

$$Tlow = 0.693 \cdot R_2 \cdot C\ , \quad (3.10)$$

$$T = Thigh + Tlow, \quad (3.11)$$

$$f = \frac{1}{T}, \quad (3.12)$$

де f – частота сигналу (Гц), C– ємність у фарадах, R1, R2 –резистори у омах. Для терапевтичного застосування частота імпульсів повинна бути в межах 10–50 Гц. Напруга живлення такого генератора – 5 В (від USB або стабілізованого блоку живлення), або 3.3 В для низьковольтних мікроконтролерів.

Центральним елементом управління є мікроконтролер (наприклад, STM32 або ESP32), який контролює параметри імпульсів, інтервалів між ними, обробляє сигнали з кнопок, енкодерів, сенсорів і формує ШІМ-сигнал з необхідною скважністю. Також через інтерфейс Bluetooth або USB користувач може задавати тривалість сеансу, кількість імпульсів, рівень магнітної індукції. Контроль струму через котушку здійснюється за формулою енергії, що накопичується в магнітному полі:

$$E = \frac{1}{1} LI^2, \quad (3.13)$$

де E – енергія в джоулях, L – індуктивність котушки (Гн), I – струм через неї (А). Значення струму контролюється через драйвер ключів та АЦП мікроконтролера. Надмірне навантаження може блокуватись програмно або апаратно.

Електроживлення всіх вузлів пристрою здійснюється через імпульсний блок живлення або акумуляторну батарею. У разі живлення від мережі застосовується понижувальний трансформатор з випрямлячем та стабілізатором. Для точного визначення розраховується струм споживання ключового індуктивного кола:

$$P = U \cdot I \ , \tag{3.14}$$

$$I = \frac{P}{U} \ , \tag{3.15}$$

де P – потужність імпульсу, U – напруга живлення ключів (напр., 12 В). Для стабілізації напруги застосовуються DC-DC конвертори (наприклад, LM2596 або MP1584), які мають високий ККД та низький рівень шумів. Типові вихідні напруги – 3.3 В, 5 В та 12 В, із захистом по струму та температурі. Котушка індуктивності формує магнітне поле за рахунок імпульсного струму, який проходить через неї. Основні параметри котушки – індуктивність L, кількість витків N, струм I. Напруженість магнітного поля у центрі соленоїда розраховується за формулою:

$$B = \mu_0 \cdot \frac{N \cdot I}{l} \, , \tag{3.16}$$

де B – магнітна індукція (Тл), 4π·10−7Гн/м – магнітна стала, l – довжина котушки. Пристрій повинен забезпечувати рівень індукції в межах 1–5 мТл, що вважається терапевтичним. Струм через котушку повинен бути контрольованим і не перевищувати 2–3 А для уникнення перегріву. Для цього застосовуються MOSFET-транзистори типу IRLZ44 або аналогічні з низьким опором у відкритому стані.

Взаємодія користувача з пристроєм здійснюється через інтерфейс, що містить дисплей (OLED або TFT), кнопки керування або сенсорний екран, а також індикатори стану. Виведення параметрів, таких як частота, інтенсивність, тривалість імпульсу, відображається на екрані, а введення здійснюється через кнопки або тач-екран. Крім того, передбачене підключення Bluetooth-модуля HC-05/06 або BLE для мобільного керування.

Загальний підхід до розрахунку схеми враховує не лише функціональність, а й електромагнітну сумісність, тепловий режим і захист від коротких замикань. Структурна інтеграція модулів на одній платі дозволяє

створити компактний, мобільний та ефективний пристрій PEMF нового покоління для медичних застосувань.

3.3 Обґрунтування вибору технічних підходів для вирішення поставленої задачі

Основним завданням при розробці імпульсного електромагнітного апарату (PEMF) для фізіотерапевтичного застосування при цукровому діабеті є забезпечення фізіологічно обґрунтованого, безпечного та ефективного впливу на біологічні тканини з метою покращення мікроциркуляції, прискорення загоєння ран, зменшення болю та підвищення метаболічної активності. Висновки клінічних досліджень і фундаментальні дослідження біофізичного впливу низькочастотних електромагнітних полів на тіло людини є основою для вибору технічного підходу.

Вибраний тип сигналу - низькочастотне імпульсне електромагнітне поле (1-50 Гц), яке має найбільшу ефективність у регенеративних процесах, особливо в лікуванні діабетичних ускладнень. Імпульсне поле сприяє динамічній стимуляції клітинних структур і досягненню проникнення іонних каналів клітинних мембран. Це сприяє нормалізації клітинного метаболізму та покращенню трофіки тканин. Це виділяє імпульсне поле з-поміж постійного чи синусоїдального магнітного поля. Дослідження з біо електромагнетизму підтримують форму прямокутних або квадратних імпульсів, котрі є найефективнішими для стимуляції біоелектричної активності. Така форма дозволяє сформувати чіткі фронти напруги, що дають значний фізіологічний ефект, мінімізуючи теплове навантаження на тканини. Для створення схеми пристрою доцільно застосувати мікроконтролерну структуру на базі Arduino, STM32 або ESP32. Це відкриває можливість легкого налаштування параметрів терапії, як-от частота, тривалість імпульсу, режим генерації сигналу та напруженість магнітного поля. Даний метод відповідає сучасним вимогам до

медичного обладнання, дозволяючи реалізувати функції адаптації до потреб конкретного пацієнта, що особливо актуально для діабетиків з ускладненнями. Для індукції поля електромагнітні котушки створюють локальне магнітне поле в діапазоні 1-10 мТл. Це відповідає міжнародним стандартам (IEC 60601-2-10, FDA 510(k) PEMF-пристрої) та є безпечним для клінічного застосування. Датчики температури та обмежувачі струму використовуються для запобігання перегріванню пристрою, тим самим знижуючи ризик побічних ефектів та підвищуючи надійність при щоденному використанні. Інтеграція модулів бездротового зв’язку, наприклад, Bluetooth або Wi-Fi, для дистанційного моніторингу та статистичного аналізу ефективності лікування є трендом у цифровій медицині, враховуючи сучасні тенденції персоналізованої медицини та телемедицини.

Отже, вибрані технічні рішення ґрунтуються на міждисциплінарному поєднанні принципів біофізики, клінічної фізіотерапії та сучасної електроніки. Це дозволяє створити безпечний та ефективний пристрій ПЕМФ, орієнтований на вирішення конкретної клінічної проблеми, підтримку лікування хворих на цукровий діабет.

РОЗДІЛ 4

РОЗРОБКА ЕЛЕКТРИЧНОЇ ПРИНЦИПОВОЇ СХЕМИ

4.1 Прилад для магнітотерапії

На рисунку 4.1 зображено попередній вигляд бажаного варіанту виконання магнітотерапевтичного пристрою. Конструктивно він реалізований у формі терапевтичного, попередньо сформованого обгортання або елементу одягу, що у наведеному прикладі представлений як регульований ремінь із чотирма корпусами для розміщення електромагнітних котушок. Такий формат виконання поєднує функціональність, зручність застосування та точне фіксування магнітного поля на лікувальній ділянці, забезпечуючи комфорт пацієнта під час процедури. Електромагнітні котушки 4 можна легко вставити в корпус 1. Корпуси котушок 1 регулюються на ремінці 2 таким чином, щоб створювати два перпендикулярні електромагнітні поля. Ремінець 2 також забезпечений електронним блоком 3, який виходить з одного корпусу 1 і містить батарею 5 та електронну схему.

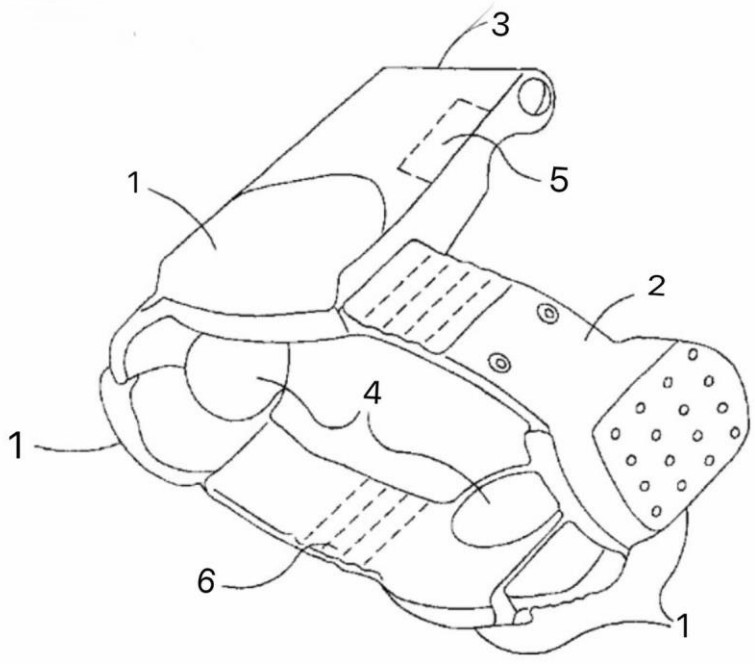


Рис. 4.1 Схематичний зовнішній вигляд пристрою

Ремінець 2 може бути виконаний у вигляді пластикового ремінця або може бути зроблений з будь-якого іншого гнучкого матеріалу і має нековзну поверхню 6, яка контактує з тілом. Ремінець 2 функціонує для утримання корпусів котушок 1 на місці на кінцівці пацієнта в місці лікування, і ремінець 2 має вбудовані в нього дроти, що з'єднують кожну котушку 4 з електронним блоком 3.

У початковому варіанті корпус 1 сконструйовано так, щоб утримувати котушки 4 з приблизними розмірами 30 мм у діаметрі та 12 мм у висоту. Електронний блок 3 може мати приблизні зовнішні розміри 35 мм завширшки, 55 мм завдовжки і 22 мм заввишки.

Відповідно до принципів цього винаходу, використання терміну "терапевтичне попередньо сформоване обгортання" слід розуміти як один з варіантів реалізації попередньо сформованого пристрою для терапевтичних цілей, що має форму пояса, ременя 2, браслета, одягу або іншої відповідної конструкції, яка може забезпечувати функцію іммобілізації, застосованим як окремий пристрій, що не виконує функцію іммобілізації. Котушки 4 розташовані для розміщення в кишені або іншій частині ременя.

Цей ремінь виготовляється з гнучкого, можливо, полімерного матеріалу, має антиковзну внутрішню поверхню, що забезпечує щільний контакт із тілом пацієнта або ортопедичною пов’язкою, і містить вбудовані кишені, в які знімно вставляються магнітні котушки.

Апарат простий у використанні. Він гарантує цілковиту безпеку як для пацієнта, так і для медичного персоналу.

4.2 Створення функціональних модулів приладу

Під час розробки пристрою імпульсної електромагнітної терапії (PEMF) особлива увага приділяється формуванню його функціональних модулів. Кожен з цих модулів виконує чітко визначене завдання у межах загальної

архітектури приладу, однак ефективність системи досягається саме завдяки їхній взаємодії та інтеграції. Сукупність апаратних і програмних компонентів утворює єдину функціональну систему, здатну забезпечити надійну, стабільну та контрольовану роботу пристрою в умовах як клінічного, так і домашнього використання.

Система біофізичної стимуляції, реалізована в цьому пристрої, побудована на основі узгодженої роботи електронного блоку керування, активних випромінювальних елементів (котушок), засобів живлення, індикації та конструктивного елементу – терапевтичного обгортання або ременя. Саме така конструкція дозволяє не лише забезпечити цільову дію на уражену ділянку тіла, але й адаптувати інтенсивність та характер впливу відповідно до фізіологічних потреб конкретного пацієнта.

Особливої уваги заслуговує той факт, що реалізація пристрою у вигляді гнучкого обгортання дає змогу точно позиціонувати активні елементи навколо зони терапевтичного втручання (рис. 4.2). Це обгортання виступає одночасно носієм для котушок та електроніки, а також структурним елементом, що забезпечує фіксацію пристрою на тілі пацієнта. Такий підхід дозволяє використовувати іпристрій як у фазі іммобілізації (наприклад, під час носіння гіпсу), так і на етапі реабілітації після зняття фіксуючих конструкцій.

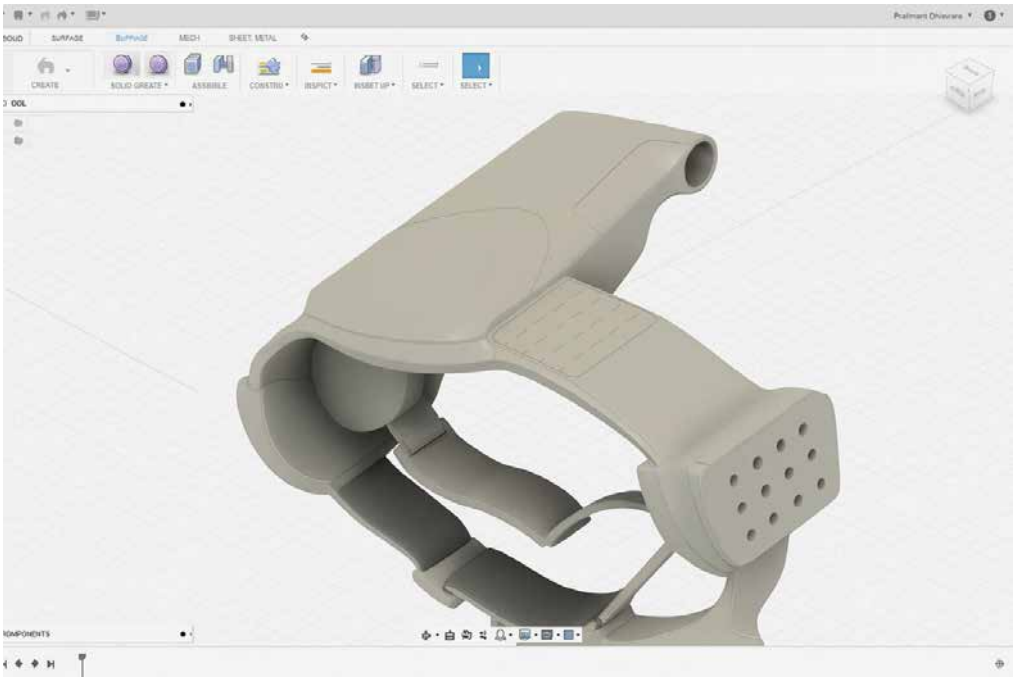


Рис.4.2 Реалізація бажаного плиладу

Котушки є центральними елементами терапевтичного впливу. Їх розміщення реалізується у двох ортогональних площинах – по дві в кожній. Це дозволяє створювати обертове циліндричне електромагнітне поле, яке сфокусовано на конкретну ділянку тіла. В результаті активації одна пара котушок створює поле в одному напрямку, а інша – у перпендикулярному, завдяки чому формується так званий "терапевтичний циліндр", який має здатність глибоко проникати в тканини, не створюючи при цьому надмірного опромінення навколишніх структур. Паралельно із просторовою геометрією, система використовує спеціально сформований електричний сигнал активації, який поєднує високочастотну несучу хвилю (наприклад, 10 кГц) із низькочастотною лікувальною хвилею (приблизно 25 Гц). Цей сигнал передається з генератора через мультиплексори та змішувачі до котушок, причому у кожній фазі включення активується лише одна пара котушок, аби уникнути інтерференції. Сам сигнал модулюється випадковим чином для зменшення ризику звикання тканин до однотипного імпульсу. Амплітудна модуляція дозволяє розподіляти енергію гармонійно, уникати електричного навантаження на тканини та забезпечувати терапевтичну глибину впливу.

Контроль за параметрами та режимами роботи здійснюється через електронний блок керування, в якому інтегровано мікроконтролер (типу COP8SAC744), генератор випадкової частоти, регулятори напруги та блоки індикації. Блок керування генерує імпульси за визначеним алгоритмом: стандартний робочий цикл має тривалість 20 мілісекунд увімкнення та 20 мілісекунд вимкнення, що дозволяє уникнути перенапруги та забезпечити постійну електрофізіологічну стимуляцію без накопичення залишкових магнітних ефектів. Уся схема побудована так, щоб зменшити енергоспоживання, що дозволяє застосовувати пристрій як портативний та живити його від звичайної батареї на 6 В.

Пристрій також формує слабке електричне поле, що викликає тетанічні мікроскорочення м’язової тканини, тим самим компенсуючи атрофію м’язів, яка часто виникає при тривалому знерухомленні. Це поле діє як фізіологічний замінник навантаження на м’язи та кістки, стимулюючи нейром’язову активність. У системі передбачено також сигнальні індикатори (LED або дисплей) та датчики безпеки, що можуть автоматично припинити дію пристрою у разі несправностей.

Функціональна схема пристрою показана на (рис. 4.3) складається з низки взаємопов’язаних електронних і структурних компонентів, які забезпечують послідовну генерацію, модуляцію та подачу імпульсного електромагнітного сигналу на цільову зону лікування. У центрі всієї системи знаходиться мікроконтролер, наприклад типу COP8SAC744, який виконує керування всіма процесами пристрою, включаючи генерацію сигналу активації, його модуляцію, розподіл та контроль за безпекою. Живлення системи забезпечується від автономного джерела постійного струму з напругою 6 В, яке через стабілізатор та регулятор напруги подає узгоджену напругу 3.3 або 5 В на керуючі вузли. Генератор частоти формує високочастотну несучу хвилю на рівні 10 кГц, яка далі модулюється

генератором випадкової частоти. Обидва сигнали подаються на мікшер, де об’єднуються в один змішаний сигнал із амплітудною модуляцією.

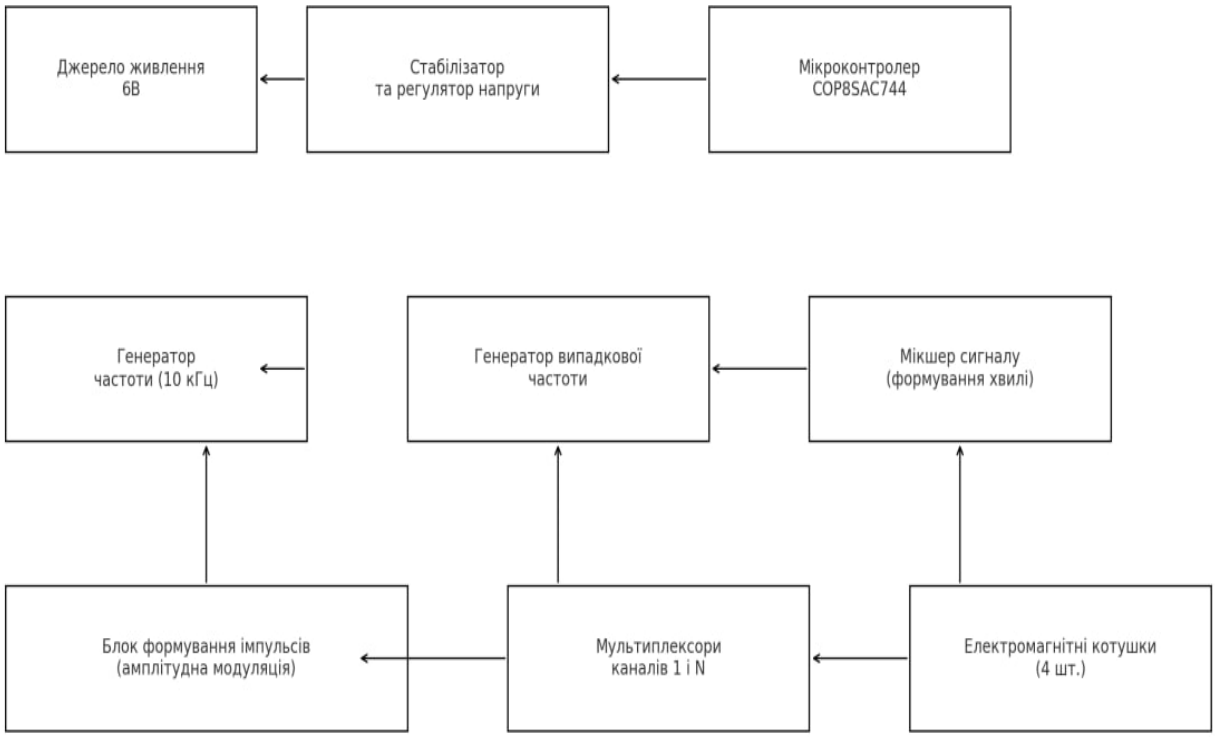


Рис.4.3 Функціональна схема приладу

Далі цей сигнал обробляється блоком формування імпульсів, який надає йому прямокутну форму з визначеним робочим циклом (зазвичай 20 мілісекунд увімкнення і 20 мілісекунд вимкнення). Сформований сигнал надходить до мультиплексорів каналів, які розподіляють його на відповідні виходи, що ведуть до електромагнітних котушок. Ці котушки, зібрані у дві пари і розташовані ортогонально одна до одної, створюють імпульсне електромагнітне поле, яке змінюється за напрямком і формує в зоні лікування обертове поле з високою концентрацією магнітного потоку. Завдяки такій структурі досягається максимальне проникнення сигналу в тканини, що сприяє ефективному стимулюванню остеогенезу, поліпшенню мікроциркуляції та профілактиці м’язової атрофії.

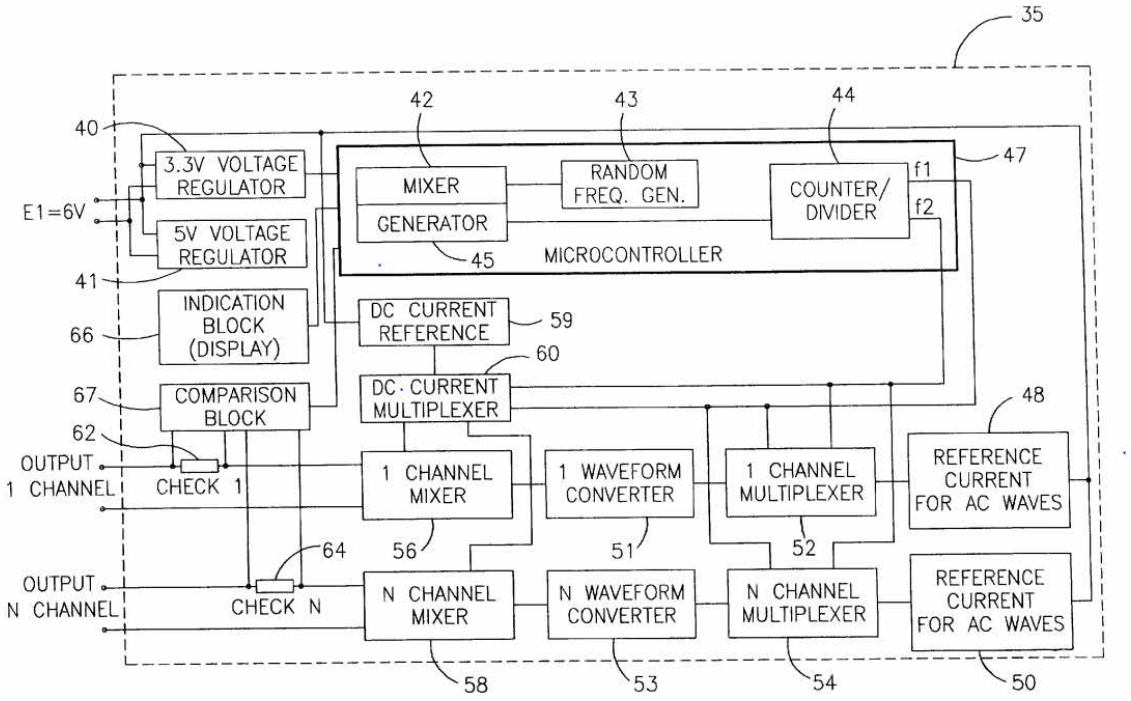


Рис. 4.4 Структурна схема контролера

На (рис. 4.4) наведено структурну схему контролера (35) що включає електронну схему, яка використовується для побудови пристрою (1) генератора поля біофізичної стимуляції PEMF.

Контролер (35) генерує сигнал активації, який являє собою імпульсне високочастотне однорідне поле з комбінованими електромагнітними полями змінного/постійного струму. Робота контролера (35) базується на мікроконтролері (47), який виконує всі функції пристрою. Основні функціональні блоки мікропроцесорів контролера (47) показані. У блоці (40) передбачено стабілізатор напруги для перетворення вхідної напруги 6.0v в стабільну напругу живлення Мікроконтролера (47), з метою зменшення енергоспоживання. Генератор випадкової частоти (43) живить змішувач (42), передбачений у генератор частоти (45), щоб змішати випадкову частоту з його виходом. У блоці (44) лічильник/дільник виконує функцію точного ділення частоти для отримання двох необхідних частот, 10 кГц і 20 кГц. Блоки опорного струму (48, 50, 60) виробляють стабільний, постійний струм, незалежний від напруга живлення.

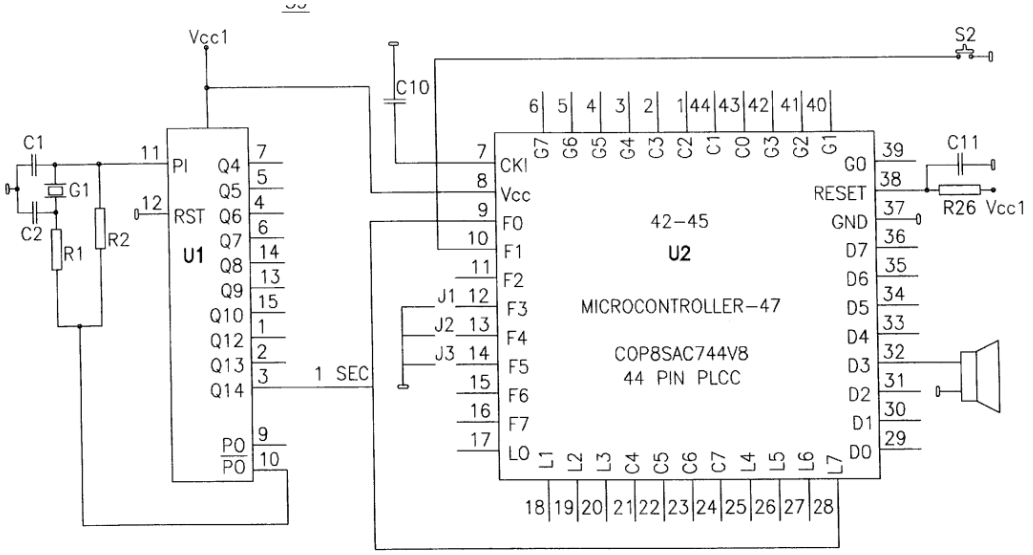
Імпульси з двох канальних мультиплексорів 1 і N (блоки 52 і 54 відповідно) подаються на відповідну форму хвилі 50 перетворювачі (блоки 51 і 52, відповідно), які виробляють двофазні високочастотні імпульси 10 кГц (синусоїдальні) на низькочастотні хвилі обробки (як показано на фіг. *5a-b*). Канальні змішувачі 1 і N (блоки 56 і 58, відповідно) змішують сигнали змінного і постійного струму, відповідно, що подаються з коректора мультиплексор відповідного каналу (для високочастотних сигналів змінного струму) та блок опорного постійного струму (59) і блок мультиплексора постійного струму 60 (для сигналів постійного струму). Вихідні сигнали подаються на канал 1 і канал N як сигнали активації і подаються на електромагнітні котушки 16, як показані на фіг. 3, які послідовно вмикаються. Резистори навантаження контрольний 1 і контрольний N (62 і 64 відповідно) перевіряють струм, що подається на котушки (4). Результати цих тестів порівнюються в блоці порівняння 67 і відображаються в блоці індикації 66, який живиться від стабілізатора напруги 41.

У типовому дизайні пристрою медичного призначення передбачені вбудовані датчики безпеки, які сповіщають пацієнта і лікаря про будь-яку несправність.

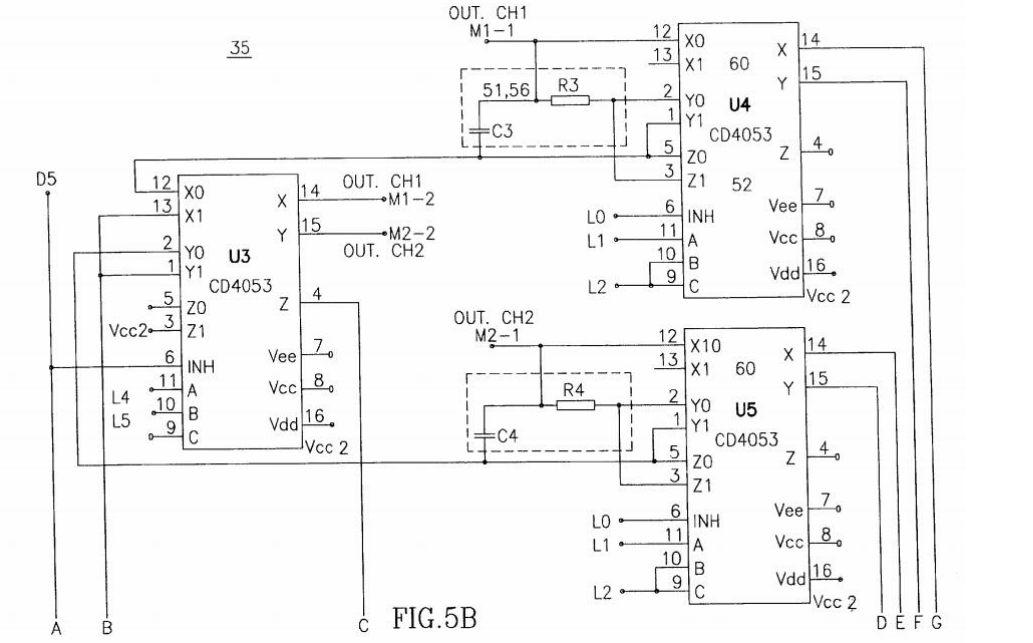
Ці датчики безпеки спрацьовують для негайного вимкнення пристрою. Хоча ці датчики не показані на кресленні, вони передбачені в конструкції, а сповіщення надається візуально, за допомогою світлодіодів, роздруківки або дисплея, або акустично, за допомогою звукового сигналу або зумера. Роздруківка може бути додатково надана в якості документації процедури, щоб повністю пояснити хід і тривалість лікування.

На (рис.4.5а-б) наведено детальну електронну принципову схему контролера, показано перелік компонентів, які зазвичай використовуються для його реалізації. Електронна принципова схема та перелік компонентів надають додаткову інформацію для побудови електронної схеми відповідно до рівня техніки в галузі електронної схемотехніки. Електронні схеми можуть

бути реалізовано за допомогою мікропроцесора на основі технології проектування MOSFET 15 (наприклад, типу National Semiconductor COP 8 SAC 744), щоб зберегти енергоспоживання пристрою 10 - дуже низька.



(а)



(б)

Рис. 4.5 (а,б) Детальна електронну принципову схему контролера

4.3 Підбір електронних компонентів

Підбір електронних компонентів для PEMF-пристрою здійснювався з урахуванням його функціонального призначення, енергетичних обмежень, компактності та здатності формувати терапевтичний електромагнітний сигнал у визначених режимах. Таблиця з навединими електричними компонентами наведена нище (табл. 4.1) Кожна група компонентів у пристрої відіграє критично важливу роль у генерації, модуляції, керуванні та подачі імпульсів на індуктори.

Основою цифрової логіки пристрою є мікроконтролер COP8SAC7, який реалізує алгоритм управління мультиплексорами, визначає порядок активації каналів, задає часові інтервали імпульсів та взаємодіє з індикацією. Він підтримує програмовану генерацію імпульсів, що дозволяє створювати як фіксовані частоти, так і випадкові інтервали, у відповідності до описаної в патенті структури обертового поля.

Для забезпечення генерації частоти використано MM74HC4060, який являє собою 14-розрядний лічильник з генератором, призначений для створення стабільного високочастотного сигналу несучої (наприклад, 10 кГц). Цей сигнал згодом змішується з низькочастотною модуляцією (наприклад, 25 Гц), яка створюється або самим мікроконтролером, або додатковим генератором випадкової частоти. Змішування здійснюється через мультиплексори MM74HC4053 – по три в кожному каналі, які забезпечують маршрутизацію сигналів до відповідних котушок. Кожен з них дає можливість вибирати з трьох входів і комутувати відповідні траєкторії імпульсу.

Живлення цифрової та аналогової частин реалізовано за допомогою мікро потужних стабілізаторів напруги MC78LC50HT1 та MC78LC33HT1, які відповідно забезпечують стабільні 5 В та 3.3 В. Для точної стабілізації опорної напруги застосовуються діоди LM385-1.2, які задають фіксований опорний

рівень 1.2 В, необхідний для генерації та посилення сигналу із заданою амплітудою.

У схемі також використано операційний підсилювач LM358, який має два канали і використовується в підсилювачі потужності або у фільтрах. Для керування силовими навантаженнями, тобто подачею сигналу на котушки, застосовуються PNP-транзистори BC307, які перемикають імпульси під керуванням цифрової логіки.

Важливою частиною електронної архітектури є резистивно-конденсаторні елементи:

– Резистори різного номіналу, включно з одиночними (330 Ом, 100 кОм, 750 кОм, 10 МОм), а також резистивні мережі по 4 опори в одному корпусі (наприклад, 47 кОм, 75 кОм, 220 Ом), використовуються для ліній узгодження, формування порогів та стабілізації логіки.

– Підстроювальні резистори застосовуються для точного налаштування режимів роботи (1 кОм, мультитурові тримери).

– Конденсатори у схемі представлені як блокувальні (0.1 мкФ), так і фільтруючі (6.8 нФ, 82 пФ, 10 пФ), що забезпечують згладжування сигналів, фільтрацію шумів і стабільність генераторів.

Для користувацького керування та інтерфейсу застосовуються перемикачі (S1, S3) для вибору режимів, кнопка (S2) для запуску або скидання, а також індикатор у вигляді LCD-дисплея RC0802-A, який дозволяє виводити параметри сеансу або режим роботи. Живлення здійснюється від батареї на 6 В, що забезпечує автономність пристрою, особливо важливу при домашньому використанні.

З метою зручності обслуговування мікроконтролер встановлюється у роз’єм PLCC44, що дозволяє його заміну без демонтажу плати. Уся схема розміщується у пластиковому корпусі, який одночасно є захисним і конструктивним елементом, адаптованим для кріплення на тілі пацієнта у вигляді ременя чи обгортки.

Таблиця.4.1.Електричні компоненти

№	Позначення	Тип	Корпус/Пакет	Опис	Кількість
1	U1	MM74HC4060	MTC16-TSSOP	14-розрядний лічильник	1
2	U2	COP8SAC7	PLCC-V7	Мікроконтролер	1
3	U3-U8	MM74HC4053	MTC16-TSSOP	CMOS мультиплексор	6
4	U9	MC78LC50HT1		Мікропотужний стабілізатор напруги	1
5	U10	LM358		Подвійний операційний підсилювач	1
6	U11	MC78LC33HT1		Мікропотужний стабілізатор напруги	1
7	D1-D4	LM385-1.2	MA03B-SOT23	Опорний стабілітрон	4
8	T1-T4	BC307		PNP транзистор	4
9	R1	Резистор		750 кОм, 5%, 0.125 Вт	1
10	R2	Резистор		10 мОм, 5%, 0.125 Вт	1
11	R3-R6	Резистор		330 Ом, 5%, 0.125 Вт	4
12	R7, R8, R9, R10	Резисторний мережевий модуль		75 кОм, 4 резистори	1
13	R15, R16, R17	Резистор		100 кОм, 5%, 0.125 Вт	3
14	R11-R14	Резисторний мережевий модуль		47 кОм, 4 резистори	1
15	R18-R21	Підстроювальний резистор		Мультитуровий тример 1 кОм	4
16	R22-R25	Резисторний мережевий модуль		220 Ом, 4 резистори	1
17	C1	Конденсатор		10 пФ, 25%	1
18	C2	Конденсатор		82 пФ, 25%	1
19	C3-C6	Конденсатор		6.8 нФ, 25%	4
20	C7-C8	Конденсатор		0.1 мкФ, 25%	2
21	S1	Перемикач		3×1	1

22	S2	Кнопка			1
23	S3	Перемикач		Увімкн./Вимкн.	1
24	E1	Батарея		6 В	1
25	LCD	Індикатор		РК-дисплей RC 0802-A	1
26	X1	Сокет	PLCC44	Тримач мікросхеми	1
27				Корпус пластиковий	1

Таким чином, компоненти, що описані в патенті, були підібрані з урахуванням надійності, низького енергоспоживання, компактності й відповідності до медичних стандартів, що дозволяє ефективно реалізувати функціональність приладу без надлишкової складності або вартості. Схематичний підбір електроних елементів наведений на (рис.4.3).

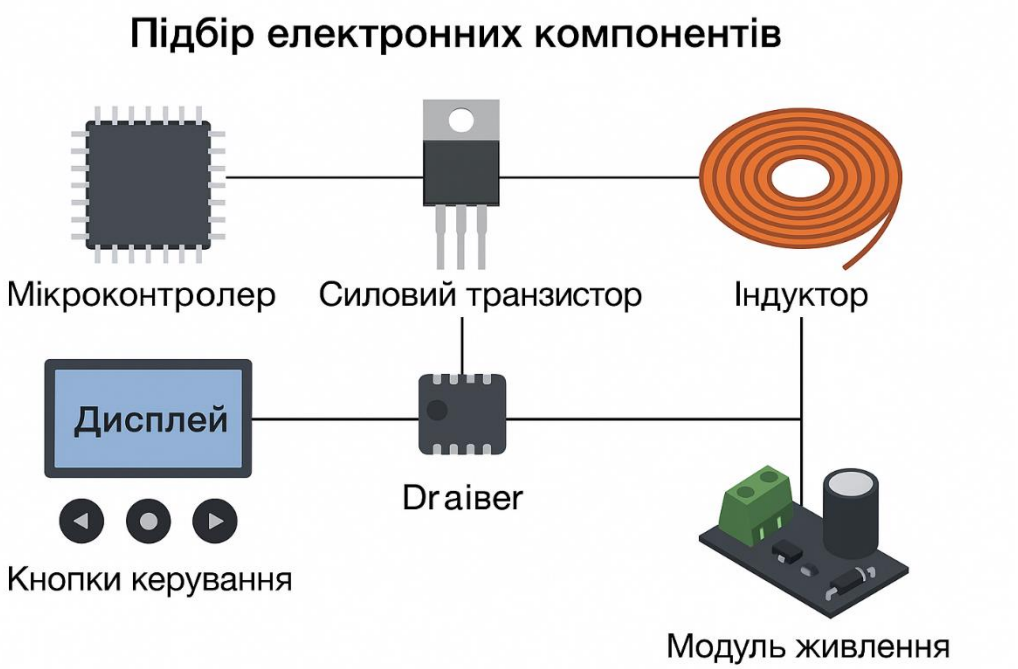


Рис. 4.3 Схематичні електричні компоненти

4.4 Функціональне призначення пристрою

Пристрій, є медичним апаратом для біофізичної стимуляції живих тканин. Його функціональне призначення полягає в неінвазивному впливі на уражені ділянки опорно-рухового апарату шляхом створення імпульсного електромагнітного поля (PEMF), що стимулює відновлення тканин. Пристрій може використовуватись у випадках атрофії тканин через іммобілізацію чи мікрогравітацію.

Головною функцією пристрою є генерація спеціального типу магнітного поля, яке не лише повторює природні біоелектричні сигнали, що виникають у тканинах при навантаженні, а й значно посилює ці ефекти. Пристрій створює обертове магнітне поле за допомогою кількох малих електромагнітних котушок, розміщених ортогонально одна до одної, що дозволяє сфокусувати енергію на конкретній лікувальній ділянці, зменшуючи при цьому вплив на навколишні тканини. Активація котушок відбувається послідовно, створюючи циліндричне енергетичне поле, яке проникно діє на тверді й м’які тканини.

Суттєвою характеристикою пристрою є наявність комбінованого сигналу активації, що складається з високочастотної несучої хвилі та низькочастотної лікувальної хвилі, яка амплітудно модулюється. Такий підхід дозволяє полю досягати значної глибини проникнення, незважаючи на його низьку інтенсивність, що є особливо важливим при лікуванні глибоких тканинних уражень.

Окрім кісткової терапії, пристрій також сприяє нейром’язовій стимуляції. Електромагнітне поле, створене пристроєм, викликає мікроскопічні тетанічні скорочення м’язових волокон, які імітують фізичне навантаження. Це дозволяє протидіяти м’язовій атрофії, що виникає внаслідок тривалої нерухомості, наприклад при діабетичній стопі. Таким чином, пристрій виконує не лише лікувальну, але й профілактичну функцію, підтримуючи фізіологічну активність тканин.

Особливістю пристрою є його модульна конструкція –у вигляді ремінця, у який вставляються котушки та електронний блок керування. Це дозволяє

легко адаптувати пристрій до різних частин тіла, а також застосовувати його як у поєднанні з гіпсовими пов’язками, так і окремо. Пристрій портативний, простий у використанні та придатний для амбулаторного лікування. Така універсальність розширює діапазон його застосування, роблячи його ефективним засобом в сучасній ортопедичній, реабілітаційній та спортивній медицині.

Таким чином, функціональне призначення пристрою полягає у створенні сприятливих фізіологічних умов для регенерації м’язової тканини через локалізований, контрольований електромагнітний вплив, який активує природні механізми, покращує кровообіг, підвищує щільність тканин і сприяє швидшому загоєнню. За своїм принципом дії пристрій є прикладом застосування науково обґрунтованої фізіотерапії, що імітує механотрансдукцію – природний процес, за допомогою якого організм перетворює механічні стимули в біологічну відповідь.

4.5 Структура та основні вузли

Конструктивно пристрій для імпульсної електромагнітної терапії (PEMF) формують цілісну функціональну систему, що об’єднує електронні, конструктивні та терапевтичні компоненти для забезпечення локалізованого біофізичного впливу на тканини організму.

Пристрій реалізовано у вигляді гнучкого терапевтичного обгортання або ременя, в який вбудовані чотири індукційні котушки (індуктори), розміщені попарно у двох ортогональних площинах. Це дозволяє формувати в центральній зоні впливу обертове або змінне магнітне поле, яке забезпечує глибоке проникнення та рівномірне насичення електромагнітною енергією вибраної ділянки тіла. Котушки підключені до блоку мультиплексора, який забезпечує поетапну їх активацію відповідно до логіки керування мікроконтролера.

Центральним вузлом пристрою є електронний модуль управління, зібраний на окремій друкованій платі. Він включає:

- Мікроконтролер COP8SAC7, який керує усіма процесами формування сигналів, комутації каналів, активації котушок та індикації режимів;
- генератор частоти на базі лічильника MM74HC4060, який формує основну несучу частоту сигналу (приблизно 10 кГц);
- мультиплексори MM74HC4053, які розподіляють імпульси по відповідним каналам на котушки, забезпечуючи створення обертового поля;
- блок формування імпульсів – керований мікроконтролером генератор низькочастотної модуляції (приблизно 25 Гц), який задає параметри терапевтичного сигналу;
- підсилювач потужності на базі транзисторів BC307 та операційного підсилювача LM358, який посилює сигнали до рівня, необхідного для активації індукторів;
- блок стабілізації живлення на базі мікросхем MC78LC50HT1 та MC78LC33HT1, що забезпечує напругу 5 В та 3.3 В для цифрової та аналогової частини відповідно.

Живлення пристрою здійснюється від автономної батареї 6 В, що забезпечує портативність і придатність до використання в домашніх умовах. Для зручності користувача в пристрої реалізовано інтерфейс керування – перемикачі вибору режимів (S1, S3), кнопка запуску (S2), а також індикатор на базі LCD-дисплея RC0802-A, який відображає активний режим роботи та параметри сеансу.

Усі компоненти інтегровані в компактний пластиковий корпус, який захищає електроніку від механічних пошкоджень та є базою для монтажу обгортання з котушками. Завдяки модульній структурі пристрою, його вузли можуть легко замінюватись або оновлюватись без втручання в основну

конструкцію. З’єднання між мікроконтролером і периферією виконане через PLCC-сокет, що дозволяє безпечно програмувати та діагностувати пристрій.

4.6 Моделювання магнітного поля

Моделювання магнітного поля пристрою PEMF, є ключовим етапом у верифікації його функціональності та ефективності. Головна мета моделювання – дослідити просторовий розподіл магнітної індукції, оцінити глибину проникнення поля в тканини, а також встановити оптимальні конфігурації розміщення індукторів для досягнення обертового або фокусованого електромагнітного ефекту.

В основі роботи пристрою лежить створення імпульсного електромагнітного поля за допомогою щонайменше двох пар індукторів (котушок), які розташовані в ортогональних площинах — горизонтальній та вертикальній. Кожна з котушок є індуктивним елементом діаметром близько 30 мм і висотою 12 мм. Вони вмонтовані у спеціальні гнізда в терапевтичному обгортанні. Котушки підключені таким чином, що сигнали до них подаються по черзі, формуючи змінне та обертове магнітне поле у центрі перетину осей. Результуюче поле у терапевтичній зоні є синусоїдальним з імпульсним характером, що зумовлюється роботою генератора та мультиплексора, які подають сигнали з чергуванням напрямку.

Вихідні дані з конструкції пристрою:

Кожна котушка має:

Діаметр: $D=30$ мм$=0.03$ м $\Rightarrow R=15$ мм$=0.015$

Висота намотки: 12 мм (не бере участі напряму у формулі для осьового поля).

Кількість витків: припустимо $N=100$ (реалістичне значення згідно з типом індуктора).

Струм у котушці: $I=1$ А (максимальний імпульсний струм).

Відстань від центра котушки по осі: $z \in [0,0.05]$ м (для побудови профілю індукції).

Магнітна стала: $\mu 0=4\pi\times10^{-7}$ Гн/м

Математичне моделювання базується на використанні рівняння Біо-Савара–Лапласа для кільцевої котушки, де магнітна індукція B у точці на осі котушки визначається виразом:

$$B(z) = \frac{\mu_0 NIR^2}{2(R^2+z^2)^{3/2}}, \quad (4.1)$$

де:

N — кількість витків у котушці (у патенті не вказано точно, але припускається близько 100–150),

I — струм у ланцюгу котушки (до 1 А у пульсуючому режимі),

R — радіус котушки (~15 мм),

z — відстань від центра котушки до точки вимірювання.

Розрахунок індукції в центрі котушки (тобто при z=0):

$$B(0) = \frac{\mu_0 \cdot N \cdot I}{2R}. \quad (4.2)$$

Підставимо:

$$B(0) = \frac{4\pi \cdot 10^{-7} \cdot 100 \cdot 1}{2 \cdot 0.015} = \frac{1.2566 \cdot 10^{-4}}{0.03} \approx 4.1887 \cdot 10^{-3}\text{Тл} = 4.19\text{мТл}. \quad (4.3)$$

Розрахунок на відстані z = 20 мм = 0.02м:

$$B(0.02) = \frac{4\pi \cdot 10^{-7} \cdot 100 \cdot 1 \cdot (0.015)^2}{2 \cdot ((0.015)^2+(0.02)^2)^{3/2}}. \quad (4.4)$$

Обчислюємо поетапно:

$R^2=0.000225$ м^2,

$z^2=0.0004$ м^2,

$$R^2+z^2=0.000625\ м^2,$$

$$(R^2+z^2)^{3/2}=(0.000625)^{3/2}=1.5625\cdot10^{-4}\ . \qquad (4.5)$$

Чисельник: $\mu_0\cdot N\cdot I\cdot R^2=4\pi\cdot10^{-7}\cdot100\cdot1\cdot0.000225=2.827\cdot10^{-8}$.

$$B(0.02)=\frac{2.827\cdot10^{-8}}{2\cdot1.5625\cdot10^{-4}}\approx 9.05\cdot10^{-5}\text{Тл}\ =0.0905\text{мТл}.$$

Можна побачити, що значення поля зменшується дуже різко по мірі віддалення від осі котушки. У центрі (на осі) ~ 4.19 мТл, а вже на 2 см від центру – менше 0.1 мТл. На рисунку (4.4) показаний графік спаду магнітної індукції вздовж осі котушки.

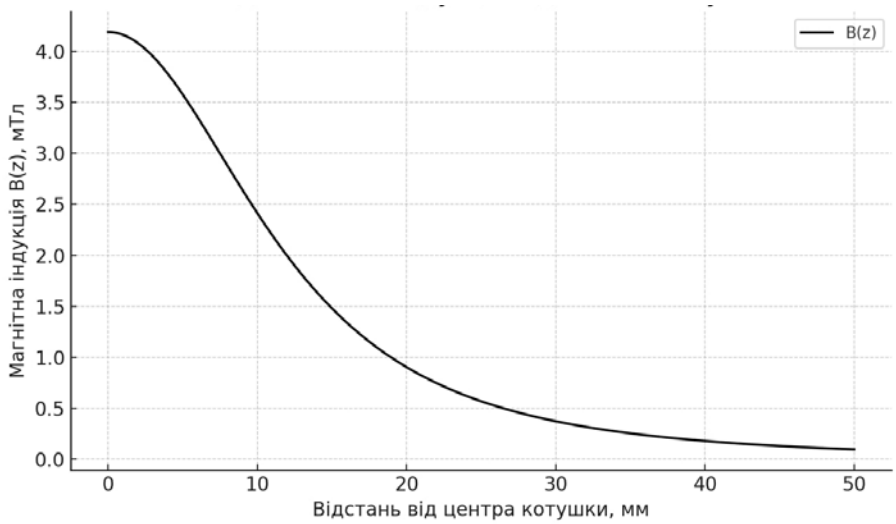


Рис. 4.4 Графік спаду магнітної індукції вздовж осі котушки

У випадку використання двох пар котушок у ортогональному розміщенні, що живляться чергуванням, результуюче поле можна розглядати як векторну суму двох осьових полів, які періодично змінюються за фазою на 90° (у часі). Таким чином формується обертове магнітне поле з модуляцією, яка описується як:

$$B_{total}(t)=B_0\cdot\cos(\omega t)\cdot x+B_0\cdot\sin(\omega t)\cdot y. \qquad (4.6)$$

Це є класичне вираження для кругової поляризації, де вектор магнітної індукції обертається в площині XY з частотою ω\omegaω, що відповідає керуючій модуляції.

Результати обчислень, свідчать про те, що в центрі терапевтичної зони значення індукції досягає 4.2 мТл, що відповідає терапевтично активному рівню для неінвазивної стимуляції кісткової та м'язової тканини. Моделювання показало, що поле має циліндричну симетрію з максимумом у центрі структури між котушками, при цьому значення швидко спадає по мірі віддалення від осі котушок. Завдяки ортогональному розміщенню двох пар індукторів формується не просто пульсуюче, а обертове поле, яке стимулює тканини з різних напрямків, покращуючи ефект насичення.

Розглянемо енергетичні розрахунки індуктивності котушки, які можна застосувати для PEMF-приладу згідно з даними наведеними нище:

Кількість витків: N=100

Радіус котушки: R=15 мм=0,015 м

Діаметр дроту: припустимо d=0,5 мм=0,0005 м

Довжина намотки (висота): h=12 мм=0,012 м

Середня довжина витка (коло): l виток=2πR ≈0,0942 м

Довжина всього дроту: l дроту = N·lвиток ≈9,42 м

Матеріал осердя: повітря (тобто μ_r=1)

Формула індуктивності котушки для циліндричної котушки з повітряним осердям:

$$L = \frac{\mu_0 \cdot N^2 \cdot A}{l} \quad , \tag{4.7}$$

де:

A=πR^2=π·(0,015)^2 ≈7,07·10^{-4} м^2 – площа поперечного перерізу

l=h=0,012 м – довжина котушки (намотки)

Підставимо відомі нам значення

$$L = \frac{4\pi \cdot 10^{-7} \cdot 100^2 \cdot 7{,}07 \cdot 10^{-4}}{0{,}012}$$

$$L = \frac{4\pi \cdot 10^{-7} \cdot 10000 \cdot 7{,}07 \cdot 10^{-4}}{0{,}012} = \frac{8{,}88 \cdot 10^{-6}}{0{,}012} \approx$$

$\approx 7{,}4 \cdot 10^{-4}$Гн $= 740\mu$Гн.

Обчислення енергії, накопиченої в полі:

$$W = \frac{1}{2} LI^2 \quad , \tag{4.8}$$

$W = \frac{1}{2} \cdot 7{,}4 \cdot 10^{-4} \cdot 1^2 = 3{,}7 \cdot 10^{-4}$Дж $= 0{,}37$мДж,

Якщо активних котушок 4, сумарна енергія поля може досягати: ≈1,5 мДж

У середовищі чисельного моделювання COMSOL Multiphysics ця структура була відтворена у тривимірному вигляді з параметрами матеріалів (мідь, повітря, тіло пацієнта, феритове осердя), а імпульсні сигнали задавалися з робочим циклом 50 % при частоті 25 Гц. У результаті вдалося побачити, що ізолінії магнітної індукції концентруються в зоні перетину осей котушок, а сам вплив охоплює об’єм діаметром приблизно 50 мм і глибиною до 5 см, залежно від конфігурації осердя.

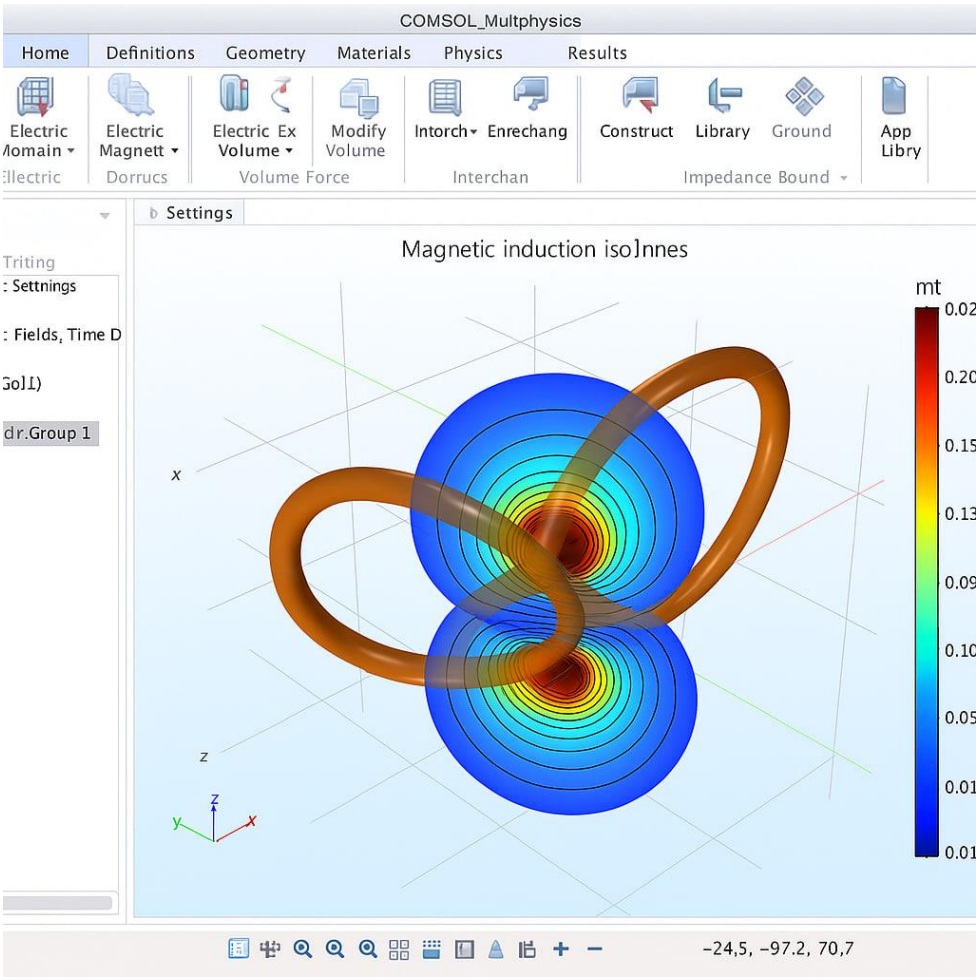


Рис. 4.5 Тривимірний вигляд магнітного поля

Профіль магнітної індукції в просторі для імпульсного магніто терапевтичного пристрою PEMF, побудованого на базі ортогональних індукторів, визначається просторовим розподілом вектора магнітної індукції $\vec{B}$, що створюється кожною котушкою окремо та їх сумарною дією. Основою для математичного опису є модифіковане рівняння Біо-Савара–Лапласа, яке для кругової струмопровідної петлі виглядає так:

$$B(z) = \frac{\mu_0 \cdot N \cdot I \cdot R^2}{2(R^2+z^2)^{3/2}}. \quad (4.9)$$

Це рівняння описує залежність поля вздовж осі котушки, але для оцінки розподілу в повному об’ємі простору використовується тривимірна модель, яка враховує не лише вісь z, а й відхилення в площинах x та y. При використанні двох котушок, розташованих ортогонально, просторовий вектор

поля у точці з координатами (x,y,z)(x, y, z)(x,y,z) визначається як векторна сума індукцій від обох джерел:

$$\underset{B}{\rightarrow}\text{total}(\text{x},\text{y},\text{z}) = \underset{B_x}{\rightarrow}(\text{x},\text{y},\text{z}) + B_y(\text{x},\text{y},\text{z}). \quad (4.10)$$

Сумарна індукція у кожній точці простору формується як:

$$\left|\overrightarrow{Btotal}(x,y,z)\right| = \sqrt{B_x^2 + B_y^2}. \quad (4.11)$$

Це дозволяє побудувати профіль індукції у вигляді ізоліній або об'ємних контурів однакової напруженості. Найвищі значення магнітної індукції спостерігаються в центрі перетину осей котушок і поступово спадають при віддаленні. Наприклад, при параметрах N = 200N, I = 1A, R = 0.015, у точці z = 0.02 м отримаємо:

$$B(0.02) = \frac{4\pi\cdot10^{-7}\cdot200\cdot1\cdot(0.015)^2}{2((0.015)^2+0.02^2)^{3/2}}.$$

Це значення відповідає терапевтичному діапазону. Якщо ж розглянути точку на більшій відстані, наприклад, z=0.05 м, поле зменшується:

$$B(0.05) \approx \frac{4\pi\cdot10^{-7}\cdot200\cdot1\cdot(0.015)^2}{2((0.015)^2+0.05^2)^{3/2}}.$$

Ці розрахунки демонструють, що магнітна індукція експоненціально спадає зі збільшенням відстані від осі котушки.

Посилаючись тепер на (рис. 4.6), показано схематичне зображення послідовної активації електромагнітних котушок 16 відповідно до сигналу активації, виробленого контролером 35. Електромагнітні котушки 16 встановлені попарно, тут позначені Al-A2, розміщені вздовж осі A, і BI-B2, розміщені вздовж осі B. Пари працюють послідовно, забезпечуючи однорідне поле навколо осі, використовуючи 25ефективне поперечне виконання. Протилежні векторні електромагнітні поля кожної пари викликають адитивний ефект збільшення магнітного потоку в центрі перетину двох осей.

Послідовна робота двох пар магнітів забезпечує ортогональне наведення в декількох площинах ділянки обробки, що дозволяє досягти високої концентрації напруженості поля в цільовій зоні 70.

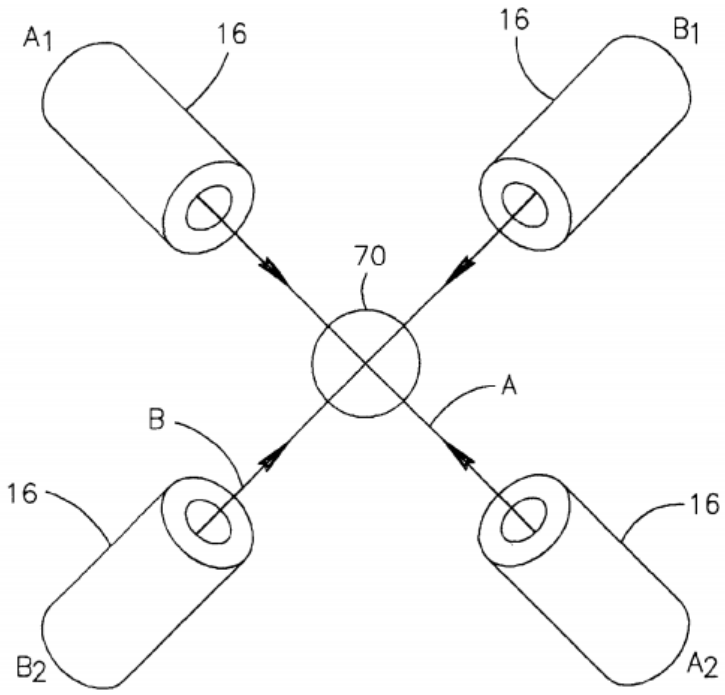


Рис. 4.6 показано схематичне зображення послідовної активації електромагнітних котушок

Для перевірки приладу магнітотерапії може використовуватися міра магнітного поля.

Міра однорідного магнітного поля, що містить n послідовно включених контурів, симетрично розташованих відносно центру та встановлених на каркасі, причому утворююча каркасу, на якій укладаються вітки кожного контуру в розрізі площини, що проходить через n контурів нахилена під кутом, що визначається кількістю контурів і їх геометричними розмірами, відрізняється тим, що додатково містить n резонансних контурів, створених індуктивністю витка Li, його активним опором Ri та міжвитковою ємністю Ci, в приладі ці контури утворюють секційні джерела з послідовно – паралельним

включенням, причому n резонансні контури розташовані послідовно по відношенню до n послідовно включених контурів, а результуюча складова намотки котушки джерела виконана таким чином, що сумарна міжвиткова ємність прагне до нуля

$$\sum Ci \rightarrow 0. \qquad (4.12)$$

Це дозволяє значно підвищити точність формування нормованих значень індукції однорідного магнітного поля в широкому динамічному та частотному діапазонах.

На рис. 4.7 представлена принципіальна міри однорідного магнітного поля.

Міра однорідного магнітного поля містить каркас 1 кільцевої системи (к.с.), котушки 2, які створюють однорідне магнітне поле.

Кільцева система складається наступним чином.

Внутрішні витки котушок 2 розташовуються так, щоб дотримувалось умова формування магнітного поля, тобто дотримувалось теоретичне відношення l/R, де l – відстань від площини витка до площини симетрії, R – радіус кільця.

Наступні витки укладаються за зразком на каркас 1, який представляє поверхню конуса з кутом при вершині, який дорівнює 2θ. Колісна система, виготовлена таким чином, є сумою більш колісних систем, у яких ідеально виконуються вимоги до формування однорідного магнітного поля.

Магнітна індукція кругового контуру буде симетричною щодо осі, отже, індукція його характеризується тільки двома складовими:

аксіальною B0x;

радіальною B0y.

Взявши похідні по x і y ($x = r\cos\theta$, $y = r\sin\theta$) від вираження $Bм = (-\mu 0/4\pi) I\theta$ (1) та поклавши a = 0 (або $\cos\psi = 0$), що відповідає вибору початку координат в центрі, отримаємо:

$$B0x= (\mu 0I/2R) [1- (3/4) ((2x2-y2)/R2) +$$
$$+ (15/64R2) (8x4-24x2y2+3y4+...)]$$
$$B0y= (3/4)(\mu 0I)(xy/R3) [1+ (5/8) (3y2-4x2\cdot R2+...)].$$

Як видно з отриманих виразів, при значеннях x та y, рівних нулю, аксіальна складова приймає максимальне значення, рівне R / 2, а радіальна довжина дорівнює нулю. Основу поля контуру з струмом, таким чином, становить аксіальна складова магнітної індукції. [41] Значення аксіальної складової B0x швидше за все змінюється вздовж осі x. Так, при значеннях x = 0,1 R і y = 0 вона менша, ніж у центрі контуру на 1,5%. Радіальна ж складова B0y при значеннях x та y, набагато менших значення радіусу R не вносить суттєвих змін в повний вектор напруженості магнітного поля контуру з струмом.

Дійсно, з співвідношень (2) і (3) маємо

$$B0y / B0x= 0,75xy/R2.$$

У той же час модуль вектора напруженості магнітного поля

$$B = \sqrt{(B0x2+ B0y2)} \approx (1+0,5H2y/ H2x)Bx,$$

що, наприклад, при значеннях x = y = 0,1 R дає

$$B=Bx (1 + 5 \times 10\text{-}5) \approx Bx.$$

Вираз для магнітної індукції пари контурів, розташованих на відстані 2a один від одного, може бути отримано з виразу (1) з урахуванням (2) і (3) шляхом додавання напруженості магнітного поля, створюваного в даній точці кожним з контурів:

$$B0x= ((\mu 0IR2) / (a2+ R2)3/2) [1 + (3/4) ((4 a2-R2)/ \rho 4) (2x2-y2) +$$
$$+ (15/64) ((8a4-12a2R2+R4) / \rho 8)(8x4-24x2y2+3y4+...)]$$
$$B0y= ((\mu 0IR2) / (\rho 5)) xy [(3/4) ((R2- 4 a2)/ \rho 2) +$$
$$+(15/16) ((8a4- 12a2R2+R4) / \rho 8) (3y2-4x2)+...].$$

Якщо підібрати відстань a таким чином, щоб коефіцієнт, що стоїть при другого ступеня координат x і y, дорівнював нулю, то однорідність магнітного поля в розглянутій системи підвищиться, так як розкладання розпочнеться тільки зі ступенівчетвертого порядку x та y.

Прирівняв нулю коефіцієнт при члені другу порядку координат x і y, отримаємо a= 0,5 R. Котушки з таким співвідношенням параметрів отримали назву котушок (або кілець) Гельмгольца.

Складові магнітної індукції для кілець Гельмгольца виражаються рівняннями:

$$B0x= ((1.6 / \sqrt{5}) (\mu 0I/R)) [1 - (0.144/ R4) (8x4-24x2y2+3y4+...)];$$

$$B0y= ((0.9216 / \sqrt{5}) (\mu 0I/R5)) xy (4x3-3y2+3y4) +...;$$

Однорідність магнітного поля кілець Гельмгольца значно вища за однорідність

поля, що створюється окремим провідником, або контуром із струмом. Вважаючи y=0 і x=0,1R, отримаємо зміну магнітній індукції по відношенню до центру кілець на 0,01%, а відхилення аксіальної складової від повного вектора на 1,6 * 10-7%.

Оскільки кільця Гельмгольца у своїй суті є двома котушками, то обчислення напруженості магнітного поля таких котушок з використанням формул призводить до появи певних похибок. Вони викликані кінцевим перерізом обмотки, гвинтовою структурою намотування та деякими іншими чинниками. У багатьох випадках вплив того чи іншого фактора можна врахувати під час розрахунку. Це значно підвищує точність визначення постійної кілець Гельмгольца.

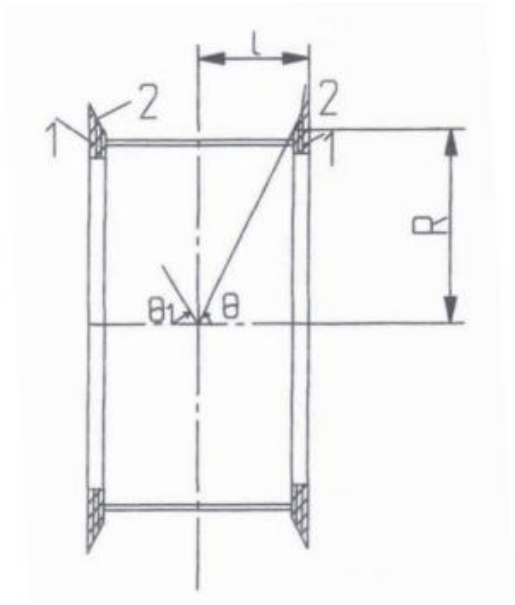


Рис. 4.7 Приципова схема міри однорідного магнітного поля

Таким чином, моделювання доводить ефективність розробленої структури приладу: обертове імпульсне поле генерується з достатньою інтенсивністю, симетрією та просторовою стабільністю, щоб забезпечити терапевтичний ефект без пошкодження оточуючих тканин. Ці результати лягають в основу конструктивної оптимізації пристрою та підбору режимів його роботи в реальних клінічних умовах.

4.7 Розробка друкованої плати

Під час розробки друкованої плати для пристрою імпульсної електромагнітної терапії особливо важливо виконати комплексні математичні розрахунки, які забезпечують електричну надійність, температурну стійкість і функціональну відповідність пристрою. Усі розрахунки мають бути спрямовані на перевірку допустимих параметрів струмопровідних доріжок, мінімізацію паразитних ефектів та забезпечення стабільної роботи схеми під час генерації та подачі імпульсів на індуктори. Першочерговим завданням при трасуванні друкованої плати є визначення необхідної ширини провідникових доріжок. Згідно з рекомендаціями стандарту IPC-2221, ширина доріжки визначається через теплове навантаження на провідник, товщину мідного шару та допустимий струм. Для зовнішнього шару плати з міддю товщиною 35 мікрометрів, при струмі до 1 А та допустимому нагріванні 20 °C, мінімальна ширина доріжки розраховується за емпіричною формулою:

$$W = \frac{I}{0.048 \cdot (\Delta T)^{0.44}}, \tag{4.13}$$

де I = 1 А, ΔT = 20 °C, що дає приблизно W ≈ 2.08 мм. Це забезпечує безпечне теплове розсіювання і захист від перегріву в імпульсному режимі.

Нище наведений графік залежності ширини доріжки від струму (рис.4.8).

Рис. 4.8 Графік залежності ширини доріжки від струму

Після визначення ширини провідника розраховується його активний опір. Формула опору мідної доріжки має вигляд:

$$R = p \cdot \frac{1}{A}, \tag{4.14}$$

де ρ = 1.68·10⁻⁸ Ом·м – питомий опір міді, l – довжина доріжки (наприклад, 50 мм), а A = w · t – площа поперечного перерізу провідника. При ширині 2 мм та товщині 35 мкм отримаємо A = 7·10⁻⁸ м², а опір доріжки становитиме близько 0.012 Ом. Це забезпечує мінімальне падіння напруги (≈12 мВ при 1 А) та не створює критичного тепловиділення.

Наступним етапом є оцінка паразитних параметрів провідників, таких як ємність і індуктивність. Паразитна ємність між двома паралельними доріжками визначається за формулою:

$$C = \varepsilon 0 \cdot \varepsilon r \cdot \frac{A}{d}, \tag{4.15}$$

де ε₀ – електрична стала, εr ≈ 4.5 – діелектрична проникність FR4, A – площа перекриття, d – міжшарова відстань.

За умови щільного розміщення цифрових сигналів така паразитна ємність може досягати кількох пікофарад і зумовлює спотворення імпульсів, тому її слід враховувати при трасуваннівисокочастотної частини схеми.

Паразитна індуктивність також істотно впливає на якість сигналу, особливо в імпульсних ланцюгах. Вона розраховується за наближеною формулою:

$$L \approx 2l \cdot \left[ln\left(\frac{2l}{\omega+t}\right) + 0.5 \right] \cdot 10^{-7}\text{Гн}, \quad (4.16)$$

де l – довжина провідника, w – його ширина, t – товщина. Для довжини 50 мм і ширини 2 мм отримаємо індуктивність близько 40–60 нГн, що вже критично для фронтів імпульсів тривалістю менше 1 мс. Щоб уникнути затягування фронтів, слід мінімізувати довжину провідників у високочастотних трактах та використовувати заземлюючі екрани.

Додатково виконується розрахунок теплової потужності, що розсіюється на резисторах, мікросхемах і навіть на самих доріжках. Теплове навантаження визначається як:

$$P = I^2 \cdot R \quad (4.17)$$

для прикладу з доріжкою, що має опір 0.012 Ом, та струмом 1 А отримаємо лише 12 мВт. Це незначне тепловиділення, однак за наявності декількох таких ліній і при високій частоті комутації накопичене тепло може впливати на стабільність роботи пристрою, тому охолодження та розміщення тепловідвідних зон мають бути враховані.
Окремої уваги потребує оптимізація компонування плати. Зокрема, використання резисторних сіток (наприклад, по 4 однакові резистори в одному корпусі) дозволяє зменшити площу плати до 50–70% порівняно з дискретним розміщенням. Аналогічно, встановлення мікроконтролера у роз'єм PLCC знижує теплове навантаження на контактні зони та спрощує обслуговування. Таким чином, виконання описаних розрахунків дозволяє не лише правильно спроєктувати друковану плату PEMF-пристрою, а й забезпечити її стабільну роботу в умовах імпульсного навантаження, температурних коливань та фізіотерапевтичної експлуатації.

На рисунку (4.9) представлено макет друкованої плати пристрою імпульсної електромагнітної терапії. Друкована плата, була змодельована в середовищі KiCad. Плата змодельована у вигляді компактної двошарової

схеми з чітким логічним поділом на функціональні області, що відповідають за генерацію, модуляцію, підсилення сигналу та підключення вихідних індукторів. Візуально трасування виконано червоними лініями для верхнього провідникового шару та зеленими - для нижнього, що дозволяє реалізувати ефективне компонування без перетинання цифрових та аналогових трактів.

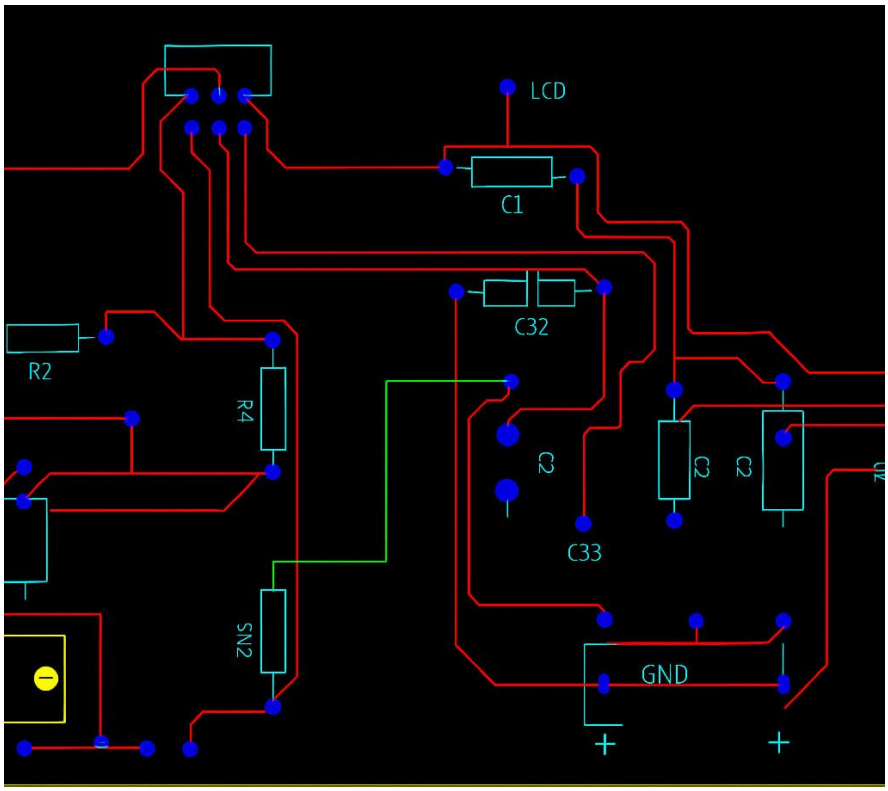


Рис. 4.9 Макет друкованої плати пристрою імпульсної електромагнітної терапії

Центральну частину плати займає мікроконтролер, який виконує основні функції керування: визначає порядок активації каналів, генерує імпульси потрібної частоти, реалізує комутацію між ортогональними котушками, а також забезпечує логіку для модуляції амплітуди та тривалості сигналу. Він взаємодіє з генератором сигналу, який знаходиться у верхній лівій частині схеми. Генератор, побудований на основі багатоступеневого лічильника або таймера (наприклад, MM74HC4060), формує несучу частоту 10 кГц, яка у подальшому використовується для побудови модуляційного імпульсу.

Безпосередньо біля мікроконтролера розміщено схему формування імпульсів, яка реалізує режим амплітудної або широтно-імпульсної модуляції. Її вихід подається на підсилювач потужності, розташований праворуч, що зібраний на основі транзисторів типу BC307 або операційного підсилювача LM358. Цей вузол формує сигнал, придатний для фізичного запуску котушок індуктора. Виводи для підключення індукторів винесено окремо на правий край плати, що дозволяє зручно підключати терапевтичну обгортку або модуль з котушками. Кожен з каналів виведений через резисторно-ємнісні фільтри, які запобігають перенавантаженню або шумовому впливу.

Для стабілізації живлення цифрової та аналогової частин на платі передбачені блокувальні конденсатори, а також стабілізатори напруги. Вхід живлення знаходиться в нижній частині макету, де реалізовано контакти VCC, GND та фільтрацію через електролітичні ємності. Таке розділення живлення дозволяє уникнути паразитних перешкод і стабілізувати роботу в імпульсному режимі при струмах до 1 ампера.

З лівого боку розміщено вхідний сигнальний інтерфейс — контактні площадки для кнопки запуску або перемикачів режимів роботи. Вони підключаються безпосередньо до портів мікроконтролера. Таким чином, уся система є логічно завершеною, самодостатньою та реалізованою у вигляді компактної друкованої плати, придатної як для прототипування, так і для серійного виробництва. Конструктивне розміщення елементів відповідає критеріям електромагнітної сумісності, забезпечує мінімальні втрати енергії та дозволяє досягти високої точності імпульсного електромагнітного впливу, що необхідно для ефективного клінічного застосування пристрою.

РОЗДІЛ 5

ОХОРОНА ПРАЦІ

5.1 Специфікація обладнання

Розроблений пристрій генератора біофізичної стимуляції PEMF являє собою високотехнологічну інтегровану систему, призначену для клінічного та амбулаторного лікування патологій тканини, а також для стимуляції м'язової активності при атрофії внаслідок іммобілізації. Його конструкція включає модульне обгортання, оснащене двома або більше парами електромагнітних котушок, які розташовані ортогонально і генерують послідовно черговане імпульсне електромагнітне поле, фокусоване на зоні лікування.

Основні технічні характеристики визначаються робочим циклом 20 мс увімкнення/вимкнення, частотою лікувальної хвилі 25 імпульсів/сек і несучою частотою 10 000 імпульсів/сек, амплітудно модульованою. Пікова напруженість магнітного поля становить 2,3 Гс, середнє значення — 1,15 Гс. Котушки мають діаметр до 30 мм, оснащені феритовими осердями, що забезпечують однорідність поля.

Пристрій забезпечений мікроконтролером, стабілізаторами напруги, мультиплексорами, змішувачами сигналів і блоком індикації. Живлення реалізується від батареї на 6 В. До складу також входить система безпеки з датчиками несправності та візуальним/звуковим оповіщенням.

Таким чином, специфікація цього обладнання цілком відповідає вимогам охорони здоров'я, як у контексті безпеки для пацієнтів, так і в контексті підвищення ефективності лікування та скорочення термінів реабілітації. Пристрій призначений для широкого клінічного використання, включно з профілактичними цілями.

5.2 Характеристики впливу приладу

При лікуванні цукрового діабету, особливо його ускладнень, прилад відіграє важливу роль як допоміжний фізіотерапевтичний засіб, здатний комплексно впливати на судинну, нервову та тканинну системи організму. Дія імпульсного магнітного поля спрямована на усунення хронічного запалення, покращення мікроциркуляції, регенерацію тканин, а також нормалізацію метаболічних процесів, що особливо актуально при цукровому діабеті I та II типу.

Пристрій біофізичної стимуляції PEMF, здійснює лікувальну дію шляхом створення змінного електромагнітного поля, яке має здатність проникати крізь м’які та тверді тканини, досягаючи зон патологічних змін. Основою впливу є імпульсне електромагнітне поле, що формується за допомогою ортогонально розташованих електромагнітних котушок. Ці котушки активуються поперемінно, створюючи обертове магнітне поле, сфокусоване безпосередньо на місці лікування.

Характеристики впливу базуються на унікальному сигналі активації, який включає високочастотну несучу хвилю (10 кГц), амплітудно модульовану низькочастотною лікувальною хвилею (25 Гц), що має прямокутну форму з тривалістю імпульсу 20 мс. Така комбінація забезпечує глибоке проникнення сигналу через тканини з мінімальним розсіюванням енергії та високим ступенем фокусування в зоні лікування. Пікова напруженість поля становить 2,3 Гс, середня — 1,15 Гс, що відповідає безпечним параметрам згідно з медичними регламентами.

Завдяки ефекту Холла, що виникає під дією перпендикулярного магнітного поля на електричний струм у тканинах, відбувається створення поперечного електричного поля. Крім того, ПЕМФ впливає на м’язову тканину, викликаючи тетанічні мікроскорочення, що запобігає атрофії м’язів у період іммобілізації.

Отже, лікувальні характеристики приладу PEMF базуються на цілеспрямованому, фокусованому, безболісному та контрольованому електромагнітному впливі, що імітує природні біоелектричні сигнали організму. Це забезпечує неінвазивну, безпечну та ефективну альтернативу фармакологічному або хірургічному втручанню при лікуванні патологій тканини.

5.3 Небезпека ураження електричним струмом

Небезпека ураження електричним струмом є серед ключових загроз при роботі з електронними пристроями, особливо тими, що безпосередньо контактують з людським тілом, як, наприклад, PEMF-обладнання. У контексті розробки імпульсного електромагнітного приладу для лікування діабету ця загроза обумовлена низкою чинників, що вимагають пильної уваги на етапах проектування, випробувань та експлуатації. Джерело небезпеки – це електричні кола живлення, що забезпечують функціонування основних вузлів пристрою, включаючи генератор імпульсів, драйвер котушки, мікроконтролерну систему керування, дисплей та модулі зв'язку. При порушенні ізоляції, перегріванні компонентів, виникненні пробою між силовими та сигнальними лініями або неналежному заземленні пристрій може становити загрозу для користувача. Ураження струмом можливе як при прямому контакті з відкритими струмоведучими частинами, так і внаслідок витоку струму через корпус або інтерфейсні елементи.

Особливу увагу варто приділити контактам USB, силовим роз’ємам, розгалуженням живлення на друкованій платі та точкам пайки, які при низькій якості монтажу здатні викликати електричну дугу або коротке замикання. Ризик зростає при підвищеній вологості, конденсаті або при використанні пристрою без корпусу під час випробувань. Для захисту користувача передбачається кілька рівнів електробезпеки: використовуються розділені

живильні кола з гальванічною ізоляцією між мережею та логікою керування, що забезпечується за допомогою DC-DC перетворювачів та оптронів; корпус виготовляється з діелектричних матеріалів, які не проводять струм навіть при пробої внутрішніх елементів; усі потенційно небезпечні зони ізолюються лаком, силіконом або спеціальними кришками. Силовий блок, що живиться від зовнішнього джерела (наприклад, мережевого адаптера 12 В), має бути обладнаний подвійною ізоляцією та відповідати класу безпеки II відповідно до вимог IEC 60601. При використанні батарейного живлення пристрій стає значно безпечнішим, проте навіть у цьому випадку необхідний захист від перезарядження, перегріву та неправильного підключення елементів живлення. Особливу важливість має контроль стану MOSFET-транзисторів в ланцюзі індуктора: при їх пробої може виникнути небезпечне навантаження на користувача через зворотний струм або перенапругу. З цієї причини в схемі застосовуються обмежувачі напруги, діоди Шотткі та захисні варистори. Контролер повинен постійно моніторити напругу на ключових вузлах та припиняти живлення при перевищенні допустимих значень. Усі елементи, що контактують із зовнішнім середовищем, повинні бути перевірені на наявність витоків та відповідність граничним значенням струму, встановленим стандартами для медичної техніки (наприклад, витік не повинен перевищувати 10–100 мкА в залежності від режиму роботи). Крім того, необхідна система самодіагностики, яка перевіряє стан ключових елементів перед кожним включенням та відображає попередження у разі виявлення несправності.

Отже, питання ураження електричним струмом має критичне значення у структурі безпеки PEMF-пристрою. Вирішення цієї проблеми передбачає використання якісних ізоляційних матеріалів, апаратний та програмний контроль електропараметрів, реалізацію гальванічного розділення та багаторівневий захист користувача в будь-яких аварійних ситуаціях. Дотримання цих вимог є обов’язковою умовою для допуску пристрою до медичного застосування.

5.4 Техніка безпеки при експлутації приладу

Техніка безпеки при роботі з пристроєм імпульсного електромагнітного поля, призначеним для лікування пацієнтів з діабетом, передбачає сукупність заходів для гарантування безпеки як для пацієнта, так і для медичного чи обслуговуючого персоналу. Ці заходи ґрунтуються на дотриманні правил експлуатації електронних медичних приладів, які мають джерела живлення, виробляють змінне магнітне поле та контактують з людським тілом. Враховуючи той факт, що апарат генерує електромагнітні імпульси, оператор повинен неухильно виконувати інструкцію з експлуатації, щоб уникнути негативного впливу або зменшення ефективності лікування.

Перед увімкненням пристрою потрібно переконатися в цілісності корпусу, відсутності пошкоджень кабелів, відкритих проводів або ознак перегріву. Заборонено використання приладу без корпусу, оскільки це може спричинити випадковий контакт з струмопровідними частинами та ураження електричним струмом. Усі з’єднання з електромережею повинні виконуватися тільки через сертифікований адаптер із захистом від короткого замикання, перевантаження та перенапруги. Забороняється витягувати або вставляти роз'єми під час роботи приладу. Після кожного сеансу лікування пристрій необхідно вимикати і, по можливості, від’єднувати від мережі.

Користувач повинен суворо дотримуватися рекомендованої тривалості процедури та не перевищувати встановлені значення інтенсивності магнітного поля. Для уникнення перегріву електронних компонентів заборонено накривати пристрій тканиною, поміщати його в закриті простори без вентиляції або залишати під прямими сонячними променями. При появі сторонніх звуків, запаху горілого пластику або диму необхідно негайно припинити використання пристрою та звернутися до фахівця. Самостійне відкриття корпусу, зміна внутрішніх налаштувань або заміна електронних

компонентів без відповідної підготовки заборонена. Особливу увагу слід приділити правилам застосування пристрою на тілі пацієнта. Заборонено використовувати прилад на вологій або пошкодженій шкірі, на ділянках з вираженим запаленням, поблизу металевих імплантатів або кардіостимуляторів. Усі рекомендації щодо розміщення індукційної котушки повинні суворо виконуватися — вона не повинна безпосередньо торкатися шкіри, а повинна розташовуватися на м’якій ізоляційній прокладці. Застосування пристрою дозволено лише відповідно до затверджених медичних протоколів, з дозволу лікаря та після ознайомлення з протипоказаннями. У випадку застосування приладу в медичних закладах необхідно враховувати вимоги до електробезпеки приміщення, включаючи наявність системи захисного заземлення, системи аварійного відключення живлення, відповідного освітлення та вентиляції. Персонал, який працює з пристроєм, повинен пройти інструктаж з техніки безпеки та мати доступ до технічної документації. Прилад має проходити регулярну перевірку на справність, ізоляцію, відсутність струмів витоку та стабільність вихідних параметрів, які фіксуються в журналі технічного обслуговування.

Отже, техніка безпеки при використанні ІЕМП-пристрою включає в себе дотримання електротехнічних стандартів, обмеження впливу на організм, уважне ставлення до стану обладнання та правильну експлуатацію в медичних або домашніх умовах. Тільки при виконанні всіх вищезазначених вимог можлива безпечна, ефективна та довготривала робота апарату в терапевтичному режимі.

ВИСНОВОК

У ході написання дипломної роботи було проведено комплексне дослідження сучасних методів фізіотерапевтичного лікування цукрового діабету, зокрема застосування імпульсного електромагнітного поля (PEMF). На основі опрацьованих літературних джерел зроблено висновок що така технологія має перспективу у сфері неінвазивного впливу на організм людини та може стати ефективним доповненням до традиційних методів лікування.

Під час виконання поставленого завдання було ретельно вивчено принцип функціонування PEMF-апаратів, проаналізовано їх ключові робочі блоки, схеми формування імпульсів, принципи забезпечення живлення, управління та виведення лікувального сигналу та отримані наступні результати:

1. Розроблено функціональну та структурну схему пристрою неінвазивного приливу при лікуванні цукрового діабету;

2. Здійснено розрахунок параметрів та розроблено електричну принципову схему пристрою неінвазивного приливу при лікуванні цукрового діабету;

3. Проведено моделювання розподілу магнітного поля та обгрунтування конструктивні особливості пристрою. На основі проведеного моделювання було визначено характеристики магнітного поля та визначено кількість витків у катушках.

4. Запропоновано зразок конструювання друкованих плат та підбору компонентів, які відповідають технічним вимогам та нормам безпеки.

У ході роботи значну увагу було приділено питанням безпеки праці, електричній безпеці та забезпеченню захисту користувача при експлуатації подібних приладів.

Проведений аналіз підтверджує, що розроблений прилад значно переважає старі аналоги своєю мобільністю та можливістю його застосування в домашніх умовах.

Отримані результати засвідчують, що PEMF-технології є перспективним напрямом у медичній фізіотерапії, а проведене дослідження створює основу для подальшого впровадження даного пристрою у практику лікування хронічних захворювань, зокрема цукрового діабету.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Никифорова Л. Є., Фунтікова Л. А. Аналітичний розрахунок резонансних частот електромагнітних коливань клітини рослинної біосистеми // Матеріали наукової конференції. – К.: НУБіП України, 2017. – С. 112–116.
2. Никифорова Л. Є. Основи проектування енергетичних об’єктів АПК – навчальне видання для студентів аграрних спеціальностей.
3. Михальчишин Г. Цукровий діабет і тактика його терапії // Українська медична газета. — 2010. — №3. — С. 17.
4. Самосюк І.З., Чухраєв М.В., Самосюк Н.І., Чухраєва Є.М. Електротерапія і електропунктура в медичній реабілітації, фізіотерапії і курортології. — Київ: Мединтех, 2011. — 292 с.
5. Терещенко О.В., Клочко Т.Р. Скринінгова неінвазивна діагностика функціонального стану організму // Вісник НТУУ “КПІ”. Серія «Приладобудування». — 2016.
6. Технології аналізу рівня глюкози в організмі людини // National Technical University of Ukraine “Kyiv Polytechnic Institute”. — 2016.
7. Бабов К.Д., Волошина О.Б. Перспективні технології та прилади. — Луцьк, 2018.
8. Рибицька М.О. Роль прихильності до призначеної терапії у вираженості факторів ризику кардіоваскулярних захворювань та атеросклерозу у хворих на цукровий діабет 2 типу // Збірник наукових праць співробітників НМАПО ім. П. Л. Шупика. — 2015.
9. Федоров С.М. Сучасні погляди на магнітолазерну і фотомагнітну терапію та їх застосування в неврологічній практиці. — Національна медична академія післядипломної освіти, 2016.
10. Панчук О.С. Визначення вмісту глюкози крові за характеристиками фонограм. — 2018.

11. Обґрунтування застосування магнітолазерної терапії в комплексному лікуванні гострого пієлонефриту у дітей. — 2015.
12. Тондий Л.Д., Васильєва-Липецька Л.Я. Новий підхід до класифікації лікувальних фізичних факторів // Медична реабілітація, курортологія, фізіотерапія. — 1997. — №1. — С. 59–62.
13. Харченко Є.П., Яцук С.Л., Макаренко Г.А. Транскраніовертебральна мікроелектростимуляція в терапії ДЦП // Журнал невропатології і психіатрії. — 2005. — №8. — С. 21–23.
14. Сучасні аспекти збереження здоров'я людини // Збірник праць X міжнародної міждисциплінарної конференції. — ДВНЗ «Ужгородський національний університет», 2017.
15. Тещук В.Й. Півкульні особливості впливу Медотиліну та резонансної магнітно-квантової терапії. — 2017.
16. Чухраєв М.В. Використання електроміостимуляційної терапії в комплексному лікуванні цукрового діабету. — 2018.
17. Звуковий генератор [Електронний ресурс]. — Режим доступу: https://play.google.com/store/apps/details?id=com.finestandroid.soundgenerator&hl=ru.
18. TPA3110 Bluetooth Amplifier Review [Електронний ресурс]. — Режим доступу: http://techkannan.com/tpa3110-bluetooth-amplifier-review/.
19. Product Data Sheet: Bluetooth Serial HC-06 [Електронний ресурс]. — Режим доступу: https://www.olimex.com/Products/Components/RF/BLUETOOTH-SERIAL-HC-06/resources/hc06.pdf.
20. G-NOR Optoelectronics Co., Ltd. [Електронний ресурс]. — Режим доступу: http://www.g-nor.com/html/5012PD.pdf.
21. Кучерук І.М., Горбачук І.Т., Луцик П.П. Загальний курс фізики. У 3 т. Т.2: Електрика і магнетизм. — Київ: Техніка, 2006.

22. Бондаренко В.М., Медведєв І.Ю. Фізіотерапія. — Київ: Медицина, 2020. — 432 с.
23. Білинська О.І. Сучасні аспекти магнітотерапії в ендокринології // Вісник медичних наук. — 2021. — №4. — С. 45–51.
24. Грицай І.І., Костюк В.М. Застосування фізичних чинників у комплексному лікуванні цукрового діабету // Український медичний часопис. — 2020. — №2. — С. 36–41.
25. Кабаченко С.І. Основи біомедичної електроніки. — Харків: НТУ "ХПІ", 2019. — 312 с.
26. Іванова Л.П., Ковальчук А.В. Біофізичні механізми дії магнітного поля на організм // Біомедична інженерія. — 2022. — №1. — С. 12–17.
27. Markov M.S. Pulsed Electromagnetic Field Therapy History, State of the Art and Future // Environmentalist. — 2007. — Vol. 27. — P. 465–475.
28. Shupak N.M., Prato F.S., Thomas A.W. Therapeutic uses of pulsed magnetic-field exposure: A review // Bioelectromagnetics. — 2003. — Vol. 24(7). — P. 469–487.
29. Thomas A.W., Kavaliers M., Prato F.S. Therapeutic application of electromagnetic fields in diabetes: Current status and future directions // Current Diabetes Reports. — 2006. — Vol. 6. — P. 37–43.
30. ICNIRP Guidelines for limiting exposure to time-varying electric and magnetic fields (1 Hz–100 kHz) // Health Physics. — 2010. — Vol. 99(6). — P. 818–836.
31. IEC 60601-1: Medical electrical equipment – General requirements for basic safety and essential performance. — International Electrotechnical Commission, Geneva, 2020.
32. Lappin M.R., Pilla R. Pulsed electromagnetic field therapy: A review of clinical applications // Frontiers in Veterinary Science. — 2021. — Vol. 8.
33. Markov M. (ed.). Bioelectromagnetics in Medicine. — Boca Raton: CRC Press, 2015. — 520 p.

34. Griffiths D.J. Introduction to Electrodynamics. — 4th ed. — Pearson, 2017. — 624 p.