

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ «ЛЬВІВСЬКА ПОЛІТЕХНІКА»

Вовкодав Олександр Валерійович



УДК 51-76:616.1

**МАТЕМАТИЧНІ МОДЕЛІ ДИНАМІКИ РЕАБІЛІТАЦІЇ ПАЦІЄНТІВ
В КАРДІОЛОГІЧНИХ СИСТЕМАХ**

01.05.02 – математичне моделювання та обчислювальні методи

Автореферат
дисертації на здобуття наукового ступеня
кандидата технічних наук

Львів – 2015

Дисертацією є рукопис.

Робота виконана у Тернопільському національному економічному університеті Міністерства освіти і науки України.

Науковий керівник:

кандидат фізико-математичних наук, доцент

Пасічник Роман Мирославович,

Тернопільський національний економічний університет,
доцент кафедри економічної кібернетики та інформатики.

Офіційні опоненти:

доктор технічних наук, професор

Бомба Андрій Ярославович,

Рівненський державний гуманітарний університет,
завідувач кафедри інформатики і прикладної математики;

доктор фізико-математичних наук, професор

Костробій Петро Петрович,

Національний університет «Львівська політехніка»,
завідувач кафедри прикладної математики.

Захист відбудеться 3 грудня 2015 року о 16⁰⁰ годині на засіданні спеціалізованої вченої ради Д 35.052.05 у Національному університеті «Львівська політехніка» за адресою: 79013, м. Львів, вул. С. Бандери, 12.

З дисертацією можна ознайомитися в науково-технічній бібліотеці Національного університету «Львівська політехніка» (79013, м. Львів, вул. Професорська, 1).

Автореферат розіслано 30 жовтня 2015 р.

Учений секретар
спеціалізованої вченої ради
доктор технічних наук, професор



Р.А. Бунь

ЗАГАЛЬНА ХАРАКТЕРИСТИКА РОБОТИ

Актуальність теми. Серцево-судинні захворювання є основним фактором, який обумовлює втрати та інвалідність населення у більшості країн світу. Комплексний підхід до лікування серцево-судинних хвороб включає поряд із медикаментозним лікуванням, фізичну реабілітацію, засоби дієто та психотерапії. Лікувальні фізичні вправи застосовують як у лікувальний період, так і на всіх етапах реабілітації. Під їх впливом розширюються коронарні судини, розкриваються резервні капіляри, прискорюється кровообіг і збільшується ємність судин до 8-10 разів, що сприяє покращенню заживлювання у серцевому м'язі, посилює скоротливу здатність міокарду і попереджує розвиток кардіосклеротичних змін та дистрофії. В процесі реабілітації важливо дозувати фізичні навантаження таким чином, щоб забезпечити тренування серцево-судинної системи із помітним нетривалим ростом пульсу та тиску, не допускаючи перевищення їх субмаксимальних значень. Математичне моделювання динаміки пульсу та тиску під дією фізичного навантаження дозволяє випробувати різні види навантажень попередньо на математичній моделі і, лише відібравши оптимальну конфігурацію, включати їх у програму реабілітації.

Моделі серцево-судинних систем можна поділити на 2 класи: із розподіленими та зосередженими параметрами. Моделі із розподіленими параметрами описують показники гемодинаміки у змінних, розподілених вздовж однієї або декількох координатних осей. Такі моделі добре описують процеси у локальних системах. Дослідники Schreiner та Neumann описують процеси коронарної циркуляції, дослідження Richard E. Klabunde дає нам уявлення про структуру ділянок артерій, Rideout та Katra аналізують роботу легенів. Stettler та ін. розробили опис артеріальної системи, представлений рівняннями механіки рідин для одновимірного розподілу вздовж судин. Недоліками моделей з розподіленими параметрами є складність налаштування та значні вимоги до обчислювальних засобів. Моделі із зосередженими параметрами створюються та ефективно використовуються як для організму в цілому, так і для певних його частин. Зокрема Susanne Timischl у своїй роботі поєднує роботу серцево-судинної та дихальної систем із врахуванням дозованого фізичного навантаження та споживання різними видами тканинних систем кисню в процесі навантаження. В моделях цього класу аналізується набір пов'язаних між собою ділянок, в кожній з яких розглядається єдине значення кожного показника гемодинаміки. Модель Гріченка та Рудницького пояснює взаємодію дихальної та серцево-судинної системи для моделювання діяльності серця без фізичних навантажень при рівномірній частоті дихання.

Однак побудовані математичні моделі надто складні для використання в моделюванні процесів реабілітації після лікування серцево-судинних захворювань, тому що клінічні спостереження такого етапу не дають достатньої інформації для задання їх параметрів.

Таким чином, питання підвищення точності прогнозування стану серцево-судинної системи в процесі реабілітації залишається недостатньо дослідженим. Самі дослідження повинні мати певну теоретичну базу, а також давати конкретні практичні рекомендації. Тому актуальним науковим завданням є підвищення точності прогнозування стану серцево-судинної системи шляхом розроблення математичних моделей динаміки процесів реабілітації та методів їх ідентифікації.

Зв'язок роботи з науковими програмами, планами, темами. Науково-дослідна робота за темою дисертації проводилася у відповідності з тематичним

планом науково-дослідних робіт, що фінансуються за рахунок коштів державного бюджету Міністерством освіти і науки України, зокрема в рамках теми «Теорія побудови та методи реалізації в реальному часі міждисциплінарних математичних моделей зміни стану складних об'єктів» (номер державної реєстрації 0114U000569, 2014-2015 рр.), у якій автором розроблено метод ідентифікації параметрів математичних моделей динамічних дискретних систем, для отримання співвідношення встановлення початкових значень параметрів моделей, що забезпечує збіжність градієнтного методу Левенберга-Марквардта.

Дослідження проводилися згідно плану науково-дослідних робіт, які виконуються здобувачами наукового ступеня в межах робочого часу, зокрема:

- при виконанні теми «Моделювання динаміки управлінських, маркетингових, виробничих, фінансових та екологічних процесів в організаційних системах» (номер держреєстрації 0106U012531), де автором розроблено математичну модель у вигляді диференціальних рівнянь з перетвореною функцією Моно для моделювання інерційності відновлення стану пацієнта після субмаксимальних навантажень;
- при виконанні науково-дослідної роботи на тему «Макромодельовання складних систем та процесів в умовах структурної невизначеності на основі неточних даних» (номер держреєстрації 0111U010356), у якій автором розроблено метод та програмне забезпечення для ідентифікації математичних моделей складних систем у вигляді диференціальних рівнянь з перетвореною функцією Моно;
- при виконанні науково-дослідної роботи на тему «Математичні моделі процесів навантаження та релаксації в складних системах» (номер держреєстрації 0113U000848), у якій автором розроблено математичну модель толерантності до тривалих фізичних навантажень пацієнтів на етапах реабілітації після неускладненого інфаркту міокарда.

Мета і задачі дослідження. Метою роботи є підвищення точності прогнозування стану серцево-судинної системи в процесі реабілітації шляхом розробки математичних моделей динаміки процесів реабілітації та методів їх ідентифікації.

Для досягнення цієї мети у дисертаційній роботі поставлено наступні задачі:

- аналіз сучасних моделей, методів та засобів моделювання серцево-судинної системи;
- розробка математичних моделей толерантності до субмаксимальних фізичних навантажень та методів їх ідентифікації;
- розробка математичних моделей толерантності до тривалих фізичних навантажень мінімальної інтенсивності та методів їх ідентифікації;
- розробка методу прогнозування стану хворого в процесі реабілітації;
- програмно-технічна реалізація системи прогнозування стану хворого на основі розроблених моделей та методів.

Об'єкт досліджень: процеси підтримки реабілітації пацієнтів на основі кардіологічних вимірювальних систем.

Предмет досліджень: прогнозні моделі характеристик стану хворого в процесі реабілітації в кардіологічних системах та методи їх ідентифікації.

Методи дослідження. Дослідження, виконані під час роботи над дисертацією, ґрунтуються на методах системного аналізу, методах прогнозування, а також теорії динамічних систем. Використання методів оптимізації та чисельних методів дало можливість сформулювати методи ідентифікації моделей допустимості та

толерантності до фізичних навантажень а також методу прогнозування стану хворого в процесі реабілітації.

Наукова новизна одержаних результатів

Вперше

1. Розроблено модель толерантності до субмаксимальних фізичних навантажень, яка використовує перетворену функцію Моно для забезпечення плавності переходу від навантаження до стабілізації функціонування серцево-судинної системи. Аргументом запропонованого представлення служить δ -продовження функції потужності зусиль пацієнта для моделювання інерційності відновлення після субмаксимальних навантажень. Це забезпечило прогнозування рівня допустимих субмаксимальних навантажень.
2. Розроблено модель толерантності до тривалих фізичних навантажень мінімальної інтенсивності, яка використовує функцію Моно від пройденого пацієнтом шляху, а також степеневу функцію для поєднання процесів накладання навантаження та відновлення рівноважного стану, що забезпечило прогнозування допустимої тривалості помірної фізичної активності.
3. Розроблено метод прогнозування зміни параметрів моделі толерантності до фізичних навантажень протягом періоду реабілітації, який використовує оцінки тенденції зміни субмаксимальних значень характеристик серцево-судинної системи а також аналітичні співвідношення для зміни початкових значень та коефіцієнтів диференціального рівняння моделі, що дало змогу прогнозувати результати велоергометрії на протязі періоду реабілітації із достатньою точністю.

Удосконалено метод ідентифікації параметрів моделей толерантності до тривалих та субмаксимальних фізичних навантажень в частині побудови аналітичних співвідношень початкових значень параметрів моделей, які забезпечують збіжність градієнтного методу Левенберга-Марквардта уточнення зазначених параметрів.

Практичне значення одержаних результатів полягає у тому, що на основі розроблених методів та моделей реалізовано технічну вимірювальну систему, яка дозволяє отримувати дані для використання їх при створенні програм реабілітації після інфаркту міокарда. На базі системи розроблено програмне забезпечення, яке використовується у навчальному процесі в Тернопільському національному економічному університеті та у ДВНЗ «Тернопільський державний медичний університет ім. І. Я. Горбачевського». Зокрема, основні практичні результати дисертаційної роботи використано:

- у навчальному процесі на кафедрі комп'ютерних наук Тернопільського національного економічного університету при викладанні дисциплін «Моделювання та аналіз програмного забезпечення» та «Програмне забезпечення дискретних динамічних систем»;
- під час виконання науково-дослідних робіт на кафедрі комп'ютерних наук;
- у процес розробки програм реабілітації пацієнтів після серцево-судинних захворювань для ДВНЗ «Тернопільського державного медичного університету ім. І. Я. Горбачевського», які використовуються в навчальному процесі кафедри внутрішньої медицини №1.

Особистий внесок здобувача. Усі наукові результати, викладені у дисертаційній роботі, отримані автором особисто. У друкованих працях, опублікованих у співавторстві, автору належать такі результати: [1] – запропоновано та обґрунтовано

математичну модель реакції серцево-судинної системи на фізичне навантаження та її метод ідентифікації; [2] – запропоновано та обґрунтовано підхід для розробки математичної моделі автоматизованої системи моніторингу реабілітації хворих інфарктом міокарда; [3] – запропоновано та обґрунтовано систему автоматизованого контролю процесу реабілітації після інфаркту міокарда; [4] – запропоновано та обґрунтовано математичну модель динаміки пульсу та тиску, як реакції організму на дозоване фізичне навантаження; [6] – запропоновано та обґрунтовано математичну модель динаміки пульсу та тиску при оцінці допустимості фізичних навантажень; [8] – запропоновано та обґрунтовано модель динаміки пульсу та тиску організму під дією фізичних навантажень; [9] – запропоновано та обґрунтовано інформаційну технологію поєднання моделі допустимих навантажень та технології автоматизованого моніторингу дотримання хворим рекомендованих обсягів навантаження; [14] – покращено проведення процесу реабілітації із використанням математичної моделі прогнозування безпечних рівнів пульсу та тиску; [15] – запропоновано та обґрунтовано математичну модель прогнозування безпечних рівнів пульсу та тиску.

Апробація результатів дисертації. Основні положення дисертації доповідалися та обговорювалися на міжнародних та всеукраїнських конференціях, семінарах та симпозиумах, зокрема на: XI Міжнародній науково-технічній конференції «Сучасні проблеми радіоелектроніки, телекомунікацій та комп'ютерної інженерії: TCSET'2012» (Львів–Славсько, 2012 р.); XII Міжнародній науково-технічній конференції «Досвід розробки й застосування САПР в мікроелектроніці CADSM'2013» (Львів – Поляна, 2013 р.); I, II, III Всеукраїнських школах-семінарах молодих вчених і студентів «Сучасні комп'ютерні інформаційні технології», 2011, 2012, 2013 рр. (ТНЕУ, Тернопіль); II міжнародній конференції «Інформаційні технології та комп'ютерна інженерія» (Харків, 2011р.); Другій Всеукраїнській науковій інтернет-конференції «Практичні аспекти наукових досліджень в галузях інформаційних технологій, економіки, математики і техніки» (Тернопіль, 2011 р.); Десятій Всеукраїнській науковій інтернет-конференції «Сучасна наука: стан і перспективи розвитку» (Тернопіль, 2012 р.); XIV та XV Національних конгресах кардіологів України (Київ, 2013, 2014 рр.); науково-методичних семінарах кафедри комп'ютерних наук Тернопільського національного економічного університету (Тернопіль, 2011-2014 рр.).

Публікації. Основні результати дисертаційної роботи висвітлено в 16 друкованих працях, у тому числі одна стаття в іноземному періодичному науковому виданні [1], 5 – у фахових наукових виданнях України [2-6], 10 – у матеріалах конференцій [7-16].

Структура та обсяг дисертації. Дисертація складається зі вступу, чотирьох розділів, висновків, списку використаних джерел та додатків. Робота викладена на 154 сторінках, містить 10 таблиць, 51 рисунок, 9 додатків на 19 сторінках та список використаних джерел із 145 найменувань.

ОСНОВНИЙ ЗМІСТ РОБОТИ

У **вступі** наведено загальну характеристику роботи, обґрунтовано актуальність теми, визначено об'єкт та предмет дослідження, сформульовані мета і задачі дослідження, розкрито наукову та практичну цінність отриманих результатів, а також подано відомості про апробацію дисертаційної роботи.

У **першому розділі** розглянуто роль та особливості методів реабілітації пацієнтів а також їх характеристик після лікування серцево-судинних захворювань,

проаналізовано підходи до моделювання серцево-судинної системи під впливом фізичних навантажень в кардіологічних системах, досліджено засоби формування моделей реакції на навантаження та методи їх ідентифікації.

Відзначено, що в гострий період захворювання фізичні навантаження зменшують практично до ліжкового режиму. Зниження фізичних навантажень приводить до зменшення навантажень на серце, зменшення потреби серцевого м'яза в отриманні кисню, що створює сприятливі умови для зменшення розмірів ураженої зони та відновленню кровопостачання міокарда. Досить довго вважалося, що тривалий ліжковий режим є необхідною умовою лікування інфаркту. Раніше хворі протягом 3 тижнів притримувалися практично суворого ліжкового режиму, що приводило до різного роду ускладнень, зокрема до парезу кишково-шлункового тракту, погіршення вентиляції легенів, погіршення функціонування серцево-судинної системи, остеопорозу, закрепи, тромбоемболічних ускладнень. Основу реабілітації складають програми фізичних тренувань при постійному контролі за функціональним станом пацієнта із використанням електро- та ехокардіографії, моніторингу артеріального тиску та пульсу.

Структура процесу реабілітації після захворювань серцево-судинної системи передбачає етапи медикаментозного лікування, етап адаптації до мінімальних фізичних навантажень, етап адаптації до субмаксимальних фізичних навантажень. Всі виділені етапи вимагають високої точності прогнозування стану серцево-судинної системи, оскільки її перевантаження або недовантаження загрожує життю пацієнта. Завданнями такого прогнозування служать оцінки допустимості фізичної активності, об'єктивний прогноз стану хворого на різних етапах реабілітації а також підтримка неперервного моніторингу стану серцево-судинної системи.

Об'єктивність та адекватність прогнозу забезпечується використанням засобів математичного моделювання. Математичні моделі функціонування серцево-судинної системи поділяються на моделі в основі яких лежать електричні кола, та моделі в яких використовуються диференціальні рівняння. До недоліків моделювання серцево-судинної системи за допомогою електричного кола, запропонованого О. Frankом відносять відносно низьку точність, складність побудови, ідентифікації та модифікації моделей спеціалістом, не знайомим із теорією електричних кіл. Зручнішим інструментом є моделювання серцево-судинної системи за допомогою звичайних диференціальних рівнянь. Grodins, Старлінг, Bowditch, F. Kappel та R. O. Peer застосували системи диференціальних рівнянь до моделювання роботи чотирикамерного серця, малого та великого кіл кровообігу, барорецепторів, саморегуляцію в периферійних областях. В роботах S. Timischl, Magosso, моделюється поєднання роботи серцево-судинної та дихальної систем у вигляді одинадцяти диференціальних рівнянь, що представляють: скоротливості лівого та правого шлуночків серця, залежність між серцевим ритмом та скоротливістю, балансові рівняння газів, споживання організмом кисню в процесі навантаження, обмін газів в тканинній частині організму. Дослідник Кюгерян включає у математичній моделі серцево-судинної та дихальної систем кількісне представлення виконаного фізичного навантаження.

Описані моделі є феноменологічними, що моделюють перебіг процесів в організмі на якісному рівні. В той же час для практичного використання моделей серцево-судинної системи необхідне врахування особливостей конкретного організму та можливостей використання бази статистичної інформації на основі даних, що застосовуються в повсякденній клінічній практиці.

Процеси збільшення навантаження на серцево-судинну систему, або нагромадження втоми в організмі, призводять до росту значень артеріального

пульсу та тиску, як базових характеристик досліджуваної системи в реабілітаційний період. При знятті навантажень значення відповідних характеристик повинні достатньо швидко зменшитись до значень, які спостерігаються в ненавантаженому стані. Така поведінка представляється комбінованими моделями, які поєднують тенденції етапу навантаження та повернення до рівноважного стану. Виснажений організм навіть на незначні навантаження реагує із нелінійною інтенсивністю, аналогічно до моделі Мозера росту популяцій. У випадку зміцнілого організму реакція його серцево-судинної системи на субмаксимальні навантаження буде лінійною. При знятті навантажень відбувається стрімке повернення параметрів серцево-судинної системи до рівноважного стану за залежністю, яка близька до степеневі. Врахування особливостей поведінки серцево-судинної системи забезпечило розроблення ефективних інструментів її моделювання.

Проведений аналіз уможливив формулювання наукового завдання – необхідність підвищення достовірності прийняття рішень щодо формування програми реабілітації пацієнтів у процесі лікування серцево-судинних захворювань.

У **другому розділі** запропоновано та обґрунтовано ряд засобів підвищення достовірності прийняття рішень щодо формування програми реабілітації пацієнтів. Зокрема розроблено концепцію сукупності моделей динаміки пульсу та тиску під дією фізичних навантажень під час періоду реабілітації, структуру моделей толерантності до субмаксимальних фізичних навантажень а також толерантності до тривалих фізичних навантажень мінімальної інтенсивності.

Проведено аналіз структурних особливостей моделей адаптації до тривалих неінтенсивних фізичних навантажень, субмаксимальних навантажень та моделі адаптації характеристик серцево-судинної системи на протязі періоду реабілітації. Аналіз особливостей функціонування модельованого об'єкта виявив необхідність застосування нелінійних моделей, що суттєво ускладнить процедуру їх ідентифікації.

Оскільки при дії фізичних навантажень значення пульсу H та тиску P зростають від нормальних значень H_0 , P_0 , із їх відновленням після припинення навантажень моделюємо їх відповідні прирости h , p , які вважаємо змінними стану серцево-судинної системи:

$$h(t) = H(t) - H_0, \quad (1)$$

$$p(t) = P(t) - P_0. \quad (2)$$

Значення змінних стану міняються пропорційно суттєвим змінам навантаження на систему. Тому природно допустити, що зміни стану визначаються похідною $W^1(t)$ потужності $W(t)$, яку демонструє пацієнт при виконанні певного виду робіт $W^1(t) = W'(t)$. Реакцію організму на фізичне навантаження природно представити лінійною залежністю від прикладеного фізичного навантаження $W^1(t)$, адже зростання параметрів серцево-судинної системи повинно бути адекватним докладеним фізичним зусиллям, коли вони не перевищують функціональні можливості організму, що реабілітується. Відомо, що при допустимому навантаженні, протягом певного відрізка часу δ після зняття навантаження, відбувається стабілізація роботи серцево-судинної системи. Крім того, вихід на нормальні значення її характеристик відновлюються без зв'язку із похідною потужності докладених зусиль, оскільки остання перетворюється в нуль.

В цьому випадку, на основі аналізу численних експериментальних даних, висунута гіпотеза, що стабілізація відбувається пропорційно деякому степеню значення змінної стану. Тобто, в процесі реакції на фізичне навантаження аж до стабілізації стану серцево-судинної системи після зняття навантаження, є дві різних

фази. На першій фазі процесу спостерігається лінійна залежність реакції серцево-судинної системи на навантаження, а на другій стадії відбувається перехід процесу на зменшення збурень параметрів серцево-судинної системи за степеневим законом. При формальному поєднанні цих залежностей у рамках однієї моделі модельовані характеристики втрачають гладкість, а також містять додаткові збурення, що не підтверджуються експериментальними даними.

Для забезпечення плавності переходу від лінійного управління згідно похідної потужності до степеневому затухання відхилення доцільно використати нескладну нелінійну функцію, яка забезпечує відповідну плавність. Таку плавність забезпечує функція Моно виду

$$M_1(t) = \frac{t}{1+t}. \quad (3)$$

При цьому ріст функції на початковому етапі близький до лінійного, а із ростом аргументу плавно наближається до одиничного значення. Ця функція забезпечує перехід від нульового до одиничного значення із ростом аргументу t . Однак при застосуванні навантажень у процесі реабілітації, сигналом для переходу до відновлення параметрів серцево-судинної системи служить не проходження певного періоду часу, а обнуління докладеного фізичного навантаження. Тому для підключення гальмування застосовано перетворену функцію Моно, аргументом якої служить прикладене навантаження

$$M_2(W) = 1 - M_1(W). \quad (4)$$

Обчислювальні експерименти із моделлю показали певну інерційність реакції серцево-судинної системи на зняття субмаксимального навантаження. А саме, протягом деякого періоду δ після зняття навантаження збурення параметрів серцево-судинної системи утримується на постійному рівні. Для моделювання цієї особливості запропоновано використати δ – розширення функції навантаження, яке будується за наступним правилом:

$$t_r = \arg \min\{W(t) = 0\}, \quad (5)$$

$$W_\delta(t) = \begin{cases} W(t) & t < t_r, \\ W(t_r) & t_r \leq t < t_r + \delta, \\ W(t_r) \frac{t - t_r - 2\delta}{t - t_r} & t_r + \delta \leq t \leq t_r + 2\delta, \\ 0 & t > t_r + 2\delta. \end{cases} \quad (6)$$

Вказане δ – розширення необхідно використовувати, щоб змодельовати затримку на період δ із початком відновлення системи після зняття навантаження. На протязі наступного δ періоду δ – розширення переходить в нульове значення за лінійним законом. Тобто за межами періоду 2δ після зняття навантаження δ – розширення співпадає із звичайною функцією навантаження. Для забезпечення гладкого представлення диференціального рівняння для функції представлених табличними значеннями використовуємо кусково-кубічні многочлени Ерміта $B(t)$.

Остаточно отримуємо наступну модель характеристик серцево-судинної системи під дією субмаксимальних фізичних навантажень:

$$\frac{dh(t)}{dt} = A_{1,1}B(W_1(t)) - A_{2,1}B(1 - M_1(W_\delta(t)))h(t)^{A_{3,1}}, \quad (7)$$

$$\frac{dp(t)}{dt} = A_{1,2}B(W_1(t)) - A_{2,2}B(1 - M_1(W_\delta(t)))p(t)^{A_{3,2}}, \quad (8)$$

$$h(t_0) = h_0, \quad p(t_0) = p_0, \quad (9)$$

де $A_{i,j}$, ($i = \overline{1,3}; j = 1,2$) – параметри моделі, h_0, p_0 – початкові значення приростів пульсу та тиску.

Однак ця модель потребує корекції при моделюванні характеристик серцево-судинної системи в період її крайнього ослаблення, під час адаптації до тривалих неінтенсивних навантажень, таких як рівномірна ходьба. Аналіз отриманих експериментальних даних виявив, що значення h, p монотонно зростають при збільшенні тривалості такої ходьби. При цьому приріст параметрів функціонування серцево-судинної системи має прискорений характер. Це пояснюється накопиченням втоми організмом під дією зусиль, які докладаються для подолання певної відстані. Тому навантаження $R(t)$ на організм під час реабілітаційної ходьби можна представити на основі пройденого хворим шляху, яке зникає на момент часу t_r припинення руху. Оскільки ходьба здійснюється під самоконтролем хворого, її темп можна вважати близьким до наперед заданої або експериментально встановленої константи V , тобто

$$R(t) = \begin{cases} Vt, & t < t_r, \\ 0, & t \geq t_r. \end{cases} \quad (10)$$

Міняючи параметр темпу ходьби, після побудови моделі реакції серцево-судинної системи, можна прогнозувати реакцію організму на збільшення інтенсивності навантаження, або при зменшенні інтенсивності, оцінити можливості збільшення його тривалості. Аналіз експериментальних даних показав, що не зважаючи на лінійність навантаження, із ростом його тривалості прирости відхилень параметрів серцево-судинної системи наростають. Це можна інтерпретувати як наростання втомлюваності $r(t, \alpha)$ при тривалому навантаженні внаслідок ослаблення серцево-судинної системи хворого організму, тобто

$$r(t, \alpha) = R^\alpha(t). \quad (11)$$

При моделюванні процесу відновлення після навантаження враховано, що швидкість зменшення надлишкових пульсу та тиску тим менша, чим менші ці відхилення. Силу цього зв'язку природно моделювати за допомогою відхилень пульсу та тиску, або, узагальненим відхиленням, яке рівне отримується із звичайного піднесенням до степеня. В першому випадку отримуємо в підсумку лінійні диференціальні рівняння для моделювання приростів пульсу та тиску, а в другому випадку такі рівняння стають нелінійними.

Оскільки втомлюваність сильно ослабленого організму швидко наростає, серцево-судинної система не здатна реагувати на неї лінійно на протязі тривалого часу. При достатньо тривалих навантаженнях параметри системи збурюються дещо повільніше, ніж відбувається ріст втомлюваності. Тобто спостерігається певне сповільнення динаміки процесу. Процеси із такою мінливою інтенсивністю моделюємо за допомогою функції Моно. Тому сукупність диференціальних рівнянь моделі набуває остаточно вигляду

$$\frac{dh(t)}{dt} = A_{1,1}B(M_1(r(t, \alpha))r^1(t, \alpha)) - A_{2,1}B(1 - M_1(r(t, \alpha)))h^{A_{3,1}}(t), \quad (12)$$

$$\frac{dp(t)}{dt} = A_{1,2}B(M_1(r(t, \alpha))r^1(t, \alpha)) - A_{2,2}B(1 - M_1(r(t, \alpha)))h^{A_{3,2}}(t), \quad (13)$$

$$h(t_0) = h_0, \quad p(t_0) = p_0, \quad (14)$$

де $A_{i,j}$, ($i = \overline{1,3}; j = 1,2$), α – параметри моделі, $r^1(t, \alpha)$ – похідна втомлюваності $r(t, \alpha)$, h_0, p_0 – початкові значення приростів пульсу та тиску.

У **третьому розділі** розроблено модель зміни параметрів стану серцево-судинної системи на етапі адаптації організму до субмаксимальних фізичних навантажень, представлено метод ідентифікації моделей характеристик серцево-судинної системи, здійснено експериментальне дослідження ефективності методу ідентифікації моделей толерантності до субмаксимальних та тривалих неінтенсивних фізичних навантажень в процесі реабілітації.

Точність попередньо побудованих моделей параметрів серцево-судинної системи при адаптації організму до фізичних навантажень в процесі реабілітації постійно знижується, що вимагає проведення повторних уточнюючих експериментів. Уточнення параметрів моделі ускладнює її використання та знижує її практичну цінність на етапі адаптації до субмаксимальних фізичних навантажень, оскільки вимагає застосування спеціалізованого обладнання.

Побудова узагальненої моделі адаптації до фізичних навантажень на протязі періоду реабілітації наштовхується на труднощі із визначення параметрів, за допомогою яких таке узагальнення можна здійснювати. Аналіз зміни коефіцієнтів моделі толерантності до фізичних навантажень на протязі періоду реабілітації не виявив явних тенденцій їх зміни. Спостереження за значеннями пульсів та тисків при відсутності фізичних навантажень, що є початковими умовами аналізованої моделі, також не виявили помітних тенденцій. Однак продовження досліджень в даному напрямку дозволило виявити субмаксимальні показники пульсів та тисків, зміни яких виявляють чіткі тенденції в процесі реабілітації.

Аналіз експериментальних даних перебігу процесу реабілітації виявив майже монотонне спадання субмаксимальних значень пульсу та тиску. При цьому спостерігається два етапи швидкого спадання цих значень, та два етапи відносної стабілізації. Характер динаміки субмаксимальних значень дозволяє для її моделювання застосувати многочлен непарного степеня із нульовими коефіцієнтами при молодших степенях в деякій локальній системі координат, зміщеної відносно глобальної. Тоді один із періодів стабілізації моделюється малим градієнтом многочлена поблизу нульового значення, а остаточна стабілізація моделюється за допомогою умовного оператора, що забезпечує нам деяке постійне значення. Згадані залежності для субмаксимальних значень пульсу H_{pr} та тиску P_{pr} для періоду реабілітації τ представимо за допомогою наступних функцій $H_{pr}^m(\tau)$, $P_{pr}^m(\tau)$:

$$H_{pr}^m(\tau) = \begin{cases} -A_h^m(\tau - x_h)^{2m+1} + b_h^m, & -A_h^m(\tau - x_h)^{2m+1} + b_h^m > H_{norm}; \\ H_{norm}, & -A_h^m(\tau - x_h)^{2m+1} + b_h^m \leq H_{norm}; \end{cases} \quad (15)$$

$$P_{pr}^m(\tau) = \begin{cases} -A_p^m(\tau - x_p)^{2m+1} + b_p^m, & -A_p^m(\tau - x_p)^{2m+1} + b_p^m > P_{norm}; \\ P_{norm}, & -A_p^m(\tau - x_p)^{2m+1} + b_p^m \leq P_{norm}, \end{cases} \quad (16)$$

де m – порядок апроксимаційної формули, A_h^m, A_p^m – параметри моделей, що підбираються на основі експериментальних даних, x_h, x_p – представляють середину першого періоду стабілізації, b_h^m, b_p^m – рівні стабілізації для першого періоду, H_{norm} та P_{norm} – рівні остаточної стабілізації субмаксимальних значень пульсу та тиску.

Аналіз спостереженої динаміки коефіцієнтів дозволяє стверджувати, що значення параметрів x_h, x_p є відносно постійними для всіх пацієнтів. Параметри H_{norm}, P_{norm} індивідуальні для кожного хворого. Однак вони не впливають на точність прогнозу аж до моменту переходу до остаточної стабілізації. Тому ці параметри

можуть бути оцінені деякими середньостатистичними значеннями. Таким чином, для хворого необхідно встановити лише параметри $A_h^m, A_p^m, b_h^m, b_p^m, m$, що можна зробити за результатами перших спостережень. При цьому отримуємо такі оцінки:

$$b_h^m = H_2, \quad b_p^m = P_2, \quad (17)$$

$$A_h^m = \frac{b_h - H_1}{(\tau_1 - x_h)^{2m+1}}, \quad A_p^m = \frac{b_p - P_1}{(\tau_1 - x_p)^{2m+1}}. \quad (18)$$

Аналіз проведених експериментів засвідчив, що найкращі наближення отримуються для показника степеня $m=1$, тобто для кубічної параболи. Таким чином, на основі двох спостережень параметрів процесу реабілітації можна прогнозувати його подальший результат. При отриманні наступних субмаксимальних значень контрольованих параметрів, їхні прогнози моделі уточнюються на основі середньоквадратичного критерію методом Левенберга-Марквардта.

Субмаксимальні значення пульсу та тиску не входять в параметри моделей серцево-судинної системи. Для досягнення необхідного ефекту врахуємо, що на етапі застосування навантаження модель носить лінійний характер. Це дозволяє досягати прогнозованих максимальних значень параметрів як за рахунок корекції початкових значень при відсутності фізичних навантажень, так і за рахунок корекції параметрів моделі. Тоді при адаптації організму до фізичних навантажень прогнозується як зниження значень параметрів серцево-судинної системи при відсутності навантажень, так і зменшення росту параметрів серцево-судинної системи протягом періоду реабілітації при дії однакових навантажень. Прив'яжемо зміну цих параметрів на період реабілітації τ до змін субмаксимальних значень пульсів H_{pr}^m тисків P_{pr}^m за допомогою наступних співвідношень:

$$H_0^\tau = H_0^1 \frac{H_{pr}^m(\tau)}{H_{pr}^m(1)}, \quad P_0^\tau = P_0^1 \frac{P_{pr}^m(\tau)}{P_{pr}^m(1)}, \quad (19)$$

$$A_{1,1}^\tau = A_{1,1}^1 \frac{H_{pr}^m(\tau)}{H_{pr}^m(1)}, \quad A_{1,2}^\tau = A_{1,2}^1 \frac{P_{pr}^m(\tau)}{P_{pr}^m(1)}. \quad (20)$$

На основі скоректованих значень параметрів моделі узагальнено самі моделі, що дає можливість прогнозувати параметри серцево-судинної системи протягом періоду реабілітації. Зокрема, для моделювання стану серцево-судинної системи на момент τ періоду реабілітації отримуємо наступні представлення приростів параметрів

$$h^\tau(t) = H^\tau(t) - H_0^\tau, \quad p^\tau(t) = P^\tau(t) - P_0^\tau. \quad (21)$$

Для моделювання цих приростів отримуємо сукупність диференціальних рівнянь:

$$\frac{d}{dt} h^\tau(t) = A_{1,1}^\tau B(W_1(t)) - A_{2,1} B(1 - M_1(W_s(t))) h^\tau(t)^{A_{3,1}}, \quad (22)$$

$$\frac{d}{dt} p^\tau(t) = A_{1,2}^\tau B(W_1(t)) - A_{2,2} B(1 - M_1(W_s(t))) p^\tau(t)^{A_{3,2}}, \quad (23)$$

$$h^\tau(0) = 0, \quad p^\tau(0) = 0. \quad (24)$$

Для ідентифікації побудованих нелінійних моделей (7)-(9) та (12)-(14), враховуючи відсутність великоамплітудних випадкових флуктуацій, застосовано найпростіший середньоквадратичний критерій по кожному із параметрів стану серцево-судинної системи. Ввівши матрицю \vec{C} невідомих параметрів згаданої моделі

$$\vec{C} = (A_{j,i})_{j=1,3, i=1,2} \quad (25)$$

приходимо до такої оптимізаційної задачі:

$$E(\bar{C}) = \sum_{i=1}^2 \sum_{t=t_0}^{t_n} g_t^i(\bar{C})^2 = \sum_{t=t_0}^{t_n} \left[\left(H_0 + h((\bar{C})_{..,1}, t) - H_t \right)^2 + \left(P_0 + p((\bar{C})_{..,2}, t) - P_t \right)^2 \right] \xrightarrow{\bar{C}} \min, \quad (26)$$

$$g_t^i(\bar{C}) = \begin{cases} H_0 + h((\bar{C})_{..,1}, t) - H_t; & i = 1, \\ P_0 + p((\bar{C})_{..,2}, t) - P_t; & i = 2, \end{cases} \quad (27)$$

$$\bar{C} \geq 0, \quad (28)$$

де $(\bar{C})_{..,i}$ – i -й стовпчик коефіцієнтів матриці \bar{C} , $H_t, P_t, (t = \overline{t_0, t_n})$ – експериментально спостережені значення параметрів стану серцево-судинної системи, $n+1$ – кількість експериментальних спостережень, включаючи спостереження у першій точці при $t = t_0$.

Оптимізовувана функція (26) містить численні локальні екстремуми. Для пошуку екстремального значення, близького до глобального можна використати методи випадкового пошуку або градієнтні методи із початковими значеннями параметрів, близькими до точки глобального екстремуму. В цьому дослідженні обрано останній підхід, оскільки він дозволяє врахувати особливості умов кожної конкретної задачі. Зокрема використано метод Левенберга-Марквардта, який є одним із найбільш поширених для мінімізації середньо квадратичних відхилень. Він поєднує в собі переваги методів найшвидшого спуску та Ньютонa, не вимагаючи побудови оберненої матриці других похідних цільової функції.

Для отримання початкових значень параметрів моделей використовуємо спрощені представлення її диференціальних рівнянь. Вони дозволяють побудувати початкове наближення значення коефіцієнтів на основі оцінок похідних функцій, представлених різницевиими співвідношеннями. Для врахування нестабільності процесу реакції організму на навантаження в початковий період наближення похідних будуємо на інтервалі $[t_0, t_0 + 2\delta]$, що забезпечує надійнішу оцінку значення похідних на початковому етапі. В результаті отримуємо співвідношення для початкового наближення коефіцієнтів $A_{1,1}, A_{1,2}$ моделі реакції на субмаксимальні навантаження (7)-(9):

$$A_{1,1} \approx \frac{h'(t_0)}{W^1(t_0)} \approx \frac{h(t_0 + 2\delta) - h(t_0)}{W(t_0 + 2\delta) - W(t_0)}, \quad A_{1,2} \approx \frac{p'(t_0)}{W^1(t_0)} \approx \frac{p(t_0 + 2\delta) - p(t_0)}{W(t_0 + 2\delta) - W(t_0)}. \quad (29)$$

На початковому етапі після зняття навантаження, тобто коли $t > t_r$, функція навантаження, а отже і її похідна перетворюються в нуль: $W^1(t) = 0$. Окрім того, врахуємо, що в цей період

$$W_\delta(t) \approx 0, \Rightarrow M_1(W_\delta(t)) \approx 0, \Rightarrow 1 - M_1(W_\delta(t)) \approx 1. \quad (30)$$

Використовуючи дані співвідношення, на основі наближеного представлення диференціальних рівнянь (7)-(8) в околі точки t_r , побудовано початкове наближення коефіцієнтів $A_{2,i}$:

$$A_{2,1} \approx -\frac{h'(t_r)}{h^{A_{3,1}}(t_r)} \approx \frac{h(t_r + 2\delta) - h(t_r)}{h^{A_{3,1}}(t_r + 2\delta)2\delta}, \quad A_{2,2} \approx -\frac{p'(t_r)}{p^{A_{3,2}}(t_r)} \approx \frac{p(t_r + 2\delta) - h(t_r)}{p^{A_{3,2}}(t_r + 2\delta)2\delta}. \quad (31)$$

Значення коефіцієнту $A_{3,i}$ відображає особливості реакції організму конкретного хворого. Тому його початкові значення вибираємо окремо в результаті перебору значень вузлів деякої рівномірної сітки

$$A_{3,i} \in W_3 = \{A_3^0, A_3^0 + h_3, A_3^0 + 2h_3, \dots, A_3^N\}, \quad i = 1, 2. \quad (32)$$

Межі сітки вибираються так, щоб вони покривали одиничне значення. Значення кроку сітки вибирається відповідно до потужності обчислювальної системи.

Побудовані співвідношення для встановлення початкових значень параметрів системи в сукупності із вище описаними підходами утворюють метод ідентифікації моделі допустимості фізичних навантажень. Модель складається із сукупності двох незалежних диференціальних рівнянь. Тому побудова параметрів кожного із диференціальних рівнянь здійснюється незалежно за допомогою двох послідовних етапів тотожної структури.

Цей метод з невеликими модифікаціями застосовано до підбору початкових параметрів для ідентифікації моделі неінтенсивних тривалих навантажень (12)-(14). Це пояснюється формальною подібністю моделей. При цьому отримуємо дещо змінені співвідношення для побудови початкових наближень коефіцієнтів $A_{1,i}$:

$$A_{1,1} \approx \frac{h'(t_0)}{M_1(r(t_0, \alpha))} \approx \frac{h(t_0 + 2\delta) - h(t_0)}{M_1(r(t_0 + 2\delta, \alpha)) - M_1(r(t_0, \alpha))}, \quad A_{1,2} \approx \frac{p(t_0 + 2\delta) - p(t_0)}{M_1(r(t_0 + 2\delta, \alpha)) - M_1(r(t_0, \alpha))}. \quad (33)$$

Для вибору початкових значень параметрів α та $A_{3,i}$ організуємо два вкладених цикли по елементах деяких сіток.

Також проведено експериментальне порівняння запропонованих методів ідентифікації розглянутих моделей із методами випадкового пошуку по гіперкубу. Експерименти реалізовано таким чином, щоб кількість звертань до значень цільової функції була однаковою. Продемонстровано підвищення точності на порядок (від 5 до 15 разів) за рахунок використання запропонованих методів.

У **четвертому розділі** запропоновано принцип побудови інформаційно-технічної системи для отримання даних, яку реалізовано на основі компонентів виробника комплектуючих технічно-вимірювальних систем OLIMEX, за допомогою якої реалізовано технічну вимірювальну систему на базі мікроконтролерів MSP430FG439 та ATMEGA328. З метою автоматизації процедур формування програми реабілітації в процесі лікування серцево-судинних захворювань, використовуючи пакет прикладних програм для математичного моделювання, розроблено програмне забезпечення для прогнозування реакції організму на ходьбу в рівномірному темпі, субмаксимальні навантаження, зміну параметрів моделі толерантності в процесі реабілітації.

Проведено експериментальні дослідження точності прогнозування характеристик серцево-судинної системи на початковому та завершальному етапах процесу реабілітації. На першому етапі процесу реабілітації використовують тривалі неінтенсивні фізичні навантаження. У табл. 1 представлено динаміку пульсу та тиску при виконанні тесту ходьби деякого пацієнта для чотирьох моментів часу початкового періоду реабілітації. У ході подальших експериментів досліджено придатність кожного із наборів даних для ідентифікації моделі (12)-(14) толерантності до неінтенсивних тривалих навантажень, придатність побудованих моделей для прогнозування результатів інших експериментів із задовільною точністю, а також продемонстровано можливості моделювання у встановленні допустимих параметрів інтенсивності та тривалості навантажень. Результати ідентифікації моделі (12)-(14) а також рівні максимальних похибок представлено в табл. 2.

При цьому значення параметрів $A_{3,1} = A_{3,2} = 2$, $\alpha = 2,095903$ виявилися спільними для всіх моделей. Як видно з аналізу табл. 2 максимальна похибка по пульсу склала 7,79%, а по тиску – 3,88%. Отримані результати свідчать про адекватність розробленої математичної моделі та можливість її використання для прогнозування значень пульсу та тиску протягом початкового періоду реабілітації.

Графічно результати ідентифікації першого та останнього експериментів представлено на рис. 1.

Таблиця 1
Рівні значень пульсу (Н1-Н4) та тиску (Р1-Р4), отримані під час тестових неінтенсивних фізичних навантажень

t	H1	H2	H3	H4	P1	P2	P3	P4
0	65	64	62	60	120	118	115	110
3	68	69	70	66	122	125	120	117
6	75	76	80	68	127	130	128	120
9	85	92	90	80	140	138	135	125
12	64	65	72	64	118	121	120	112
15	60	62	70	60	120	117	116	110
18	58	62	64	58	120	120	110	111
21	59	60	63	59	120	119	109	110

Таблиця 2
Значення параметрів моделей неінтенсивних тривалих навантажень та похибок їх ідентифікації на основі експериментальних даних

	Номер експерименту			
	1	2	3	4
$A_{1,1}$	0,3801	0,4988	0,4197	0,3140
$A_{2,1}$	0,2553	0,3131	0,0801	0,2537
$A_{1,2}$	0,3947	0,3524	0,3197	0,2988
$A_{2,2}$	0,8814	0,3956	0,0837	0,9294
max_Err H, (%)	3,90	2,44	7,79	5,06
max_Err P, (%)	1,58	3,16	3,88	3,75

Задовільна точність отримуваних прогнозів також дає змогу оцінювати допустимість фізичних навантажень при збільшенні їх інтенсивності та тривалості. Зокрема, для першого тестування спрогнозовано динаміку параметрів серцево-судинної системи при рості навантаження на 50% та зростанні тривалості навантаження вдвічі. При цьому встановлено, що параметри серцево-судинної системи не перевищуватимуть допустимих значень.

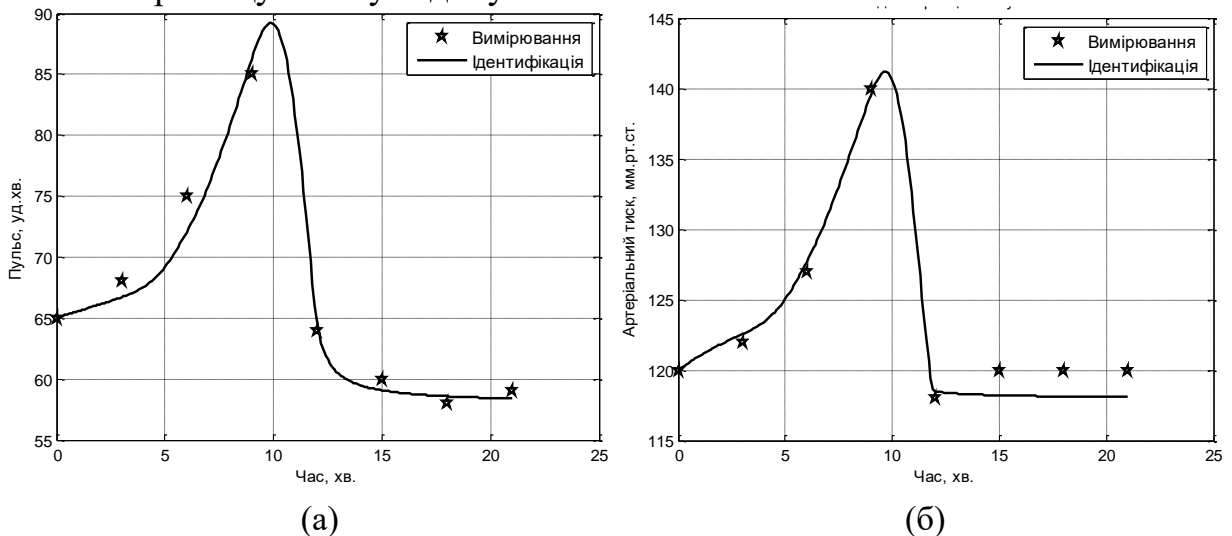


Рис. 1. Порівняння модельних та експериментальних даних для тесту рівномірної ходьби пацієнта: пульс (а) та тиск (б)

При відсутності помітних збурень під дією неінтенсивних фізичних навантажень переходять до наступного періоду реабілітації, де застосовуються субмаксимальні фізичні навантаження. Для прогнозування реакції організму на такого роду фізичні навантаження проведено ідентифікацію моделі реакції організму на квазістабільне фізичне навантаження (див. рис. 2) для $H_0 = 74$, $P_0 = 106$, встановлено значення параметрів моделі: $A_{1,1} = 0.3651$, $A_{2,1} = 0.0126$, $A_{1,2} = 0.2939$, $A_{2,2} = 1.8671$, при цьому отримано такі значення похибок: пульс – 4,55%, тиск – 9,16%.

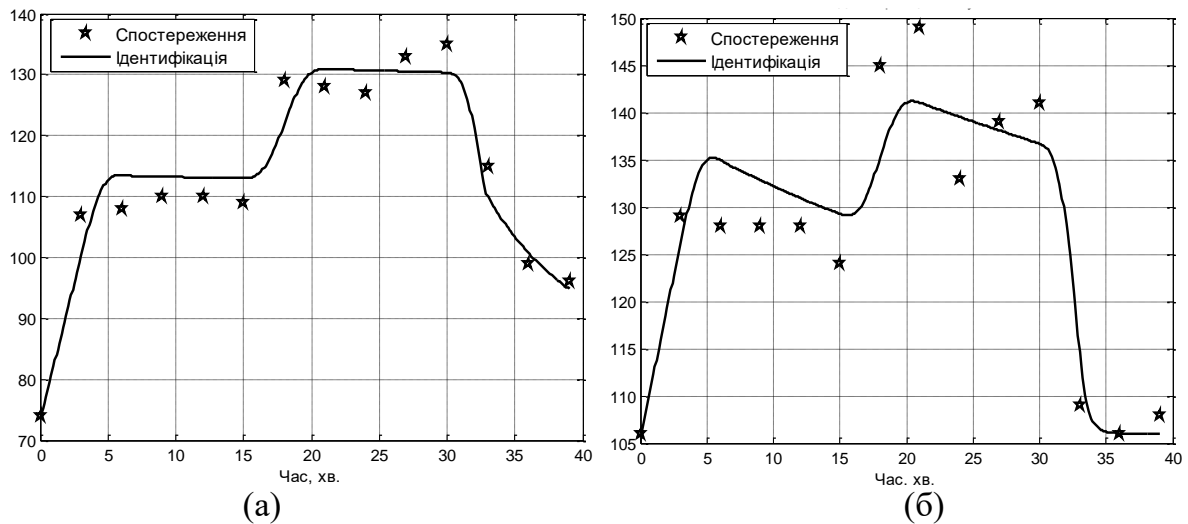


Рис. 2. Ідентифікація моделі реакції організму на квазістабільне фізичне навантаження: ідентифікація пульсу (а), ідентифікація тиску (б)

Розроблену модель доповнимо підходом, який забезпечує її адаптацію до змін параметрів серцево-судинної системи протягом періоду тренування толерантності до субмаксимальних навантажень. Задачу побудови моделі динаміки параметрів серцево-судинної системи в процесі реабілітації розіб'ємо на підзадачі моделювання динаміки субмаксимальних значень параметрів та моделювання результатів використання технічних вимірювальних систем на основі прогнозованих субмаксимальних значень. Для перевірки математичної моделі проводилися спостереження за групою хворих з післяінфарктним станом у післялікарняний період періодом 6 тижнів, та фіксувалися їхні початкові та максимальні значення пульсу та тиску. В табл. 3 представлено значення еволюції динаміки пульсу та тиску для деякого із спостережуваних пацієнтів, а також їх рівні максимальних похибок:

Таблиця 3

Значення еволюції динаміки пульсу та тиску та рівні максимальних похибок

Тиждень	Рівні пульсу		Рівні тиску		Похибки	
	H_0 (уд./хв.)	H_{max} (уд./хв.)	P_0 (мм.рт.ст.)	P_{max} (мм.рт.ст.)	Пульс (%)	Тиск (%)
1	96	131	155	200	0,43	2
2	94	122	150	180	0,24	1
3	83	125	140	180	2,53	0
4	82	112	140	180	1,19	1
5	68	90	130	165	0,00	0,5
6	65	89	110	124	0,76	1

Отже, при проведенні експериментів отримано значення максимальних рівнів похибок – 2,52% по пульсу, та 2% по тиску за весь період реабілітації. Графічно результати прогнозування динаміки субмаксимальних значень математичної моделі (15)-(16) представлені на рис. 3.

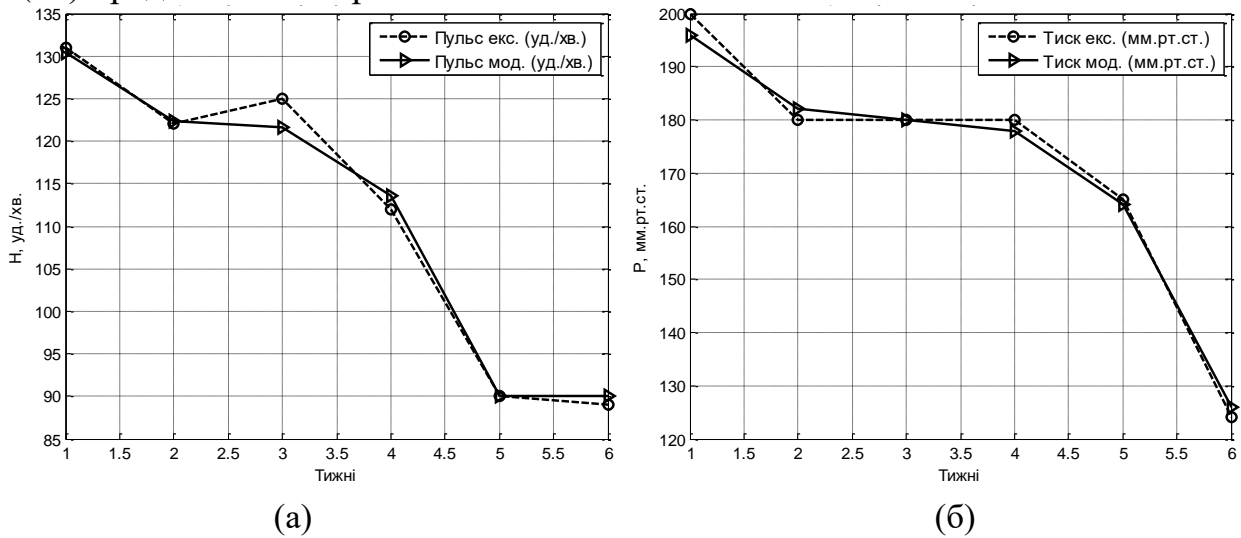


Рис. 3. Результати прогнозування субмаксимальних рівнів пульсу (а) та тиску (б)

Результати отримані внаслідок прогнозування другого та останнього періодів проходження реабілітації представлено нижче на рис. 4.

Важливою передумовою успішного проходження періоду реабілітації є постійний самоконтроль хворого та моніторинг параметрів серцево-судинної системи лікарським персоналом. На заваді такого роду моніторингу стоять технічні обмеження систем моніторингу артеріального тиску, оскільки електронні засоби не зовсім точні та відносно дорогі, а тонометри, що діють за принципом шумів Короткова мало придатний для постійного моніторингу. Розроблені математичні моделі та методи дозволяють усунути ці проблеми та сформувані метод підтримки моніторингу параметрів серцево-судинної системи.

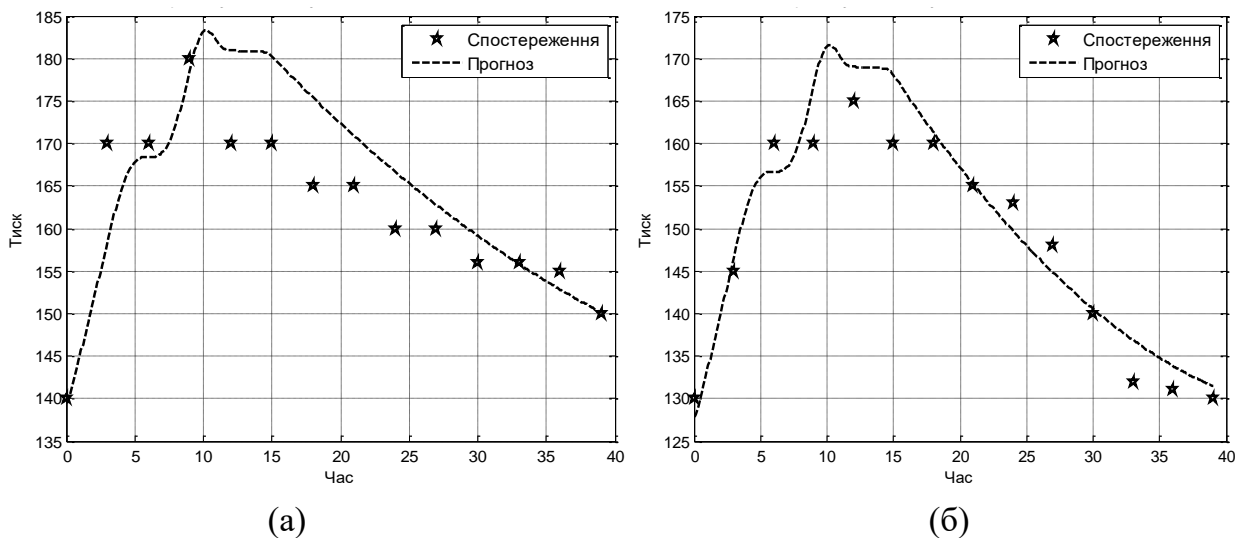


Рис. 4. Прогнозовані рівні тиску другого (а) та кінцевого (б) етапів проходження реабілітації (максимальна похибка (а) – 6.87% та (б) – 5.02%)

На основі спостережених значень пульсу моделювалися значення навантажень. За допомогою співвідношень (23) моделювалася динаміка тиску пацієнта. Для

контролю точності моделювання у процесі навантаження додатково вимірювався тиск. Порівняння модельованих та спостережуваних значень тиску довело адекватність запропонованого підходу. При цьому максимальна відносна похибка моделювання тиску склала 8.6% (див. рис. 5).

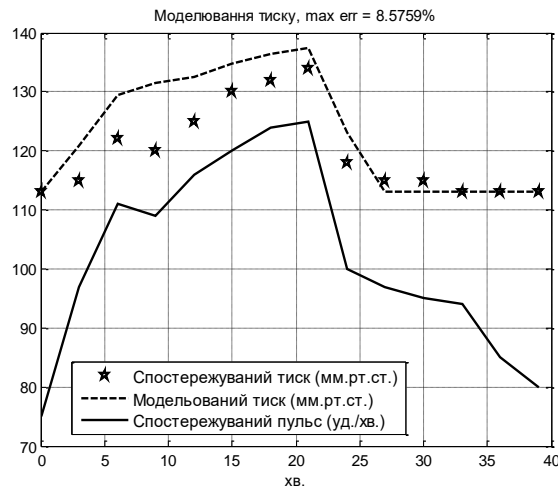


Рис. 5. Динаміка модельованих та спостережуваних значень тиску в процесі навантаження

ВИСНОВКИ

В дисертаційній роботі розв'язано актуальне наукове завдання підвищення точності прогнозування стану серцево-судинної системи шляхом розроблення математичних моделей динаміки процесів реабілітації та методів їх ідентифікації. При цьому отримано такі наукові та практичні результати.

1. Обґрунтовано використання моделей допустимості фізичних навантажень, толерантності до фізичних навантажень, а також методу прогнозування стану хворого в процесі реабілітації при захворюваннях серцево-судинної системи в підвищенні точності прогнозування стану пацієнтів.

2. Із застосуванням функції Мозера та степеневого відновлення рівноважного стану побудовано модель толерантності до неінтенсивних тривалих навантажень, що уможливорює встановити причинно-наслідковий зв'язок між тривалістю рівномірної ходьби та значеннями характеристик серцево-судинної системи.

3. Із врахуванням запізнь у реакції серцево-судинної системи на зняття субмаксимального фізичного навантаження побудовано модель толерантності до субмаксимальних фізичних навантажень у процесі реабілітації, це дає можливість врахувати інерційність серцево-судинних систем під дією субмаксимальних навантажень, а також встановити залежність між інтенсивністю навантаження та зміною значень характеристик серцево-судинної системи.

4. На основі моделі толерантності до фізичних навантажень із врахуванням тенденцій зміни субмаксимальних значень характеристик серцево-судинної системи розроблено метод прогнозування стану хворого в процесі реабілітації, використовуючи який, можливо прогнозувати реакцію серцево судинної системи на фізичні навантаження протягом завершального періоду реабілітації.

5. Ефективність сформованих моделей та методів оцінювання характеристик серцево-судинної системи в процесі реабілітації досліджено експериментально.

Зокрема, максимальна відносна похибка при прогнозуванні допустимої тривалості фізичних навантажень на початковому етапі реабілітації склала 11%. При прогнозуванні толерантності організму до субмаксимальних фізичних навантажень максимальна відносна похибка склала 5.5%. При прогнозуванні стану хворого на завершальному етапі процесу реабілітації максимальна відносна похибка склала 5%. При моніторингу стану серцево-судинної системи під дією навантаження похибка модельованого значення тиску не перевищила 9%. Отримана точність сформованих моделей дає можливість формувати програми реабілітації із моніторингом процесу їхнього виконання із достатньою точністю.

СПИСОК ОПУБЛІКОВАНИХ ПРАЦЬ ЗА ТЕМОЮ ДИСЕРТАЦІЇ

1. Vovkodav O. The method of identification of a mathematical model for the cardiovascular system response dynamics to exercise stress / Vovkodav O., Pasichnyk R. // Journal of Applied Computer Science / Technical University Press. – Lodz, Poland, 2014. – V. 22 (2). – P. 91-99.
2. Вовкодав О. В. Модель впливу фізичних навантажень в інформаційних технологіях моніторингу реабілітації після інфаркту міокарда / Вовкодав О. В., Пасічник Р. М. // Системи обробки інформації інформаційні технології та комп'ютерна інженерія. – Харків, 2011. – Вип. 3 (93). – С. 169-172.
3. Вовкодав О. В. Система моделювання параметрів процесу реабілітації після гострого інфаркту міокарда / Вовкодав О. В., Пасічник Р. М. // Вісник Хмельницького національного університету : Технічні науки. – 2012. – Вип. № 4 (191). – С. 102-107.
4. Вовкодав О. В. Модель реакції серцево-судинної системи організму на дозоване фізичне навантаження в процесі реабілітації після неускладненого інфаркту міокарда / Вовкодав О. В., Пасічник Р. М., Левицька Л. В. // Системи обробки інформації. – Харків, 2013. – Вип. 1 (108). – С. 224-228.
5. Вовкодав О. В. Математична модель динаміки пульсу та тиску при оцінці толерантності серцево-судинної системи до фізичного навантаження / Вовкодав О. В. // Вісник Хмельницького національного університету: Технічні науки. – 2014. – Вип. №4 (215). – С. 41-44.
6. Вовкодав О. В. Математична модель динаміки пульсу та тиску при оцінці допустимості фізичних навантажень / Вовкодав О. В., Пасічник Р. М. // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах : Міжнар. наук.-техн. журнал. – 2014. – № 2 (47). – Хмельницький, 2014. – С. 158-162.
7. Вовкодав О. В. Модель ССС підтримки процесу реабілітації хворих серцево-судинними захворюваннями / Вовкодав О. В. / Матеріали I Всеукраїнської школи-семінару молодих вчених і студентів «Сучасні комп'ютерні інформаційні технології». – Тернопіль : ТНЕУ, 2011. – С. 4.
8. Vovkodav O. Mathematical model of the cardiovascular system on the measured physical exercise / O. Vovkodav, R. Pasichnyk, M. Shpintal, L. Honchar / The

- Experience of Designing and Application of CAD Systems in Microelectronics (CADSM 2013). – Lviv-Polyana, 2013. – P. 378-379.
9. Vovkodav O. Model of physical activity during rehabilitation after myocardial infarction / O. Vovkodav, R. Pasichnyk, M. Shpintal, L. Honchar / Modern Problems of Radio Engineering, Telecommunications and Computer Science. Proceedings of the International Conference (TCSET'2012_). – Lviv-Slavsko, 2012. – P. 231-232.
 10. Вовкодав О. В. Основи побудови інформаційних технологій контролю стану пацієнтів з серцево-судинними захворюваннями / Вовкодав О. В. / Тези доповідей II Міжнародної науково-практичної конференції «Інформаційні технології та комп'ютерна інженерія». Наукове видання «Системи обробки інформації інформаційні технології та комп'ютерна інженерія». – Харків, 2011. – С. 111-112.
 11. Вовкодав О. В. Модель дозування фізичних навантажень при реабілітації після інфаркту міокарда / Вовкодав О. В. / Десята Всеукраїнська наукова інтернет-конференція «Сучасна наука: стан і перспективи розвитку». – Тернопіль, 2012. – С. 56-58.
 12. Вовкодав О. В. Моделювання показників ССДС системи під дією фізичного навантаження / Вовкодав О. В. / Матеріали II Всеукраїнської школи-семінару молодих вчених і студентів «Сучасні комп'ютерні інформаційні технології». – Тернопіль ТНЕУ, 2012. – С. 17.
 13. Вовкодав О. В. Моніторинг показників серцево-судинної системи під дією фізичних навантажень / Вовкодав О. В. / Матеріали III Всеукраїнської школи-семінару молодих вчених і студентів «Сучасні комп'ютерні інформаційні технології». – Тернопіль : ТНЕУ, 2013. – С. 18-19.
 14. Швед М. І. Використання математичної моделі в прогнозування зміни гемодинамічних показників при фізичній реабілітації хворих на гострий інфаркт міокарда з високим ступенем кардіоваскулярного ризику / Швед М. І., Левицька Л. В., Левицький І. Б., Вовкодав О. В. // Український кардіологічний журнал : Матеріали XIV Національного конгресу кардіологів України. – № 4. – Київ, 2013. – С. 174-175.
 15. Швед М. І. Досвід застосування індивідуальних програм реабілітації у хворих на гострий інфаркт міокарда з використанням шкал Борга, Graseriskscore, математичної моделі прогнозування змін гемодинаміки та Ноттінгемського профіля якості життя / Швед М. І., Левицька Л. В., Левицький І. Б., Вовкодав О. В. // Український кардіологічний журнал : Матеріали XV Національного конгресу кардіологів України. – № 4. – Київ, 2014. – С. 109.
 16. Вовкодав О. В. Аналіз існуючих математичних моделей та методів лізису тромбів з використанням засобів тромболітичної терапії / Вовкодав О. В. / Друга Всеукраїнська наукова інтернет-конференція «Практичні аспекти наукових досліджень в галузях інформаційних технологій, економіки, математики і техніки». – Тернопіль, 2011. – С. 42-43.

АНОТАЦІЇ

Вовкодав О. В. Математичні моделі динаміки реабілітації пацієнтів в кардіологічних системах. – На правах рукопису.

Дисертація на здобуття наукового ступеня кандидата технічних наук за спеціальністю 01.05.02 – Математичне моделювання та обчислювальні методи. – Національний університет «Львівська політехніка», Міністерство освіти і науки України, Львів, 2015.

Дисертація присвячена вирішенню актуального наукового завдання – підвищення достовірності прийняття рішень щодо формування програми реабілітації пацієнтів в процесі лікування серцево-судинних захворювань. В ході дослідження було виявлено недоліки сучасних моделей характеристик серцево-судинних систем, розроблено концепцію підтримки формування програми реабілітації після серцево-судинних захворювань на основі об'єктивних даних. Розроблено математичну модель толерантності до субмаксимальних фізичних навантажень та толерантності до тривалих фізичних навантажень мінімальної інтенсивності. На підставі аналітично-часових досліджень запропонованих математичних моделей, вперше розроблено метод прогнозування впливу фізичних навантажень протягом періоду реабілітації хворого. Удосконалено метод ідентифікації параметрів моделей толерантності до тривалих та субмаксимальних фізичних навантажень з метою їх уточнення. Здійснено обчислювальні експерименти, розроблено комплекс прикладних програм із застосуванням пакету прикладних програм для математичного моделювання, який дозволяє прогнозувати реакцію організму в процесі реабілітації.

Ключові слова: модель серцево-судинної системи, субмаксимальне навантаження, неінтенсивне тривале навантаження, метод ідентифікації, підтримка моніторингу.

Вовкодав А. В. Математические модели динамики реабилитации пациентов в кардиологических системах. – На правах рукописи.

Диссертация на соискание ученой степени кандидата технических наук по специальности 01.05.02 – Математическое моделирование и вычислительные методы. – Национальный университет «Львовська політехніка», Министерство образования и науки Украины, Львов, 2015.

Диссертация посвящена решению актуального научного задания – повышение достоверности принятия решений по формированию программы реабилитации пациентов в процессе лечения сердечно-сосудистых заболеваний. В ходе исследования были выявлены недостатки современных моделей характеристик сердечно-сосудистых систем, разработана концепция поддержки формирования программы реабилитации после сердечно-сосудистых заболеваний на основе объективных данных. Разработана математическая модель толерантности к субмаксимальным физическим нагрузкам и толерантности к длительным физическим нагрузкам минимальной интенсивности. На основании аналитически-временных исследований предложенных математических моделей, впервые

разработан метод прогнозирования влияния физических нагрузок в течение периода реабилитации больного. Усовершенствован метод идентификации параметров моделей толерантности к длительным и субмаксимальным физическим нагрузкам с целью их уточнения. Осуществлены вычислительные эксперименты, разработан комплекс прикладных программ с применением пакета прикладных программ для математического моделирования, который позволяет прогнозировать реакцию организма в процессе реабилитации.

Ключевые слова: модель сердечно-сосудистой системы, субмаксимальная нагрузка, неинтенсивная длительная нагрузка, метод идентификации, поддержка мониторинга.

Vovkodav O. V. Mathematical models of the dynamics of rehabilitation patients in cardiac systems. – Manuscript.

Thesis for Ph.D degree in Technical Sciences in specialty 01.05.02 – “Mathematical modeling and computational methods”. – Lviv Polytechnic National University, Ministry of Education and Science of Ukraine, Lviv, 2015.

The thesis unleashed actual scientific task to improve the accuracy of forecasting the cardiovascular system by developing mathematical models of the dynamics of rehabilitation processes and methods for their identification. Describe and explain the use of models admissibility of physical activity, tolerance to physical exercise and also the method of predicting state of patient during rehabilitation in diseases of the cardiovascular system to accuracy improvement predicting of the patient.

The research includes the development of a mathematical model of tolerance to long not intense physical activity of the patient, which is used Mono function of the duration of controlled physical activity, which makes it possible to establish duration of relationship between walking and changing values of the cardiovascular system. The mathematical model of model of tolerance to submaximal exercise, in which a combination of linear impact of derivative physical effort and a power braking perturbation parameters of the cardiovascular system that seamlessly connects using the inverse function Mono from prolonged exercises that allowed consideration of inertia cardiovascular under the influence of submaximal loads, and to establish the relationship between the intensity of the load and change values of the cardiovascular system. Based on the model of tolerance to submaximal physical activity proposed method of forecasting state of patient during rehabilitation, comprising identify trends in submaximal values of cardiovascular system and the correction coefficients and initial values of the model in the next stages of rehabilitation. Using the application program package for the mathematical modeling, developed software which implements the proposed mathematical models and methods to develop procedures for constructing automation program of rehabilitation during the treatment of cardiovascular diseases. The effectiveness of current models and methods for evaluating the effectiveness of the cardiovascular system during rehabilitation experimentally investigated.

Keywords: model of the cardiovascular system, submaximal load, long load without intensive, method of identification, monitoring support.

Підписано до друку 27.10.2015 р.
Формат 60x84/16. Папір офсетний.
Друк на дублікаторі. Зам. № 7-168
Умов.-друк. арк.0.9 Обл.-вид. арк 1,0.
Тираж 100 прим.

Віддруковано ФО-П Шпак В. Б.
Свідоцтво про державну реєстрацію:
Серія В02 № 924434 від 11.12.2006 р.
Свідоцтво платника податку: Серія Е № 897220
м. Тернопіль, вул. Просвіти, 6.
тел. 8 097 299 38 99, (0352) 422-388
E-mail: tooums@ukr.net