

**НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»
ФАКУЛЬТЕТ БІОМЕДИЧНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ
КАФЕДРА БІОМЕДИЧНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ**

До захисту допущено:

Завідувач кафедри

_____ Владислав ШЛИКОВ

«__» _____ 2026 р.

**Дипломна робота
на здобуття ступеня бакалавра
за освітньо-професійною програмою Медична інженерія
спеціальності 163 Біомедична інженерія
на тему: «Метод машинного навчання Random Forest для
прогнозування результативності та оптимізації процедур в
інтервенційній електрофізіології серця»**

Виконала:

студентка IV курсу, групи БМ-21

Прус Ольга Віталіївна _____

Керівник:

Доцент каф. БМІ, к.т.н., PhD

Сичик Марина Михайлівна _____

Консультант з охорони праці:

Доцент каф. ОППЦБ, к.т.н., доцент

Демчук Гліб Вікторович _____

Рецензент:

Доцент каф. ББЗЛ, с.н.с., к.м.н

Шаповалова Валентина Вікторівна _____

Засвідчую, що у цій дипломній роботі немає
запозичень з праць інших авторів без
відповідних посилань.

Студентка _____

Київ – 2026 року

Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»
Факультет біомедичної інженерії
Кафедра біомедичної інженерії

Рівень вищої освіти	Перший (бакалаврський)
Спеціальність	163 Біомедична інженерія
Освітньо-професійна програма	Медична інженерія

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

_____ Владислав ШЛИКОВ

«___» _____ 2026 р.

ЗАВДАННЯ
на дипломну роботу студенту

Прус Ользі Віталіївні

1. Тема роботи Метод машинного навчання Random Forest для прогнозування результативності та оптимізації процедур в інтервенційній електрофізіології серця.

керівник роботи Сичик Марина Михайлівна, к.т.н., PhD, доц. каф. БМІ
 (прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

затверджені наказом по університету від «27» травня 2026 р. №1924-с

2. Термін подання студентом роботи «7» червня 2026 р.

3. Вихідні дані до роботи: результати переддипломної практики, наукові статті (в електронному вигляді), деперсоналізовані таблиці клінічних даних пацієнтів ННЦССХ ім. М.М. Амосова, онлайн програмні середовища: Google Colab (для розробки прогностичної моделі), Flowchart Diagram (для побудови блок-схеми).

4. Зміст дипломної роботи: огляд сучасних методів лікування фібриляції передсердь, порівняльний аналіз технологій катетерної абляції, дослідження клінічних предикторів результативності втручань, обґрунтування вибору методів машинного навчання для обробки медичних даних, систематизація та підготовка клінічного датасету, розробка багатопараметричної прогностичної моделі на базі алгоритмів штучного інтелекту, програмна реалізація інтерактивного модуля системи підтримки прийняття рішень

(СППР), проведення валідації моделі, оцінка точності прогнозів та ефективності алгоритму, аналіз потенційних небезпек та розробка заходів з охорони праці.

5. Перелік ілюстративного матеріалу: структурна блок-схема алгоритму системи підтримки прийняття рішень (СППР); графік результатів валідації прогностичної моделі (кореляція між фактичною та прогнозованою тривалістю втручання); графік аналізу відносної важливості клінічних та антропометричних предикторів у структурі моделі; презентація у форматі MS PowerPoint.

6. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
4	Демчук Г.В., к.т.н., доцент кафедри ОППЦБ		

7. Дата видачі завдання 27 травня 2026 року.

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання дипломної роботи	Термін виконання етапів роботи	Примітка
1	Отримання завдання на ДР	27.05.2026	
2	Огляд літератури та наукових праць	27.05. – 28.05.2026	
3	Систематизація клінічних даних та їх аналіз	29.05. – 30.05.2026	
4	Розробка алгоритму та програмна реалізація прогностичної моделі	31.05. – 2.06.2026	
5	Проведення тестування та валідації ПЗ моделі	2.06. – 3.06.2026	
6	Подання ДР рецензенту. Отримання рецензії	4.06.2026	
7	Проходження нормконтролю	4.06.2026	
8	Подання в електронному вигляді ДР та анотації	7.06.2026	
9	Захист ДР	15.06.2026	

Студент

Ольга ПРУС

Керівник роботи

Марина СИЧИК

АНОТАЦІЯ

Тема дипломної роботи: «Метод машинного навчання *Random Forest* для прогнозування результативності та оптимізації процедур в інтервенційній електрофізіології серця».

Обсяг дипломної роботи становить 71 сторінок, містить 14 ілюстрацій, 15 таблиць, 3 формули, 1 додаток. Загалом опрацьовано 25 джерел.

Актуальність: методи катетерної ІЛВ є провідними у лікуванні ФП, але відсутність персоналізованого підходу до вибору технології часто призводить до рецидивів аритмії та надмірного променевого навантаження. Тож розробка прогностичної моделі на базі ШІ є актуальним рішенням в електрофізіології серця, оскільки забезпечує доопераційне моделювання та прогнозування ймовірності виникнення рецидивів для обґрунтованого вибору оптимального методу втручання з мінімальними клінічними ризиками та найбільшою ефективністю лікування.

Мета: мінімізація часу втручання та прогнозування ймовірності післяопераційних рецидивів аритмії за допомогою багатопараметричної моделі машинного навчання, навченої на реальних клінічних даних пацієнтів, для створення програмного забезпечення, що дозволить персоналізувати вибір методу катетерної абляції.

Для досягнення мети поставлено наступні задачі:

- 1) Визначити ключові клінічні та анатомічні предиктори результативності абляції та провести статистичний аналіз масиву медичних даних.
- 2) Побудувати структурну схему алгоритму системи підтримки прийняття медичних рішень.
- 3) Розробити прогностичну модель на базі методів МН мовою *Python* та реалізувати інтерактивний модуль для формування клінічних рекомендацій.
- 4) Здійснити валідацію створеного ПЗ на тестовій вибірці даних.

Ключові слова: фібриляція передсердь, електрофізіологія серця, катетерна абляція, радіочастотна абляція, кріоабляція, електропорація, машинне навчання, штучний інтелект, прогностична модель, клінічні предиктори, ефективність абляції.

ABSTRACT

Thesis topic: "Random Forest Machine Learning Method for Predicting Efficacy and Optimizing Procedures in Interventional Cardiac Electrophysiology".

The volume of the thesis consists of 71 pages, containing 14 illustrations, 15 tables, 3 formulas, and 1 appendix. A total of 25 sources were processed.

Relevance: catheter PVI methods are leading in AF treatment, but the lack of a personalized approach to selecting the technology often leads to arrhythmia recurrences and excessive radiation exposure. Therefore, developing an AI-based predictive model is a relevant solution in cardiac electrophysiology, as it provides preoperative modeling and prediction of recurrence probability for the justified selection of the optimal intervention method with minimal clinical risks and maximum treatment efficacy.

Objective: minimization of intervention time and prediction of the probability of postoperative arrhythmia recurrences using a multiparametric machine learning model trained on real clinical patient data, to create software that will personalize the choice of catheter ablation method.

To achieve this objective, the following tasks were set:

- 1) Identify key clinical and anatomical predictors of ablation effectiveness and conduct a statistical analysis of the medical dataset.
- 2) Build a structural flowchart of the medical decision support system algorithm.
- 3) Develop a predictive ML model in Python and implement an interactive module for generating clinical recommendations.
- 4) Validate the developed software on a test dataset.

Keywords: atrial fibrillation, cardiac electrophysiology, catheter ablation, radiofrequency ablation, cryoablation, electroporation, machine learning, artificial intelligence, predictive model, clinical predictors, ablation efficacy.

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ	8
ВСТУП.....	10
РОЗДІЛ 1	12
ОСНОВНІ ТЕОРЕТИЧНІ ВІДОМОСТІ	12
1.1 Сучасний стан проблеми катетерного лікування фібриляції передсердь та актуальні виклики інтервенційної електрофізіології серця.....	12
1.2 Можливості застосування методів штучного інтелекту та машинного навчання для аналізу медичних даних і прогнозування	14
1.3 Функціональні особливості та технічні характеристики існуючих методів катетерної абляції для лікування ФП.....	17
1.4 Клінічні предиктори результативності лікування фібриляції передсердь та критерії оцінки успішності процедури	21
Висновок до розділу 1.....	22
РОЗДІЛ 2	24
ОБҐРУНТУВАННЯ МЕТОДИКИ АНАЛІЗУ КЛІНІЧНИХ ДАНИХ	24
2.1 Систематизація масиву клініко-анатомічних параметрів, процедурних характеристик та показників ефективності лікування	24
2.2 Статистичний аналіз даних для виявлення закономірностей між обраною технологією, тривалістю операції та її результативністю	27
2.2.1 Первинний аналіз реального клінічного масиву РЧ-абляції ($n = 135$).....	28
2.2.2 Первинний аналіз реального клінічного масиву електропорації ($n = 285$)	29
2.2.3 Формування зведеного масиву даних для прогностичної моделі	31
2.3 Обґрунтування вибору математичних методів та програмних засобів для побудови алгоритму прогнозування на основі клінічних даних.....	32
2.3.1 Прогнозування очікуваної тривалості втручання	33
2.3.2 Прогнозування ймовірності клінічної невдачі або рецидиву	33
Висновок до розділу 2.....	34

РОЗДІЛ 3	35
ПРОГРАМНА РЕАЛІЗАЦІЯ ТА ПЕРЕВІРКА ЕФЕКТИВНОСТІ ПРОГНОСТИЧНОЇ МОДЕЛІ	35
3.1 Формулювання медико-технічних вимог	35
3.2 Структурна схема прогностичного алгоритму та етапи обробки даних	36
3.3 Програмна реалізація прогностичної моделі та розробка інтерактивного модуля системи підтримки прийняття рішень	39
3.4 Валідація програмного забезпечення та оцінка точності прогностичних розрахунків.....	41
3.4.1 Оцінка прогнозування тривалості процедури	42
3.4.2 Оцінка прогнозування клінічного успіху	43
3.5 Обмеження дослідження та перспективи клінічного застосування	45
Висновок до розділу 3.....	46
РОЗДІЛ 4	47
ОХОРОНА ПРАЦІ	47
4.1 Характеристика організації робочого простору рентгеноопераційної та специфікація технологічного обладнання	47
4.2 Санітарно-гігієнічний аналіз та оцінка відповідності параметрів приміщення нормативним вимогам	51
4.3 Аналіз потенційних небезпечних і шкідливих виробничих факторів на робочих місцях персоналу та заходи щодо їх усунення.....	52
4.3.1 Фізичні джерела небезпеки	53
4.3.2 Хімічні та біологічні джерела небезпеки	55
4.3.3 Небезпека ураження людини електричним струмом	56
4.4 Заходи забезпечення пожежної безпеки в рентгеноопераційній	57
Висновок до розділу 4.....	58
ВИСНОВКИ.....	60
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ	62
ДОДАТОК А	66

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ

ГДК – Гранично допустима концентрація
ДБН – Державні будівельні норми
ЕАК – Електроанатомічне картування
ЕГ – Електрограма
ЕКГ – Електрокардіограма
ЕФ – Електрофізіологія
ЗІЗ – Засоби індивідуального захисту
ІЛВ – Ізоляція легеневих вен
ІМТ – Індекс маси тіла
ІХС – Ішемічна хвороба серця
КДО – Кінцево-діастолічний об’єм
ЛП – Ліве передсердя
ЛШ – Лівий шлуночок
МІС – Медична інформаційна система
МН – Машинне навчання
НАМН – Національна академія медичних наук
ННЦССХ – Національний науковий центр серцево-судинної хірургії
ПЖК – Підшкірно-жирова клітковина
ППТ – Площа поверхні тіла
РЧА – Радіочастотна абляція
СН – Серцева недостатність
СППР – Система підтримки прийняття рішень
ФВЛШ – Фракція викиду лівого шлуночка
ФП – Фібриляція передсердь
ХОЗЛ – Хронічне обструктивне захворювання легень
ЧСС – Частота серцевих скорочень
ШВЛ – Штучна вентиляція легень
ШІ – Штучний інтелект

AI (Ablation Index) – Індекс абляції

ALARA (As Low As Reasonably Achievable) – Принцип радіаційної безпеки
«Настільки низько, наскільки це розумно досяжно»

BMI (Body Mass Index) – Індекс маси тіла

BSA (Body Surface Area) – Площа поверхні тіла

CIED (Cardiovascular Implantable Electronic Device) – Імплантовані
кардіологічні пристрої

DAP (Dose Area Product) – Добуток дози на площу (показник променевого
навантаження)

EHRA (European Heart Rhythm Association) – Європейська асоціація ритму серця

ESC (European Society of Cardiology) – Європейське товариство кардіологів

HIFU (High-Intensity Focused Ultrasound) – Високоінтенсивний сфокусований
ультразвук

HPSD (High Power Short Duration) – Технологія РЧА високої потужності та
короткої тривалості

HRS (Heart Rhythm Society) – Товариство ритму серця

LAD (Left Atrial Diameter) – Діаметр лівого передсердя

LBA (Laser Balloon Ablation) – Лазерна балонна абляція

LPLD (Low Power Long Duration) – Технологія РЧА низької потужності та
довгої тривалості

LVEF (Left Ventricular Ejection Fraction) – Фракція викиду лівого шлуночка

MAE (Mean Absolute Error) – Середня абсолютна похибка

MWA (Microwave Ablation) – Мікрохвильова абляція

OSA (Obstructive Sleep Apnea) – Синдром обструктивного апное уві сні

PFA (Pulsed Field Ablation) – Імпульсна польова абляція (електропорація)

RF (Random Forest) – Випадковий ліс (алгоритм машинного навчання)

SVM (Support Vector Machine) – Метод опорних векторів

ВСТУП

Фібриляція передсердь (ФП) – це найпоширеніша серцева аритмія, якою страждає приблизно 1-2 % населення світу [1]. Катетерна ізоляція легеневих вен (ІЛВ) є стандартним методом радіохірургічного контролю ритму при ФП, проте рецидиви аритмії спостерігаються у 20-40 % випадків після абляції [1]. Водночас будь-яке інтервенційне лікування традиційно потребує рентгеноскопічного контролю, що призводить до іонізуючого опромінення пацієнта та медичного персоналу [2, 3]. Тривала дія іонізуючого опромінення має канцерогенні та інші шкідливі наслідки (репродуктивні, нейродегенеративні, судинні тощо) [2].

З огляду на це, завданням сучасної електрофізіології є пошук шляхів мінімізації шкідливого впливу. Широко впроваджуються системи електроанатомічного картування (ЕАК), які дозволяють реалізувати стратегію «zero-fluoroscopy» без погіршення результатів лікування [2]. Поряд із цим, стрімко зростає роль штучного інтелекту (ШІ) у кардіології. Системи на основі машинного навчання (МН) здатні значно покращити планування процедури: впровадження алгоритмів у лікувальний процес скорочує час втручання до 25 % і підвищує показники успіху до понад 85 % [4].

Початковою метою дослідження було визначено розробку алгоритму для мінімізації променевого навантаження. Проте у ході роботи було виявлено ширший аналітичний потенціал обраної моделі МН, ніж передбачалося спочатку. Це дозволило трансформувати підхід: від розв'язання задачі зниження радіаційних ризиків до створення багатопараметричної прогностичної системи, що комплексно оцінює ефективність операції, автоматизує вибір оптимальної технології абляції та забезпечує індивідуалізований прогноз клінічного успіху для кожного пацієнта.

Актуальність дипломної роботи: методи катетерної ізоляції легеневих вен є провідними у лікуванні ФП, проте відсутність персоналізованого підходу до вибору технології часто призводить до рецидивів аритмії та надмірного променевого навантаження. Тому розробка прогностичної моделі на базі штучного інтелекту є актуальним рішенням в електрофізіології серця, оскільки забезпечує доопераційне

моделювання та прогнозування ймовірності рецидивів для обґрунтованого вибору оптимального методу втручання з мінімальними клінічними ризиками та найбільшою ефективністю лікування.

Мета дипломної роботи: мінімізація часу втручання та прогнозування ймовірності післяопераційних рецидивів аритмії за допомогою багатопараметричної моделі машинного навчання, навченої на реальних клінічних даних пацієнтів, для створення програмного забезпечення, що дозволить персоналізувати вибір методу катетерної абляції.

Задачі дипломної роботи:

- 1) Визначити ключові клінічні та анатомічні предиктори, що впливають на результативність катетерної абляції.
- 2) Провести статистичний аналіз масиву медичних даних пацієнтів для виявлення закономірностей.
- 3) Побудувати структурну схему алгоритму системи підтримки прийняття медичних рішень.
- 4) Розробити багатопараметричну прогностичну модель на базі методів машинного навчання мовою *Python*.
- 5) Реалізувати інтерактивний модуль для автоматизованого формування клінічних рекомендацій.
- 6) Здійснити валідацію створеного програмного забезпечення на тестовій вибірці даних.

РОЗДІЛ 1

ОСНОВНІ ТЕОРЕТИЧНІ ВІДОМОСТІ

1.1 Сучасний стан проблеми катетерного лікування фібриляції передсердь та актуальні виклики інтервенційної електрофізіології серця

Катетерна абляція на сьогодні є одним з основних та найбільш ефективних методів лікування пацієнтів із фібриляцією передсердь (ФП), особливо у випадках резистентності до антиаритмічної медикаментозної терапії. Базовою стратегією залишається ізоляція легеневих вен (ІЛВ) шляхом формування контрольованих зон деструкції для блокування патологічних електричних імпульсів [3, 5].

Принцип формування ліній абляції навколо усть легеневих вен у лівому передсерді (ЛП) проілюстровано на рисунку 1.1 [6].

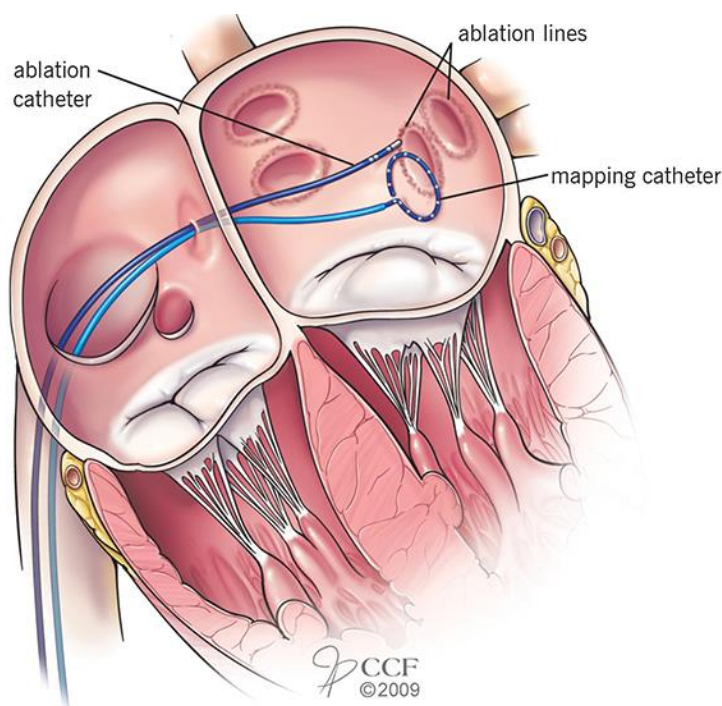


Рисунок 1.1 – Процес ізоляції легеневих вен із застосуванням абляційного та навігаційного катетерів [6].

Проведення абляції супроводжується обов'язковим рентгеноскопичним контролем, що істотно вимагає постійної флюороскопії під час внутрішньосерцевих

маніпуляцій. Зростаюча кількість інтервенційних втручань гостро підіймає проблему радіаційної безпеки, оскільки тривалий вплив іонізуючого випромінювання має негативні кумулятивні наслідки. Це становить значну загрозу не лише для пацієнтів, але й для медичного персоналу, які щоденно знаходяться в операційній. Дослідження доводять, що високі дози опромінення можуть призводити до розвитку радіаційно-індукованих катаракт, дерматитів, а також підвищують ризик онкологічних захворювань [2, 3].

Крім того, на рівень променевого навантаження значно впливають анатомічні особливості пацієнтів. Наприклад, наявність надлишкової маси тіла або ожиріння (високий індекс маси тіла) значно погіршує візуалізацію крізь тканини, що призводить до суттєвого збільшення дози опромінення (*DAP*), яку отримують як пацієнт, так і оператор під час виконання абляції [7, 8].

Відповіддю на цей виклик стало активне впровадження принципів радіаційної безпеки *ALARA* (*As Low As Reasonably Achievable* – настільки низько, наскільки це розумно досяжно), де мінімізація дози виступає одним із головних критеріїв оптимізації процесу лікування. Ключовим технологічним рішенням для реалізації цього принципу є перехід до використання систем електроанатомічного 3D-картування (ЕАК), які дозволяють будувати тривимірні моделі камер серця у реальному часі та візуалізувати положення катетерів без застосування рентгенівських променів. Це дозволило реалізувати протоколи «*zero-fluoroscopy*» та «*near zero-fluoroscopy*» без збільшення частоти інтраопераційних ускладнень [2].

Проте на сучасному етапі розвитку інтервенційна електрофізіологія стикається з новим, ще більш глобальним викликом – експоненційним зростанням обсягів та складності медичних даних. Сучасна аритмологія оперує значними масивами цифрової інформації: від стандартних електрокардіограм (ЕКГ) та даних із носимих пристроїв до складних внутрішньосерцевих електрограм (ЕГ) і тривимірних електроанатомічних карт (рис. 1.2) [9].

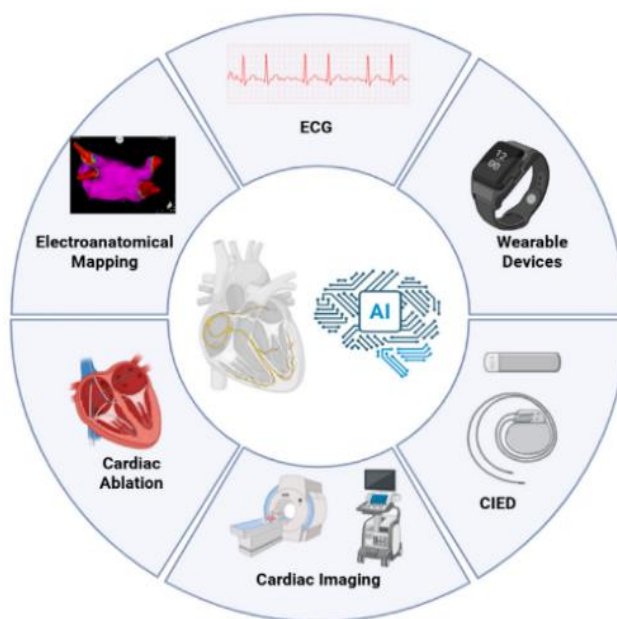


Рисунок 1.2 – Сфери застосування ШІ в клінічній електрофізіології серця [9].

Ефективна обробка таких масивів даних та вибір тактики лікування вимагають впровадження алгоритмів штучного інтелекту (ШІ) та машинного навчання (МН). Ці системи здатні забезпечити повний клінічний супровід: від доопераційної стратифікації ризиків до оптимізації інтраопераційного процесу [9].

Таким чином, сучасний етап розвитку електрофізіології (ЕФ) характеризується інтеграцією новітніх навігаційних технологій та математичних моделей підтримки прийняття рішень, що дозволяє поєднати принципи *ALARA* з прогнозуванням клінічної успішності для вибору найкращої стратегії та досягненням балансу між безпекою і ефективністю лікування.

1.2 Можливості застосування методів штучного інтелекту та машинного навчання для аналізу медичних даних і прогнозування

Стрімкий розвиток та впровадження методів штучного інтелекту, зокрема машинного та глибокого навчання, стають визначальними факторами трансформації процесів лікування пацієнтів із ФП [10]. Основна перевага таких обчислювальних систем полягає в їхній здатності ефективно опрацьовувати великі масиви неоднорідних медичних даних (клініко-демографічні показники, результати

візуалізації, внутрішньосерцеві ЕГ) для створення високоточних інструментів підтримки клінічних рішень [10].

В інтраопераційному періоді алгоритми штучного інтелекту успішно інтегруються в системи електроанатомічної навігації. Використання ШІ-керованого картування дозволяє автоматизовано аналізувати електричні сигнали та ідентифікувати мішені абляції (камеру походження аритмії) з точністю понад 95,5%, що практично виключає необхідність навігації в нецільових зонах [4, 11, 12].

Окрім цього, спеціалізовані нейромережі забезпечують точність ідентифікації мішеней на рівні 0,98. Як наслідок, автоматизація пошуку вогнищ деструкції скорочує загальну тривалість операції щонайменше на 25% та суттєво зменшує час рентгеноскопії [11, 12].

У доопераційному періоді машинне навчання відкриває нові можливості для планування та стратифікації ризиків. Інтеграція загальних клінічних показників забезпечує вищу прогностичну точність порівняно з традиційними клінічними шкалами, дозволяючи заздалегідь оцінити ймовірність успіху різних методів абляції для конкретного пацієнта [10, 12]. Крім того, системи ШІ відіграють ключову роль у післяопераційному моніторингу: вони високоточно ідентифікують пацієнтів із ризиком клінічного рецидиву аритмії, дозволяючи об'єктивно оцінювати результативність проведених втручань у довгостроковій перспективі [13].

Для створення ефективних систем підтримки прийняття рішень важливим є розуміння базових архітектур МН та їхніх механізмів. Найбільш поширеними у клінічній практиці є алгоритми навчання з учителем (*supervised learning*). Під час роботи таких алгоритмів модель тренується на великих маркованих масивах ретроспективних медичних даних, самостійно виявляючи приховані нелінійні закономірності між вхідними предикторами та фінальними результатами втручання [9].

Порівняльна характеристика основних алгоритмів машинного навчання, що застосовуються в електрофізіології серця, наведена у таблиці 1.1.

Таблиця 1.1 – Порівняння найпоширеніших алгоритмів машинного навчання з учителем у ЕФ [9].

Алгоритм	Сценарії застосування	Вимоги до даних
Регресія найменших квадратів	Стратифікація ризиків, аналіз виживаності, базове прогностичне моделювання	$n = 200-500$, високоякісне маркування, невелика к-сть ознак
Метод опорних векторів (SVM)	Класифікація аритмій, аналіз малих вибірок ЕКГ, стратифікація ризиків	$n < 1000$, ретельне маркування, масштабовані ознаки
Нейронні мережі	Автоматизована діагностика, розпізнавання складних патернів у масивах ЕКГ/ЕГМ	$n \geq 5000$, строго узгоджене маркування, потреба в аугментації даних
Випадковий ліс (Random Forest)	Прогнозування результатів лікування, аналіз реєстрів, ранжування ознак за важливістю	Значні масиви, стійкість до інформаційного шуму, мінімальна попередня обробка

Поряд із доопераційним плануванням та інтраопераційною навігацією, ще одним стратегічним напрямком розвитку ІІІ є його впровадження у системи віддаленого моніторингу. Завдяки цьому сучасна клінічна електрофізіологія стрімко переходить від аналізу епізодичних даних до постійної обробки фізіологічних параметрів. Штучний інтелект вже успішно впроваджений у реальну практику провідними виробниками імплантованих кардіологічних пристроїв (*CIED*), такими як *Boston Scientific*, *Medtronic* та *Biotronik*. Алгоритми МН безперервно обробляють потоки даних із внутрішніх сенсорів (зокрема, варіабельність серцевого ритму, внутрішньогрудний імпеданс та рівень активності) для завчасного прогнозування серцевої недостатності (СН) та рецидивів фібриляції передсердь ще до появи перших клінічних симптомів [9].

Це дає лікарям критично важливе «вікно» для своєчасної оптимізації терапії та значно знижує ризик раптової госпіталізації пацієнтів. Інтеграція таких алгоритмів має на меті не замінити лікаря, а стандартизувати і пришвидшити прийняття рішень виключно на основі об'єктивних даних, зводячи до мінімуму суб'єктивний людський фактор.

Базові характеристики інтегрованих алгоритмів прогнозування залежно від компанії-виробника наведено у таблиці 1.2.

Таблиця 1.2 – Основні параметри багатопараметричних прогностичних моделей *CIED* [9].

Алгоритм (Виробник)	Основні вхідні дані (отримані з CIED)	Характеристика ваг / Клінічна мета
HeartLogic (Boston Scientific)	Активність, нічна ЧСС, дихання (ЧД/РСБІ), серцеві тони (S3/S1), грудний імпеданс	Композитний індекс (ваги не оприлюднюються). Прогноз декомпенсації СН
TriageHF / HFRS (Medtronic)	% шлуночкової стимуляції (VP), активність, навантаження ФП, ВСР, нічна ЧСС, OptiVol (внутрішньогрудний імпеданс), ліковані епізоди ШТ/ФШ або шоки, частота шлуночків під час ФП	Баєсівські рівні правил (немає числових ваг). Оцінка ризиків СН та аритмій
HeartInsight (Biotronik)	24-годинна ЧСС, активність, навантаження ФП, індекс ризику СН (HFRS), ВСР, нічна ЧСС, грудний імпеданс, шлуночкові екстрасистоли	Єдиний бал (без фіксованих відсоткових ваг). Моніторинг аритмій

Отже, розробка прогностичної моделі на базі методів машинного навчання є науково обґрунтованим і перспективним напрямком. Інтеграція клінічних, анатомічних та процедурних предикторів у єдиний обчислювальний алгоритм забезпечить індивідуалізацію вибору стратегії лікування, оптимізацію часу втручання та глобальну мінімізацію променевого навантаження.

1.3 Функціональні особливості та технічні характеристики існуючих методів катетерної абляції для лікування ФП

Сучасна інтервенційна електрофізіологія володіє широким арсеналом інструментів для лікування ФП, кожен з яких має власні фізичні принципи формування вогнищ деструкції та специфічні технічні характеристики [3]. Серед них найбільшого поширення у клінічній практиці набули три базові технології, що відрізняються як типом енергетичного впливу, так і конфігурацією самого катетера (рис. 1.3).

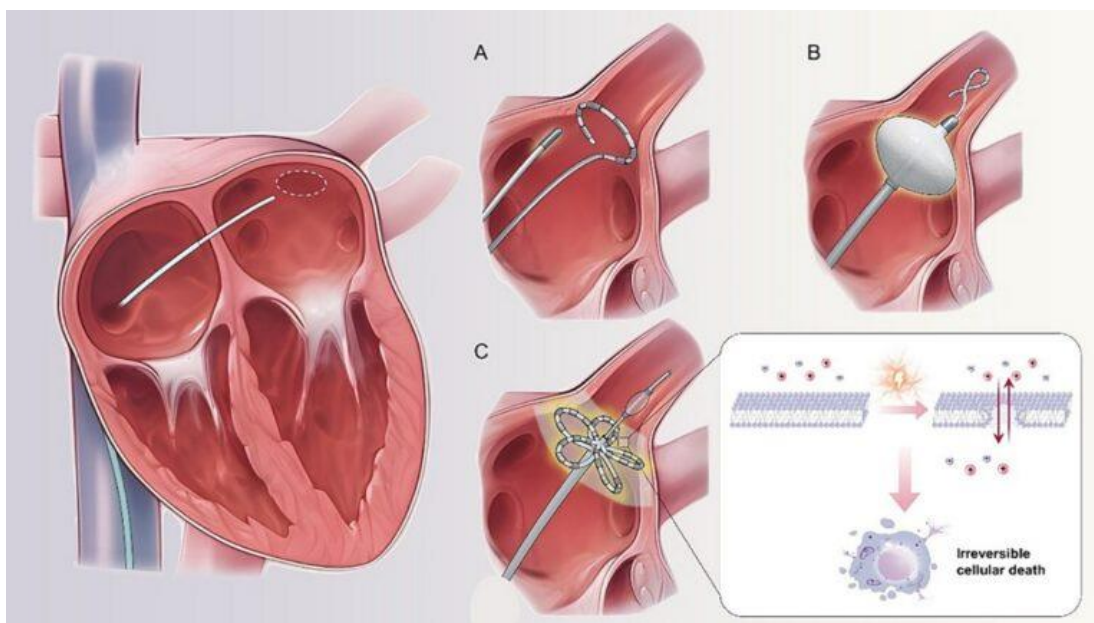


Рисунок 1.3 – Основні методи катетерної ізоляції легеневих вен: *A)* радіочастотна абляція точковим катетером; *B)* кріоабляція із застосуванням балонного катетера; *C)* імпульсно-польова абляція (ІПА) багатеелектродним сплайн-катетером (електропорація) [14].

Вибір конкретної технології безпосередньо впливає на тривалість операції, рівень променевого навантаження та профіль безпеки для пацієнта [3, 10]:

- Радіочастотна абляція (РЧА):** базується на використанні змінного електричного струму високої частоти для створення термічного пошкодження тканин міокарда шляхом резистивного нагрівання. Класичний протокол (*LPLD* – *Low Power Long Duration*, 25-35 Вт) виконується методикою «точка за точкою», що вимагає філігранної точності, суттєво подовжує час процедури та потребує тривалої рентгеноскопії [3, 5]. Сучасним еволюційним стандартом є високопотужна РЧА (*HPSD* – *High Power Short Duration*, 40-50 Вт). Завдяки контролю індексу абляції (*Ablation Index, AI*) – математичному алгоритму, що інтегрує силу притискання катетера, потужність та час впливу [5], ця методика формує ширші вогнища деструкції. Досягнення цільових показників індексу дозволяє досягати вищого рівня ізоляції з першої спроби, зменшує кількість випадків гострого відновлення провідності та значно скорочує час використання рентгену [5].

- **Кріобалонна абляція:** альтернатива термічному нагріванню, що передбачає введення спеціального балона в устя легеневої вени з подальшою подачею холодоагенту (оксиду азоту). Цей процес заморожує тканину та створює суцільну циркулярну лінію пошкодження за одну аплікацію [3]. На відміну від точкової РЧА, цей метод дозволяє ізолювати вену значно швидше, радикально знижуючи загальний час флюороскопії [3, 10].
- **Електропорація (PFA – Pulsed Field Ablation):** новітня нетермічна технологія впливу надзвичайно короткими, але високовольтними електричними імпульсами, які дестабілізують клітинні мембрани, утворюючи в них мікроскопічні пори [3]. Головна технічна перевага методу полягає в абсолютній тканинній селективності: міокард є найбільш чутливим до цих імпульсів, тоді як сусідні структури (стравохід, діафрагмальний нерв) залишаються неушкодженими. Це забезпечує найвищий профіль безпеки та найшвидше формування зон деструкції, що гарантує максимальну мінімізацію загального часу операції [3, 10].

Результати порівняльного аналізу часових показників розглянутих технологій наведено на рисунку 1.4.

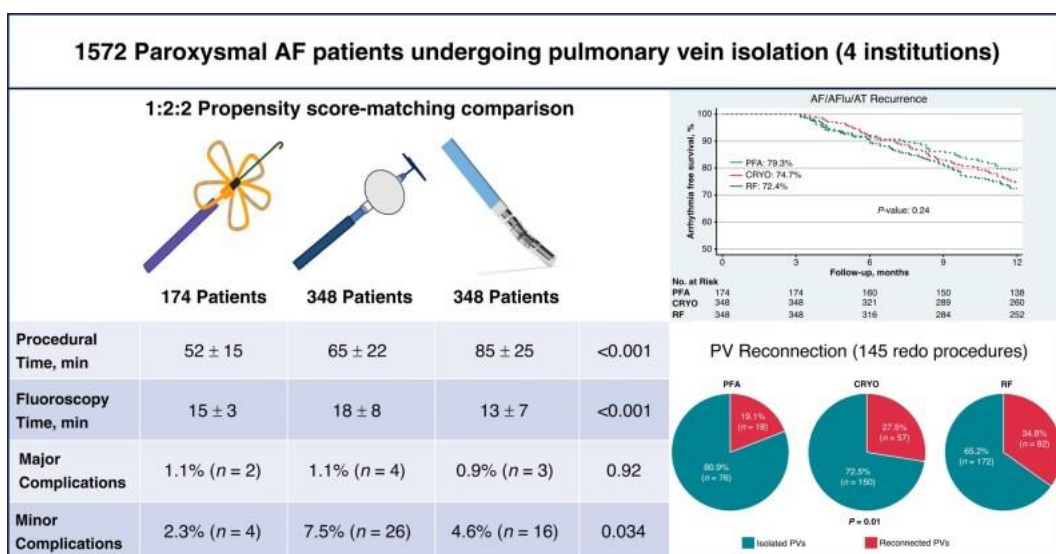


Рисунок 1.4 – Результати клінічного порівняння технологій імпульсної, кріобалонної та радіочастотної абляції [5].

Представлені дані переконливо демонструють, що використання новітніх нетермічних методів впливу (електропорації) та кріобалонів дозволяє суттєво скоротити загальну тривалість процедури та час рентгеноскопії порівняно з класичною РЧА [5]. Отже, тип обраного методу абляції виступає критично важливим предиктором для розробки прогностичних комп'ютерних алгоритмів, оскільки він має найсильнішу математичну кореляцію з очікуваною тривалістю радіаційного впливу та ризиком інтраопераційних ускладнень.

Але, окрім вищезазначених трьох базових технологій, у наукових працях та клінічних випробуваннях активно досліджувалися інші види енергії для виконання ІЛВ. Серед найбільш відомих альтернативних підходів виділяють:

- **Лазерна балонна абляція (LBA):** використовує світлову енергію ближнього інфрачервоного спектра (наприклад, довжина хвилі 980 нм). Світловод розміщується всередині спеціального балона, який після роздування в усті вени забезпечує щільний контакт стінки інструмента з ендокардом. Ключовою перевагою методу є наявність вбудованого мікроскопа: роздутий балон ізолює ділянку впливу від потоку крові, що дозволяє формувати зони деструкції під прямим візуальним контролем – лікар отримує чітке зображення тканин міокарда через прозору стінку балона [15].
- **Мікрохвильова абляція (MWA):** базується на використанні високочастотних електромагнітних хвиль (зазвичай 915 МГц або 2,45 ГГц). Ці хвилі викликають надшвидке коливання молекул води всередині міокарда, що призводить до інтенсивного діелектричного нагрівання тканин та утворення глибокого коагуляційного некрозу [16].
- **Ультразвукова абляція (HIFU – *High-Intensity Focused Ultrasound*):** фокусує високоінтенсивні акустичні хвилі в одну точку міокарда. Хвилі проходять крізь кров та тканини без їх пошкодження, виділяючи теплову енергію лише у фокусній точці, що дозволяє створювати глибокі вогнища деструкції без прямого контакту інструмента з ендокардом [17].

Проте варто чітко зазначити, що хоча ці види енергій досліджувалися та демонстрували певний потенціал в експериментальних умовах, наразі вони не використовуються широко, не є повноцінно впровадженими та не рекомендовані для рутинної клінічної практики. Вони значно поступаються базовим методам за критеріями безпеки або складності використання.

Вибір для даної прогностичної моделі виключно РЧА, кріоабляції та електропорації (PFA) обґрунтований тим, що саме ці три методи є офіційно визнаними, найефективнішими та рекомендованими провідними міжнародними електрофізіологічними організаціями (EHRA, HRS, ESC) для сучасного лікування фібриляції передсердь [18].

1.4 Клінічні предиктори результативності лікування фібриляції передсердь та критерії оцінки успішності процедури

Результативність катетерного лікування ФП та загальний рівень інтраопераційного променевого навантаження залежать від комплексного впливу низки клінічних, анатомічних та процедурних предикторів. До ключових факторів, що визначають хід та складність операції, належать:

Анатомічні та демографічні особливості: наявність високого індексу маси тіла (ІМТ) чи надлишкової ваги є незалежним предиктором ускладненої візуалізації. Зайва жирова тканина розсіює рентгенівські промені, що прямо та статистично значущо корелює зі збільшенням часу флюороскопії та дози опромінення як для пацієнта, так і для медичної бригади [7].

Характер аритмії та метод впливу: форма ФП (пароксизмальна чи персистуюча) визначає площу та складність необхідного втручання. Водночас застосування новітніх методів (електропорації або кріоабляції) виступає потужним предиктором суттєвого скорочення часу процедури порівняно зі стандартною РЧА [5, 19].

Технологічне забезпечення: використання систем електроанатомічного картування (ЕАК), інтеграція алгоритмів штучного інтелекту та систем контролю за

індексом абляції (AI) є найсильнішими процедурними факторами безпеки, оскільки вони знижують залежність від рентгену на 43,7% та підвищують точність деструкції тканин [4, 11, 20].

Клінічний анамнез та супутні захворювання: на складність втручання та час флюороскопії безпосередньо впливають структурно-функціональні показники серця (розмір лівого передсердя, фракція викиду лівого шлуночка) та наявність супутніх патологій. Зокрема, ішемічна хвороба серця (ІХС), серцева недостатність, синдром обструктивного апное уві сні (OSA) та хронічні обструктивні захворювання легень (ХОЗЛ) змінюють анатомію серця та механіку дихання пацієнта, що вимагає додаткового рентгеноскопічного контролю і подовжує час процедури [12, 21].

Критерії оцінки успішності процедури поділяються на інтраопераційні (безпосередні) та довгострокові. До перших належить досягнення повної ізоляції легеневих вен з першої спроби (*first-pass isolation*), відсутність гострого відновлення провідності та хірургічних ускладнень. З позицій радіаційної безпеки пріоритетом є виконання втручання за протоколом «zero-fluoroscopy» або досягнення мінімально можливого часу флюороскопії без погіршення клінічних результатів [2, 8].

Головним довгостроковим критерієм ефективності вважається відсутність клінічних рецидивів аритмії у післяопераційному періоді, ймовірність яких наразі ефективно прогнозується за допомогою сучасних систем машинного навчання [13].

Висновок до розділу 1

Проведений комплексний огляд сучасного стану інтервенційної електрофізіології доводить, що катетерна абляція є провідним методом лікування фібриляції передсердь, однак її проведення нерозривно пов'язане з вагомим ризиком променевого навантаження на пацієнта та медичну бригаду. Доведено, що впровадження новітніх технологій деструкції тканин (зокрема нетермічної електропорації та кріобалонної абляції) у поєднанні із системами 3D-навігації дозволяє суттєво оптимізувати хід втручання та радикально мінімізувати час флюороскопії відповідно до міжнародних принципів радіаційної безпеки ALARA.

Водночас аналіз клінічної практики свідчить, що результативність та загальна тривалість процедури безпосередньо залежать від комплексу індивідуальних предикторів. Доведено, що такі фактори, як високий індекс маси тіла, форма аритмії, структурні зміни міокарда та наявність супутніх патологій, критично впливають на складність інтраопераційної візуалізації та ймовірність довгострокового клінічного успіху (відсутності рецидивів).

Встановлено, що найбільш ефективним інструментом для обробки та інтеграції цих неоднорідних масивів медичних даних є застосування методів ШІ та машинного навчання. Залучення алгоритмів навчання з учителем дозволяє автоматизувати процес прийняття рішень, здійснити високоточну доопераційну стратифікацію ризиків та індивідуалізувати вибір стратегії абляції для конкретного пацієнта.

Отже, розробка комп'ютеризованої багатопараметричної прогностичної моделі на базі МН є обґрунтованим і перспективним рішенням, спрямованим на комплексну оптимізацію лікувального процесу, підвищення його результативності та ефективну мінімізацію радіаційних і хірургічних ризиків.

РОЗДІЛ 2

ОБҐРУНТУВАННЯ МЕТОДИКИ АНАЛІЗУ КЛІНІЧНИХ ДАНИХ

2.1 Систематизація масиву клініко-анатомічних параметрів, процедурних характеристик та показників ефективності лікування

Для побудови прогностичної моделі на основі методів машинного навчання критично важливим етапом є систематизація та стандартизація вхідних даних. На відміну від первинних етапів дослідження, фінальний масив було сформовано шляхом інтеграції двох баз реальних клінічних даних пацієнтів (для високопотужної радіочастотної абляції та новітнього методу імпульсної електропорації), а також масиву даних для кріобалонної абляції, який був змодельований на основі статистичних закономірностей із сучасних наукових джерел.

Оскільки вихідні електронні таблиці мали гетерогенну структуру та різну номенклатуру (наприклад, різні варіації назв для розміру лівого передсердя, фракції викиду чи ступеня фіброзу), програмно було реалізовано алгоритм автоматичної уніфікації та зведення параметрів до єдиного стандарту. Під час цього процесу всі текстові та описові показники були переведені у числовий формат, придатний для математичної обробки алгоритмами штучного інтелекту.

Після очищення від неповних рядків та стандартизації, фінальний масив предикторів було структуровано за чотирма функціональними групами:

Група 1. Демографічні та антропометричні дані

Ця група описує базовий профіль пацієнта:

- *Вік (Age)* – кількісний показник у повних роках.
- *Стать (Gender)* – показник, закодований бінарно (1 – чоловік, 0 – жінка).
- *Зріст та вага* – базові фізичні параметри.
- *ІМТ (BMI) та ППТ (BSA)* – розрахункові індекси маси та площі поверхні тіла пацієнта. Ці показники виступають незалежними предикторами складності візуалізації внутрішніх структур і впливають на очікувану тривалість втручання.

Група 2. Клінічні та структурно-функціональні показники серця

Група включає ключові маркери складності патології:

- *Форма ФП (AF_Type)* – розширена класифікація важкості аритмії: 0 – пароксизмальна, 1 – персистуюча, 2 – тривалоперсистуюча.
- *ЧСС та R-R інтервал до втручання* – базові електрофізіологічні показники ритму.
- *Діаметр лівого передсердя (LAD)* – кількісний показник структурної деформації тканин (мм).
- *Фракція викиду (LVEF)* – показник насосної функції лівого шлуночка (%).
- *Ступінь фіброзу ЛП* – деталізована клінічна змінна, переведена з текстового опису вольтажних карт у математичну шкалу: від 0 (мінімальний) до 4 (тотальний фіброз міокарда).

Група 3. Процедурні параметри (технологія втручання)

- *Метод абляції (Ablation_Method)* – головний керований предиктор моделі. 0 – РЧА, 1 – Кріоабляція, 2 – Електропорація (PFA). Цей параметр безпосередньо впливає як на час процедури, так і на ймовірність успішного подолання вираженого фіброзу.

Група 4. Цільові змінні (результати та наслідки процедури)

- *Час втручання (Procedural_Time)* – загальна фактична тривалість операції у хвиликах.
- *Клінічний успіх / Рецидив (Recurrence_Target)* – бінарний показник результативності втручання.

Систематизований масив з перелічених змінних формує повноцінну матрицю ознак та вектор цільових значень, що дозволяє перейти до етапу первинного статистичного аналізу та безпосереднього навчання алгоритму.

Для подальшої практичної реалізації дослідження було залучено консолідований масив деперсоналізованих клінічних даних. Вихідні бази (РЧА, кріоабляція та імпульсна електропорація) містили значно більшу кількість записів, однак для забезпечення високої точності машинного навчання алгоритм провів жорстке програмне очищення даних. З аналізу було автоматично вилучено пацієнтів із неповними клінічними записами (відсутність інформації про точну тривалість втручання, вік або ключові анатомічні предиктори). Після фільтрації загальний обсяг фінальної навчальної вибірки склав 430 пацієнтів.

Серед цього масиву алгоритм ідентифікував 51 випадок із загальним негативним клінічним результатом (що класифікується моделлю як цільовий вектор невдачі). До цієї групи увійшли всі несприятливі наслідки: віддалені рецидиви аритмії у післяопераційний період (через 3, 6 або 12 місяців) та випадки первинної клінічної неефективності (наприклад, неможливість досягти стійкої ізоляції вен безпосередньо під час втручання). Таке об'єднання в єдиний цільовий клас дозволяє прогностичній моделі комплексно аналізувати фактори, що призводять до будь-яких форм клінічних невдач, і ефективніше прогнозувати ризики для нових пацієнтів.

Вихідний загальний датасет містив понад 124 різноманітних параметри, серед яких ключовими є антропометричні дані (вік, зріст, вага), форма аритмії, ехокардіографічні показники (*LVEF*, *LAD*) та результати лікування (час втручання, наявність рецидивів). Використання цієї розширеної бази дозволяє максимально об'єктивно верифікувати алгоритм.

Зважаючи на значний обсяг інформації, було виділено перелік основних показників, які характеризують стан пацієнта та перебіг операції, сюди увійшли:

- **Загальноклінічний профіль:** вік, стать пацієнта та дата проведення оперативного втручання.
- **Антропометрія:** зріст, вага, а також розраховані показники площі поверхні тіла (ППТ) та індексу маси тіла (ІМТ), що дозволяють оцінити індивідуальні особливості статури.

- **Часові характеристики процедури:** загальний час втручання, а також тривалість критичних етапів – час перебування катетера в лівому передсерді (Час в ЛП) та безпосередній час ізоляції легеневих вен (Час ІЛВ).
- **Електрофізіологічні параметри:** показники серцевого ритму (інтервали $R-R$ та ЧСС), зафіксовані безпосередньо до початку процедури та після.
- **Показники ефективності:** дані про наявність рецидивів аритмії протягом 12 місяців спостереження та загальна статистика рецидивів після процедури.

2.2 Статистичний аналіз даних для виявлення закономірностей між обраною технологією, тривалістю операції та її результативністю

Для виявлення та математичного доведення лінійної залежності між кількісними показниками було розраховано коефіцієнт кореляції Пірсона. Цей метод дозволяє статистично підтвердити, наскільки сильно зміна одного параметра впливає на інший. Розрахунок здійснювався за стандартною формулою (2.1):

$$r_{xy} = \frac{\sum_{i=1}^m (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^m (x_i - \bar{x})^2 \sum_{i=1}^m (y_i - \bar{y})^2}} = \frac{cov(x, y)}{\sqrt{s_x^2 s_y^2}}, \quad (2.1)$$

де x_i та y_i – індивідуальні значення досліджуваних змінних, $\bar{x}$ та $\bar{y}$ – їх середні арифметичні значення, m – загальний обсяг вибірки, $cov(x, y)$ – коваріація змінних, а s_x^2 та s_y^2 – їх дисперсії.

Оскільки наявні бази даних містять інформацію про технології з принципово різною фізикою впливу на тканини, первинний кореляційний аналіз проводився для кожної таблиці з реальними клінічними даними окремо.

2.2.1 Первинний аналіз реального клінічного масиву РЧА-абляції ($n = 135$)

Перший реальний масив обмежений використанням класичної технології – РЧА високої потужності (*HPSD*). Після вилучення пацієнтів із неповними клінічними даними, для статистичного аналізу було відібрано 135 пацієнтів. Структуру отриманого масиву представлено у вигляді фрагмента в таблиці 2.1.

Таблиця 2.1 – Фрагмент бази даних клінічних показників пацієнтів і операції (за даними ННЦССХ ім. М.М. Амосова), методом РЧА високою потужністю короткою тривалістю.

вік	стать	зріст	вага	ППТ	Час втроч.	Час в ЛП	Час ІЛВ	R-R до	ЧСС до	R-R після	ЧСС після	Рецидив за 12 міс	Рецидиви всі
75	ч	164	79	1,9	140	90		1072	55	924	64	-	-
65	ж	171	80	1,95	105	65		714	84	678	88	-	-
52	ж	164	120	2,34	95	75		ФП				-	-
60	ч	182	88	2,11	140	100		992	60	785	76	-	-
62	ч	182	73	1,92	100	70		840	71	760	78	-	-
64	ч	184	100	2,26	90	70		1044	57	818	73	-	-
69	ч	168	95	2,11	70	30	25	836	71	680	88	-	-
49	ч	182	105	2,3	100			ФП				-	-
47	ж	170	80	1,94	125	100		ФП				-	-
59	ж	160	74	1,81	90	70		886	67	722	83	-	-
65	ж	167	70	1,8	125	80		1432	41	958	62	-	-
46	ч	183	84	2,07	120	60		862	69	674	89	-	-
67	ж	167	75	1,85	120	75		852	70	680	88	-	-
44	ч	168	98	2,14	60	50		966	62	714	84	-	-
68	ч	170	80	1,94	150	120		1038	57	874	68	-	+
60	ч	176	115	2,37	200			1024	58	1058	56	+	+
41	ж	160	63	1,67	90	50		ФП				+	+
63	ж	163	72	1,81	180			ФП				+	+
40	ч	175	100	2,2				934	64	998	60	+	+
50	ж	175	86	2,04	125	80		ФП				+	+
55	ч	185	78	2	170	90		1078	55	732	81	-	+
43	ч	186	104	2,32	150	100		ФП				-	+
35	ч	190	130		180			ФП				+	+
48	ж	164	77	1,87	210			1274	47	944	63	+	+
48	ж	170	125	2,43	195			624	96	648	92	+	+
44	ч	179	92	2,14	180			1086	55	656	91	-	+
50	ч	186	95	2,22	120	70		1138	52	900	66	+	+
49	ч	189	105	2,35	200	130		840	71	742	80	-	+

За результатами розрахунку для цієї вибірки підтверджено чутливість термічної технології до анатомічних параметрів пацієнта:

- 1) *Вплив індексу маси тіла:* під час порівняння показників ІМТ та загального часу втручання виявлено позитивну кореляцію ($r \approx 0,39$). Це пояснюється тим, що надлишкова вага погіршує якість рентгенівського зображення та ускладнює точне позиціонування катетера, що закономірно збільшує час операції.
- 2) *Анатомія та рецидиви:* аналіз цільових змінних показав наявність прямої залежності ($r \approx 0,15$) між ступенем структурної перебудови лівого передсердя (LAD) та клінічною невдачею. Хоча зв'язок не є лінійно сильним, тенденція підтверджує, що пацієнти зі збільшеним передсердям мають дещо вищий ризик рецидиву після радіочастотної абляції.

2.2.2 Первинний аналіз реального клінічного масиву електропорації ($n = 285$)

Другий масив реальних клінічних даних містить результати 285 проведених процедур, виконаних методом імпульсної електропорації (PFA). Фрагмент цієї бази даних наведено в таблиці 2.2.

Таблиця 2.2 – Фрагмент бази даних клінічних показників пацієнтів і операції (за даними ННЦССХ ім. М.М. Амосова), методом електропорації.

вік	стать	зріст, см	вага, кг	ППТ, м2	Форма ФП	Ступінь фіброзу	Рентген час загал., хв	DAP total, Gy/m ²	ФВЛШ	КДО	ЛП
58	ч	170	96	2,10	тривалоперсис.		78	0,02	35	156	49
63	ж	165	92	2,10	пароксизмальна		65	0,009	58	107	38
46	ч	178	90	2,10	тривалоперсис.		53,3	0,01	40	200	45
62	ж	172	96	2,10	пароксизмальна		53,3	0,006	60	141	43
58	ж	167	89	2,03	пароксизмальна		41	0,0069	58	148	39
69	ч	170	86	2,02	персистуюча	тотальний	48,9	0,01	45	199	58
48	ч	178	122	2,46	персистуюча		42,4	0,02	52	125	45
76	ж	165	75	1,85	тривалоперсис.	тотальний	45,46	0,006	54	100	50
64	ж	170	110	2,28	пароксизмальна	мінімал.	41,56	0,008	48	140	42
49	ч	186	108	2,36	пароксизмальна	мінімал.	40,1	0,008	61	148	40
78	ч	184	77	1,98	персистуюча	виражений	60,2	0,004	46	108	42
68	ч	163	68	1,75	тривалоперсис.	-	32,7	0,002	53	100	42
60	ч	174	89	2,07	пароксизмальна	мінімал.	41,08	0,0091	54	138	43
65	ж	162	72	1,80	пароксизмальна	мінімал.	30	0,0015	57	88	33,5
44	ч	176	110	2,32	персистуюча	помірний	61,7	0,015	55	140	42
55	ч	190	125	2,57	персистуюча		25,53	0,011	52	137	45

Продовження таблиці 2.2

65	ч	175	87	2,06	персистуюча		19,8	0,003	39	112	42
47	ч	170	84	1,99	персистуюча	помірний-виражений	48,77	0,008	28	180	42
53	ч	174	82	1,99	персистуюча	виражений	45,3	0,01	51	146	51
68	ч	183	113	2,40	персистуюча	виражений	48,6	0,019			
59	ч	183	110	2,36	пароксизмальна				57	141	48
58	ч	178	100	2,22	пароксизмальна	помірний	41,6	0,016	55	167	52
54	ж	163	97	2,10	пароксизмальна		61,7	0,013	55	133	39
50	ч	168	86	2,00	пароксизмальна		35,7	0,0071	62	135	36
53	ч	180	107	2,31	тривалоперсис.	вираж.	46,5	0,013	63	149	44
64	ч	182	102	2,27	персистуюча	мінімал.	41,7	0,01	64	124	50
36	ч	187	130	2,60	персистуюча	помірний	31,18	0,011	48	146	46
56	ж	172	78	1,93	пароксизмальна		47,91	0,0028	65	95	37
36	ч	186	97	2,24	тривалоперсис.	мінімал.	29,7	0,0035	64	137	40
49	ж	170	125	2,43	персистуюча	мінімал.	59,51	0,024	65	133	40
50	ч	175	120	2,42	пароксизмальна		21,8	0,01	59	85	45
43	ч	167	88	2,02	персистуюча	мінімал.	41,6	0,009	43	148	54
65	ж	158	62	1,65	тривалоперсис.	вираж.	82,8	0,0046			
55	ж	155	68	1,71	персистуюча	мінімал.	33,2	0,001	69	80	39
55	ч	178	119	2,43	тривалоперсис.	помірний	48,7	0,024	49	122	43
45	ч	195	115	2,5	персистуюча	мінімал.	49,7	0,015	59	85	42
55	ч	189	140	2,71	пароксизмальна	мінімал.	29,4	0,0098	58	140	42
69	ж	162	67	1,74	тривалоперсис.	вираж.	72,1	0,0053	62	95	45
57	ч	183	96	2,21	тривалоперсис.	вираж.	85,95	0,018	45	107	46
64	ч	176	83	2,01	пароксизмальна		43,61	0,004	62	150	41
51	ч	168	100	2,16	персистуюча	помірний	48,95	0,014	56	117	45
72	ч	176	85	2,04	пароксизмальна	мінімал.	46,3	0,008	50	108	39
63	ч	177	97	2,18	тривалоперсис.	вираж.	98,9	0,022	49	128	40
44	ч	180	91	2,13	пароксизмальна	мінімал.	49,5	0,0128	59	143	34
57	ч	190	116	2,47	пароксизмальна	мінімал.	46,65	0,009	65	147	42
38	ч	179	88	2,09	персистуюча	мінімал.	46,15	0,0089	22	195	47,5
45	ч	184	94	2,19	пароксизмальна	мінімал.	27,6	0,004	57	165	47
57	ч	182	95	2,19	тривалоперсис.		68,5	0,0224	57	158	47
45	ж	165	95	2,09	пароксизмальна	мінімал.	29,3	0,0038	62	123	42

Ця вибірка продемонструвала принципово іншу статистичну картину, що пояснюється нетермічною природою впливу:

- 1) *Нівелювання фактора ІМТ*: кореляція між індексом маси тіла та часом втручання виявилася статистично слабкою ($r \approx 0,11$). Метод забезпечує швидку ізоляцію вен серією коротких імпульсів, завдяки чому загальний час операції залишається стабільно низьким незалежно від статури пацієнта.

2) *Аналіз рецидивів та фіброзу*: проведення класичного кореляційного аналізу між наявністю фіброзу міокарда та виникненням рецидивів виявилось математично недоцільним через відсутність достатньої дисперсії цільової змінної. Це пов'язано з тим, що у вибірці *PFA* зафіксовано лише поодинокі випадки відсутності результативності. Зважаючи на таку дуже малу кількість невдач на тлі сотень успішних процедур, виконати точний розрахунок коефіцієнта Пірсона статистично неможливо. Такі результати є прямим підтвердженням надзвичайно високої ефективності нетермічного методу.

2.2.3 Формування зведеного масиву даних для прогностичної моделі

Результати попереднього статистичного аналізу підтверджують, що ступінь впливу фізичних параметрів пацієнта на тривалість і результативність операції зумовлений специфікою обраної технології. Для комплексного навчання алгоритму обидві реальні клінічні бази (РЧА та *PFA*) були об'єднані зі змодельованою (тестовою) вибіркою для кріоабляції ($n = 10$).

У результаті загальний обсяг консолідованої вибірки склав 430 пацієнтів (135 із реальної бази РЧА, 285 із реальної бази *PFA* та 10 записів із тестової вибірки).

Серед цього масиву алгоритм ідентифікував 51 випадок із підтвердженим рецидивом або первинною клінічною невдачею (переважна більшість яких належить до базової вибірки РЧА-абляції). Цей показник формує критично важливий вектор цільових значень для алгоритму класифікації. Наявність 51 негативного результату дозволяє моделі проаналізувати сукупність факторів, що призвели до невдачі, і навчитися прогнозувати ймовірність рецидиву для нових пацієнтів.

Сформований зведений масив чітко віддзеркалює складні багатфакторні залежності. Оскільки прості лінійні методи здатні виявити лише базові тренди та є неефективними в умовах статистичного дисбалансу класів (як у випадку з електропорацією), сформована база даних є необхідним і достатнім підґрунтям для безпосереднього застосування багатопараметричних моделей машинного навчання.

2.3 Обґрунтування вибору математичних методів та програмних засобів для побудови алгоритму прогнозування на основі клінічних даних

Для програмної реалізації комп'ютеризованої системи підтримки прийняття рішень (СППР) було обрано високорівневу мову програмування *Python*. Цей вибір обґрунтований тим, що *Python* є загальновизнаним стандартом у сфері біомедичної інженерії та аналізу медичних даних завдяки широкому вибору готових бібліотек для машинного навчання. В основі програмного модуля лежать такі спеціалізовані бібліотеки:

- *Pandas* – для завантаження, очищення та структурування консолідованого масиву клінічних даних;
- *NumPy* – для виконання швидких матричних та векторних обчислень;
- *Scikit-learn* – як основне середовище для розробки, навчання та валідації алгоритмів машинного навчання.

Як базовий математичний апарат для побудови прогностичної моделі було обрано ансамблевий алгоритм дерев рішень – «Випадковий ліс» (*Random Forest*). Вибір саме цього методу МН зумовлений специфікою сформованої клінічної вибірки ($n = 430$). На відміну від класичних лінійних моделей, *Random Forest* ефективно працює з нелінійними багатофакторними залежностями та є стійким до екстремальних відхилень показників. Крім того, важливою перевагою алгоритму для медичної сфери є можливість розрахунку відносної важливості ознак (*Feature Importance*), що дозволяє клінічно інтерпретувати вплив кожного предиктора.

Оскільки розроблена система має комплексно оцінювати ефективність лікування, алгоритмічна структура розділена на два паралельні обчислювальні процеси: прогнозування очікуваної тривалості процедури та ймовірності виникнення рецидиву.

2.3.1 Прогнозування очікуваної тривалості втручання

Для передбачення кількісного часового показника використовується алгоритм *Random Forest Regressor*. Математична оцінка точності роботи цієї моделі здійснюватиметься за допомогою метрики середньої абсолютної похибки (*Mean Absolute Error – MAE*), яка показує середнє відхилення прогнозованого часу від фактичного у хвилинах. Розрахунок виконується за формулою (2.2):

$$MAE = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n |y_i - \hat{y}_i|, \quad (2.2)$$

де n – загальна кількість пацієнтів у вибірці, y_i – фактична тривалість втручання для i -го пацієнта, $\hat{y}_i$ – тривалість, спрогнозована алгоритмом.

2.3.2 Прогнозування ймовірності клінічної невдачі або рецидиву

Для визначення бінарного результату (успіх/рецидив) застосовується алгоритм *Random Forest Classifier*. Оцінка ефективності цього модуля базуватиметься на метриці загальної точності класифікації (*Accuracy*), яка відображає частку правильних прогнозів моделі серед усіх проаналізованих випадків. Формула розрахунку (2.3):

$$Accuracy = \frac{TP + TN}{TP + TN + FP + FN}, \quad (2.3)$$

де TP (*True Positive*) – істинно позитивні результати (правильно спрогнозований рецидив), TN (*True Negative*) – істинно негативні результати (правильно спрогнозований успіх), FP (*False Positive*) – хибно позитивні, FN (*False Negative*) – хибно негативні прогнози.

Використання обраних програмних засобів та ансамблевих алгоритмів машинного навчання забезпечує необхідну гнучкість і високу обчислювальну точність, що дозволяє перейти до етапу безпосередньої розробки коду та навчання прогностичної моделі.

Висновок до розділу 2

Систематизація клінічних показників у зведений датасет ($n = 430$) та первинний статистичний аналіз довели, що вплив анатомічних параметрів пацієнта на результативність операції суттєво зумовлений специфікою обраного методу абляції. Обмеження класичних лінійних методів статистики повністю підтверджує необхідність переходу до багатопараметричних моделей машинного навчання.

Для розробки комп'ютеризованої системи підтримки прийняття рішень обрано мову *Python* та ансамблевий алгоритм *Random Forest*. Завдяки здатності ефективно обробляти нелінійні залежності та стійкості до екстремальних відхилень показників та «шумів», цей метод забезпечить точне паралельне прогнозування очікуваного часу втручання та ймовірності післяопераційного рецидиву.

РОЗДІЛ 3

ПРОГРАМНА РЕАЛІЗАЦІЯ ТА ПЕРЕВІРКА ЕФЕКТИВНОСТІ ПРОГНОСТИЧНОЇ МОДЕЛІ

3.1 Формулювання медико-технічних вимог

Для створення ефективного інструменту оптимізації процесів в інтервенційній електрофізіології було визначено ключові цілі розробки та сформульовано медико-технічні вимоги.

Медичний ефект: Підвищення безпеки пацієнта та персоналу за рахунок зменшення загального часу флюороскопії (дотримання концепції *ALARA*). Зниження ймовірності клінічних рецидивів аритмії у післяопераційному періоді завдяки індивідуалізованому підбору методу абляції.

Технічний ефект: Автоматизація складних прогностичних розрахунків за допомогою алгоритмів машинного навчання, здатних виявляти нелінійні закономірності між вхідними клінічними даними пацієнта та результатами втручання.

Економічний та соціальний ефект: Скорочення часу використання дороговартісного ресурсу рентгеноопераційної та зниження фінансового навантаження на систему охорони здоров'я за рахунок зменшення кількості повторних госпіталізацій пацієнтів.

Враховуючи специфіку об'єкта розробки (програмне забезпечення), медико-технічні вимоги до модуля системи підтримки прийняття рішень (СППР) систематизовано у таблиці 3.1.

Таблиця 3.1 – Медико-технічні вимоги (МТВ) до програмного модуля.

Характеристика	Вимога
Загальні відомості	
Тип продукту	Програмний модуль системи підтримки прийняття рішень (СППР), прогностична модель.
Область застосування	Інтервенційна електрофізіологія серця (доопераційне планування).

Продовження таблиці 3.1

Вимоги до вхідних даних	
Тип даних для аналізу	Клінічні, анатомічні та процедурні предиктори (вік, стать, ІМТ, розмір лівого передсердя, форма аритмії, супутні захворювання).
Вимоги до безпеки даних	Використання виключно деперсоналізованих масивів даних для дотримання лікарської таємниці.
Обсяг вибірки для навчання	Не менше 200 записів реальних клінічних випадків.
Технічні вимоги до програмного середовища	
Мова розробки	<i>Python</i> версії 3.x. і більше.
Обов'язкові програмні бібліотеки	<i>Scikit-learn, Pandas, NumPy.</i>
Вимоги до апаратного забезпечення	Стандартний персональний комп'ютер медичного закладу (ОЗП від 4 ГБ), ОС <i>Windows/Linux/macOS</i> .
Вимоги до алгоритмів та точності	
Базовий алгоритм машинного навчання	Ансамблеві методи дерев рішень (<i>Random Forest</i>).
Точність прогнозування часу (регресія)	Коефіцієнт детермінації (R^2) не менше 0,80.
Точність прогнозування рецидиву (класифікація)	Метрика точності (<i>Accuracy</i>) не менше 80%.
Швидкодія	Час видачі результату прогнозу після введення даних < 3 секунд.
Ергономічні та експлуатаційні вимоги	
Інтерфейс користувача	Інтуїтивно зрозуміле введення даних пацієнта (консольне або графічне вікно), що не вимагає від лікаря навичок програмування.
Режим функціонування	Консультативний (система не замінює лікаря, а надає математично обґрунтовані рекомендації).

3.2 Структурна схема прогностичного алгоритму та етапи обробки даних

В основі алгоритму лежить застосування методів машинного навчання для встановлення прихованих багатофакторних закономірностей між вхідними клінічними даними пацієнта та очікуваними параметрами процедури. Враховуючи високу варіабельність анатомічних показників та різну фізику впливу кожної з технологій абляції, логіка роботи комп'ютеризованої системи була концептуально розділена на два послідовні та взаємопов'язані етапи:

Етап навчання моделі (Train Mode): на цій стадії проводиться глибока обробка накопиченого масиву клінічних даних. Спочатку необроблені дані проходять обов'язкові стадії препроцесингу: очищення від порожніх комірок, нормалізацію кількісних показників (таких як вік, ІМТ, розмір ЛП) та кодування текстових і

описових змінних у числовий формат. Після такої підготовки загальний консолідований масив автоматично розділяється на дві частини у класичному співвідношенні (рис. 3.1): 80% даних використовується безпосередньо для тренування ансамблевих алгоритмів *Random Forest*, а 20% залишаються ізольованими для подальшої валідації та незалежної перевірки точності роботи алгоритму на незнайомих йому випадках.



Рисунок 3.1 – Розподіл консолідованого масиву даних для машинного навчання.

Головним результативним кроком цього етапу є генерація вагових параметрів навченої моделі та їх безпосередня передача в оперативну пам'ять розробленого інтерактивного модуля. Це критично важливе рішення, оскільки воно дозволяє миттєво використовувати алгоритм у клінічній практиці без необхідності повторного навчання, забезпечуючи миттєве формування прогнозів для кожного нового пацієнта.

Етап отримання прогнозу (*Predict Mode*): цей режим призначений для безпосередньої роботи медичного персоналу. У систему через інтерфейс послідовно вводяться індивідуальні клінічні параметри нового пацієнта. Використовуючи раніше збережені математичні налаштування, алгоритм одночасно розраховує очікуваний загальний час процедури та визначає ймовірність клінічного успіху або ризик рецидиву. На основі цих обчислень система пропонує лікарю найбільш ефективну технологію лікування. Описана послідовність дій дозволяє здійснювати комплексне

доопераційне планування, одночасно прогножуючи як кількісні часові показники, так і кінцеву результативність хірургічного втручання.

Для наочної візуалізації взаємодії логічних блоків, послідовності передачі інформації та етапів обробки даних було розроблено структурну схему алгоритму, яку наведено на рисунку 3.2. Вона ілюструє повний цикл роботи системи: завантаження та попередню підготовку клінічного масиву (очищення, заповнення пропусків, нормалізацію), процес навчання моделі та формування фінального медичного прогнозу. У робочому режимі система забезпечує автоматизоване інтерактивне введення параметрів нового пацієнта для обґрунтованого розрахунку оптимального методу, що дозволить мінімізувати час процедури та досягти клінічного успіху (відсутності рецидиву).

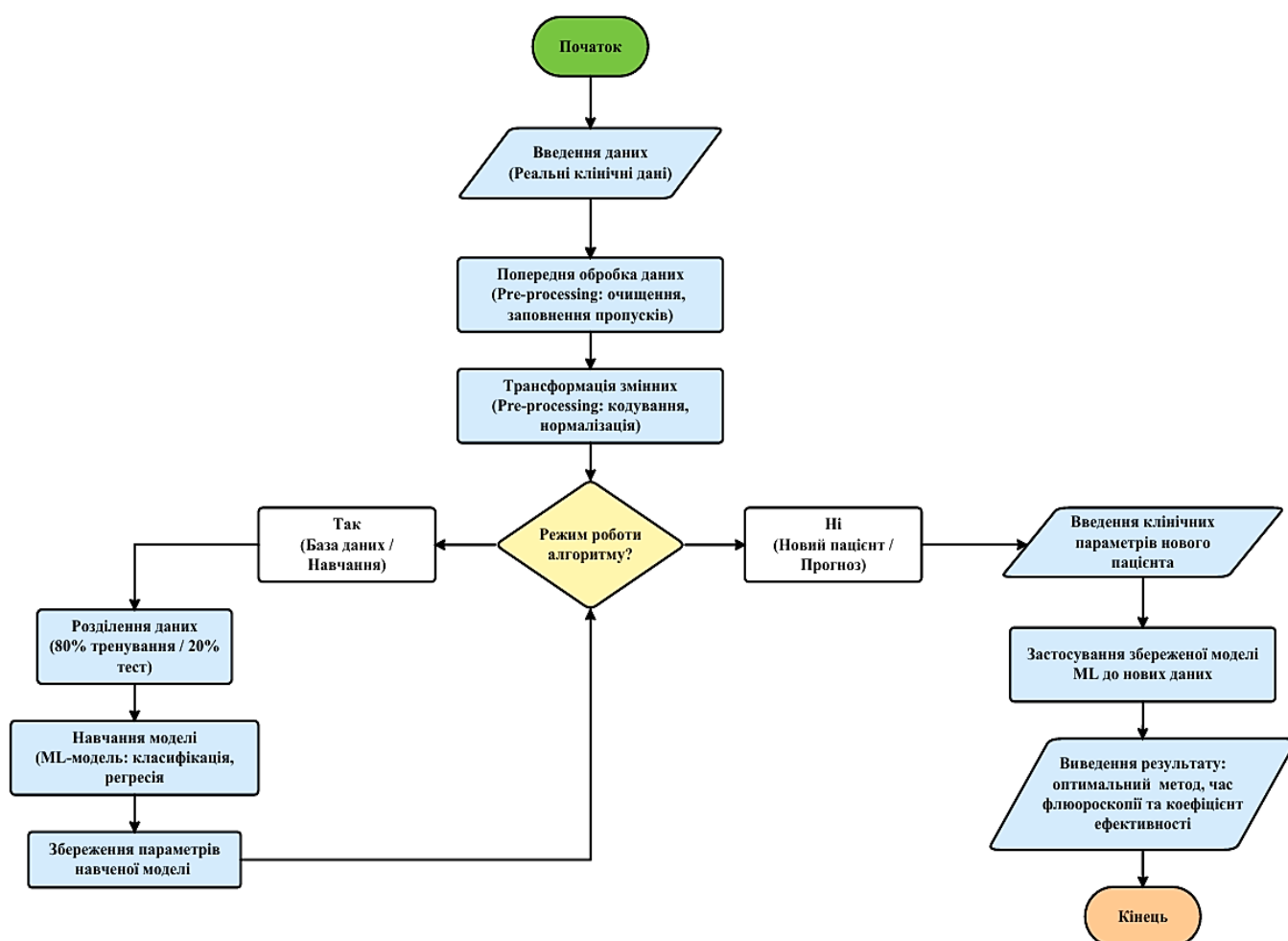


Рисунок 3.2 – Структурна схема алгоритму навчання та прогнозування моделі.

3.3 Програмна реалізація прогностичної моделі та розробка інтерактивного модуля системи підтримки прийняття рішень

Програмну реалізацію комп'ютеризованої системи підтримки прийняття рішень виконано мовою програмування *Python* у хмарному середовищі *Google Colab*. Таке рішення зумовлене високою гнучкістю та наявністю профільних бібліотек: *Pandas* (для завантаження, очищення та консолідації первинних клінічних даних), *NumPy* (для виконання математичних розрахунків) та *Scikit-learn* (для роботи з алгоритмами штучного інтелекту). Повний лістинг розробленого програмного коду наведено у **Додатку А**. Представлена програма на даному етапі є робочою базовою моделлю, яка в подальшому буде доопрацьовуватися та вдосконалюватися.

Програмний код логічно поділено на декілька функціональних блоків. Перший блок відповідає за автоматизоване завантаження та об'єднання баз даних і їхню комплексну підготовку. На цьому етапі алгоритм самостійно стандартизує назви стовпців, кодує текстові й описові змінні у числовий формат (наприклад, переводить клінічну оцінку ступеня фіброзу ЛП у відповідну шкалу від 0 до 4) та вилучає неповні або пошкоджені записи. Під час запуску програма виводить діагностичний звіт, що підтверджує успішне формування зведеної вибірки та ідентифікацію цільових ознак (рис. 3.3).

```
Завантаження баз даних...
/tmp/ipykernel_17064/2532226310.py:49: FutureWarning: DataFrame.groupby with axis=1 is deprecated. Do `frame.T.groupby(...)` without axis instead.
  df = df.groupby(df.columns, axis=1).first()

[ДІАГНОСТИКА ЗВЕДЕНОЇ БАЗИ ДАНИХ]
Знайдено реальних пацієнтів (без пустих рядків): 430
Враховані клінічні ознаки: ['вік', 'стать', 'зріст', 'вага', 'BMI', 'ППТ', 'Форма ФП', 'ЧСС до', 'R-R до', 'LAD', 'LVEF', 'Фіброз ЛП', 'Ablation_Method']
Пацієнтів з підтвердженням рецидивом/невдачею: 51
```

Рисунок 3.3 – Результат роботи програмного блоку підготовки та діагностики зведеної бази даних.

Після етапу розподілу даних та навчання алгоритмів, система запускає роботу інтерактивного прогностичного модуля. Цей компонент розроблено спеціально для практичного використання лікарем у клінічних умовах. Програма генерує інтерактивний запит у консолі, через який здійснюється введення базових

індивідуальних параметрів нового пацієнта: вік, стать, зріст, вага, форма ФП, структурні показники серця тощо (рис. 3.4).

```

РОЗРАХУНОК ЕФЕКТИВНОСТІ ТА КЛІНІЧНА РЕКОМЕНДАЦІЯ

ВВЕДЕННЯ ДАНИХ НОВОГО ПАЦІЄНТА
[Примітка: У разі відсутності клінічних даних залиште поле порожнім (натисніть Enter).
Система автоматично застосує середньостатистичне значення з бази даних.]

Вік пацієнта (років): 67
Стать (1 - чоловік, 0 - жінка): 1
Зріст (см): 180
Вага (кг): 78
Форма фібриляції передсердь (0-пароксизмальна, 1-персистуюча, 2-тривалоперсистуюча): 1
Частота серцевих скорочень до (уд/хв): 67
R-R інтервал (мс, або напишіть "ФП"): ФП
Діаметр лівого передсердя (LAD) (мм): 45
Фракція викиду ЛШ (LVEF) (%): 62
Ступінь фіброзу ЛП (0-мін, 1-помірн, 2-помірн-вираж, 3-вираж, 4-тотал): 3

```

Рисунок 3.4 – Інтерфейс інтерактивного модуля: етап введення клінічних параметрів пацієнта.

Важливою перевагою розробленого модуля є його стійкість до нестачі вхідної інформації. У разі відсутності певних показників (наприклад, якщо користувач залишає поле порожнім), алгоритм автоматично застосовує середньостатистичні значення із загальної бази даних, що дозволяє не зупиняти процес розрахунку. Необхідні антропометричні індекси (ІМТ, ППТ) система вираховує самостійно на основі введених зросту та ваги.

Після обробки всіх введених даних інтерактивний модуль генерує комплексний розрахунок для трьох досліджуваних методів абляції. Система виводить очікувану тривалість операції у хвиликах та математичну ймовірність клінічного успіху у відсотках для кожного з методів окремо. На основі цих обчислень алгоритм формує висновок-рекомендацію (рис. 3.5), у якому обґрунтовано рекомендує лікарю найоптимальнішу технологію, що дозволить мінімізувати загальну тривалість процедури та пов'язане з нею променеве навантаження, забезпечуючи при цьому досягнення клінічного успіху.

РОЗРАХУНОК ЕФЕКТИВНОСТІ ТА КЛІНІЧНА РЕКОМЕНДАЦІЯ

ВВЕДЕННЯ ДАНИХ НОВОГО ПАЦІЄНТА

[Примітка: У разі відсутності клінічних даних залиште поле порожнім (натисніть Enter). Система автоматично застосує середньостатистичне значення з бази даних.]

Вік пацієнта (років): 67
 Стать (1 - чоловік, 0 - жінка): 1
 Зріст (см): 180
 Вага (кг): 78
 Форма фібриляції передсердь (0-пароксизмальна, 1-персистуюча, 2-тривалоперсистуюча): 1
 Частота серцевих скорочень до (уд/хв): 67
 R-R інтервал (мс, або напишіть "ФП"): ФП
 Діаметр лівого передсердя (LAD) (мм): 45
 Фракція викиду ЛШ (LVEF) (%): 62
 Ступінь фіброзу ЛП (0-мін, 1-помірн, 2-помірн-вираж, 3-вираж, 4-тотал): 3

ВХІДНІ КЛІНІЧНІ ПАРАМЕТРИ ПАЦІЄНТА:

- вік: 67.0
- стать: 1.0
- зріст: 180.0
- вага: 78.0
- BMI: 24.1
- ППТ: 2.0
- Форма ФП: 1.0
- ЧСС до: 67.0
- R-R до: 0.0
- LAD: 45.0
- LVEF: 62.0
- Фіброз ЛП: 3.0

ПРОГНОЗ ЕФЕКТИВНОСТІ ЛІКУВАННЯ ЗАЛЕЖНО ВІД МЕТОДУ:

- > РЧА (Радіочастотна): Очікуваний час: 139.3 хв | Ймовірність успіху: 40.6%
- > Кріоабляція: Очікуваний час: 139.3 хв | Ймовірність успіху: 67.7%
- > PFA (Електропорація): Очікуваний час: 79.1 хв | Ймовірність успіху: 82.2%

[АВТОМАТИЗОВАНИЙ ВИСНОВОК СИСТЕМИ]

Рекомендована технологія: PFA (Електропорація)

Обґрунтування: Даний метод є оптимальним для пацієнта. Він дозволить скоротити час втручання до 79.1 хв, оптимізуючи процедуру, при цьому ймовірність успішного лікування (без рецидивів) складе 82.2%.

Рисунок 3.5 – Формування результатів обчислень та автоматизованого медичного висновку.

3.4 Валідація програмного забезпечення та оцінка точності прогностичних розрахунків

Для підтвердження клінічної достовірності та надійності розробленої прогностичної системи було проведено обов'язковий етап валідації. Перевірка здійснювалася на заздалегідь відокремленій частині масиву клінічних даних (20% від загальної кількості пацієнтів). Цей незалежний набір інформації навмисно не використовувався на етапі математичного навчання алгоритмів. Такий підхід дозволив максимально наблизити умови тестування до реальної медичної практики та об'єктивно оцінити здатність системи формувати точні, неупереджені прогнози для абсолютно нових пацієнтів, з якими вона раніше не взаємодіяла.

Для комплексного підтвердження працездатності розроблена програма автоматично генерує звіт із загальним розрахунком ключових метрик ефективності обох алгоритмів (рис. 3.6).

РЕЗУЛЬТАТИ ОЦІНКИ МОДЕЛЕЙ:
 Похибка прогнозу часу (MAE): 14.90 хв
 Ефективність моделі часу (R^2): 0.83
 Точність прогнозу успішності (Accuracy): 94.2%

Рисунок 3.6 – Результати програмного розрахунку метрик точності моделей.

3.4.1 Оцінка прогнозування тривалості процедури

Точність розрахунку очікуваного часу операції (*Random Forest Regressor*) оцінювалася за двома основними показниками. Коефіцієнт детермінації (R^2) склав 0,83, що підтверджує високу відповідність розрахованих даних реальним клінічним результатам. Середня абсолютна похибка (MAE) дорівнює 14,90 хв. Оскільки загальна тривалість катетерної абляції може варіюватися від півгодини до декількох годин, похибка у 15 хвилин є цілком допустимою для обґрунтованого планування ходу процедури. Щоб графічно проілюструвати точність розрахунків, було побудовано точкову діаграму (рис. 3.7).



Рисунок 3.7 – Графік залежності між фактичною та прогнозованою тривалістю втручання.

Аналіз графіка показує, що розраховані маркери розташовані близько до ідеальної лінії прогнозу. Добре видно, що алгоритм чітко розпізнає специфіку кожного методу: швидка нетермічна електропорація (зелені точки) логічно групується в зоні мінімального часу, тоді як класична радіочастотна абляція (сині точки) займає діапазон найбільш тривалих процедур.

3.4.2 Оцінка прогнозування клінічного успіху

Модель класифікації (*Random Forest Classifier*), яка відповідає за прогноз результативності лікування, продемонструвала точність (*Accuracy*) на рівні 94,2%. Це означає, що система здатна з достатньо високою точністю оцінювати ризики виникнення рецидивів на основі комплексу всіх введених клініко-анатомічних та процедурних показників пацієнта. Такий високий відсоток підтверджує, що алгоритм успішно виявляє приховані закономірності між вихідними даними та кінцевим результатом. У реальній клінічній практиці це допомагає лікарю завчасно провести стратифікацію ризиків та обрати найбільш ефективну тактику для кожного конкретного випадку.

3.4.3 Аналіз важливості клінічних параметрів

Однією з ключових переваг використання ансамблевих алгоритмів машинного навчання є можливість кількісно оцінити вплив кожного індивідуального предиктора на кінцевий прогноз. Це дозволяє медичному персоналу чітко розуміти, які саме індивідуальні особливості пацієнта (анатомічні чи клінічні) найбільше ускладнюють проведення процедури і вимагають додаткової уваги. Було проаналізовано, які саме параметри найбільше впливають на розрахунок часу операції та як вони розподіляються за ступенем своєї значущості (рис. 3.8).

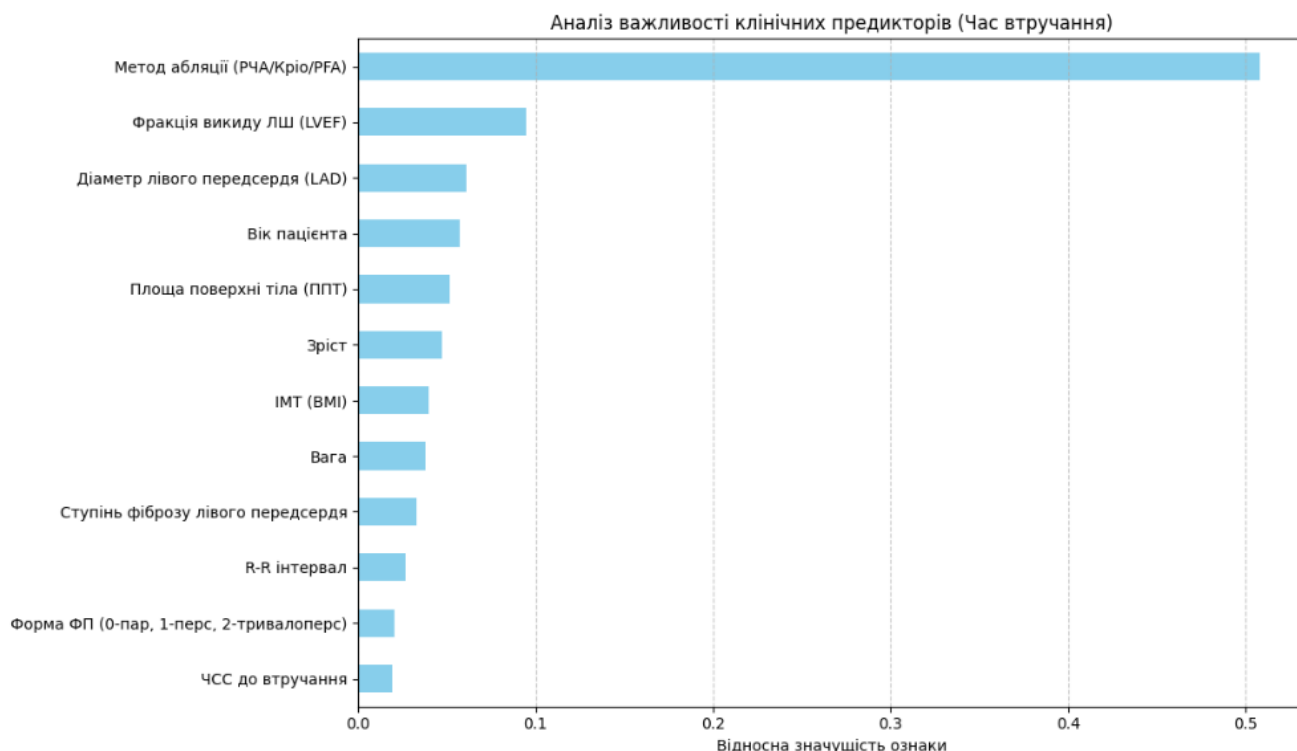


Рисунок 3.8 – Відносна значущість клінічних предикторів у структурі моделі.

Результати обчислень демонструють, що найвагомим фактором виявився безпосередньо вибір методу абляції. Це є цілком закономірним, оскільки фізичний принцип деструкції фундаментально визначає базову тривалість операції.

Наступними за важливістю йдуть структурні показники серця (фракція викиду ЛШ та розмір лівого передсердя). Збільшення діаметра ЛП свідчить про виражену дилатацію (патологічне розширення) стінок міокарда. Як наслідок, збільшується загальна площа цільових зон, що вимагає нанесення більшої кількості вогнищ деструкції для надійного блокування аритмогенних зон.

Також програма підтвердила значний вплив антропометрії (вік, площа поверхні тіла, зріст та індекс маси тіла). У пацієнтів із високим ІМТ наявність надлишкової підшкірно-жирової клітковини (ПЖК) посилює ефект вторинного розсіювання рентгенівських променів, що створює радіаційний «шум» (вуаль) та різко знижує контрастність і якість зображення. Це суттєво ускладнює інтраопераційну візуалізацію та позиціонування інструмента, що закономірно збільшує загальний час операції та рівень променевого навантаження.

3.5 Обмеження дослідження та перспективи клінічного застосування

Незважаючи на високу прогностичну точність, розроблене програмне забезпечення має певні обмеження. По-перше, консолідований масив даних характеризується статистичним дисбалансом: переважна більшість зафіксованих клінічних невдач (рецидивів) належить до процедур класичної радіочастотної абляції, тоді як для імпульсно-польової абляції (PFA) кількість таких випадків є мінімальною. По-друге, розроблений алгоритм функціонує виключно як консультативна система підтримки прийняття рішень (СППР) і не замінює клінічне судження лікаря.

Незважаючи на ці обмеження, головним доказом перспективності та практичної цінності створеної моделі є її повна відповідність реальним тенденціям сучасної інтервенційної аритмології. Аналіз статистики 2024-2025 років фіксує експоненційне зростання методу електропорації, який стрімко заміщує традиційну РЧА високої потужності (рис. 3.9).



Рисунок 3.9 – Динаміка впровадження технологій експертних абляцій ізоляції легеневих вен (за даними ННЦССХ ім. М.М. Амосова).

Вибір хірургами електропорації ґрунтується на досвіді щодо скорочення часу втручання та ефективності відновлення синусового ритму. Модель доходить

ідентичного висновку через математичний розрахунок предикторів, що підтверджує її клінічну спроможність. Самостійне визначення алгоритмом технології *PFA* як пріоритетної є першим практичним підтвердженням прогностичних можливостей моделі та її здатності відображати реальні клінічні тренди.

Застосування цього підходу дозволяє обґрунтовано оцінювати потенціал різних методів абляції для оптимізації та індивідуалізації хірургічної тактики. У перспективі подальша інтеграція алгоритму з медичними інформаційними системами (МІС) дозволить безперервно вдосконалювати модель на основі нових клінічних випадків, що ще більше підвищить точність персоніфікованих прогнозів.

Висновок до розділу 3

Програмна реалізація комп'ютеризованої системи підтримки прийняття рішень (СППР) мовою *Python* із використанням алгоритмів *Random Forest* дозволила успішно автоматизувати етап доопераційного планування. Створений модуль генерує індивідуальні прогностичні розрахунки для кожного пацієнта, що дозволяє лікарю обґрунтовано обрати оптимальний метод абляції з найменшим очікуваним часом втручання та найнижчим ризиком післяопераційних рецидивів.

Валідація алгоритмів на незалежній тестовій вибірці підтвердила їх високу достовірність: точність прогнозування очікуваної тривалості операції склала $R^2 = 0,83$ (із похибкою 14,9 хв), а ймовірності клінічного успіху – 94,2%. Аналіз важливості предикторів довів, що визначальним фактором тривалості є безпосередньо вибір технології абляції. Математично підтверджено значний вплив структурних змін міокарда та високого ІМТ пацієнта, оскільки надлишкова ПЖК посилює розсіювання рентгенівських променів, що створює радіаційний шум і ускладнює візуалізацію.

Незважаючи на обмеження, зумовлені нерівномірністю розподілу даних, розраховані результати повністю збігаються з реальними клінічними трендами щодо пріоритетності методу електропорації (*PFA*), що доводить клінічну цінність моделі. У перспективі інтеграція інструменту з МІС дозволить безперервно вдосконалювати алгоритм та ефективно впроваджувати його в рутинну практику лікарень.

РОЗДІЛ 4

ОХОРОНА ПРАЦІ

4.1 Характеристика організації робочого простору рентгеноопераційної та специфікація технологічного обладнання

Об'єктом розробки у даній дипломній роботі є програмний модуль системи підтримки прийняття рішень (СППР), реалізований на базі алгоритму машинного навчання. Сам по собі програмний код є інформаційним продуктом, який під час свого функціонування не генерує небезпечних фізичних, хімічних чи біологічних факторів, що могли б безпосередньо становити загрозу для життя чи здоров'я персоналу. Проте, впровадження (модернізація технології) та експлуатація розробленого програмного забезпечення здійснюється безпосередньо на комп'ютеризованому робочому місці лікаря-електрофізіолога в умовах рентгеноопераційної. Тому подальший аналіз умов праці, виявлення потенційних виробничих небезпек та розробка заходів щодо їх усунення розглядаються саме в контексті робочого середовища, в якому ця система застосовується.

Робоче місце лікаря-електрофізіолога розташоване у спеціалізованій рентгеноопераційній, яка концептуально поділяється на дві зони: безпосередньо операційну залу (де знаходиться стіл пацієнта та рентгенівський апарат) та пультову кімнату контролю (*Control room*) (рис. 4.1). Програмний модуль встановлюється на робочу станцію в зоні контролю або на термінал в операційній залі, що використовується лікарем під час доопераційного планування та безпосередньо під час втручання.

4.17. PROCEDURE ROOM, ELECTROPHYSIOLOGY (XCEP1)

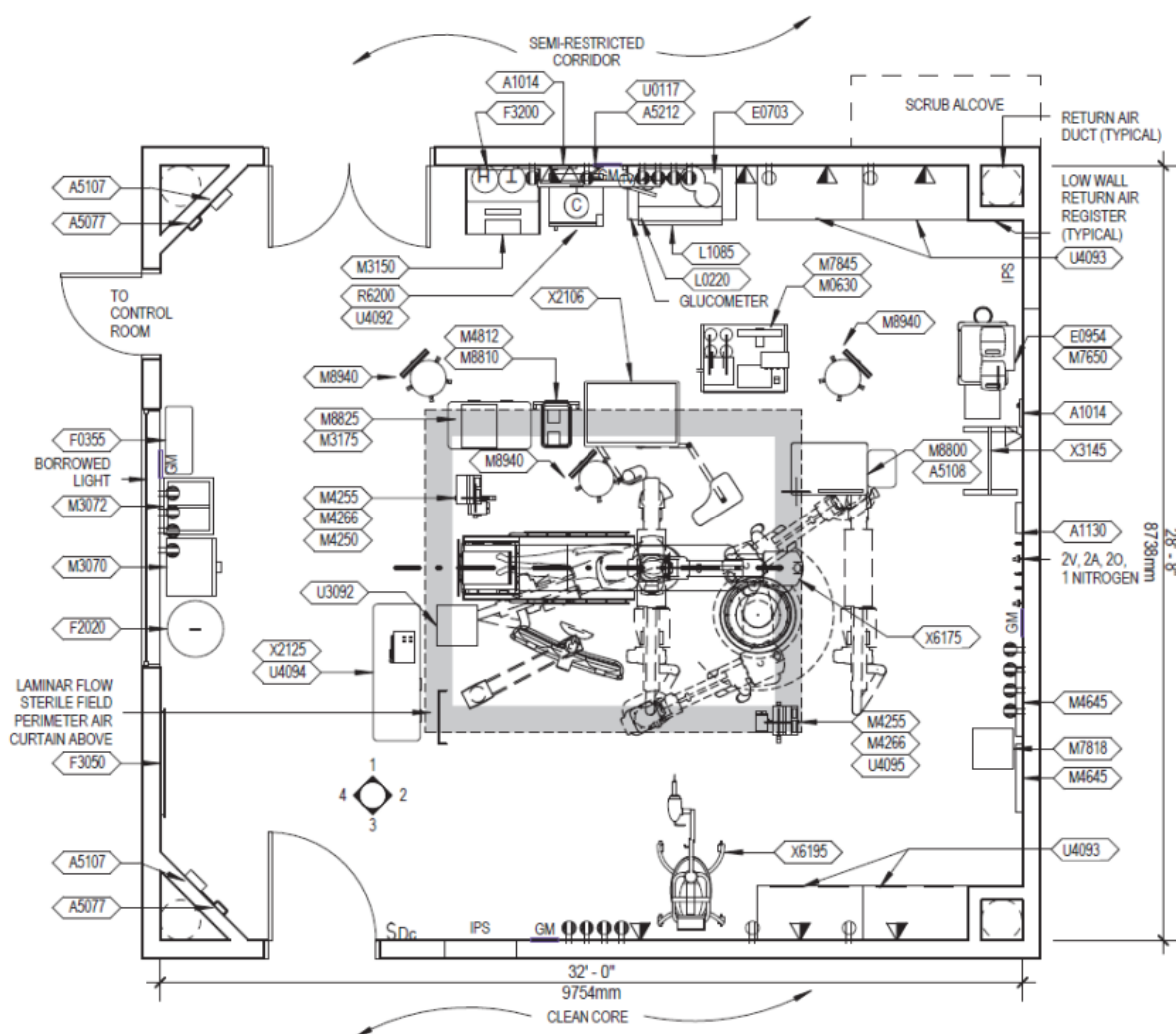


Рисунок 4.1 – План-схема рентгеноопераційної для інтервенційної електрофізіології серця (специфікація обладнання та оснащення наведено у табл. 4.1).

Таблиця 4.1 – План схема операційної для інтервенційної електрофізіології серця, специфікація обладнання та оснащення.

№	Найменування	Основні характеристики	Кількість	Позначено на рисунку
I Приміщення				
1	Параметри приміщення (Операційна зала)	$S = 85,2 \text{ м}^2$ (9,754 x 8,738 м); $V = 255,6 \text{ м}^3$ (при $h = 3,0 \text{ м}$). Стіни рентген-захисні (баритобетон/свинець).	1	-
2	Кількість працюючих	Бригада (електрофізіолог, асистент, анестезіолог, технік, медсестра, хірург)	5-6 осіб	-

Продовження таблиці 4.1

3	Природне освітлення	Відсутнє (операційна типу « <i>Black box</i> » для кращої візуалізації моніторів) або вікно з жалюзі (« <i>Borrowed Light</i> ») для затемнення під час флюороскопії.	-	F0355
4	Штучне освітлення	Загальне (стельові LED панелі) + Спеціальне (Хірургічні безтіньові лампи)	1 компл.	M3175 / M8825
5	Опалення	Централізоване, панельне, гладкі поверхні.	-	-
6	Вентиляція та кондиціювання	Ламінарний потік стерильного повітря (<i>Laminar Flow Sterile Field</i>). Підпір повітря +15 Па.	1 система	F2020
II Обладнання, оснащення, матеріали				
7	Ангіографічний комплекс (С-дуга)	Рентгенівський апарат стаціонарний, джерело іонізуючого випромінювання. Напруга генер. 100 кВт.	1	Центр (M8940)
8	Операційний стіл (рентгенпрозорий)	Електромеханічний, регулювання висоти/нахилу, консоль керування. Вантажопідйомність до 200 кг.	1	Центр (під С-дугою)
9	Система електрофізіологічного моніторингу та картування	Підвісна система моніторів та комп'ютерний комплекс для аналізу аритмій.	1 блок	M4812 / M8810
10	ШВЛ та наркозно-дихальний апарати	Комплексна станція для проведення загальної анестезії та штучної вентиляції легень. Підключення: O ₂ , N ₂ O, Стиснене повітря, Вакуум.	1	X6195
11	Дефібрилятор-монітор	Біфазний, з функцією кардіостимуляції. Живлення 220В / Акумулятор.	1	M7845
12	Аналізатор / Стимулятор	Обладнання для електрофізіологічних досліджень (на стійці).	1	M0630
13	Хірургічна мийка (<i>Scrub Alcove</i>)	Безконтактна подача води, ліктьові дозатори антисептику.	1 зона	<i>Scrub Alcove</i> (зверху справа)
14	Медичні шафи	Вбудовані шафи для катетерів та електродів.	1 компл.	A5077 / A5107

Продовження таблиці 4.1

III Забезпечення охорони праці				
15	Табло «Не входити! Рентген» («X-RAY IN USE»)	Світлова сигналізація над дверима.	1	X-RAY SIGNAGE
16	Комплект рентгенозахисних екранів (стаціонарні та пересувні)	Стельовий підвісний екран (свинцеве скло) для захисту голови/очей, підстольну штору (свинцева гума) для ніг та пересувний захисний бар'єр. Еквівалент захисту 0,5 мм Pb.	1 компл.	На столі (M8940)
17	Вогнегасник	Вуглекислотний ВВК-3,5 (для електрообладнання).	1	Біля виходу
18	Аптечка невідкладної допомоги	Anti-shock kit (у складі анестезіологічної консолі).	1	Біля X6190

На рисунку 4.1 наведено план-схему операційної зали для інтервенційної електрофізіології, яка спроектована з урахуванням складного поєднання хірургічних, анестезіологічних та радіологічних процедур.

Просторова організація приміщення площею 85,2 м² забезпечує необхідну ергономіку для безпечного пересування мультидисциплінарної бригади, мінімізуючи ризики фізичного травматизму та перехресного забруднення. Центральне місце займає ангіографічний комплекс та операційний стіл, розташовані в зоні дії системи ламінарного потоку повітря, що створює асептичні умови та є основним бар'єром біологічного захисту пацієнта. Розміщення анестезіологічної консолі біля операційного столу дозволяє контролювати стан пацієнта та безпечно працювати з мед. газами під тиском.

Особливу увагу в плануванні приділено зоні флюороскопії: розташування обладнання дозволяє інтегрувати стаціонарні та пересувні екрани для захисту від іонізуючого випромінювання, що створює вихідні умови для подальшої розробки заходів з оптимізації рентген-навантаження на персонал і пацієнтів під час тривалих навігаційних процедур.

4.2 Санітарно-гігієнічний аналіз та оцінка відповідності параметрів приміщення нормативним вимогам

З метою перевірки безпечності робочого місця проведено порівняльний аналіз фактичних параметрів операційної зали з вимогами ДБН В.2.2-10-2001 «Заклади охорони здоров'я» [22] та санітарно-гігієнічними нормативами [23].

Результати розрахунків та порівняння наведено у таблиці 4.2:

Таблиця 4.2 – Нормативні та реальні характеристики приміщення і розміщення технологічного обладнання.

№	Параметр приміщення	Нормативні значення	Реальні значення
1	Мінімальна площа на 1 працюючого	Не менше 6 м ²	85,2 м ² / 6 осіб = 14,2 м ²
2	Мінімальний об'єм на 1 працюючого	Не менше 20 м ³	255,6 м ³ / 6 осіб = 42,6 м ³
3	Мінімальна ширина основного проходу	Не менше 1,5 м	≈ 2,0 м
4	Мінімальна відстань між технологічним обладнанням у робочій зоні	Не менше 1,0-1,2 м	> 1,5 м (навколо С-дуги)
5	Мінімальна відстань обладнання від стін у неробочій зоні	Не менше 0,6 м	> 1,0 м (проходи обслуговування)

Аналіз даних таблиці 4.2 свідчить, що обране приміщення площею 85,2 м² повністю відповідає та навіть перевищує нормативні вимоги ДБН В.2.2-10-2001 [22] для рентгеноопераційних (де мінімум складає 48 м²). Високі показники забезпеченості площею (14,2 м²/ос.) та об'ємом повітря (42,6 м³/ос.) створюють сприятливі умови для розсіювання теплових надлишків від ангіографічного обладнання та зменшення концентрації шкідливих речовин у повітрі. Реальні відстані між обладнанням гарантують ергономічність робочих місць, вільний доступ до пацієнта та можливість безпечної евакуації персоналу, тому додаткових планувальних заходів приміщення не потребує.

4.3 Аналіз потенційних небезпечних і шкідливих виробничих факторів на робочих місцях персоналу та заходи щодо їх усунення

У процесі експлуатації обладнання операційної для інтервенційної електрофізіології на медичний персонал діють ключові групи небезпек. Для нормалізації умов праці та збереження здоров'я бригади було проведено ідентифікацію цих факторів та розроблено відповідні комплекси захисних заходів за кожним напрямком:

- 1) **Фізичні фактори:** основним джерелом небезпеки є іонізуюче випромінювання від ангіографічного комплексу (С-дуги), що потребує суворого контролю. Окрему загрозу становить небезпека ураження людини електричним струмом, оскільки операційна насичена потужним медичним обладнанням під напругою (дефібрилятори, генератори). Крім того, наявний ризик перевантаження зору внаслідок тривалої роботи з моніторами систем візуалізації.
- 2) **Біологічні фактори:** прямий контакт з біологічними рідинами пацієнта (кров'ю) під час введення катетерів створює ризик інфікування персоналу.
- 3) **Хімічні фактори:** можливе забруднення повітря парами лікарських засобів та анестетиків під час роботи наркозно-дихальної апаратури, витоки газу.

Аналіз відповідності реальних умов праці нормативним вимогам наведено у таблиці 4.3.

Таблиця 4.3 – Реальні та нормативні фактори небезпеки.

№	Фактор небезпеки	Реальне значення (за паспортом/розрахунком)	Нормативне значення
1	Ефективна доза опромінення персоналу (категорія А)	< 20 мЗв/рік (за умови використання захисту)	≤ 20 мЗв/рік (згідно НРБУ-97)
2	Напруга живлення електрообладнання	220 В (50 Гц)	Безпечна наднизька напруга < 25 В (змін. струм) без засобів захисту
3	Температура повітря в робочій зоні	21-22°C (забезпечується клімат-контролем)	21-22°C (допустима для операційних, ДБН В.2.2-10)

Продовження таблиці 4.3

4	Відносна вологість повітря	55-60%	50-60% (оптимальна)
5	Освітленість робочого поля (хірургічна)	20000-40000 лк (регульована)	Не менше 3000 лк (для операційних полів)
6	Вміст шкідливих речовин (парів анестетиків) у повітрі	Відсутні (за рахунок ламінарної вентиляції)	Не перевищує ГДК (гранично допустиму концентрацію)

Аналіз потенційних небезпек показує, що хоча технологічний процес супроводжується наявністю серйозних шкідливих факторів (насамперед іонізуючого випромінювання та високої напруги), реальні умови праці знаходяться в межах нормативних значень за умови справності обладнання та належної роботи систем життєзабезпечення. Однак, існуючий ризик перевищення дозових навантажень та електротравматизму вимагає обов'язкового застосування захисних заходів.

4.3.1 Фізичні джерела небезпеки

Основним фізичним фактором є іонізуюче випромінювання (табл. 4.4). Базовим підходом до захисту персоналу є міжнародна концепція *ALARA*, що спрямована на максимальне зменшення дози опромінення.

Таблиця 4.4 – Характеристика джерела фізичної небезпеки.

Найменування обладнання / елемента	Джерело небезпеки	Причини небезпеки	Можливі наслідки
Ангіографічний комплекс (С-дуга)	Рентгенівська трубка (генератор випромінювання)	Проведення флюороскопії (технологічний процес), відсутність ЗІЗ, несправність екранів	Зовнішнє опромінення персоналу, променева хвороба, стохастичні ефекти

Зважаючи на специфіку інтервенційної електрофізіології, базовим підходом до безпеки персоналу є міжнародна концепція *ALARA*, що спрямована на максимальне зменшення дози опромінення. Для ефективного нівелювання виявлених ризиків та

захисту медичної бригади було розроблено комплексну програму. Вона поєднує сучасні інженерно-технічні рішення (зокрема використання систем 3D-навігації та програмних алгоритмів оптимізації) із суворою регламентацією організаційних, режимних та експлуатаційних процесів.

Детальну класифікацію цих заходів наведено у таблиці 4.5.

Таблиця 4.5 – Заходи із забезпечення охорони праці та оптимізації рентген-навантаження в операційній для інтервенційної електрофізіології серця.

№	Група заходів	Вид заходу	Критерій вибору
1	Технічні заходи	Впровадження системи 3D- картування (<i>Electroanatomical Mapping System</i>): використання нерадіоскопічної візуалізації катетерів у реальному часі.	Радикальне зменшення часу флюороскопії (до 90%) та інтегральної дози опромінення пацієнта і персоналу.
		Використання технології ШП-шумозаглушення зображень: програмна обробка рентгенівського зображення для підвищення чіткості при зниженій дозі випромінювання.	Збереження якості діагностичної картинки при зменшенні параметрів струму на трубці.
		Встановлення підвісної системи захисту « <i>Zero-Gravity</i> »: ергономічна система, що знімає вагу свинцевого фартуха з плечей хірурга завдяки підвісному механізму.	Профілактика захворювань опорно-рухового апарату лікаря при тривалих операціях.
2	Організаційні заходи	Впровадження протоколу « <i>ALARA</i> »: затвердження внутрішнього стандарту процедур із пріоритетом використання 3D-навігації на етапах доступу.	Мінімізація впливу шкідливого фактора шляхом зміни алгоритму роботи.
		Ротація членів бригади: чергування персоналу, що працює в зоні підвищеного ризику (біля столу), для рівномірного розподілу дозового навантаження.	Запобігання накопиченню надмірних доз окремими спеціалістами.
3	Режимні заходи	Використання дистанційного моніторингу: організація роботи техніка-електрофізіолога виключно з пультової кімнати (<i>Control Room</i>) під час активної флюороскопії.	Виключення перебування частини персоналу в зоні дії іонізуючого випромінювання.
		Впровадження «Віртуальної колімації»: налаштування шторок рентгенівського поля на екрані монітора без фактичного вмикання випромінювання.	Уникнення невиправданого опромінення.

Продовження таблиці 4.5

4	Експлуатаційні заходи	Автоматизований облік доз: інтеграція дозиметрів в електронну систему лікарні для моніторингу накопиченої дози за процедуру.	Оперативне виявлення перевищень та коригування тактики.
		Впровадження регулярного технічного контролю якості (<i>Quality Control</i>): перевірка параметрів зображення та дози випромінювання інженерами.	Запобігання погіршенню захисних властивостей обладнання та якості зображення.
5	Засоби індивідуального захисту	Використання стерильних радіаційно-захисних рукавичок з тактильною чутливістю: спеціалізовані рукавички для процедур із рентгеном.	Зниження дози на кисті рук хірурга (які знаходяться найближче до пучка рентгену).
		Перехід із свинцевих на композитні матеріали: перехід на безсвинцеві матеріали (вісмут/сурма), які легші на 30-40%.	Зниження фізичної втоми персоналу без втрати захисних властивостей.
		Захисні окуляри з індивідуальними лінзами: поєднання корекції зору та захисту від бічного розсіяного випромінювання.	Покращення візуального контролю та зменшення напруги зору.

4.3.2 Хімічні та біологічні джерела небезпеки

Під час втручання існує ризик контакту з біологічними рідинами пацієнта, а також можливе забруднення повітря парами лікарських засобів (табл. 4.6). Сформована низка заходів щодо усунення цих небезпек (табл. 4.7).

Таблиця 4.6 – Характеристика хімічних та біологічних небезпек.

Найменування обладнання / елемента	Джерело небезпеки	Причини небезпеки	Можливі наслідки
Хірургічний інструментарій (катетери, скальпелі)	Біологічні рідини пацієнта (кров)	Порізи, уколи голкою, розбризкування рідин під час маніпуляцій	Інфікування гемоконтактними інфекціями (ВІЛ, Гепатити В, С)
Наркозно-дихальний апарат	Хімічні речовини (анестетики)	Негерметичність контуру, несправність системи відведення газів	Токсичне отруєння, головний біль, зниження працездатності, вибух через виток газу

Таблиця 4.7 – Заходи щодо усунення хімічних та біологічних небезпек.

№	Група заходів	Вид заходу	Критерій вибору
1	Технічні заходи	Безперервна робота системи ламінарного потоку повітря (<i>Laminar Flow Sterile Field</i>) з підпором +15 Па.	Гарантоване відведення шкідливих газів та парів із зони дихання персоналу.
2	Організаційні заходи	Суворе дотримання протоколів асептики та антисептики, безпечна утилізація голок.	Запобігання передачі гемоконтактних інфекцій.
3	Засоби індивідуального захисту	Використання стерильних бар'єрних засобів (хірургічні маски, екрани для обличчя).	Захист слизових оболонок від потрапляння біологічних рідин.

4.3.3 Небезпека ураження людини електричним струмом

Операційна насичена потужним медичним обладнанням під напругою 220 В (табл. 4.8). Цей фактор є критичним і вимагає окремого комплексу заходів (табл. 4.9).

Таблиця 4.8 – Характеристика небезпеки ураження струмом.

Найменування обладнання / елемента	Джерело небезпеки	Причини небезпеки	Можливі наслідки
Електрофізіологічний комплекс (М4812, М0630) та дефібрилятор	Електричний струм, струмопровідні частини	Пошкодження ізоляції, несправність заземлення, порушення правил експлуатації	Електричний удар, опіки, фібриляція серця

Таблиця 4.9 – Заходи із забезпечення електробезпеки.

№	Група заходів	Вид заходу	Критерій вибору
1	Технічні заходи	Забезпечення надійного захисного заземлення (додаткове вирівнювання потенціалів) всього медичного та комп'ютерного обладнання в операційній.	Захист медичного персоналу та пацієнта від ураження струмом у разі пошкодження внутрішньої ізоляції приладів.
2	Експлуатаційні заходи	Регулярний контроль цілісності кабелів живлення та вимірювання опору ізоляції електроапаратури.	Своєчасне виявлення зношених або пошкоджених проводів для профілактики коротких замикань та електротравм.

4.4 Заходи забезпечення пожежної безпеки в рентгеноопераційній

Рентгеноопераційна для інтервенційної електрофізіології характеризується високою насиченістю складним електронним і комп'ютерним обладнанням (ангіографічний комплекс, електрофізіологічна станція, сервери систем 3D-навігації та робоча станція з програмним модулем СППР). Відповідно до НАПБ А.01.001-2014 [24], за пожежною небезпекою дане приміщення належить до категорії «В», а клас пожежонебезпечної зони визначається як П-Па.

Оцінка пожежного навантаження вказує на наявність у приміщенні двох основних класів пожежі:

- **Клас Е:** горіння електроустановок, що перебувають під напругою (головне джерело небезпеки в операційній).
- **Клас А:** горіння твердих горючих матеріалів (пластикові корпуси апаратури, полівінілхлоридна ізоляція величезної кількості кабельних ліній, стерильні операційні покриття).

Найбільш вірогідним сценарієм виникнення аварійної ситуації є технологічний фактор: коротке замикання, перевантаження електромережі або перегрів електронних компонентів серверів чи медичних генераторів. Таке загоряння зазвичай починається з тривалого тління ізоляції, після чого вогонь може перекинутися на пластикові елементи. З огляду на це, система протипожежного захисту операційної та пультової кімнати повинна розроблятися з урахуванням специфіки наявної техніки (табл. 4.10):

Таблиця 4.10 – Обґрунтування вибору технічних засобів протипожежного захисту рентгеноопераційної.

№	Елемент системи протипожежного захисту	Обґрунтування вибору та вимоги до застосування
1	Автоматична пожежна сигналізація	Враховуючи, що пожежа класу Е починається з тління ізоляції, використання теплових датчиків є неефективним. Тому приміщення необхідно обладнати димовими пожежними сповіщувачами (типу ДИП), які здатні виявити небезпеку на найбільш ранній стадії.

Продовження таблиці 4.10

2	Первинні засоби пожежогасіння	Категорично заборонено використання пінних (проводять струм) та порошкових вогнегасників (дрібнодисперсний порошок невідворотно виведе з ладу надточну оптику С-дуги та мікросхеми серверів). Як основний засіб гасіння слід використовувати вуглекислотні вогнегасники (типу ВВК-3,5 або ВВК-5). Вуглекислота є діелектриком, дозволяє безпечно гасити електроустановки під напругою до 1000 В і повністю випаровується, не завдаючи жодної шкоди медичній та комп'ютерній апаратурі.
---	-------------------------------	--

Цей комплекс технічних рішень обов'язково має доповнюватися експлуатаційними заходами: регулярним контролем опору ізоляції електромережі (не рідше 1 разу на рік), суворою вимогою щодо повного знеструмлення ПК та допоміжних приладів після завершення операційного дня, а також регулярним технічним обслуговуванням систем охолодження комп'ютеризованих робочих місць для запобігання їх перегріву.

Висновок до розділу 4

Отже, комплексний аналіз умов праці в рентгеноопераційній підтвердив повну відповідність просторових та санітарно-гігієнічних параметрів приміщення (85,2 м²) нормативним вимогам ДБН В.2.2-10-2001, що створює необхідну ергономічну базу для безпечної роботи. Встановлено, що впровадження та експлуатація розробленого програмного модуля СППР відбуватиметься в умовах комплексного впливу фізичних, біологічних та хімічних небезпечних факторів, а також за підвищеної пожежної загрози (категорія «В»).

Пріоритетним напрямком захисту визначено радіаційну безпеку, яка повністю базується на міжнародній концепції *ALARA* та реалізується через інтеграцію систем 3D-навігації, ШІ-шумозаглушення і технологій розвантаження персоналу «*Zero-Gravity*». Нівелювання біологічних та хімічних ризиків, пов'язаних із гемоконтактними інфекціями та парами анестетиків, досягається суворим дотриманням протоколів асептики та безперервною роботою системи ламінарного

потоків повітря. Водночас профілактика електротравматизму та пожежний захист надточної апаратури гарантуються контролем контурів заземлення і застосуванням виключно діелектричних вуглекислотних вогнегасників.

Таким чином, реалізація запропонованого комплексу організаційно-технічних рішень дозволяє мінімізувати всі ідентифіковані виробничні ризики та забезпечити належний рівень безпеки праці, що гарантує збереження здоров'я медичної бригади під час проведення тривалих операцій.

ВИСНОВКИ

Було проведено комплексне дослідження сучасних методів катетерного лікування фібриляції передсердь (ФП) та вирішено актуальну науково-технічну задачу щодо створення багатопараметричної прогностичної моделі на базі методів машинного навчання.

У ході теоретичного аналізу встановлено, що результативність та безпека катетерної абляції визначаються комплексним впливом низки клінічних, анатомічних та процедурних предикторів. Доведено, що вибір технології (радіочастотна абляція, кріоабляція, імпульсна електропорація) та індивідуальні особливості пацієнта (індекс маси тіла, діаметр лівого передсердя, ступінь фіброзу) мають статистично значущу кореляцію з тривалістю операції та ризиком рецидиву аритмії.

Для розробки алгоритму було систематизовано та очищено масив реальних клінічних даних ($n = 430$). Сформована консолідована вибірка дозволила врахувати специфіку різних методів абляції, що забезпечило високу репрезентативність навчання моделі. Обґрунтовано використання ансамблевих методів машинного навчання – алгоритмів «Випадкового лісу» (*Random Forest Regressor* та *Classifier*), які довели свою ефективність у роботі з нелінійними багатофакторними залежностями та стійкість до статистичного дисбалансу класів.

Розроблена прогностична модель продемонструвала високу клінічну достовірність. За результатами валідації на незалежній тестовій вибірці (20% від загального масиву), точність прогнозування тривалості втручання становить $R^2 = 0,83$ (із середньою абсолютною похибкою $MAE = 14,9$ хв), а точність прогнозування клінічного успіху (ймовірності відсутності рецидивів) досягає 94,2%.

Практична цінність роботи полягає у створенні інтерактивного програмного модуля (системи підтримки прийняття рішень), реалізованого мовою *Python*. Система дозволяє автоматизувати процес доопераційного планування, забезпечуючи лікарю можливість обґрунтованого вибору оптимального методу втручання для кожного конкретного пацієнта. Це сприяє персоналізації хірургічної тактики, скороченню часу

використання рентгенівського випромінювання (згідно з принципами *ALARA*) та суттєвому підвищенню результативності лікування.

Розроблене програмне забезпечення рекомендовано до впровадження у клінічну практику відділення електрофізіології та рентгенохірургічних методів лікування аритмій серця ННЦССХ ім. М.М. Амосова НАМН України, що підтверджує його практичну значущість та готовність до використання при виборі тактики лікування пацієнтів із фібриляцією передсердь.

Перспективним напрямком подальшого розвитку розробленого програмного забезпечення є його інтеграція з медичними інформаційними системами для безперервного навчання моделі на нових клінічних випадках, що дозволить ще більше підвищити точність персоніфікованих прогнозів у клінічній практиці

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Bifulco S. F., Magoon M. J., Chahine Y. [et al.] Predicting atrial arrhythmia recurrence after ablation of atrial fibrillation using explainable machine learning [Електронний ресурс] // Communications Medicine. – 2025. – Vol. 5. – P. 421. – Режим доступу до ресурсу: <https://www.nature.com/articles/s43856-025-01058-4>
2. Перепека Є. О. Способи зменшення променевого навантаження при катетерному лікуванні фібриляції передсердь [Електронний ресурс] // Вісник УМСА. – 2025. – Т. 25, № 1. – С. 61–69. – Режим доступу до ресурсу: <https://visnyk-umsa.com.ua/index.php/journal/article/view/1160>
3. Jacquemet V. Lessons from computer simulations of ablation of atrial fibrillation [Електронний ресурс] // The Journal of Physiology. – 2016. – Vol. 594, No. 9. – Режим доступу до ресурсу: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC4850195/>
4. Martínez Quinteros A. S., Treviño Acosta F. A. [et al.] Impact of artificial intelligence-guided cardiac ablation techniques on the management of complex arrhythmias: a systematic review [Електронний ресурс] // Ibero-Am J Health Sci Res. – 2025. – Vol. 5, No. 1. – P. 702. – Режим доступу до ресурсу: <https://health.iberojournals.com/index.php/IBEROJHR/article/view/702>
5. Della Rocca D. G., Marcon L., Magnocavallo M. [et al.] Pulsed electric field, cryoballoon, and radiofrequency for paroxysmal atrial fibrillation ablation: a propensity score-matched comparison [Електронний ресурс] // EP Europace. – 2024. – Vol. 26, No. 1. – P. euae016. – Режим доступу до ресурсу: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC10823352/>
6. Pulmonary Vein Isolation (Ablation) [Електронний ресурс] // Cleveland Clinic. – Режим доступу до ресурсу: <https://my.clevelandclinic.org/health/treatments/17401-pulmonary-vein-isolation-ablation>
7. Blockhaus C., Waibler H. P., Gülker J. E. [et al.] Influence of excess weight and obesity on performance and outcome of pulmonary vein isolation with the cryoballoon [Електронний ресурс] // Rev Cardiovasc Med. – 2021. – Vol. 22, No. 3. – P. 1047–1052. – Режим доступу до ресурсу: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/34565106/>

8. Ahn J., Shin D. G., Han S. J., Lim H. E. Safety and efficacy of intracardiac echocardiography-guided zero-fluoroscopic cryoballoon ablation for atrial fibrillation: a prospective randomized controlled trial [Электронный ресурс] // EP Europace. – 2023. – Vol. 25. – Режим доступа до ресурсу: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/37021403/>

9. Canino G., Di Costanzo A., Salerno N. [et al.] Artificial Intelligence in Cardiac Electrophysiology: A Clinically Oriented Review with Engineering Primers [Электронный ресурс] // Bioengineering. – 2025. – Vol. 12, No. 10. – P. 1102. – Режим доступа до ресурсу: <https://www.mdpi.com/2306-5354/12/10/1102>

10. Salvi M., Acharya M. R., Seoni S. [et al.] Artificial intelligence for atrial fibrillation detection, prediction, and treatment: A systematic review of the last decade (2013–2023) [Электронный ресурс] // WIREs Data Mining and Knowledge Discovery. – 2024. – Режим доступа до ресурсу: <https://wires.onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/widm.1530>

11. Fox S. R., Toomu A., Gu K. [et al.] Impact of artificial intelligence arrhythmia mapping on time to first ablation, procedure duration, and fluoroscopy use [Электронный ресурс] // Journal of Cardiovascular Electrophysiology. – 2024. – Vol. 35, No. 9. – Режим доступа до ресурсу: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/38439119/>

12. Luo A., Chen W., Zhu H. [et al.] Machine Learning in the Management of Patients Undergoing Catheter Ablation for Atrial Fibrillation: Scoping Review [Электронный ресурс] // Journal of Medical Internet Research. – 2025. – Vol. 27. – P. e60888. – Режим доступа до ресурсу: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC11851043/>

13. Lallah P. N., Laite C., Bangash A. B., Chooah O., Jiang C. The Use of Artificial Intelligence for Detecting and Predicting Atrial Arrhythmias Post Catheter Ablation [Электронный ресурс] // Rev Cardiovasc Med. – 2023. – Vol. 24, No. 8. – P. 215. – Режим доступа до ресурсу: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC11266764/>

14. Pulsed Field Ablation (PFA) [Электронный ресурс] // Cardiac Vascular Sentral Kuala Lumpur (CVSKL). – Режим доступа до ресурсу: <https://www.cvskl.com/cn/services/centres-of-excellence/atrial-fibrillation/>

15. An Z., Jin S., Chang Y. [et al.] Comparative Effectiveness of Cryoballoon Ablation and Laser Balloon Ablation in Atrial Fibrillation Treatment: A Meta-Analysis

[Электронный ресурс] // IMR Press. – 2025. – Vol. 28, No. 9. – Режим доступа до ресурсу: <https://www.imrpress.com/journal/HSF/28/9/10.31083/HSF47013>

16. Knaut M., Tugtekin S. M., Spitzer S. [et al.] Microwave ablation for the surgical treatment of permanent atrial fibrillation--a single centre experience [Электронный ресурс] // PubMed. – Режим доступа до ресурсу: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/15450566/>

17. Schmidt B., Metzko M. [et al.] Pulmonary Vein Isolation by High Intensity Focused Ultrasound [Электронный ресурс] // PubMed. – Режим доступа до ресурсу: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC1877830/>

18. Svennberg E., Han J. K., Caiani E. G. [et al.] State of the Art of Artificial Intelligence in Clinical Electrophysiology in 2025: A Scientific Statement of the European Heart Rhythm Association (EHRA) of the ESC, the Heart Rhythm Society (HRS), and the ESC Working Group on E-Cardiology [Электронный ресурс] // Europace. – 2025. – Vol. 27, No. 5. – P. eua071. – Режим доступа до ресурсу: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/40163651/>

19. Kueffer T., Stettler R., Maurhofer J., Madaffari A. [et al.] Pulsed-field vs cryoballoon vs radiofrequency ablation: Outcomes after pulmonary vein isolation in patients with persistent atrial fibrillation [Электронный ресурс] // Heart Rhythm. – 2024. – Vol. 21, No. 8. – P. 1227–1235. – Режим доступа до ресурсу: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/38614191/>

20. Zhu X., Wang C., Chu H., Li W., Zhou H., Zhong L., Li J. Effectiveness and Safety of High-Power Radiofrequency Ablation Guided by Ablation Index for the Treatment of Atrial Fibrillation [Электронный ресурс] // Computational and Mathematical Methods in Medicine. – 2022. – Режим доступа до ресурсу: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC9391153/>

21. Joglar J. A., Chung M. K., Armbruster A. L. [et al.] 2023 ACC/AHA/ACCP/HRS Guideline for the Diagnosis and Management of Atrial Fibrillation: A Report of the American College of Cardiology/American Heart Association Joint Committee on Clinical Practice Guidelines [Электронный ресурс] // Journal of the American College of Cardiology. – 2024. – Режим доступа до ресурсу: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC11095842/>

22. ДБН В.2.2-10-2001. Будинки і споруди. Заклади охорони здоров'я. – Введ. 2001-04-01. – К. : Держбуд України, 2001. – 165 с. – (Державні будівельні норми України).

23. Норми радіаційної безпеки України (НРБУ-97) : держ. гігієнічні нормативи / МОЗ України. – К. : Відділ поліграфії Укр. центру держсанепіднагляду МОЗ України, 1997. –121 с.

24. НАПБ А.01.001-2014. Правила пожежної безпеки в Україні [Електронний ресурс] : затв. наказом МВС України від 30.12.2014 № 1417. – Режим доступу до ресурсу: <https://zakon.rada.gov.ua/laws/show/z0252-15>

25. Правила улаштування електроустановок (ПУЕ) [Електронний ресурс] : затв. наказом Міненерговугілля України від 21.07.2017 № 476. – Київ : Міненерговугілля України, 2017. – Режим доступу до ресурсу: <https://zakon.rada.gov.ua/rada/show/v0476732-17>

ДОДАТОК А

Лістинг програмного коду прогностичної моделі (Google Colab)

```
import pandas as pd
import numpy as np
import matplotlib.pyplot as plt
import os
from sklearn.model_selection import train_test_split
from sklearn.ensemble import RandomForestRegressor, RandomForestClassifier
from sklearn.metrics import mean_absolute_error, r2_score, accuracy_score

# Шляхи до файлів у Google Colab
path_rf = '/content/PVI RF base.xlsx' # Реальна база РЧА (Метод 0)
path_cryo = '/content/Систематизовані дані.xlsx' # Тестова база Кріо (Метод 1)
path_pfa = '/content/PFA база_нова.xlsx' # Нова реальна база PFA (Метод 2)

def smart_loader(path):
    ext = os.path.splitext(path)[1].lower()
    if ext == '.xlsx':
        return pd.read_excel(path)
    else:
        try: return pd.read_csv(path, encoding='utf-8-sig', sep=None,
engine='python')
        except: return pd.read_csv(path, encoding='cp1251', sep=None,
engine='python')

def load_and_label(path, method_code):
    try:
        df = smart_loader(path)
        df['Ablation_Method'] = method_code
        return df
    except Exception as e:
        print(f"Файл {path} не знайдено або помилка: {e}. Пропускаємо.")
        return pd.DataFrame()

def prepare_clinical_data(df):
    mapping = {
        'Age': 'вік', 'вік, р': 'вік',
        'Gender': 'стать',
        'BMI': 'BMI',
        'зріст, см': 'зріст', 'зріст, см': 'зріст',
        'вага, кг': 'вага', 'вага': 'вага',
        'Procedural_Time': 'Час втручання',
        'ЛП діам': 'LAD', 'ЛП': 'LAD', "Об'єм ЛП": 'LAD',
        'ФВЛШ': 'LVEF',
        'ППТ, м2': 'ППТ',
        'Фіброзу вольтажна карта': 'Фіброз ЛП',
        'Ступінь фіброзу на вольтажній карті': 'Фіброз ЛП',
        'Фіброз на вольтажній карті': 'Фіброз ЛП'
    }
    df = df.rename(columns=mapping).copy()

    # Об'єднуємо колонки з однаковими назвами
    df = df.groupby(df.columns, axis=1).first()
    df = df.dropna(how='all')
```

```

df['Рецидив_Target'] = 0
rec_cols = [c for c in df.columns if 'рецидив' in str(c).lower() or 'рециди'
in str(c).lower()]

if rec_cols:
    for col in rec_cols:
        mask = df[col].astype(str).str.lower().str.contains(r'\+|так',
na=False, regex=True)
        df.loc[mask, 'Рецидив_Target'] = 1
    else:
        succ_cols = [c for c in df.columns if 'успішн' in str(c).lower()]
        for col in succ_cols:
            mask = df[col].astype(str).str.lower().str.contains(r'\-|ні',
na=False, regex=True)
            df.loc[mask, 'Рецидив_Target'] = 1

potential_features = [
    'вік', 'стать', 'зріст', 'вага', 'BMI', 'ППТ', 'Форма ФП',
    'ЧСС до', 'R-R до', 'LAD', 'LVEF', 'Фіброз ЛП', 'Ablation_Method'
]

if 'стать' in df.columns:
    df['стать'] = df['стать'].astype(str).str.lower().str.strip()
    df['стать'] = df['стать'].map({'ч': 1, 'ж': 0, '1': 1, '0': 0, 'm': 1,
'f': 0})

# РОЗДІЛЕННЯ ФОРМИ ФП НА 3 КЛАСИ
if 'Форма ФП' in df.columns:
    df['Форма ФП'] = df['Форма ФП'].astype(str).str.lower().str.strip()
    def map_afib(val):
        if 'тривало' in val: return 2
        if 'перс' in val: return 1
        if 'пар' in val: return 0
        return np.nan
    df['Форма ФП'] = df['Форма ФП'].apply(map_afib)

if 'R-R до' in df.columns:
    df['R-R до'] = df['R-R до'].astype(str).str.upper().str.strip()
    df.loc[df['R-R до'].str.contains('ФП|ТП', na=False), 'R-R до'] = '0'

# Переклад текстових значень фіброзу в числа
if 'Фіброз ЛП' in df.columns:
    df['Фіброз ЛП'] = df['Фіброз ЛП'].astype(str).str.lower().str.strip()
    def map_fibrosis(val):
        if 'тотал' in val: return 4
        if 'вираж' in val: return 3
        if 'помірн-вираж' in val: return 2
        if 'помір' in val: return 1
        if 'мін-помірн' in val: return 0.5
        if 'мін' in val or 'невелик' in val: return 0
        return val
    df['Фіброз ЛП'] = df['Фіброз ЛП'].apply(map_fibrosis)

for col in df.columns:
    if df[col].dtype == 'object' and col not in rec_cols and 'успішн' not in
str(col).lower():
        df[col] = df[col].astype(str).str.split().str[0].str.replace(',', '
'.')

```

```

        if col != 'Рецидив_Target' and col not in rec_cols and 'успішн' not in
str(col).lower():
            df[col] = pd.to_numeric(df[col], errors='coerce')

        if 'BMI' not in df.columns and 'зріст' in df.columns and 'вага' in
df.columns:
            df['BMI'] = df['вага'] / ((df['зріст'] / 100) ** 2)

        df = df.dropna(subset=[c for c in ['вік', 'Час втручання'] if c in
df.columns])
        df.fillna(0, inplace=True)

        final_features = [f for f in potential_features if f in df.columns and
df[f].notnull().sum() > (len(df) * 0.1)]

        print(f"\n[ДІАГНОСТИКА ЗВЕДЕНОЇ БАЗИ ДАНИХ]")
        print(f"Знайдено реальних пацієнтів (без пустих рядків): {len(df)}")
        print(f"Враховані клінічні ознаки: {final_features}")
        print(f"Пацієнтів з підтвердженим рецидивом/невдачею:
{df['Рецидив_Target'].sum()}\n")

        return df, final_features

print("Завантаження баз даних...")
df_rf = load_and_label(path_rf, 0)
df_cryo = load_and_label(path_cryo, 1)
df_pfa = load_and_label(path_pfa, 2)

df_all = pd.concat([df_rf, df_cryo, df_pfa], ignore_index=True)

if df_all.empty:
    raise Exception("Жодної бази даних не знайдено! Перевір шляхи до файлів.")

real_clean, features = prepare_clinical_data(df_all)

X = real_clean[features]
y_time = real_clean['Час втручання']
y_rec = real_clean['Рецидив_Target']

X_train, X_test, y_train_time, y_test_time, y_train_rec, y_test_rec =
train_test_split(
    X, y_time, y_rec, test_size=0.2, random_state=42
)

model_time = RandomForestRegressor(n_estimators=100, random_state=42)
model_time.fit(X_train, y_train_time)
y_pred_time = model_time.predict(X_test)

model_rec = RandomForestClassifier(n_estimators=100, max_depth=4,
min_samples_leaf=4, class_weight='balanced', random_state=42)
model_rec.fit(X_train, y_train_rec)
y_pred_rec = model_rec.predict(X_test)

plt.figure(figsize=(12, 7))
labels_dict = {
    'вік': 'Вік пацієнта',
    'стать': 'Стать',
    'зріст': 'Зріст',
    'вага': 'Вага',
    'BMI': 'ІМТ (BMI)',

```

```

'ППТ': 'Площа поверхні тіла (ППТ)',
'Форма ФП': 'Форма ФП (0-пар, 1-перс, 2-тривалоперс)',
'LAD': 'Діаметр лівого передсердя (LAD)',
'LVEF': 'Фракція викиду ЛШ (LVEF)',
'Фіброз ЛП': 'Ступінь фіброзу лівого передсердя',
'ЧСС до': 'ЧСС до втручання',
'R-R до': 'R-R інтервал',
'Ablation_Method': 'Метод абляції (РЧА/Кріо/РФА)'
}
current_labels = [labels_dict.get(c, c) for c in X.columns]

importances = model_time.feature_importances_
filtered_labels = [label for label, imp in zip(current_labels, importances) if
imp > 0.005]
filtered_importances = [imp for imp in importances if imp > 0.005]

pd.Series(filtered_importances,
index=filtered_labels).sort_values().plot(kind='barh', color='skyblue')
plt.title('Аналіз важливості клінічних предикторів (Час втручання)')
plt.xlabel('Відносна значущість ознаки')
plt.grid(axis='x', linestyle='--', alpha=0.7)
plt.tight_layout()
plt.show()

plt.figure(figsize=(10, 6))
methods_test = X_test['Ablation_Method'].values
mask_rf = methods_test == 0
mask_cryo = methods_test == 1
mask_pfa = methods_test == 2

plt.scatter(y_test_time[mask_rf], y_pred_time[mask_rf], alpha=0.7,
color='darkblue', label='РЧА')
plt.scatter(y_test_time[mask_cryo], y_pred_time[mask_cryo], alpha=0.7,
color='orange', label='Кріоабляція')
plt.scatter(y_test_time[mask_pfa], y_pred_time[mask_pfa], alpha=0.7,
color='green', label='РФА (Електропорация)')

plt.plot([y_test_time.min(), y_test_time.max()], [y_test_time.min(),
y_test_time.max()], 'r--', lw=2)
plt.title('Валідація результатів прогнозування часу на зведених даних')
plt.xlabel('Фактична тривалість втручання (хв)')
plt.ylabel('Прогнозована тривалість (хв)')
plt.legend()
plt.grid(True)
plt.tight_layout()
plt.show()

print("РЕЗУЛЬТАТИ ОЦІНКИ МОДЕЛЕЙ:")
print(f"Похибка прогнозу часу (MAE): {mean_absolute_error(y_test_time,
y_pred_time):.2f} хв")
print(f"Ефективність моделі часу (R2): {r2_score(y_test_time,
y_pred_time):.2f}")
print(f"Точність прогнозу успішності (Accuracy): {accuracy_score(y_test_rec,
y_pred_rec) * 100:.1f}%\n")

print("РОЗРАХУНОК ЕФЕКТИВНОСТІ ТА КЛІНІЧНА РЕКОМЕНДАЦІЯ")
print("\nВВЕДЕННЯ ДАНИХ НОВОГО ПАЦІЄНТА")
print("[Примітка: У разі відсутності клінічних даних залиште поле порожнім
(натисніть Enter).")

```

```

print("Система автоматично застосує середньостатистичне значення з бази
даних.]\n")

prompts_dict = {
    'вік': ('Вік пацієнта', '(років)'),
    'стать': ('Стать', '(1 - чоловік, 0 - жінка)'),
    'зріст': ('Зріст', '(см)'),
    'вага': ('Вага', '(кг)'),
    'Форма ФП': ('Форма фібриляції передсердь', '(0-пароксизмальна, 1-
персистуюча, 2-тривалоперсистуюча)'),
    'ЧСС до': ('Частота серцевих скорочень до', '(уд/хв)'),
    'R-R до': ('R-R інтервал', '(мс, або напишіть "ФП")'),
    'LAD': ('Діаметр лівого передсердя (LAD)', '(мм)'),
    'LVEF': ('Фракція викиду ЛШ (LVEF)', '(%)'),
    'Фіброз ЛП': ('Ступінь фіброзу ЛП', '(0-мін, 1-помірн, 2-помірн-вираж, 3-
вираж, 4-тотал)')
}

new_patient_dict = {}

for col in features:
    if col in ['BMI', 'ППТ', 'Ablation_Method']:
        continue

    name, hint = prompts_dict.get(col, (col, ''))

    while True:
        val = input(f"{name} {hint}: ").strip()

        if val == '':
            print(f"> Дані відсутні. Застосовано середньостатистичне
значення.")
            break

        try:
            if col == 'R-R до' and val.upper() in ['ФП', 'ТП']:
                new_patient_dict[col] = 0.0
                break
            else:
                new_patient_dict[col] = float(val.replace(',', '.'))
                break
        except ValueError:
            print("Помилка! Введіть числове значення.")

if 'зріст' in new_patient_dict and 'вага' in new_patient_dict:
    if 'BMI' in features:
        new_patient_dict['BMI'] = new_patient_dict['вага'] /
((new_patient_dict['зріст'] / 100) ** 2)
    if 'ППТ' in features:
        new_patient_dict['ППТ'] = np.sqrt((new_patient_dict['зріст'] *
new_patient_dict['вага']) / 3600)

sample_patient = pd.DataFrame([new_patient_dict])

for col in features:
    if col not in sample_patient.columns:
        if col == 'Ablation_Method':
            sample_patient[col] = 0
        else:
            sample_patient[col] = X[col].mean()

```

```

sample_patient = sample_patient[features]

print("\nВХІДНІ КЛІНІЧНІ ПАРАМЕТРИ ПАЦІЄНТА:")
for col in features:
    if col != 'Ablation Method':
        print(f"- {col}: {sample_patient[col].values[0]:.1f}")

print("\nПРОГНОЗ ЕФЕКТИВНОСТІ ЛІКУВАННЯ ЗАЛЕЖНО ВІД МЕТОДУ:")
predictions = {}

if 'Ablation_Method' in features:
    methods = {0: 'РЧА (Радіочастотна)', 1: 'Кріоабляція', 2: 'РФА
(Електропорация)'}
    for code, name in methods.items():
        sample_patient['Ablation_Method'] = code
        pred_time = model_time.predict(sample_patient)[0]
        probab_success = model_rec.predict_proba(sample_patient)[0][0] * 100
        predictions[name] = {'time': pred_time, 'success': probab_success}
        print(f"> {name}: Очікуваний час: {pred_time:.1f} хв | Ймовірність
успіху: {probab_success:.1f}%")

best_method = min(predictions.keys(), key=lambda k: predictions[k]['time'])
min_time = predictions[best_method]['time']
best_success = predictions[best_method]['success']

print("\n[АВТОМАТИЗОВАНИЙ ВИСНОВОК СИСТЕМИ]")
print(f"Рекомендована технологія: {best_method}")
print(f"Обґрунтування: Даний метод є оптимальним для пацієнта. Він дозволить")
print(f"скоротити час втручання до {min_time:.1f} хв, оптимізуючи процедуру,")
print(f"при цьому ймовірність успішного лікування (без рецидивів) складе
{best_success:.1f}%")

```