

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
ТЕРНОПІЛЬСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ ЕКОНОМІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ

На правах рукопису

Вовкодав Олександр Валерійович

УДК 51-76:616.1

**Математичні моделі динаміки реабілітації пацієнтів в кардіологічних
системах**

01.05.02 — Математичне моделювання та обчислювальні методи

Дисертація на здобуття наукового ступеня кандидата
технічних наук

Науковий керівник:

Пасічник Роман Мирославович,
кандидат фізико-математичних
наук, доцент

Тернопіль – 2015

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ.....	4
ВСТУП.....	5
РОЗДІЛ 1. ОСНОВИ МОДЕЛЮВАННЯ ПРОЦЕСУ РЕАБІЛІТАЦІЇ ПІСЛЯ СЕРЦЕВО-СУДИННИХ ЗАХВОРЮВАНЬ	12
1.1. Основи прогнозування впливу фізичних навантажень в процесі реабілітації.....	12
1.2. Проблеми моделювання серцево-судинної системи під впливом фізичних навантажень в кардіологічних системах.....	19
1.3. Засоби формування моделей мінливої інтенсивності та методи їх ідентифікації.....	33
1.4. Постановка задачі.....	40
Висновки до розділу 1.....	45
РОЗДІЛ 2. МОДЕЛЮВАННЯ ДИНАМІКИ ПУЛЬСУ ТА ТИСКУ НА ПОЧАТКОВОМУ ЕТАПІ ПРОЦЕСУ РЕАБІЛІТАЦІЇ	46
2.1. Теоретичні основи моделювання динаміки пульсу та тиску під дією фізичних навантажень.....	46
2.2. Модель толерантності до субмаксимальних фізичних навантажень ..	49
2.3. Модель толерантності до тривалих фізичних навантажень мінімальної інтенсивності на початковому етапі процесу реабілітації	59
Висновки до розділу 2.....	64
РОЗДІЛ 3. МОДЕЛЮВАННЯ ДИНАМІКИ СТАНУ ХВОРОГО	66
3.1. Модель динаміки стану серцево-судинної системи в процесі реабілітації.....	66
3.2. Метод ідентифікації моделей характеристик серцево судинної системи.....	72
3.3. Експериментальне дослідження ефективності методу ідентифікації моделей толерантності до субмаксимальних та тривалих неінтенсивних фізичних навантажень в процесі реабілітації	80
Висновки до розділу 3.....	84

РОЗДІЛ 4. ЧИСЕЛЬНІ ЕКСПЕРИМЕНТИ З МОДЕЛЯМИ ДИНАМІКИ ПРОЦЕСУ РЕАБІЛІТАЦІЇ	85
4.1. Технічна реалізація засобів вимірювання параметрів серцево-судинної системи на базі мікроконтролерів MSP430FG439 та ATMEGA328	85
4.2. Моделювання впливу фізичних навантажень в процесі реабілітації ..	92
4.3. Чисельні експерименти із математичною моделлю толерантності до тривалих фізичних навантажень мінімальної інтенсивності	96
4.4. Чисельні експерименти із математичною моделлю толерантності до субмаксимальних фізичних навантажень	101
4.5. Підтримка моніторингу параметрів серцево-судинної системи в процесі реабілітації	110
Висновки до розділу 4.....	114
ВИСНОВКИ	116
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ	118
ДОДАТКИ	135

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ

ССС	Серцево-судинна система
ТВС	Технічна вимірювальна система
МК	Мікроконтролер
ІМ	Інфаркт міокарда
ММ	Математична модель
ССДС	Серцево-судинна та дихальна система
САТ	Середній артеріальний тиск
ЧСС	Частота серцевих скорочень
ССЗ	Серцево-судинні захворювання

ВСТУП

Актуальність теми. Серцево-судинні захворювання є основним фактором, що обумовлює втрати та інвалідність населення у більшості країн світу [31]. Комплексний підхід до лікування серцево-судинних хвороб включає поряд із медикаментозним лікуванням, фізичну реабілітацію, засоби дієто та психотерапії [59]. 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 [26]. 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 в 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. Тому такі моделі добре описують процеси у локальних системах, таких як коронарна циркуляція [121], ділянки артерій [97], легені [119]. Stettler та ін. [126] 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 для серцево-судинної та дихальної систем [129]. В моделях даного

класу розглядається набір пов'язаних між собою ділянок, в кожній з яких розглядається єдине значення кожного показника гемодинаміки. Модель [29] пояснює взаємодію респіраторної 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 даного 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, в якому отримано співвідношення для встановлення початкових значень параметрів моделей, що забезпечує збіжність градієнтного методу Левенберга-Марквардта. При дослідженнях згідно плану науково-дослідних робіт, які виконуються здобувачами наукового ступеня в межах робочого часу, зокрема в рамках теми «Моделювання динаміки управлінських, маркетингових, виробничих, фінансових та екологічних процесів в організаційних системах» (номер державної реєстрації 0106U012531), де

автором розроблено математичну модель у вигляді диференціальних рівнянь з «перемикачами» Міхаелса-Ментен 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 державної реєстрації 0111U010356), у якій автором розроблено метод та програмне забезпечення для ідентифікації математичних моделей складних систем у вигляді диференціальних рівнянь з нелінійними перемикачами Міхаелса-Ментен. При виконанні науково-дослідної роботи на тему «Математичні моделі процесів навантаження та релаксації в складних системах» (номер державної реєстрації 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 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 завдання:

- 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: прогностні моделі характеристик стану хворого в процесі реабілітації в кардіологічних системах та методи їх ідентифікації.

Методи досліджень: 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 моделі толерантності до субмаксимальних фізичних навантажень та моделі толерантності до тривалих фізичних навантажень мінімальної інтенсивності, а також методу прогнозування стану хворого в процесі реабілітації.

Наукова новизна отриманих 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 отриманих результатів полягає в тому, що на основі розроблених методів та моделей реалізовано технічну вимірнювальну 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: запропоновано та обґрунтовано математичну модель реакції серцево-судинної системи на фізичне навантаження та її метод ідентифікації [137]; запропоновано та обґрунтовано підхід для розробки математичної моделі автоматизованої системи моніторингу реабілітації хворих інфарктом міокарда [17]; запропоновано та обґрунтовано систему автоматизованого контролю процесу реабілітації після інфаркту міокарда [24]; запропоновано та обґрунтовано математичну модель динаміки пульсу та тиску, як реакції організму на дозоване фізичне навантаження [19]; запропоновано та обґрунтовано математичну модель динаміки пульсу та тиску при оцінці допустимості фізичних навантажень [16]; покращено проведення процесу реабілітації із використанням математичної моделі прогнозування безпечних рівнів пульсу та тиску [68]; запропоновано та обґрунтовано математичну модель прогнозування безпечних рівнів пульсу та тиску [69]; запропоновано та обґрунтовано інформаційну технологію поєднання моделі допустимих навантажень та технології автоматизованого моніторингу дотримання хворим рекомендованих обсягів навантаження [136]; запропоновано та обґрунтовано модель динаміки пульсу та тиску організму під дією фізичних навантажень [135].

Апробація результатів дисертації. Основні положення дисертації доповідалися та обговорювалися на міжнародних та всеукраїнських конференціях, семінарах, симпозіумах: 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», (Тернопіль, ТНЕУ, 2011, 2012, 2013 рр.); II міжнародній конференції «Інформаційні технології та комп'ютерна

інженерія» (Харків, 2011 р.); 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.); Матеріалах XIV, XV Національного конгресу кардіологів України (Київ, 2013, 2014 рр.); науково-методичних семінарах кафедри комп'ютерних наук ТНЕУ (Тернопіль, 2011-2014 рр.).

Публікації. Основні результати дисертаційної роботи висвітлено в 16 друкованих працях, загальним обсягом 51 сторінка, у тому числі одна стаття в іноземному періодичному науковому виданні [137], у тому числі 5 – у фахових наукових виданнях України [15-17, 19, 24], 10 – у матеріалах конференцій [14, 18, 20-23, 68, 69, 135, 136].

Структура 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.

РОЗДІЛ 1

ОСНОВИ МОДЕЛЮВАННЯ ПРОЦЕСУ РЕАБІЛІТАЦІЇ ПІСЛЯ СЕРЦЕВО-СУДИННИХ ЗАХВОРЮВАНЬ

1.1. Основи прогнозування впливу фізичних навантажень в процесі реабілітації

Основною причиною передчасної смерті жителів нашої планети за даними Всесвітньої організації охорони здоров'я (ВООЗ) є захворювання серцево-судинної системи. Щорічно від хвороб серця вмирають близько 17 мільйонів чоловік, що складає приблизно 29% всіх випадків смерті. Так, наприклад, 7.2 мільйони чоловік вмирають від ішемічної хвороби серця (ІХС), а 5.7 мільйона – в результаті інсульту [33].

Серцево-судинні захворювання (ССЗ) з великим відривом лідирують у порівнянні зі смертями, пов'язаними з автокатастрофами, раковими захворюваннями, туберкульозом і СНІДом.

Таблиця 1.1.

Розподіл померлих в світі за причинами смерті, 2009 рік

Весь світ	Випадки смерті в мільйонах
Ішемічна хвороба серця	7.20
Інсульт та інші хвороби, пов'язані з порушенням мозкового кровообігу	5.71
Інфекції нижніх дихальних шляхів	4.18
Ускладнення перинатального періоду (з 28-го тижня вагітності і 7 днів після народження)	3.18
Хронічна обструктивна хвороба легень	3.02
Діарейні захворювання	2.16
ВІЛ / СНІД	2.04
Туберкульоз	1.46
Ракові захворювання трахеї, бронхів і легенів	1.32
Дорожньо-транспортні аварії	1.27

За підрахунками ВООЗ, до 2030 року від серцево-судинних захворювань щорічно вмиратимуть близько 23.6 мільйони осіб, і єдиною основною причиною смертності раніше будуть хвороби серця. У світі понад 80% випадків смерті від серцево-судинних захворювань припадає на країни з низьким і середнім рівнями доходу, в тому числі і країни СНД. У більшості країн колишніх союзних республік число смертей від ССЗ становить 60-70%.

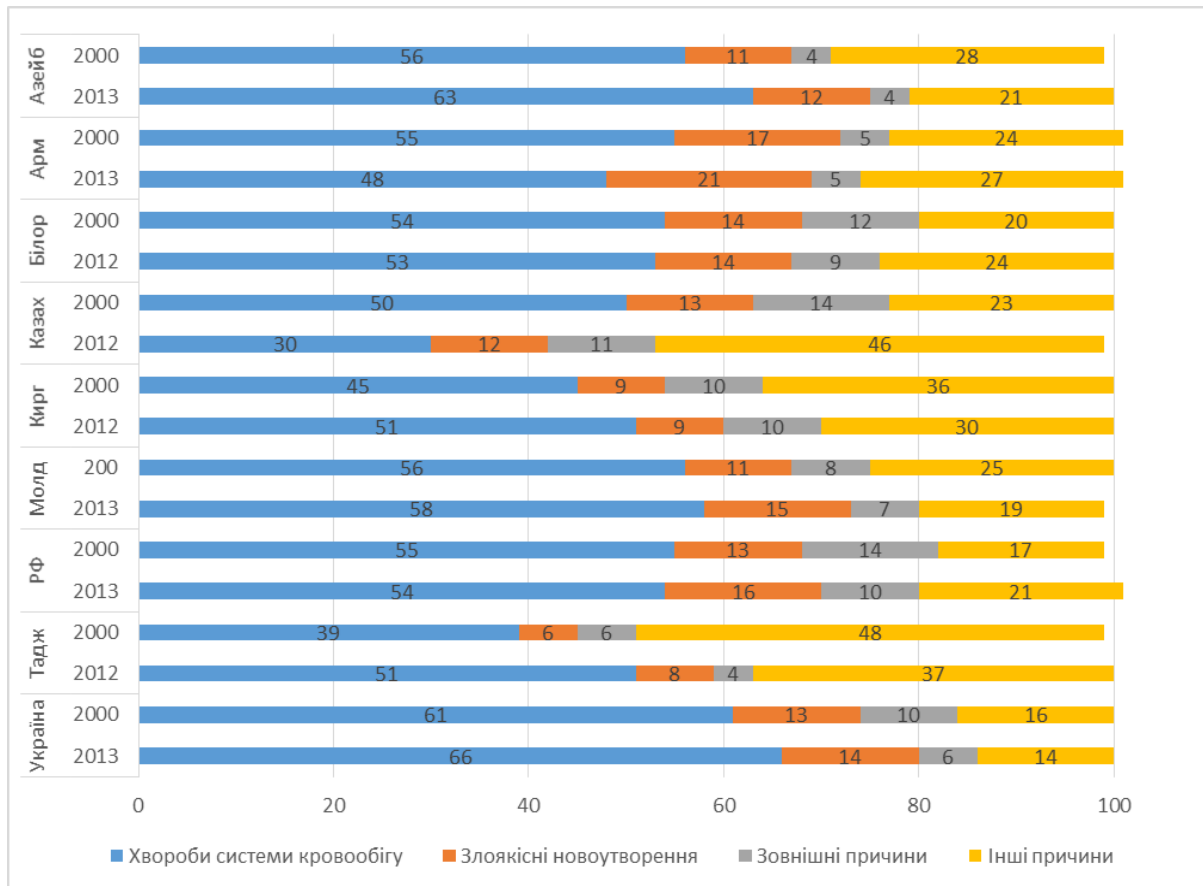


Рис 1.1. Розподіл померлих за основними причинами смерті по країнах СНД, 2000 і 2012-2013 роки, % [31]

В той же час спостерігається зменшення смертності від серцево-судинних захворювань в країнах, де активно впроваджується здоровий спосіб життя. При фізичному навантаженні хвилинний об'єм серця може зростати в порівнянні зі станом спокою в 6 разів, а коефіцієнт утилізації кисню – в 3 рази. В результаті доставка кисню до тканин збільшиться в 18 разів, що дозволяє у добре тренуваних осіб досягти зростання метаболізму в 15-20 разів у порівнянні з рівнем основного обміну. Звичайно, коли мова йде про осіб з патологією

серцево-судинної системи, фізичні навантаження повинні бути чітко вивірені з фізіологічними можливостями організму [13].

Питання ліквідації ускладнень та стабілізації стану хворого на серцево-судинні захворювання вирішується у процесі лікування. В гострий період захворювання фізичні навантаження потрібно зменшити до максимально можливих, 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. Але таке зменшення фізичного навантаження не означає повної нерухомості хворого, йому дозволяються виконувати певні повсякденні основні рухи.

Досить довго вважалося, що тривалий ліжковий режим є необхідною умовою лікування інфаркту міокарда. В останні роки переглянуто методіку стаціонарного лікування таких хворих. 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.

На сьогоднішній день після ліквідації ангінозного нападу (як правило на 2-3 день), починають заняття лікувальною гімнастикою для профілактики тромбоемболічних ускладнень, застійних пневмоній. Більш рання активація хворих залежно від стану попереджає розвиток згаданих ускладнень. Відповідно, скорочується тривалість лікарняного лікування хворих. Тривалість стаціонарного лікування неускладненого інфаркту міокарда триває близько 3 тижнів. Деякі автори пропонують виписувати хворих у більш ранні терміни [66].

Зростання ролі реабілітації в процесі лікування серцево-судинних хвороб стимулювало її трактування як комплекс медичних заходів, спрямованих на відновлення здоров'я та працездатності пацієнта. На сьогоднішній день виділяють два періоди реабілітації: лікарняний (починається у блоці

інтенсивної терапії) та післялікарняний (поліклінічний або реабілітаційний, санаторний та диспансерний). Сучасні стратегії лікування та реабілітації хворих серцево-судинними захворюваннями виділяють три основних етапи реабілітації:

Перший етап реабілітації здійснюється в умовах лікарняного стаціонару. Його метою служить ліквідація гострих виявів хвороби, а також клінічне одужання пацієнта засобами мобілізації рухової активності хворого, адаптації до простих побутових навантажень а також профілактики гіпокінезії.

Другий етап реабілітації відносять до поліклінічного або реадаптаційного. Він починається після виписки хворого зі стаціонару і здійснюється в поліклініці, реабілітаційному центрі, санаторії. Мета даного етапу – розширення функціональних можливостей організму і резервних можливостей серцево-судинної системи із забезпеченням максимальної індивідуальної фізичної активності із підготовкою до фізичних побутових і професійних навантажень.

Третій етап реабілітації отримав назву диспансерного. Він пов'язаний із поверненням до трудової діяльності шляхом підтримання та покращення фізичного стану та працездатності хворого із забезпеченням вторинної профілактики. Найважливішою задачею для ранніх етапів процесу реабілітації залишається підбір правильного фізичного навантаження.

Основні цілі фізичної реабілітації досягаються шляхом своєчасної активності, раннього призначення лікувальної гімнастики, лікувальної фізкультури в поєднанні з дозованим ходінням. Основними показниками стану серцево-судинної системи в клінічній реабілітації вважається частота серцевих скорочень та систолічний тиск [65], [62].

У стаціонарі реабілітація виконується залежно від класу клінічної важкості інфаркту міокарда. Виділяють чотири класи важкості. Кожна з програм передбачає різні темпи активації хворих і призначення лікувальної фізкультури залежить від класу важкості. Клас важкості визначається розміром некрозу, наявністю ускладнень, віком, артеріальною гіпертензією, наявністю цукрового

діабету. Програма фізичної реабілітації передбачає поступове збільшення обсягу фізичних навантажень побутового, тренуючого характеру.

При розширенні режиму рухової активності поряд з визначенням класу важкості велике значення має оцінка адекватності запропонованого навантаження. Фізичне навантаження і розширення режиму вважаються адекватними, якщо пульс на висоті навантаження в перші хвилини зростає на 20 ударів за 1 хв., підвищення систолічного тиску зростає на 30 мм рт. ст., діастолічного тиску зростає на 10-20 мм рт. ст. порівняно з вихідними величинами.

Навантаження вважається неадекватним, якщо при його виконанні виникає приступ стенокардії, задишка, порушення ритму, повільне відновлення частоти пульсу до попередньої величини, різке підвищення артеріального тиску, значна слабкість, блідість шкіри або ціаноз. На електрокардіограмі визначається порушення ритму та ознаки гіпоксії міокарду. Якщо такі зміни виявляються, то фізичне навантаження зменшують. Для оцінки функціональних можливостей хворого і вибору оптимального фізичного навантаження все ширше використовують велоергометричний тест, який проводиться на 21-й день захворювання. Хворому пропонується виконати поступове збільшення фізичного навантаження. Якщо під час навантаження фіксується загрудинний біль, задишка, слабкість, то навантаження припиняється. Частиною програми фізичного навантаження є дозована хода із контролем частоти пульсу. Дозована хода повинна проводитись або до, або через годину після вживання їжі. Перед та після проведення навантаження реєструються дані електрокардіограми.

Всі зміни функціональних показників після адекватного фізичного навантаження повинні повертатися до вихідного рівня протягом 2-3 хвилин (максимально протягом 5 хвилин) після закінчення навантаження. Погана переносимість будь-якого розширення режиму тягне за собою його скасування мінімум на 2-3 дні. Для визначення індивідуального режиму фізичних навантажень зазвичай рекомендується тестування з поступовим зростанням фізичного навантаження [66].

При проведенні проби з фізичним навантаженням використовують ті ж показники, що й при діагностичних тестах. При підборі режиму фізичних навантажень слід враховувати частоту серцевих скорочень. Одним з методів для підрахунку оптимальної частоти серцевих скорочень (ЧСС) під час навантаження є метод Кернавена. Відповідно до цього методу використовують наступну формулу $([ЧСС_{макс} - ЧСС_{спокою}] \times 0,7) + ЧСС_{спокою}$. Отримана величина розглядається як оптимальна. При наявності ознак ішемії або аритмії під час фізичних навантажень цільове ЧСС має становити не більше 60% максимального рівня.

Найчастіше дотримуються запропонованих раніше рекомендацій ВООЗ, які передбачають 7 стадій активності, тривалість кожної з яких становить 3 дні. Діяльність серця посилюється збільшенням частоти скорочень серця за одиницю часу, тобто збільшенням пульсу, а також шляхом збільшення ударного об'єму серця, що рівний кількості крові, яка виштовхується в судини за одне скорочення [26].

У стані спокою частота пульсу у людини становить 60 – 80 ударів за хвилину, ударний об'єм крові – 50-80 мл, а хвилинний об'єм крові – 5-6 л. Під час інтенсивної роботи частота пульсу може зростати до 180-240 ударів за хвилину, ударний об'єм крові – до 100-150 мл, а хвилинний об'єм – до 20-30 л. Доведено, що перевищення частоти пульсу при роботі понад 150-190 ударів за хвилину є малоефективним, оскільки при цьому зменшується ударний об'єм. На частоту пульсу, крім м'язових зусиль, впливають рівень емоційних реакцій, робоча поза, температура навколишнього середовища. Так, у робочій позі стоячи частота пульсу працівника може бути на 10-15 ударів за хвилину більшою, ніж в позі сидячи (80-90 замість 70-75). При температурі 25–30 °С частота пульсу також зростає на 10-15 ударів за хвилину [12].

При важкій фізичній роботі, особливо в несприятливих умовах теплового перегрівання, частота пульсу у хворого може досягати 150 ударів за хвилину. 140–160 ударів за хвилину може досягати частота пульсу у хворих, які виконують напружену нефізичну роботу. При вузьколокальних роботах, які

виконуються кистю однієї руки, а затрати енергії малі, збільшення частоти пульсу буває дуже незначним. Це зумовлено тим, що в цих умовах не працює більша частина м'язів, а руховий апарат фіксується в певній позі, що зменшує кровопотік.

Дослідженнями також було встановлено, що при сидячій локальній одноманітній роботі пульс сповільнювався протягом робочої зміни в середньому на 6-12 ударів за хвилину [12]. Причинами цього є монотонія і низький рівень рухової активності. Отже, в різних видах фізичного навантаження спостерігаються як значне збільшення частоти пульсу при важкій роботі, так і сповільнення його у хворих, для яких задіяно сидячу локальну роботу. Разом з тим, при нефізичній праці для багатьох випадків відзначається збільшення частоти пульсу у хворих, зумовлене емоційними факторами. Одночасно зі змінами частоти пульсу спостерігаються зміни ритму скорочень серця.

Показники пульсу залежать від індивідуального фізичного стану працівника, його віку і статі. За одних і тих самих навантажень частота пульсу у жінок в середньому на 10...15 ударів за хвилину більша, ніж у чоловіків. Фізично сильніша людина виконує аналогічну роботу з меншою частотою пульсу, ніж менш працездатна. 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.

Емпіричні планування програми реабілітації на початковій стадії реабілітації може приводити до виходу за межі оптимального максимуму навантажень для конкретного організму. Математичне моделювання динаміки пульсу та тиску під дією фізичного навантаження для цього періоду реабілітації дозволяє випробувати різні види навантажень попередньо на математичній моделі і, лише відібравши оптимальну конфігурацію, включати їх в програму реабілітації.

1.2. Проблеми моделювання серцево-судинної системи під впливом фізичних навантажень в кардіологічних системах

Трудова діяльність, супроводжуючись певними затратами енергії, вимагає збільшення інтенсивності окислювальних процесів, що, у свою чергу, відбивається на показниках гемодинаміки, стані серця і кровоносних судин працівника. Саме з кровотоком надходять до всіх органів і тканин працюючого організму необхідні поживні речовини і кисень. Одночасно в кров виділяються з тканин продукти обміну та вуглекислота. Ці процеси складають транспортну функцію крові. Кров виконує також терморегуляторну (підтримання постійної температури тіла), захисну (білі кров'яні тільця поглинають мікроби, що потрапили в організм) і гуморальну (розносить по всьому тілу гормони, які посилюють або послаблюють діяльність різних органів) функції. Відповідно до важкості роботи та факторів зовнішнього середовища в організмі працівника збільшується кровопотік, мірою якого є хвилинний об'єм крові, тобто кількість крові, яка проходить через систему кровообігу за одну хвилину. Збільшення хвилинного об'єму крові досягається за рахунок таких механізмів пристосування серцево-судинної системи до умов роботи як посилення діяльності серця та розширення капілярів.

Серцево-судинні системи, як і будь-які інші системи транспортування речовин, бувають з неперервним і періодичним режимами. В системі з неперервним режимом кров поступає неперервним потоком в систему, а продукти неперервним потоком виводяться з неї. В системі з періодичним режимом введення речовин відбувається на початку процесу, а виведення – вкінці.

Розглянемо приклади основних розроблених моделей реакції серцево-судинної системи на фізичні навантаження та оцінимо їх придатність для моделювання реакції організму на фізичні навантаження в процесі його реабілітації. При цьому серцево-судинну систему можна моделювати із різним ступенем деталізації. Зокрема можна моделювати реакцію організму як

результат взаємодії його підсистем, або розглядати макромодель реакції організму на фізичні навантаження в цілому (див. рис. 1.2).

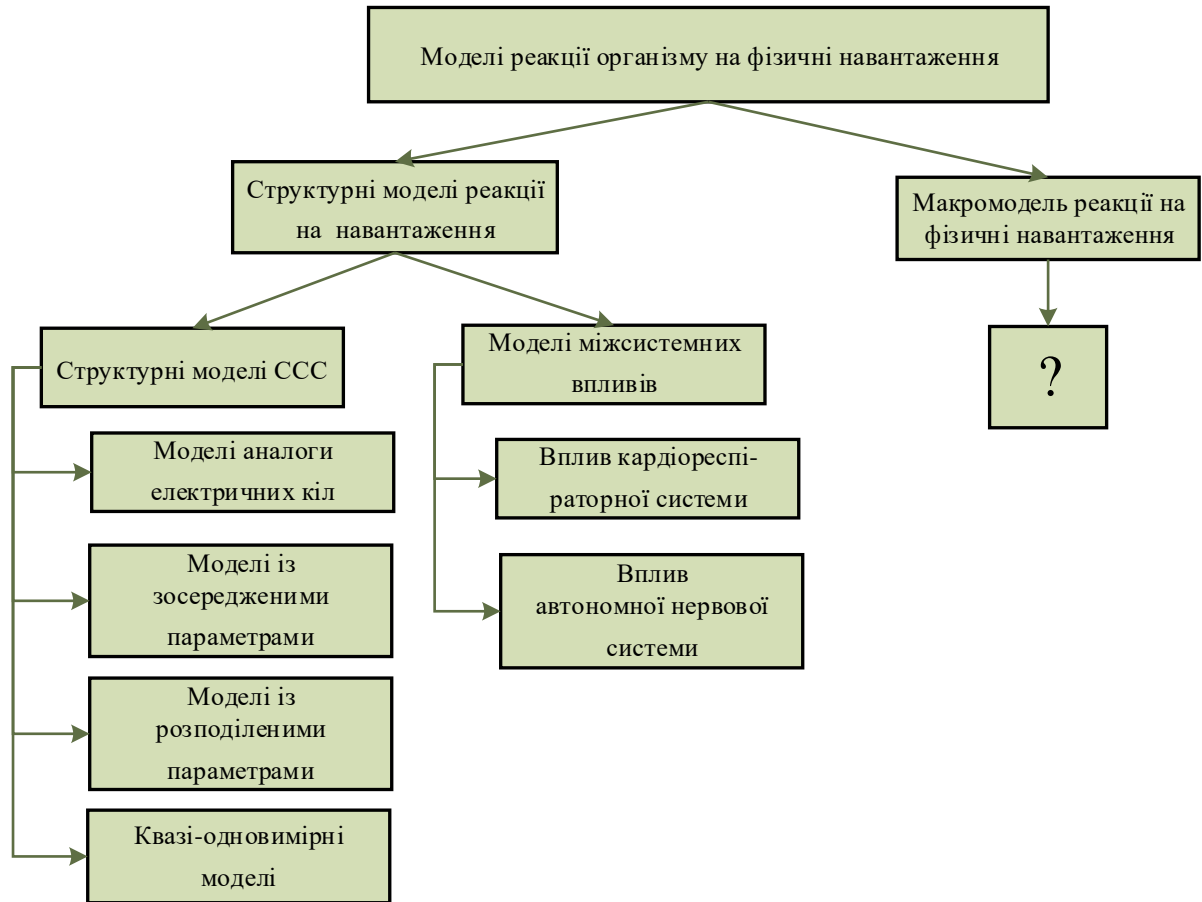


Рис. 1.2. Класифікація моделей реакції організму на фізичні навантаження

Рух крові в серцево судинній системі описується аналогічними рівняннями до руху електричного струму в електричному колі. В цих підходах об'ємна швидкість крові моделюється силою електричного струму, а перепад тисків – його напругою. При цьому аналогом серця є імпульсний генератор струму, серцевий клапан представляється діодом, пружності крупних судин моделюються ємностями, а в'язкості периферійних судин – опорами. До недоліків цього підходу можна віднести його обмежену точність та прив'язку до сторонньої предметної області [62]. Тому більшість сучасних моделей серцево-судинних систем ґрунтуються на балансових співвідношеннях.

Значна частина із них враховує структуру лише самої серцево-судинної системи. Згадана структура включає серце та множину судин, що суттєво відрізняються між собою як за будовою, так і за функціями. Для моделювання

роботи крупних судин використовують моделі із просторовим розподілом їхньої реакції, а для менш крупних судин та капілярів цілком достатньо зосереджених моделей. Тому у структурних моделях серцево-судинних систем можна виділити групи моделей із розподіленими та зосередженими параметрами. Моделі із розподіленими параметрами описують показники гемодинаміки у змінних, розподілених вздовж однієї або декількох координатних осей. Тому такі моделі добре описують процеси у складних підсистемах, таких як коронарна циркуляція [121], ділянки артерій [97], легені [119].

Stettler та ін. [126] розробили опис артеріальної системи, представлений рівняннями механіки рідин для одновимірного розподілу вздовж судин. Для чисельного розв'язання рівнянь використовувався метод скінчених різниць та метод характеристик. Також враховано ефекти в'язко-пружності судин та періодичних коливань стінок 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 для серцево-судинної та дихальної систем [129]. В моделях даного класу розглядається набір пов'язаних між собою ділянок, в кожній з яких розглядається єдине (зосереджене) значення кожного показника гемодинаміки. Недоліком такого підходу є невелика точність порівняно з моделями з розподіленими параметрами, а перевагою – значно менша обчислювальна складність.

Довжина судини суттєво більша їх поперечного перерізу. Це дозволяє використовувати квазіодновимірні моделі, що враховує розподіл величин лише уздовж осі судини. В цьому випадку серцево-судинна система моделюється графом її судин. Тік крові по судинах описується системою нелінійних диференціальних рівнянь в частинних похідних. При цьому використовуються

закони збереження маси та імпульсу, а також моделі площ поперечного перерізу судини від тиску [66].

Реакція організму, як правило, формується в результаті узгодженої дії кількох його підсистем. Серцево-судинна система забезпечує поживними речовинами та киснем більшість підсистем організму. Частота серцевих скорочень узгоджується із частотою дихання та додатково регулюється впливами автономної нервової системи. Тому побудовано окремі моделі, які моделюють погоджену роботу серцево-судинної та дихальної систем організму. Сюди можна віднести модель Timischl [129], в роботах В. Т. Гриченко, А. Г. Рудницького [29], В. А. Ліщука, Г. Г. Амосова [42], Р. Д. Григорян, П. Н. Лісов [28] окрім впливу дихальної системи на серцево-судинну систему враховується також і вплив автономної нервової системи, С. Г. Кюрегян, Т. Г. Петросян [39] вплив фізичного навантаження.

Основними вимірюваннями, що характеризують основний стан серцево-судинної системи хворого вважається об'єм альвеолярної вентиляції, артеріальний тиск (систоличний, діастолічний), частоту серцевих скорочень, насиченість крові киснем. Процеси гемодинаміки характеризуються рядом характеристик впливу на серцево-судинну та дихальну систему (ССДС), які наведені на наступній схемі.

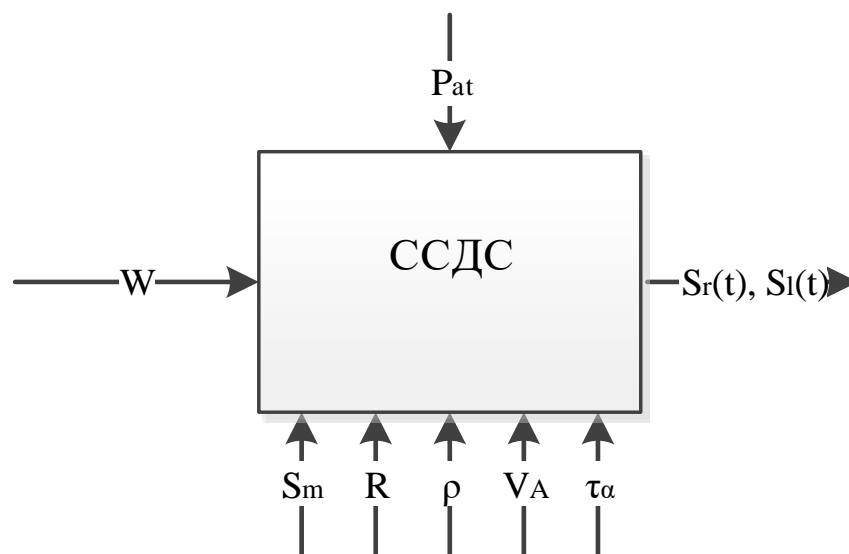


Рис. 1.3. Характеристики, що характеризують ССДС під дією навантаження

На рис. 1.3.використано наступні позначення P_{at} – атмосферний тиск, W – навантаження, $S_r(t), S_l(t)$ – скоротливості лівого та правого шлуночка, S_m – скоротливість міокарда, R – опір судин, ρ – тренованість, V_A – об'єм легень, τ_α – витривалість. Роль згаданих параметрів у взаємодії частин серцево-судинної та дихальної систем із відповідними параметрами відображена на наступному рисунку.

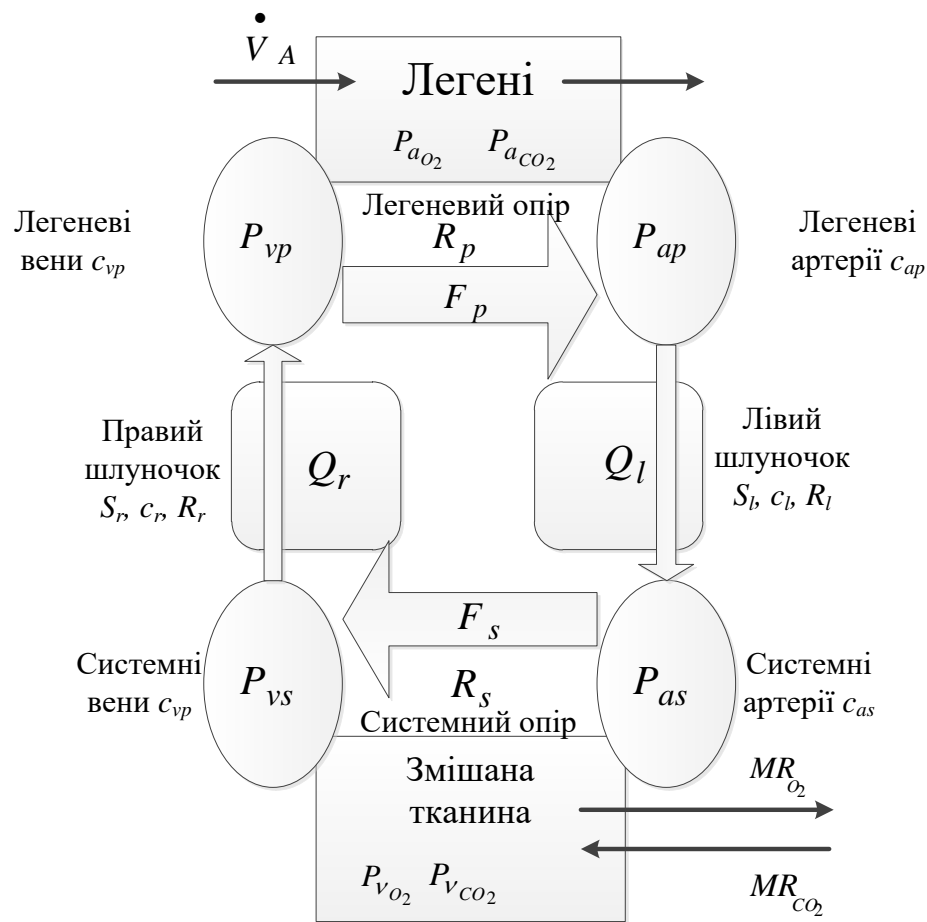


Рис. 1.4. Взаємодія характеристик дихальної та серцево-судинної системи [129]

В основі загальної математичної моделі серцево-судинної та дихальної систем організму із врахуванням дозованого фізичного навантаження [129] лежать математичні моделі взаємодії дихальної системи, яка забезпечує організм киснем, та серцево-судинної системи, яка виконує роль транспортної магістралі для постачання поживних речовин та виводу з організму продуктів

метаболізму, а також вплив фізичних навантажень на організм та споживання різними видами тканинних систем кисню в процесі навантаження.

Математична модель серцево-судинної та дихальної систем з урахуванням залежності скоротливої функції міокарда від серцевого ритму та споживанням кисню тканинною частиною організму людини в процесі фізичного навантаження подається наступною системою диференціальних рівнянь:

$$c_{as}\dot{P}_{as}(t) = Q_l(t) - F_s(t), \quad (1.1)$$

$$c_{vs}\dot{P}_{vs}(t) = F_s(t) - Q_r(t), \quad (1.2)$$

$$c_{vp}\dot{P}_{vp}(t) = F_p(t) - Q_l(t), \quad (1.3)$$

$$\ddot{S}_l + \gamma_l \dot{S}_l + \alpha_l S_l = \beta_l H, \quad (1.4)$$

$$\ddot{S}_r + \gamma_r \dot{S}_r + \alpha_r S_r = \beta_r H, \quad (1.5)$$

$$V_{A_{CO_2}} \dot{P}_{A_{CO_2}}(t) = kF_p(t)(C_{v_{CO_2}}(t) - C_{a_{CO_2}}(t)) + \dot{V}_A(t)(P_{I_{CO_2}} - P_{a_{CO_2}}(t)), \quad (1.6)$$

$$V_{A_{O_2}} \dot{P}_{A_{O_2}}(t) = kF_p(t)(C_{v_{O_2}}(t) - C_{a_{O_2}}(t)) + \dot{V}_A(t)(P_{I_{O_2}} - P_{a_{O_2}}(t)), \quad (1.7)$$

$$V_{T_{CO_2}} \dot{C}_{v_{CO_2}}(t) = MR_{CO_2}(t) + F_s(t)(C_{a_{CO_2}}(t) - C_{v_{CO_2}}(t)), \quad (1.8)$$

$$V_{T_{O_2}} \dot{C}_{v_{O_2}}(t) = -MR_{O_2}(t) + F_s(t)(C_{a_{O_2}}(t) - C_{v_{O_2}}(t)), \quad (1.9)$$

$$MR_{O_2}(t) = MR_{O_2}^r + \rho W(1 - e^{-t/\tau_\alpha}), \quad (1.10)$$

де k – константа балансування тисків, c_{as} , c_{vs} , c_{vp} – податливості артерій, вен, та капілярів серцево-судинної системи.

В процесі функціонування ССС важливе місце займає показник артеріального тиску, який в значній мірі визначається податливістю артерій.

Для її вимірювання використовується метод вимірювання пульсової хвилі, яка поширюється по аорті та артеріях як хвиля підвищеного тиску, викликана викидом крові з лівого шлуночка в період систоли [79].

Робота шлуночків серця представлена рівняннями (1.7)-(1.9), які пов'язують зміну тиску крові в залежності від зміни серцевого викиду Q та потоку крові F . Серцевий викид представляється добутком частоти серцевих скорочень H на ударний об'єм V_{str} [129]:

$$Q = HV_{str}, \quad (1.11)$$

де V_{str} в свою чергу дорівнює різниці ударних об'ємів систолічного (V_{syst}) та діастолічного (V_{diast}) тисків [129]:

$$V_{str} = V_{diast} - V_{syst}, \quad (1.12)$$

або представляється механізмом Франка-Старлінга:

$$V_{str} = \frac{S}{P_a} (V_{diast} - V_0), \quad (1.13)$$

де P_a – тиск після навантаження, S – скоротливість шлуночка.

Вентиляція легень ($V_A + V_D$) описує зміну об'єму повітря в легенях, що здійснюються циклічно при вдиху і видиху. Легеневу вентиляцію характеризують чотири основних легневих об'єми: дихальний, резервний об'єм вдиху, резервний об'єм видиху і залишковий об'єм. Сума всіх перерахованих об'ємів дорівнює максимальному об'єму, до якого можуть бути розправлені легені.

Важливим показником легеневої вентиляції є об'єм альвеолярної вентиляції (V_A), який обчислюємо за формулою:

$$V_A = H(V_T - V_D). \quad (1.14)$$

Мертвий простір (V_D) включає об'єм дихальних шляхів, в яких не відбувається газообмін (анатомічне мертвий простір), і об'єм неперфузійних альвеол (альвеолярний мертвий простір). У здорової людини в стані спокою альвеолярний мертвий простір досить невеликий, але при деяких патологічних станах – при гіповолемії, легеневій емболії або емфіземі можуть виникати зони альвеолярного мертвого простору. Основною причиною збільшення відношення мертвого простору до дихального об'єму (V_T) в таких ситуаціях є значне зниження або повна відсутність кровотоку в вентилюваних альвеолах:

$$\frac{V_D}{V_T} = \frac{(P_{a_{CO_2}} - P_{e_{CO_2}})}{P_{a_{CO_2}}}. \quad (1.15)$$

Рівняння (1.21), відоме як рівняння Бора, показує, що відношення мертвого простору до дихального об'єму може бути розраховано як частка від ділення різниці тиску P_{CO_2} альвеолярного і повітря, що видихається ($P_{e_{CO_2}}$) на альвеолярне P_{CO_2} . Оскільки альвеолярне P_{CO_2} практично збігається з артеріальним P_{CO_2} , $\frac{V_D}{V_T}$ може бути розраховане за допомогою одночасного вимірювання P_{CO_2} в пробах артеріальної крові ($P_{a_{CO_2}}$) і видихуваного газу. Альвеолярна напруга вуглекислого газу ($P_{A_{CO_2}}$) відображає баланс між загальним виробленням (продукцією) вуглекислого газу (V_{CO_2}) і альвеолярною вентиляцією (елімінацією CO_2):

$$P_{A_{CO_2}} = K \frac{V_{CO_2}}{V_A}, \quad (1.16)$$

де: V_A – альвеолярна вентиляція, K – константа, рівна 0.863.

Система регулювання дихання підтримує P_{CO_2} в артеріальній крові на рівні 40 мм.рт.ст. Рівняння показує, що при постійній швидкості утворення

двоокису вуглецю P_{CO_2} змінюється обернено пропорційне альвеолярної вентиляції.

Диференціальне рівняння (1.16) представляє процес споживання кисню MR_{O_2} в процесі фізичного навантаження. Збільшення швидкості метаболізму пропорційне робочому навантаженню, тому за Керрел та Рее [82]:

$$MR_{O_2}^e = MR_{O_2}^r + \rho W, \quad (1.17)$$

де $MR_{O_2}^e$ – стійкий стан метаболічного споживання O_2 під час навантаження, $MR_{O_2}^r$ – стійкий стан метаболічного споживання O_2 в період відпочинку, ρ – параметр який характеризує фізичний стан тренованої людини, W – навантаження.

Модель [29] дозволяє прогнозувати зміни кореляційної розмірності послідовності кардіоінтервалів пояснює взаємодію респіраторної та серцево-судинної системи на якісному рівні, оскільки вона враховує взаємовплив пульсу і дихальної системи, то може бути використана для моделювання діяльності серця, без фізичних навантажень при рівномірній частоті дихання. На рисунку 1.5 зображена схема взаємодії серцево-судинної та кардіореспіраторної системи.

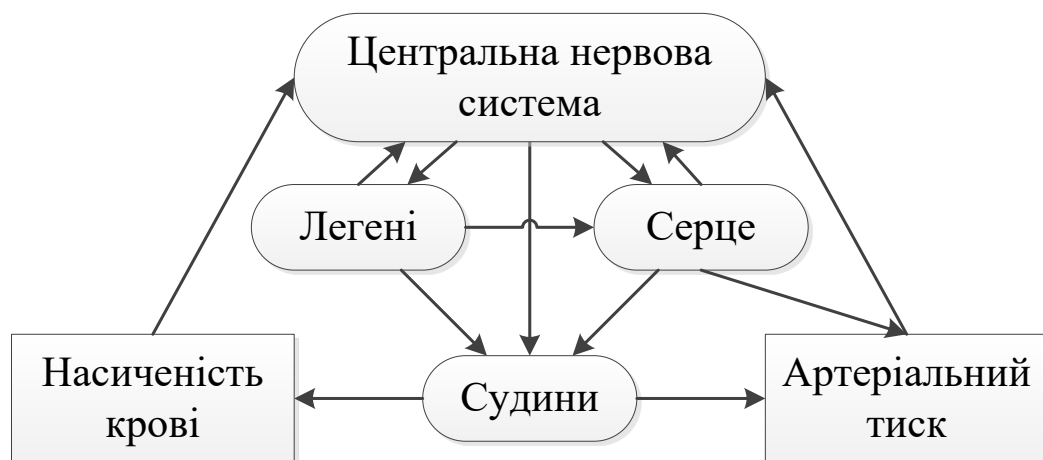


Рис. 1.5. Схема взаємодії серцево-судинної та кардіореспіраторної систем

Математично модель [29] представляє систему рівнянь, яка описує часову еволюцію таких фізіологічних змінних стану як систолічний тиск S , діастолічний тиск D , кардіоінтервал $I = I/ЧСС$, час артеріального затухання $T = RC$ (R – периферійний опір; C – еластичність судинного резервуару).

В рамках моделі діастолічний тиск D_i кожного удару серця виражається через параметри, що характеризують попередній кардіоінтервал, згідно гіпотези аортальної компресійної камери:

$$D_i = S_{i-1} \exp\left(-\frac{2 I_{i-1}}{3 T_{i-1}}\right), \quad (1.18)$$

де i – номер кардіоінтервалу. Скорочувальна властивість міокарда вираховується тут через дію довжини попереднього інтервалу на систолічний тиск даного у відповідності з гіпотезою Франка–Старлінга, а механічний вплив респіраторної активності – методом введення адитивного члена

$$A \sin\left(2\pi f \sum_{k=1}^i I_k\right):$$

$$S_i = D_i + \gamma I_{i-1} + P_0 + A \sin\left(2\pi f \sum_{k=1}^i I_k\right) + \zeta_i. \quad (1.19)$$

Тут γ і P_0 – константи; A – амплітуда зміни систолічного тиску, обумовлена дихальними рухами грудної клітки; f – частота дихання; $t_i = \sum_{k=1}^i I_k$ – момент часу відповідного серцевого скорочення; ζ_i – гаусівський білий шум.

Рівень артеріального тиску в серцево-судинній системі регулюється барорецепторним механізмом. Залежність частоти імпульсу барорецепторів від тиску має майже S – подібний характер. Найбільший (і майже лінійний) нахил цієї кривої припадає на значення тиску від 80 до 180 мм рт. ст. Таку поведінку барорецепторної чутливості часто моделюють за допомогою введення так званого ефективного систолічного тиску \hat{S} :

$$\hat{S}_i = S_0 - 18 \arctan \frac{S_i - S_0}{18}, \quad (1.20)$$

де S_0 рівнозначне значення систолічного тиску. Що стосується регулювання ЧСС, то воно здійснюється за рахунок комбінації трьох механізмів: постійного ритму, що генерується пейсмейкером; парасимпатичного управління і порівняно слабкого β -симпатичного контролю (рисунок. 1.6.).

Аферентні імпульси від барорецепторів надходять до кардіоінгібіторного і судинного центру довгастого мозку, а також в інші відділи центральної нервової системи. Ці імпульси гальмують симпатичні центри і збуджують парасимпатичні, що прямо впливає на частоту серцевих скорочень та величину периферичного опору.

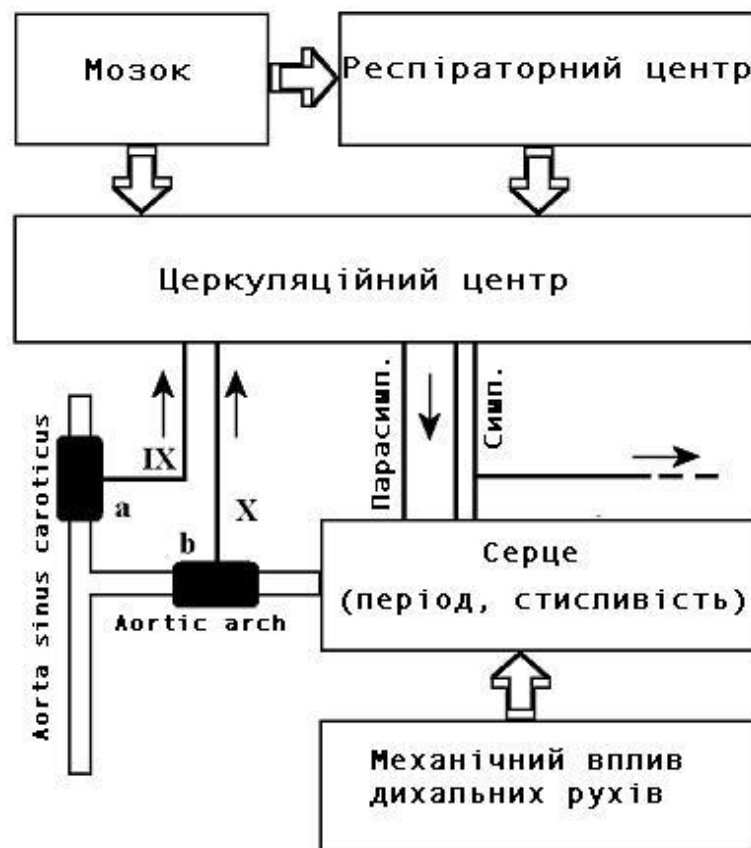


Рис. 1.6. Схема барорецепторного управління ЧСС [28]

При цьому парасимпатичний і β -симпатичний контроль визначаються через їх відносні коефіцієнти підсилення G і час затримки τ [28]:

$$I_i = G_v \hat{S}_{i-\tau_v} + G_\beta F(\hat{S}, \tau_\beta) I_0, \quad (1.21)$$

I_0 – константа, $F(\hat{S}, \tau)$ – лінійно зважена сума п'яти послідовних ефективних значень систолічного тиску:

$$F(\hat{S}, \tau) = \frac{1}{9} (\hat{S}_{i-\tau-2} + 2\hat{S}_{i-\tau-1} + 3\hat{S}_{i-\tau} + 2\hat{S}_{i-\tau+1} + \hat{S}_{i-\tau+2}). \quad (1.22)$$

В результаті отримаємо наступну систему рівнянь (1.23), яка описує динамічну поведінку серцево-судинної системи:

$$\begin{aligned} D'_i &= S'_{i-1} \exp\left(-\frac{2 I'_{i-1}}{3 T'_{i-1}}\right), \\ S'_i &= D'_i + \mu I'_{i-1} + \nu + \varepsilon \sin\left(2\pi f \sum I'_k\right) + \xi'_i, \\ I'_i &= \delta_v \hat{S}'_{i-\tau_v} + \delta_\beta F(\hat{S}', \tau_\beta) + \kappa, \\ T'_i &= 1 - \delta_\alpha F(\hat{S}', \tau_\alpha), \\ \hat{S}'_i &= 1 - \frac{18}{S_0} \arctan \frac{S_0(S'_i - 1)}{18}, \end{aligned} \quad (1.23)$$

де $i = 1, 2, \dots, N$; $S' = S/S_0$; $D' = D/S_0$; $\hat{S}' = \hat{S}/S_0$; $I' = I/T^*$; $T' = T/T^*$; $\delta(\cdot) = G(\cdot)S_0T^*$; $\kappa = I_0/T^*$; $\mu = \gamma T^*/S_0$; $\nu = P_0/S_0$; $\varepsilon = A/S_0$; $\xi' = \xi/S_0$.

Ця система моделює механізми парасимпатичної та симпатичної автономних нервових систем, взаємодію з центральною нервовою системою (ЦНС) та вплив на діяльність серця. Отже вона може бути розвинута для врахування впливу фізичних навантажень. Це дасть змогу індивідуалізувати допустимі норми тиску і ЧСС, та дозувати фізичні навантаження відповідно до фізичного стану хворого.

У дослідженнях [39] розроблено математичну модель, що моделює параметри серцево-судинної системи із врахуванням впливу автономної нервової системи під дією фізичного навантаження. У моделі додаткова необхідність O_2 апроксимується наступним диференціальним рівнянням [39]:

$$dq_{O_2} / dt = [q_{O_2,0} - q_{O_2} + 0,0127W] / T_W, \quad (1.24)$$

де $dq_{O_2,0}$ – необхідність O_2 в спокої; $q_{CO_2} = R_r q_{O_2}$; R_r – дихальний коефіцієнт; $T_W = 1,0 \dots 1,5$ с – постійна часу.

Математичний опис моделі складається з рівнянь газодинаміки дихальної системи, рівнянь м'язового метаболізму та рівнянь гідравліки серцево-судинної системи, які в сукупності представляються системою диференціальних рівнянь:

$$\frac{d\vec{x}}{dt} = \varphi(\vec{x}, \vec{u}, \vec{f}); \quad \vec{y} = g(\vec{x}), \quad (1.25)$$

де \vec{x} – вектор стану об'єкту, який включає параметри тиску та концентрації кисню, розподіл тисків та потоків в серцево-судинній системі; \vec{u} включає частоту серцевих скорочень та потік крові через м'язові тканини, що слугують параметрами управління; \vec{f} включає потужність виконуваної роботи та величину атмосферного тиску, що характеризують стан зовнішнього середовища.

Наступна система диференціальних рівнянь задає управління об'єктом:

$$\frac{d\vec{z}}{dt} = \psi(\vec{z}, \Delta\vec{y}, \vec{x}); \quad \vec{u} = \vec{h}(\vec{z}), \quad (1.26)$$

де \vec{z} включає реакцію симпатичної та парасимпатичної нервових систем та приріст потоку крові через м'язові тканини.

В роботі [28] представлено метод моделювання функції серця, модель гемодинаміки з урахуванням фізіологічних механізмів регуляції, а також базовий програмний імітатор, що дозволяє проводити комп'ютерні імітаційні

дослідження з широкого кола медико-фізіологічних проблем кровообігу людини. Насосна функція серця моделюється на основі асинхронної зміни жорсткості клітин міокарда протягом серцевого циклу. Нейрогуморальна регуляція серця і тону судин малого та великого кіл кровообігу побудована на основі судинної механорецепції, хеморецепції, зміни активності вищих вегетативних центрів, а також з урахуванням реакції на зміни температури крові. Реакції серцево-судинної системи на зовнішні впливи (гравітаційні, барометричні, фізична і емоційна навантаження тощо) відслідковуються в динаміці.

Побудовані моделі серцево-судинних систем враховують особливості їх внутрішньої структури та взаємодії із іншими підсистемами. Це дозволяє використовувати їх на етапах діагностування та медикаментозного лікування серцево-судинних захворювань. Однак ці моделі достатньо громіздкі та вимагають для свого налаштування вимірювань великої кількості фізіологічних характеристик організму. В той же час практика контролю перебігу процесів реабілітації свідчить про достатність значень пульсу та верхнього артеріального тиску для ефективного управління процесом реабілітації. Моделювання динаміки згаданих характеристик не вимагає врахування структурних особливостей серцево-судинних систем та їх взаємодії із конкретними підсистемами організму. Тут необхідно будувати укрупнені макромоделі реакції організму хворого на фізичні навантаження, створенню яких і присвячена дана робота.

Укрупнене моделювання реакції організму в процесі реабілітації вимагає дослідження переходу від режиму навантаження до режиму його відсутності. Адекватне моделювання даних процесів вимагає представлення процесів із мінливою інтенсивністю. З іншого боку більшого практичного ефекту від застосування математичних моделей можна досягнути при підлаштуванні їх параметрів під особливості організму конкретного пацієнта, тобто при застосуванні процедури ідентифікації. Зазначені аспекти будуть детальніше розглянуті в наступному підрозділі.

1.3. Засоби формування моделей мінливої інтенсивності та методи їх ідентифікації

Процеси збільшення навантаження на серцево-судинну систему або нагромадження втомі 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. Процеси такого роду можуть бути описані за допомогою моделей росту популяцій.

Найпростіша модель росту популяцій Кобозєва передбачає постійність швидкості росту V концентрації X мікроорганізмів:

$$\frac{dX}{dt} = V \cdot X . \quad (1.27)$$

Ця модель аналогічна моделі Лотки-Вольтерра взаємодії популяцій за принципом «хижак-жертва». В цьому випадку змінна X відповідає чисельності хижаків, а V – чисельності жертв. Тоді рівняння відображає ріст популяції хижаків при достатній чисельності їх жертв. Однак ця модель не враховує лімітуючих факторів, які обмежують ріст популяцій. До найпростіших моделей із лімітуючим фактором відносять модель Блекмана

$$\frac{dX}{dt} = \begin{cases} V \cdot X & S < S^* , \\ V^* & S \geq S^* , \end{cases} \quad (1.28)$$

де S^* – гранична концентрація субстрату S , при досягненні якої він перестає бути лімітуючим фактором і не впливає на швидкість росту концентрації мікроорганізмів.

Складніша модель росту популяції мікроорганізмів будується на основі закону Міхаелса-Ментен на основі гіперболічної залежності від концентрації субстрату

$$\frac{dX}{dt} = \frac{V^* \cdot S}{K + S} X. \quad (1.29)$$

При граничній концентрації субстрату швидкість росту мікроорганізмів прямує до максимального значення V^* . В цьому випадку інтенсивність взаємодії змінних моделі вже не є лінійною. В інтерпретації моделі Лотки-Вольтерра це означає, що навіть при достатньо великій кількості жертв хижаки не можуть розмножитися пропорційно їй достатньо довго. Обов'язково виступить інший лімітуючий фактор, який буде обмежувати ріст популяції хижаків, а обсяг популяції жертв втратить свою ключову роль. Така ситуація дозволяє ввести в розгляд функцію інтенсивності взаємодії. У випадку моделей простої мультиплікативної взаємодії вона буде лінійною (модель Лотки Вольтерра). У випадку функції моделі Моно інтенсивність взаємодії назвемо функцією Моно. Для виявлення особливостей функцій Моно M та Лотки-Вольтерра L , перейдемо до їх нормованих представлень на деякому інтервалі аналізу $[0, S^*]$. Співвідношення для функцій Моно та Лотки-Вольтерра наведені нижче.

$$M_N(m, S) = \frac{S}{m + S} \frac{1}{N_m} \quad S \in [0, S^*], \quad (1.30)$$

$$N_m = \max_{S \in [0, S^*]} \left(\frac{S}{m + S} \right), \quad (1.31)$$

$$L_N(S) = \frac{S}{S^*} \quad S \in [0, S^*]. \quad (1.32)$$

Графіки нормованих функцій Моно та Лотки-Вольтерра представлено на рисунку 1.7.

Аналіз рисунка свідчить, що при зростанні параметру функції Моно вона вироджується в лінійну інтенсивність типу Лотки-Вольтерра. За рахунок нормалізації всі значення функцій на правій межі інтервалу аналізу прямують

до одиниці. Однак граничне значення функції Моно при рості її аргументу показує, що в кінцевому підсумку ненормована функція Моно має одиничну горизонтальну асимптоту:

$$\lim_{S \rightarrow \infty} \frac{S}{m + S} = \lim_{S \rightarrow \infty} \frac{1}{m/S + 1} = 1. \quad (1.33)$$

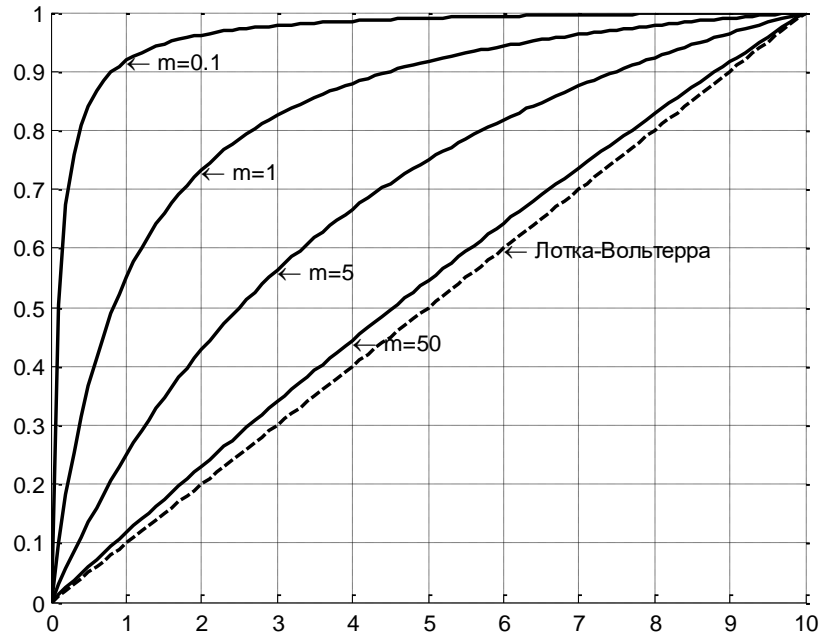


Рис 1.7. Графіки нормованих функцій Моно та Лотки-Вольєрра

Це наочно демонструє наступний рисунок:

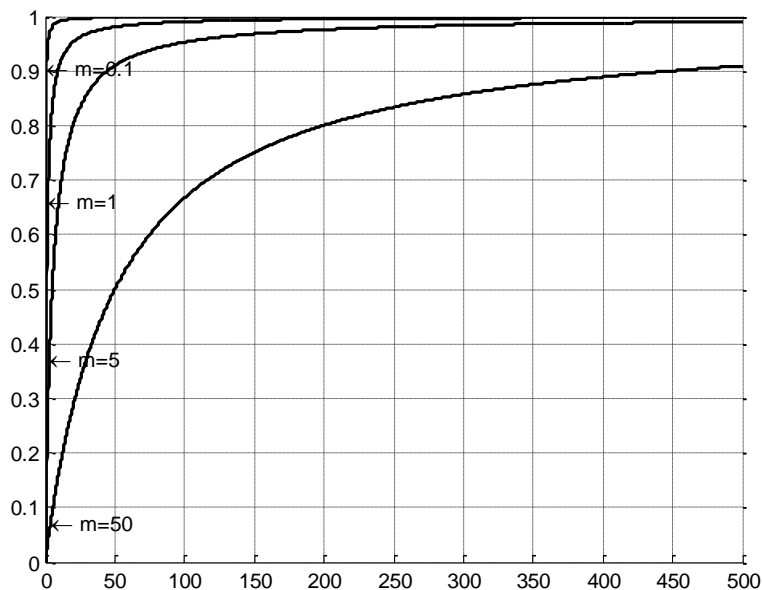


Рис 1.8. Графіки функції Моно при різних значеннях параметра m

Така поведінка функції Моно дозволяє її використовувати в якості нелінійного перемикача від нульового до одиничного значення при нарощенні значень аргументу. При цьому ефективність такого нарощення помітно слабшає. Коли необхідно здійснити перемикання із одиничного значення на нульове із нелінійним ефектом можна використати наступне перетворення функції Моно

$$M_2(m, S) = 1 - M(m, S) = 1 - \frac{S}{m + S}. \quad (1.34)$$

Графік такої функції представлено на наступному рисунку. Аналіз графіків засвідчує стрімке падіння значення функції від одиничного значення із наступним зменшенням темпів зменшення. Коли процес характеризується зменшенням значення аргументу S , як це буває при знятті зовнішнього навантаження, то значення перетвореної функції Моно ростимуть від мінімальних значень до одиничного із різким прискоренням швидкості росту при помітному зменшенні значень аргумента.

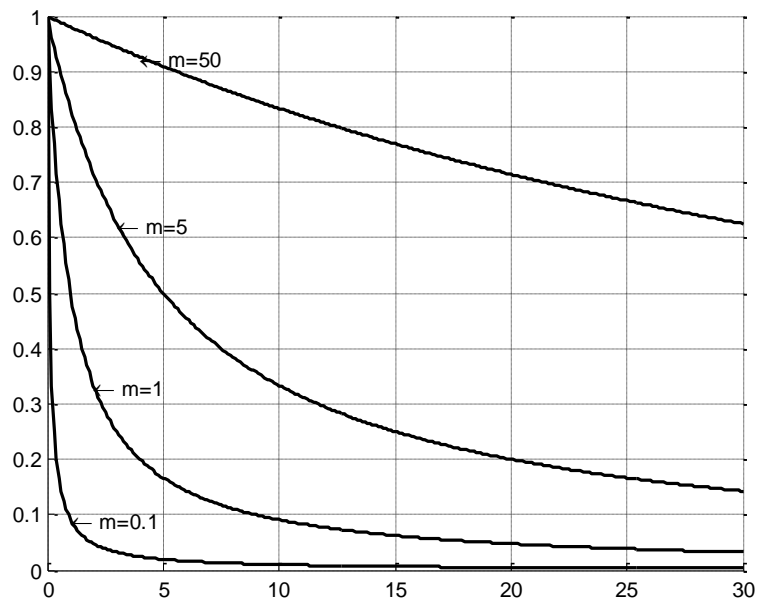


Рис 1.9. Графіки перетвореної функції Моно $M_2(m, S)$ при різних значеннях параметра m

Процеси відгуку серцево-судинної системи на навантаження та його зняття є динамічними, коли стан системи міняється в часі. Окрім того, характеристики такої системи міняються в процесі реабілітації організму. Тому для моделювання цих явищ природно використати моделі динамічних систем. Динамічна система характеризується своїм початковим станом і законом, за яким система переходить з початкового стану в інший. Реальні системи як правило нелінійні, а їх лінійність можна розглядати як частковий випадок при незначних змінах характеристик. Обсяги навантажень в процесах реабілітації, як правило, є невеликими, тому їх моделі можна розглядати як перехідні між лінійними та слабко нелійними, тобто класифікуючи їх як нелінійні.

Зважаючи на невизначеність крайових умов і параметрів розподіленої моделі та на той факт, що при управлінні процесами серцево-судинною системою достатньо точкових оцінок кінцевих значень пульсу та тиску до та після навантаження, візьмемо за основу моделювання динаміки пульсу та тиску зосереджену модель. При цьому стан системи описується змінними часу $\vec{x} = [x_1(t), x_2(t), \dots, x_m(t)]$, а його еволюція описується задачею Коші для системи m звичайних диференціальних рівнянь першого порядку [23, 36]

$$\begin{cases} x'_1 = \varphi_1[x_1(t), x_2(t), \dots, x_m(t), A_1, A_2, \dots, A_{n_1}, u_1(t), u_2(t), \dots, u_{n_2}(t)], \\ x'_2 = \varphi_2[x_1(t), x_2(t), \dots, x_m(t), A_1, A_2, \dots, A_{n_1}, u_1(t), u_2(t), \dots, u_{n_2}(t)], \\ \vdots \\ x'_m = \varphi_m[x_1(t), x_2(t), \dots, x_m(t), A_1, A_2, \dots, A_{n_1}, u_1(t), u_2(t), \dots, u_{n_2}(t)], \end{cases} \quad (1.35)$$

$$x_1(t_0) = x_1^0, \quad x_2(t_0) = x_2^0, \quad \dots \quad x_m(t_0) = x_m^0, \quad (1.36)$$

де $\vec{x} = [x_1(t), x_2(t), \dots, x_m(t)]$ — вектор стану серцево-судинної системи; x'_i , $i = 1, 2, \dots, m$ — швидкості зміни параметрів (перші похідні функцій $x_1(t), x_2(t), \dots, x_m(t)$); x_i^0 — їхні початкові значення в деякий момент часу t_0 ; $\varphi_i[\dots]$ — функції, що залежать від змінних стану $x_1(t), x_2(t), \dots, x_m(t)$, вектора вхідних змінних $\vec{u} = [u_1(t), u_2(t), \dots, u_{n_2}(t)]$ і сукупності внутрішніх параметрів системи A_1, A_2, \dots, A_{n_1} . Система у якій вхідні змінні $u_1(t), u_2(t), \dots, u_{n_2}(t)$ не

входять явно у праві частини рівнянь називається автономною.

Ідентифікація представленої системи (1.35) полягає в пошуку невідомої структури функцій $\varphi_i[\dots]$, $i = 1, 2, \dots, m$ (структурній ідентифікації). Ідентифікація полягає в оцінюванні невідомих значень її параметрів A_1, A_2, \dots, A_{n_1} (параметричній ідентифікації). Для розв'язання задач ідентифікації користуються як апіорними даними про серцево-судинну систему так і експериментальними даними про траєкторії її змінних стану [49].

При побудові структури моделей процесів, що відбуваються в серцево-судинній системі під час реабілітації після серцевих захворювань, необхідно опиратися на основні характеристики системи, які контролюються в процесі реабілітації пацієнта, тобто пульс та тиск. Основними процесами, що характеризують реабілітацію під час лікування серцево-судинних захворювань є контроль стану серцево-судинної системи в процесі її навантаження та відновлення нормального режиму роботи після припинення останнього. Ці процеси можуть чергуватися в довільній послідовності. Тому їх моделі слід поєднати в одному диференціальному рівнянні. Це можна зробити за допомогою дискретного або неперервного перемикача для компонентів, що моделюють режими навантаження та його зняття. Цим забезпечується загальна нелінійність побудованого співвідношення. Його компонентами можуть бути як лінійні, так і нелінійні вирази.

Після встановлення загальної структури рівнянь динаміки моделі, необхідно розробити методи побудови значень її параметрів, тобто здійснити її параметричну ідентифікацію. Для проведення параметричної ідентифікації необхідно здійснити S спостережень над m характеристиками об'єкту та сформуванню відповідну матрицю

$$X = \begin{bmatrix} x_{11} \dots x_{1s} \\ \dots \dots \dots \\ x_{m1} \dots x_{ms} \end{bmatrix}. \quad (1.37)$$

Задача параметричної ідентифікації математичної моделі (1.35) за

експериментальними даними полягає у відшуванні таких числових значень параметрів, при яких розрахункові значення відгуків моделі найкращим чином узгоджувалися б з експериментально отриманими значеннями результуючих змінних.

Оскільки у спостереженнях характеристик серцево-судинної системи відсутні різкі коливання, в якості близькості модельованого та спостережених значень використовуватимемо один із найпростіших середньоквадратичних критеріїв. Тоді параметрична ідентифікація здійснюватиметься методом найменших квадратів, згідно якого шукані значення параметрів моделі повинні мінімізувати середньоквадратичне відхилення між змодельованими \tilde{x}_m та спостереженими x_m значеннями характеристик об'єкту

$$S = \sum_{m,s} \{ \tilde{x}_m(t_j, \vec{A}) - x_{mj} \}^2 \xrightarrow{\vec{A}} \min. \quad (1.38)$$

Процедура ідентифікації за середньоквадратичним критерієм ускладнюється тим, що для побудови розв'язку при допустимих значеннях параметрів необхідно розв'язувати нелінійні диференціальні рівняння, які до того ж можуть бути жорсткими.

Історично, інтерес до жорстких системам виник у середині ХХ століття при вивченні рівнянь хімічної кінетики з одночасною присутністю хімічних реакцій, перебіг яких відбувався як дуже повільно, так і дуже швидко. Тоді виявилось, що, як вважалося, виключно надійні методи Рунге-Кутта стали давати збій при розрахунку цих завдань. На основі цих фактів жорсткою системою звичайних диференціальних рівнянь сали називати такі системи, чисельний розв'язок яких явними методами (наприклад, методами Рунге-Кутта або Адамса) є незадовільним через різке збільшення числа обчислень при малому кроці інтегрування або через різке зростання похибки при недостатньо малому кроці. Для жорстких систем характерно те, що для них неявні методи дають незрівнянно кращий результат, ніж явні методи. Одними із кращих методів для розв'язання жорстких систем зарекомендували себе неявні методи

Гіра, які вимагають менше затрат обчислювальних ресурсів ніж неявні методи Адамса.

Таким чином, проведений аналіз показує необхідність застосування математичних моделей для підтримки процесу реабілітації після серцево-судинних захворювань. Існуючі моделі слабо пристосовані до такої підтримки, тому виникає завдання розробки нових спеціальних моделей та методів їх ідентифікації. При цьому постає ряд проблем, підходи до розв'язання яких систематизуємо в наступній постановці задачі.

1.4. Постановка задачі

Після завершення періоду виключно медикаментозного лікування серцево-судинного захворювання настає період реабілітації хворого. Його умовно можна розбити на два етапи. На першому етапі навіть звичайна тривала фізична активність хворого може становити небезпеку його здоров'ю, що пояснюється крайнім ослабленням ресурсів серцево-судинної системи. В процесі її підсилення необхідно застосовувати посилені фізичні навантаження. Тому наступний етап реабілітації можна назвати етапом обмежених фізичних навантажень.

Основне призначення процесу реабілітації – шляхом дозованої тривалості активності на етапі обмеженої фізичної активності та дозованої інтенсивності навантажень на етапі обмежених фізичних навантажень натренувати серцево-судинну систему організму до нормального функціонування в соціальному середовищі. На цих етапах перевантаження організму становлять пряму загрозу життю хворого, однак і недовантаження організму підвищує ризик застійних явищ та тромбозів, що також є вкрай небезпечним. Емпіричні планування програми реабілітації може приводити до виходу за межі оптимального максимуму навантажень для конкретного організму.

Основними параметрами серцево-судинної системи, які контролюються під час процесу реабілітації є пульс та тиск. 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 в програму реабілітації. На сьогоднішній день в літературі розглядаються, в основному, феноменологічні моделі функціонування серцево-судинної системи, які дозволяють описати перебіг процесів в ній на якісному рівні. При цьому розглядається гострий етап захворювання із використанням великої кількості параметрів функціонування організму, які можуть бути встановлені лише і застосуванням складного медичного обладнання.

Такі моделі можуть використовуватися на етапі медикаментозного лікування, в його критичний період, коли пацієнт постійно піддається інтенсивним обстеженням. Однак ці моделі не мають практичної цінності на етапі реабілітації організму, де використання громіздкого медичного метрологічного обладнання економічно не виправдане. Окрім того, надмірне його застосування може уповільнити саму реабілітацію організму. В цих умовах зростає необхідність розробки математичних моделей параметрів серцево судинної системи на етапі реабілітації організму, що орієнтовані на відслідковування лише динаміки пульсу та тиску. Проведений аналіз літературних джерел та клінічної практики реабілітаційних центрів дозволив побудувати схему формування програми реабілітації, яка схематично представлено на рисунку 1.10. Вона свідчить про відсутність використання засобів математичного моделювання в формуванні програми реабілітації.

Лікар на основі контролю поточного стану хворого оцінює його функціональний клас. На наступному етапі за допомогою загальних методичних рекомендацій формує програму реабілітації та корегує її. Врахування лише поточного стану пацієнта без об'єктивного прогнозу обмежує горизонт планування програми реабілітації та породжує необхідність її частого коригування, що спонукає до розробки засобів математичного моделювання стану хворого в процесі його реабілітації після лікування хвороб серцево-судинної системи.

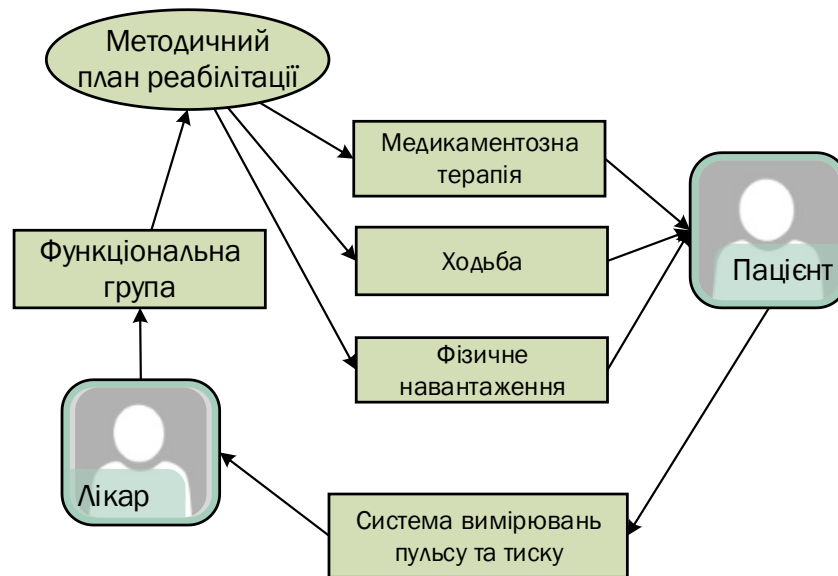


Рис 1.10. Існуюча схема для формування програми реабілітації

З метою підвищення точності в прогнозуванні стану серцево-судинної системи в процесі реабілітації в даному дослідженні пропонується створити систему прогнозування впливу фізичних навантажень на серцево-судинну систему організму в процесі реабілітації. До її основних компонентів слід віднести підсистему автоматизованого вимірювання пульсу та тиску із підтримкою їх неперервного моніторингу, а також математичні моделі толерантності до субмаксимальних фізичних навантажень, моделі толерантності до тривалих фізичних навантажень мінімальної інтенсивності, та динаміки стану хворого. Її функціонування схематично представлено на рисунку 1.11.

Значення характеристик серцево-судинної системи, отримані в процесі її тестування повинні потрапляти в систему прогнозування фізичних навантажень. В залежності від періоду реабілітації підключається модель толерантності до субмаксимальних фізичних навантажень або модель толерантності до тривалих фізичних навантажень мінімальної інтенсивності. На основі експериментальних даних відповідні моделі ідентифікуються. Після цього лікар може моделювати різні режими фізичних навантажень без проведення експериментів із пацієнтом. На основі проведених експериментів лікар уточнює програму реабілітації для пацієнта не піддаючи його ризику

перевантаження, але й не оберігаючи його від посильних допустимих навантажень.

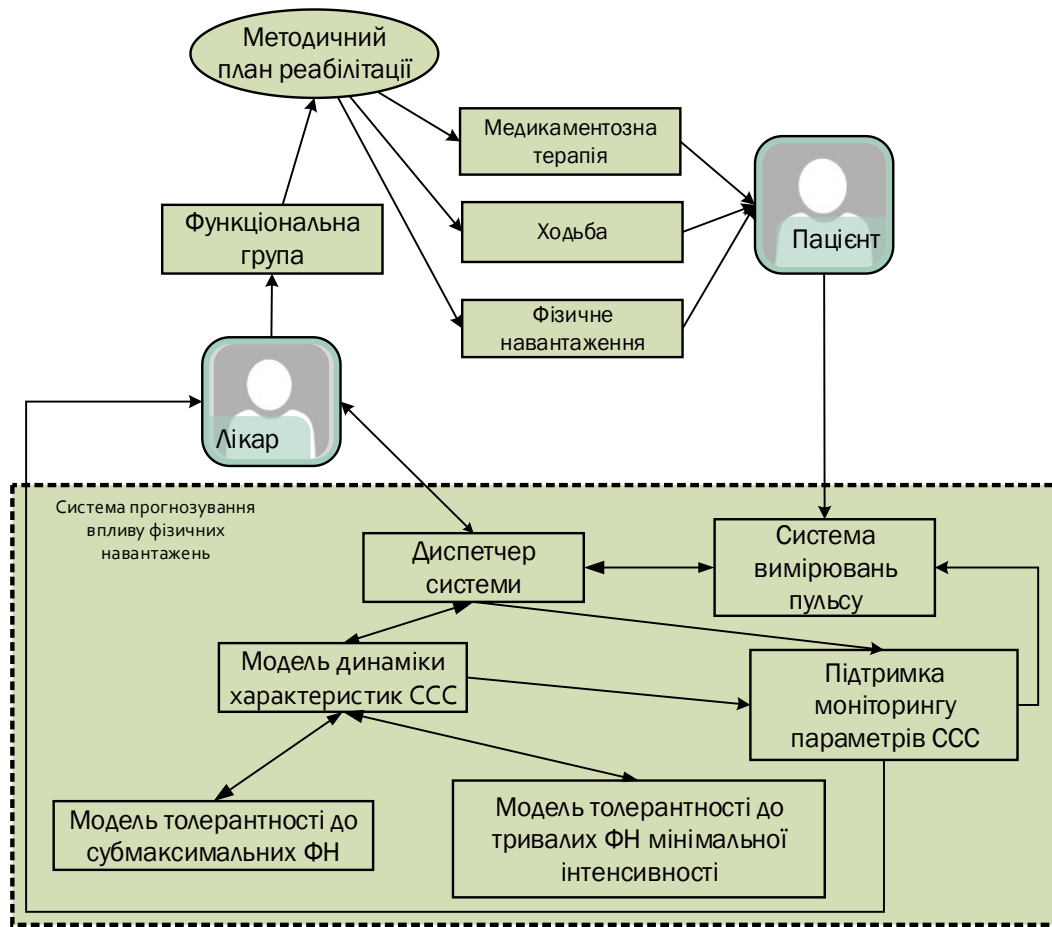


Рис. 1.11. Пропонована схема для формування програми реабілітації

В процесі реабілітації пацієнт адаптується до фізичних навантажень і його серцево-судинна система все менше на них реагує. Тому через певні періоди модель необхідно ідентифікувати заново або коригувати. На етапі контролю допустимості фізичних навантажень проводили експерименти із навантаженням ходьбою нескладно. Тому через певні періоди часу модель толерантності до тривалих фізичних навантажень мінімальної інтенсивності можна ідентифікувати заново. Однак на етапі толерантності до субмаксимальних фізичних навантажень кожна нова ідентифікація вимагає використання велоергометра для вимірювання навантаження на організм пацієнта. Тому на цьому етапі важливо побудувати модель динаміки стану хворого, яка дозволить коригувати параметри моделі толерантності до субмаксимальних фізичних навантажень без тестування на велоергометрі.

Однак якою б досконалою не була програма реабілітації, пацієнт на свій розсуд може від неї відступати. Інколи такі відступлення становлять загрозу його фізичному стану, однак керуючись суб'єктивними самооцінками, пацієнт не завжди розуміє необхідності самообмеження фізичної активності. Для блокувати такого виду загроз необхідно здійснювати постійний моніторинг характеристик серцево-судинної системи. Із використанням доступних технічних засобів це зробити нелегко, оскільки засоби вимірювання тиску достатньо інертні. Тому необхідно розробити спосіб підтримки моніторингу характеристик серцево-судинної системи із використанням засобів математичного моделювання.

Підсумовуючи відзначимо, що проведений аналіз дозволяє сформулювати наукову задачу – розробки математичних моделей динаміки реабілітації пацієнтів в кардіологічних системах із використанням засобів математичного моделювання. Це породжує мету дисертаційного дослідження – підвищення точності прогнозування стану серцево-судинної системи в процесі реабілітації шляхом розробки математичних моделей динаміки процесів реабілітації та методів їх ідентифікації.

Досягнення поставленої мети забезпечується шляхом розв'язання наступних задач дослідження:

1. Аналіз сучасних моделей, методів та засобів моделювання серцево-судинної системи;
2. Розробка математичних моделей толерантності до тривалих неінтенсивних фізичних навантажень та методів їх ідентифікації.
3. Розробка математичних моделей толерантності до субмаксимальних фізичних навантажень та методів їх ідентифікації.
4. Розробка методу прогнозування стану хворого в процесі реабілітації.
5. Програмно-технічна реалізація системи прогнозування стану хворого на основі розроблених моделей та методів.

Розв'язання поставлених завдань буде представлено в ході подальшого викладу.

Висновки до розділу 1

1. Проаналізовано особливості застосування фізичних навантажень в реабілітаційних процесах лікування серцево судинних захворювань. Встановлено ключову роль пульсу та тиску в контролі стану пацієнтів під час реабілітації. Відзначено необхідність застосування методів математичного моделювання при підвищенні точності прогнозування стану хворого в процесі планування програми реабілітації.
2. Проаналізовано відомі моделі серцево-судинних систем. Проведено їх класифікацію та розглянуто основні структурні елементи. Відзначено слабку придатність відомих моделей до застосування в формуванні програм реабілітації через невідповідність їх параметрів умовам контролю реабілітаційних процесів в клінічній практиці.
3. Проаналізовано відомі методи моделювання процесів порушення рівноважного стану систем із використанням моделей росту популяцій. Відзначено важливість закону Міхаелса-Ментен в моделюванні згаданих процесів. Проаналізовано базові елементи методів ідентифікації математичних моделей на основі середньоквадратичного критерію та виділено найбільш придатні до використання в моделях порушення рівноважного стану.
4. На основі проведеного аналізу побудовано існуючу та запропоновано нову схему формування програми реабілітації, яка передбачає застосування підсистеми вимірювання пульсу та тиску, модель толерантності до субмаксимальних фізичних навантажень або модель толерантності до тривалих фізичних навантажень мінімальної інтенсивності та методу прогнозування стану пацієнта в процесі реабілітації. Сформульовано задачу дослідження, що полягає у підвищенні точності прогнозування стану серцево-судинної системи в процесі реабілітації шляхом розробки математичних моделей динаміки процесів реабілітації та методів їх ідентифікації.

РОЗДІЛ 2

МОДЕЛЮВАННЯ ДИНАМІКИ ПУЛЬСУ ТА ТИСКУ НА ПОЧАТКОВОМУ ЕТАПІ ПРОЦЕСУ РЕАБІЛІТАЦІЇ

2.1. Теоретичні основи моделювання динаміки пульсу та тиску під дією фізичних навантажень

На початковій стадії реабілітації після завершення лікування захворювань серцево-судинної системи пацієнта необхідно адаптувати до виконання певних рівнів навантаження. При цьому навіть тривалі функціональні навантаження, які для здорового організму не спричиняють змін пульсу та тиску, можуть суттєво впливати на стан хворого. Це може викликати величезні збурення при роботі серцево-судинної системи, спричиняючи збільшення значень пульсу та тиску до певних критичних величин. В процесі реабілітації важливо дозувати фізичні навантаження таким чином, щоб забезпечити тренування серцево-судинної системи.

Емпіричні планування програми реабілітації може приводити до виходу за межі оптимального максимуму навантажень для конкретного організму. Математичне моделювання динаміки пульсу та тиску під дією фізичного навантаження дозволяє випробувати різні види навантажень на математичній моделі і, встановивши оптимальну конфігурацію, включати їх в програму реабілітації. На сьогоднішній день в літературі не розглядаються математичні моделі реакції серцево-судинної системи на дозовані фізичні навантаження, придатні до практичного застосування на початковій стадії реабілітації. Зокрема в роботах [27, 81-83, 91, 117] описано ряд феноменологічних моделей які включають параметри, що важко вимірюються в умовах реабілітації. Це свідчить про лише теоретичне значення описаних моделей.

Для побудови моделей, орієнтованих на використання в клінічній практиці, необхідно орієнтувати їх на врахування вимірів та прогнозування значень лише пульсу та тиску [67]. Суттєвим елементом розроблюваних моделей повинно слугувати фізичне навантаження, яке повинна підтримувати

серцево-судинна система пацієнта. На початковому етапі реабілітації в якості такого навантаження використовується рівномірна ходьба в темпі, який комфортний для пацієнта. Для здорової людини таке навантаження мало помітне. Воно не викликає змін пульсу та тиску. Однак на початковому етапі реабілітації, для ослабленого серцевого м'яза, навіть нетривала ходьба в помірному темпі приводить до суттєвого росту вказаних характеристик серцево-судинної системи. В цьому випадку інтенсивність навантаження буде залежати від тривалості рівномірної ходьби або пройденому пацієнтом шляху. Однак втомлюваність не еквівалентна пройденому шляху лише в тому сенсі, що із припиненням руху величина пройденого шляху не міняється, а втомлюючий фактор миттєво зникає.

Найпростішою моделлю відгуку системи в період наявності навантаження є лінійна. Її перевагою є простота та мінімальна кількість параметрів для ідентифікації. Ще одним фактором на користь лінійності даної моделі є невисокі навантаження на організм, які допустимі в період реабілітації. В той же час навіть побіжний аналіз динаміки характеристик серцево судинної системи говорить про її нелінійність в період від зняття навантаження до виходу на нормальні рівні характеристик. Тобто в цілому модель не може бути лінійною. Більше того, перехід від лінійної до нелінійної поведінки також може супроводжуватися нелінійною поведінкою моделі. Такий аналіз свідчить про необхідність випробовування різних варіантів структури моделі допустимості фізичних навантажень. Вибір кращої структури буде здійснено за критерієм мінімальності максимальних відносних похибок.

На наступному етапі реабілітації серцево судинна система пацієнта вже адаптована до рівномірної ходьби на витривалість. Навантаження такого роду не спричиняють помітних змін у значеннях характеристик серцево судинних систем. Тому для тестування стану серцево судинних систем використовують перевірку на толерантність до субмаксимальних фізичних навантажень. Такий тест можна здійснити на велоергометрі, який дозволяє фіксувати інтенсивність фізичних зусиль, яких докладає пацієнт під час виконання тесту. Використання

математичної моделі динаміки характеристик серцево-судинної системи важливо для економії ресурсів велоергометрії, а також віртуального тестування пацієнтів при навантаженнях дещо вищих ніж субмаксимальні допустимі навантаження.

Модель процесу тестування на толерантність до субмаксимальних фізичних навантажень включає представлення довільного навантаження за спостереженням його значень в окремих характерних точках. Тому тут необхідно розв'язати задачу інтерполяції в певному класі функцій. Основна проблема у розв'язанні задачі інтерполяції полягає у виборі адекватних базисних функцій. Профілі навантажень характеризуються великими градієнтами своїх похідних. Тому використання звичайних поліноміальних або сплайнових інтерполяційних функцій приводить до значних коливань інтерполянт між вузлами інтерполяції, що спотворює профіль навантаження на організм пацієнта. В цьому випадку кращі властивості в якості інтерполянт мають кусково-кубічні ермітові многочлени. В вузлах інтерполяції задаються як значення самих зовнішніх навантажень, так і значення її похідних. При цьому похідні в сусідніх точках усереднюються за законом гармонічного середнього. В цьому випадку таке середнє максимально близьке до меншого із усереднюючих значень. Такий підхід дозволяє достатньо точно наближати типові профілі навантажень при тестуванні толерантності до фізичних навантажень.

В процесі підвищення толерантності до фізичних навантажень необхідно уточнювати параметри моделі толерантності, а також на ранніх етапах процесу прогнозувати його перебіг. Побудова такого роду корекцій можлива за наявності характеристик, які передбачувано міняються в процесі реабілітації. В результаті численних експериментів встановлено, що такою прогнозованою характеристикою служать субмаксимальні знання пульсів та тисків, які досягаються в процесі стандартних тестувань на толерантність до фізичних навантажень. Після виявлення фактору із прогнозованою тенденцією необхідно

побудувати модель такої тенденції та знайти спосіб скоректувати модель на основі зміни субмаксимальних значень.

Щоб використати побудовану структуру моделі максимально корисно, її необхідно ідентифікувати. На основі методу найменших квадратів побудовано функціонал, мінімізація якого визначить ідентифіковані параметри системи. Мінімізація такого складного функціоналу можлива на основі двох принципово різних методів: градієнтним методом або методом випадкового пошуку. Метод випадкового пошуку не вимагає обчислення градієнту для розв'язання задачі оптимізації, тому випадковий пошук можна використовувати для функцій, що не є неперервними або диференційованими. Подібні методи оптимізації також називаються методами прямого пошуку, або методами без використання похідної. Для реалізації градієнтного методу необхідно вказати спосіб вибору початкових наближень параметрів моделі. Порівняння ефективності описаних підходів до ідентифікації слід здійснити експериментально, щоб вибрати кращий метод ідентифікації не на основі спрощуючи теоретичних допущень, а на основі реальних типових обчислень.

Після вибору напрямків досліджень перейдемо до їх конкретних реалізацій, а саме до формування структур задекларованих моделей.

2.2 Модель толерантності до субмаксимальних фізичних навантажень

Побудова ефективних реабілітаційних програм з використанням фізичних навантажень вимагає індивідуального підходу до кожного пацієнта. Основними початковими вимірюваннями, що характеризують поточний стан серцево-судинної системи хворого вважаємо, систолічний артеріальний тиск, частоту серцевих скорочень.

Клінічна практика виявила два основних етапи функціонування серцево-судинної системи під дією фізичного навантаження:

- період реакції серцево-судинної системи на навантаження;
- період відновлення.

Період реакції на навантаження супроводжується підвищенням значень показників пульсу та тиску пропорційно до підвищення інтенсивності фізичних навантажень, в той час як період відновлення супроводжується їх поверненням до початкового стану. Загальна структура моделі такого роду представлена на рисунку 2.1.

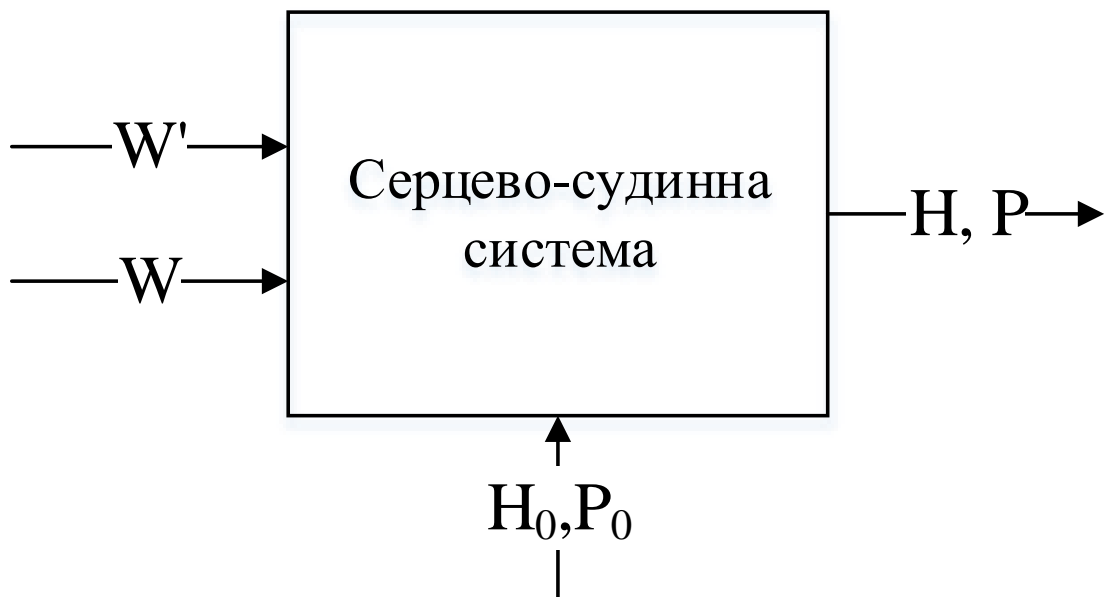


Рис. 2.1. Параметри, що характеризують ССС під дією фізичного навантаження спрямованих на покращення пульсу та тиску

W – навантаження, W' – швидкість зміни навантаження, H, P – пульс та артеріальний тиск, H_0, P_0 – початкові значення пульсу та артеріального тиску.

Навантажувальні тести (велоергометрія, тредміл–тест) дозволяють визначити реакцію серцево-судинної системи на фізичне навантаження, ступінь толерантності (витривалості) організму до фізичного навантаження, виявити епізоди порушення ритму серця, пов'язані з фізичною активністю. Графічно реакцію організму на навантаження, які використовуються для перевірки толерантності, можна представити наступним чином:

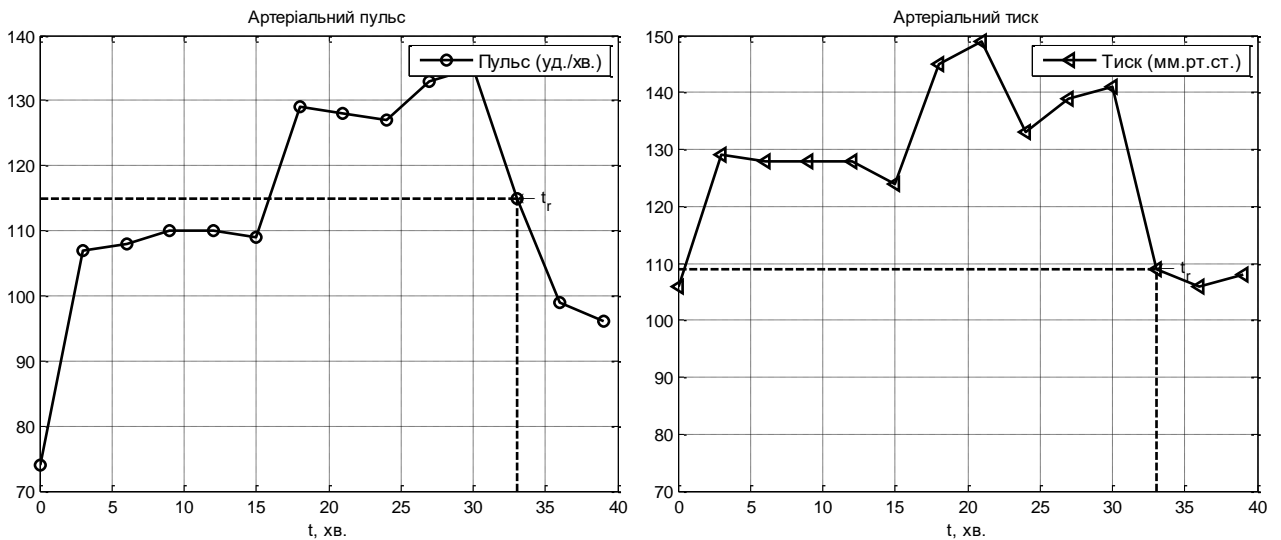


Рис. 2.2. Графічне представлення реакції організму перевірки толерантності до субмаксимальних фізичних навантажень (t_r – момент часу зняття навантаження)

На графіку виділяються області підвищеного навантаження на організм та області виходу на нормальні значення характеристик серцево-судинної системи, які відокремлені моментом часу t_r зняття навантаження. Профіль навантаження для даного експерименту наведено на наступному рисунку:

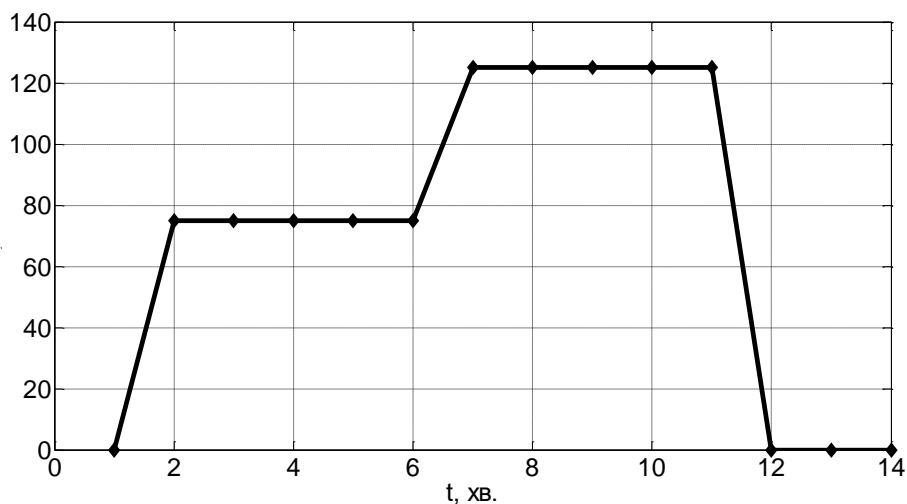


Рис. 2.3. Профіль субмаксимального фізичного навантаження

Після проходження першого етапу реабілітації організм вже адаптований до звичайних фізичних навантажень, таких як ходьба в помірному темпі. Нетривалі навантаження такого роду не викликають помітних змін у пульсі

та тиску. Оздоровлення організму дозволяє розпочати підготовку до його функціонування під дією більших навантажень. Досліджувати реакцію організму на такі дозовані навантаження можна за допомогою велоергометрії. Велоергометр дозволяє вимірювати потужність $W(t)$, яку доводиться розвивати пацієнтові для прокручування коліс. Тривалість такого навантаження контролюється лікарем для недопущення виходу за субмаксимальні навантаження. Про посиленість даного рівня фізичних навантажень свідчить період стабілізації пульсу та тиску після припинення навантаження.

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 будемо моделювати їх відповідні прирости h, p , які вважатимемо змінними стану серцево-судинної системи:

$$h(t) = H(t) - H_0, \quad (2.1)$$

$$p(t) = P(t) - P_0. \quad (2.2)$$

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 поєднання цих залежностей в рамках однієї моделі модельовані характеристики втрачають гладкість а також містять додаткові збурення, що не підтверджуються експериментальними даними (див. рис.2.4.).

$$\frac{dh(t)}{dt} = A_{1,1}W_1(t) - A_{2,1}\Theta(t - t_r)h(t)^{A_{3,1}}, \quad (2.3)$$

$$\frac{dp(t)}{dt} = A_{1,2}W_1(t) - A_{2,2}\Theta(t - t_r)p(t)^{A_{3,2}},$$

$$h(t_0) = h_0, \quad p(t_0) = p_0, \quad (2.4)$$

де $\Theta(t) = \begin{cases} 1 & t > 0, \\ 0 & t \leq 0, \end{cases}$ – функція Хевісайда, яка забезпечує відключення

гальмування параметрів серцево-судинної системи до моменту часу t_r припинення навантаження.

Експериментальні дані показують плавну зміну характеристик серцево-судинної системи. Для забезпечення плавності переходу від лінійного управління згідно похідної потужності до степеневого затухання відхилення доцільно використати нескладну нелінійну функцію, яка забезпечує відповідну плавність.

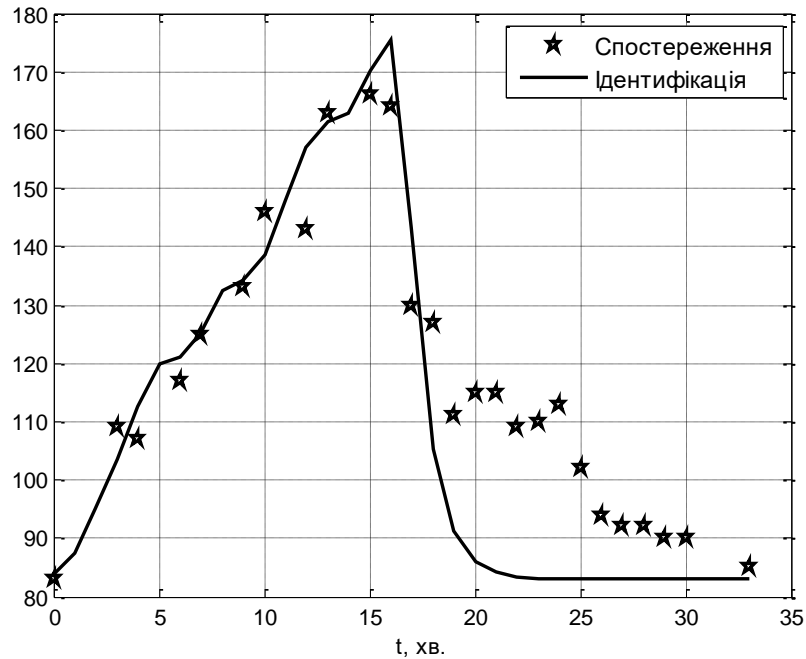


Рис. 2.4. Характер розв'язку сукупності диференціальних рівнянь без згладжуючого множника

Таку плавність забезпечує функція Моно виду

$$M_1(t) = \frac{t}{1+t}, \quad (2.5)$$

графік якої представлений на рис. 1.7. в пункті 1.3. При цьому ріст функції на початковому етапі близький до лінійного, а із ростом аргументу плавно наближається до одиничного значення.

Дана функція забезпечує перехід від нульового до одиничного значення із ростом аргументу t . Однак при застосуванні навантажень в процесі реабілітації сигналом для переходу до відновлення параметрів серцево судинної системи служить не проходження певного періоду часу, а обнулення докладеного фізичного навантаження. Тому для підключення гальмування застосована перетворена функції Моно, аргументом якої служить прикладене навантаження

$$M_2(W) = 1 - M_1(W). \quad (2.6)$$

При цьому сукупність диференціальних рівнянь (2.3) набуває вигляду

$$\frac{dh(t)}{dt} = A_{1,1}W_1(t) - A_{2,1}[1 - M_1(W)]h(t)^{A_{3,1}}, \quad (2.7)$$

$$\frac{dp(t)}{dt} = A_{1,2}W_1(t) - A_{2,2}[1 - M_1(W)]p(t)^{A_{3,2}}.$$

Чисельні 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:

$$t_r = \operatorname{argmin}\{W(t) = 0\}, \quad (2.8)$$

$$W_\delta(t) = \begin{cases} W(t) & t < t_r, \\ W(t_r) & t_r \leq t < t_r + \delta, \\ W(t_r) \frac{t - t_r - 2\delta}{t - t_r} & t_r + \delta \leq t \leq t_r + 2\delta, \\ 0 & t > t_r + 2\delta. \end{cases} \quad (2.9)$$

Вказане δ – розширення необхідно використовувати, щоб змоделювати 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.

В процесі формування системи диференціальних рівнянь використовується похідна W' потужності роботи пацієнта W . Оскільки значення останнього є результатом спостережень, що спотворюються шумами, необхідно побудувати процедуру чисельного диференціювання функції потужності роботи пацієнта. З цією метою необхідно здійснити наближення експериментальних значень в класі функцій з неперервною похідною. Часто

таку задачу розв'язують за допомогою інтерполяції кубічними сплайнами, коли в вузлах інтерполяції накладаються умови неперервності на сплайн, його першу і другу похідні. Однак це часто призводить до невиправданих коливань значень інтерполянти.

Уникнути цього ефекту можна за допомогою інтерполяції кусковими многочленами Ерміта. В цьому випадку у вузлах інтерполяції значення похідної визначаються за допомогою співвідношень на рівність першої похідної заданим значенням. Така властивість дозволяє трансформувати значення похідної інтерполянти на основі перетворень її оцінок за різницевиими співвідношеннями. Зокрема, можна усереднювати сусідні значення різницевиох оцінок, що дозволить забезпечити високу регулярність інтерполянти.

В подібного роду інтерполяціях використовуються наступні правила: якщо сусідні значення похідних мають протилежні значення, то інтерпольоване значення похідної покладають рівним нулю, що забезпечує плавність зміни характеру поведінки інтерполянти. Наступне правило використовується для усереднення значень похідних однакового знаку. Для цього усереднення використовується середнє гармонічне, яке є найменшим із класичних середніх: гармонічного, геометричного та арифметичного. Степінь малості такого усереднення доводить те, що максимальне значення усереднення дорівнює подвоєному меншому із усереднюваних значень, навіть коли більше значення приймає як завгодно великі значення. Дійсно

$$\lim_{B \rightarrow \infty} \text{HarmAv}(A, B) = \lim_{B \rightarrow \infty} \frac{2}{\frac{1}{A} + \frac{1}{B}} = \lim_{B \rightarrow \infty} \frac{2}{\frac{1}{A}} = 2A. \quad (2.10)$$

Використовуючи описаний підхід опишемо співвідношення для побудови інтерполянти функції навантаження за допомогою многочлена Ерміта третього порядку. Нехай різницеві наближення похідної функції навантаження представляються наступним чином

$$d_{W,k} = \frac{W_{k+1} - W_k}{d_t}. \quad (2.11)$$

Значення кусково-кубічного многочлена Ерміта $B(t)$ та його похідної $d_M(t)$ у вузлах інтерполяції $t = t_k$ визначаємо наступним чином

$$B(t_k) = W_k, \quad (2.12)$$

$$d_B(t_k) = \begin{cases} 0, & d_{W,k} d_{W,k-1} \leq 0, \\ \frac{2}{\frac{1}{d_{W,k-1}} + \frac{1}{d_{W,k}}}, & d_{W,k} d_{W,k-1} > 0. \end{cases} \quad (2.13)$$

Застосований підхід дозволяє інтерполювати функції із різкими перепадами значень похідних, що продемонстровано на рис. 2.5.

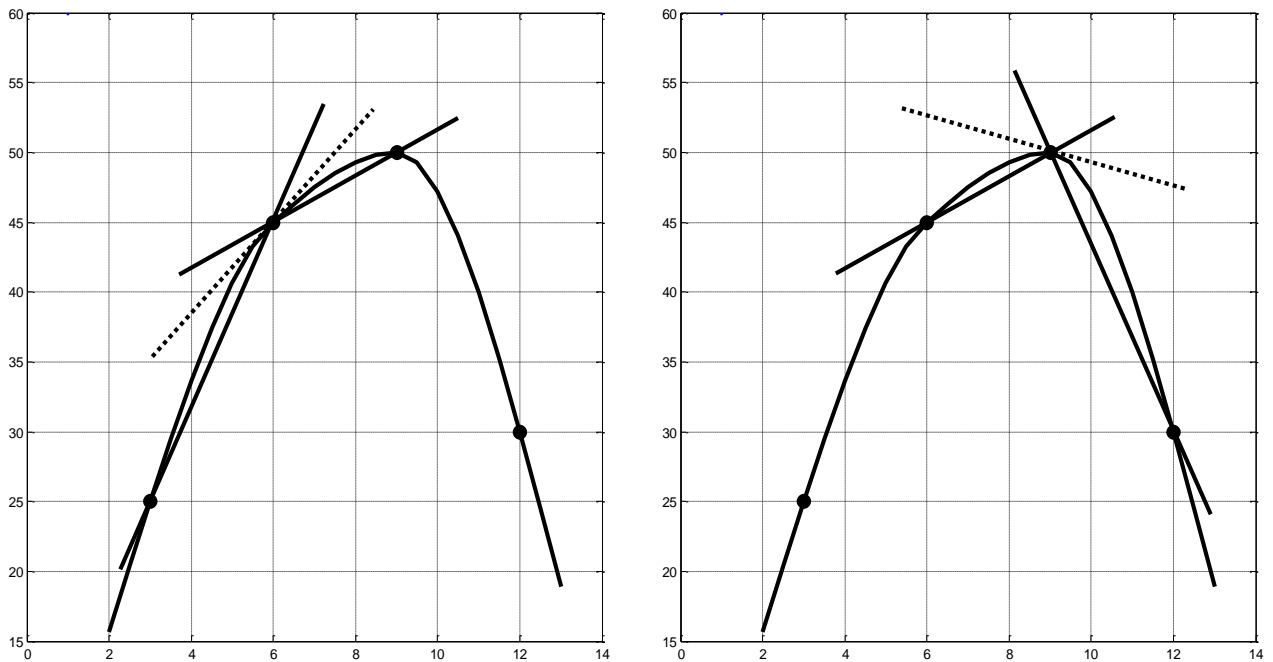


Рис. 2.5. Зразок інтерполяції функції многочленом Ерміта третього порядку.

Таким чином буде можливість інтерполювати функцію навантаження за окремими експериментальними спостереженнями при відсутності значних коливань між вузлами інтерполяції. Дана інтерполяція використовується для

наближення значень також і похідної від функції навантаженості. Застосування інтерполяції кусково-кубічними многочленами Ерміта забезпечує необхідну гладкість інтерполянт. Остаточно отримуємо наступну модель характеристик серцево-судинної системи під дією фізичних навантажень:

$$\frac{dh(t)}{dt} = A_{1,1}B(W^1(t)) - A_{2,1}B(1 - M_1(W_\delta(t)))h(t)^{A_{3,1}}, \quad (2.14)$$

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

$$h(t_0) = h_0, \quad p(t_0) = p_0, \quad (2.15)$$

де $h(t)$ – пульс, $p(t)$ – артеріальний тиск.

Дана сукупність диференціальних рівнянь містить лінійну залежність від похідної функції потужності зусиль пацієнта $W^1(t)$, що свідчить про допустимість фізичних навантажень та адекватну реакцію організму. Відновлення рівноважного стану організму після зняття навантаження та завершення періоду початкового відновлення відбувається в прискореному темпі. Коли перехід між компонентами здійснюється без збереження неперервності в модельованих характеристиках спостерігається додаткові коливання, аналогічні явищу Гібса. Перемикач на основі функції Моно при великих значеннях аргументу близький до нуля, а при малих значеннях наближається до одиниці із збереженням неперервності. Ця властивість опирається на властивості функції Моно зростати від нульового до одиничного значення при збільшенні її аргументу. При цьому відбувається поступове зменшення швидкості зростання, яке моделює нездатність характеристики даного типу зростати до нескінченності при нескінченному рості аргументу.

Це дозволяє використати запропоновану модель (2.14)-(2.15) для експериментів із прогнозуванням реакції серцево-судинної системи конкретного пацієнта на субмаксимальне фізичне навантаження.

2.3. Модель толерантності до тривалих фізичних навантажень мінімальної інтенсивності на початковому етапі процесу реабілітації

На початковій стадії реабілітації після завершення лікування захворювань серцево-судинної системи організм починає адаптуватися до дозованих фізичних навантажень. При цьому навіть тривалі функціональні навантаження, які для здорового організму не спричиняють змін параметрів серцево-судинної системи, у випадку хворого організму суттєво її збурюють, спричиняючи збільшення значень пульсу та тиску. 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.

Емпіричні планування програми реабілітації на початковій стадії може приводити до виходу за межі оптимального максимуму навантажень для конкретного організму. Математичне моделювання динаміки пульсу та тиску під дією фізичного навантаження для цього періоду реабілітації дозволяє випробувати різні види навантажень попередньо на математичній моделі і, лише відібравши оптимальну конфігурацію, включати їх в програму реабілітації. Окрім того, математична модель дозволяє коригувати також і проведення тестів на стан серцево-судинної системи прогножуючи тривалість тестування так, щоб виявити особливості стану серцево-судинної системи не піддаючи ризику її перевантажити.

На сьогоднішній день в літературі не розглядаються математичні моделі реакції серцево-судинної системи на дозовані фізичні навантаження на початковій стадії реабілітації. В реабілітаційній практиці на початкових її етапах фіксують значення пульсу та тиску після нетривалої ходьби. В клінічній практиці часто фіксують значення згаданих параметрів після ходьби тривалістю 3, 6, та 9 хв. Важливими також є спостереження процесу відновлення нормальних пульсів та тисків після зняття навантаження, особливо тривалість

цього періоду відновлення. 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 будемо моделювати прирости h , p пульсів та тисків:

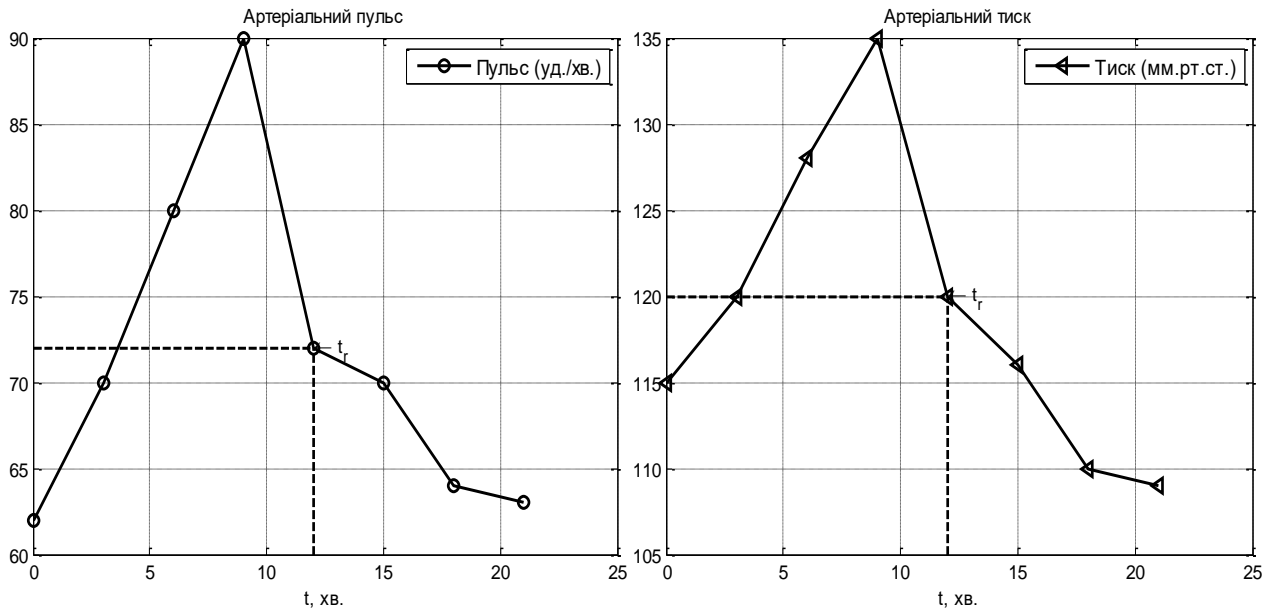


Рис. 2.6. Графічне представлення реакції організму на допустимість фізичних навантажень (t_r – момент часу зняття навантаження)

Аналіз отриманих експериментальних даних виявив, що значення h , p монотонно зростають при збільшенні тривалості виконуваної 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. Навантаження на організм під час реабілітаційної ходьби можна представити на основі пройденого хворим шляху, яке зникає на момент часу t_r припинення руху

$$R(t) = \begin{cases} S(t), & t < t_r, \\ 0, & t \geq t_r. \end{cases} \quad (2.16)$$

Оскільки ходьба здійснюється під самоконтролем хворого, її темп можна вважати близьким до постійного V , тобто

$$R(t) = \begin{cases} Vt, & t < t_r, \\ 0, & t \geq t_r. \end{cases} \quad (2.17)$$

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. Експериментальні дані свідчать, що не зважаючи на лінійність навантаження, із ростом його тривалості прирости відхилень параметрів серцево-судинної системи наростають, а потым зменшуються. Це можна інтерпретувати як наростання втомлюваності $r(t, a)$ при тривалому навантаженні внаслідок ослаблення серцево-судинної системи хворого організму, тобто

$$r(t, \alpha) = R^\alpha(t). \quad (2.18)$$

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.

Враховуючи наведені допущення, а також досвід побудови моделей толерантності до субмаксимальних фізичних навантажень, аналогічно до підрозділу 2.2 отримуємо для опису динаміки h, p наступну задачу Коші для сукупності диференціальних рівнянь:

$$\frac{dh(t)}{dt} = A_{1,1} \frac{d}{dt} B(r(t, \alpha)) - A_{2,1} B(1 - M_1(r(t, \alpha))) h^{A_{3,1}}(t), \quad (2.19)$$

$$\frac{dp(t)}{dt} = A_{1,2} \frac{d}{dt} B(r(t, \alpha)) - A_{2,2} B(1 - M_1(r(t, \alpha))) p^{A_{3,2}}(t), \quad (2.20)$$

$$h(t_0) = h_0, \quad p(t_0) = p_0. \quad (2.21)$$

Як і в попередньому підрозділі покладемо, що зміни стану визначаються похідною $r^1(t, \alpha)$ функції втомлюваності $r(t, \alpha)$, якої зазнає пацієнт при виконанні неінтенсивних переміщень протягом першого етапу періоду реабілітації $r^1(t, \alpha) = \frac{\partial}{\partial t}(r(t, \alpha))$.

Використання нелінійної залежності (2.19) в якості аргументу функції Моно зводить її фактично до функції Мозера від тривалості навантаження

$$M_1(r(t, \alpha)) = \frac{t^\alpha}{1 + t^\alpha}. \quad (2.22)$$

Оскільки втомлювальність 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.

Ігнорування вказаної нелінійності призводить до значного зниження точності прогнозу. Зокрема в експериментах із спрощеною моделлю (2.19)-(2.21) отримано результати, представлені на рисунку 2.7. Їх аналіз демонструє достатньо велику похибку ідентифікації, яка сягає 13.8%. Удосконалимо модель за рахунок включення функції Моно із додатковим параметром не

лінійності взаємодії. В результаті сукупність диференціальних рівнянь моделі (2.19)-(2.20) набуває наступного вигляду

$$\frac{dh(t)}{dt} = A_{1,1} \frac{d}{dt} B(r_1(t, \alpha)) M_1(r(t, \alpha)) - A_{2,1} B(1 - M_1(r(t, \alpha))) h^{A_{3,1}}(t), \quad (2.23)$$

$$\frac{dp(t)}{dt} = A_{1,2} \frac{d}{dt} B(r_1(t, \alpha)) M_1(r(t, \alpha)) - A_{2,2} B(1 - M_1(r(t, \alpha))) p^{A_{3,2}}(t). \quad (2.24)$$

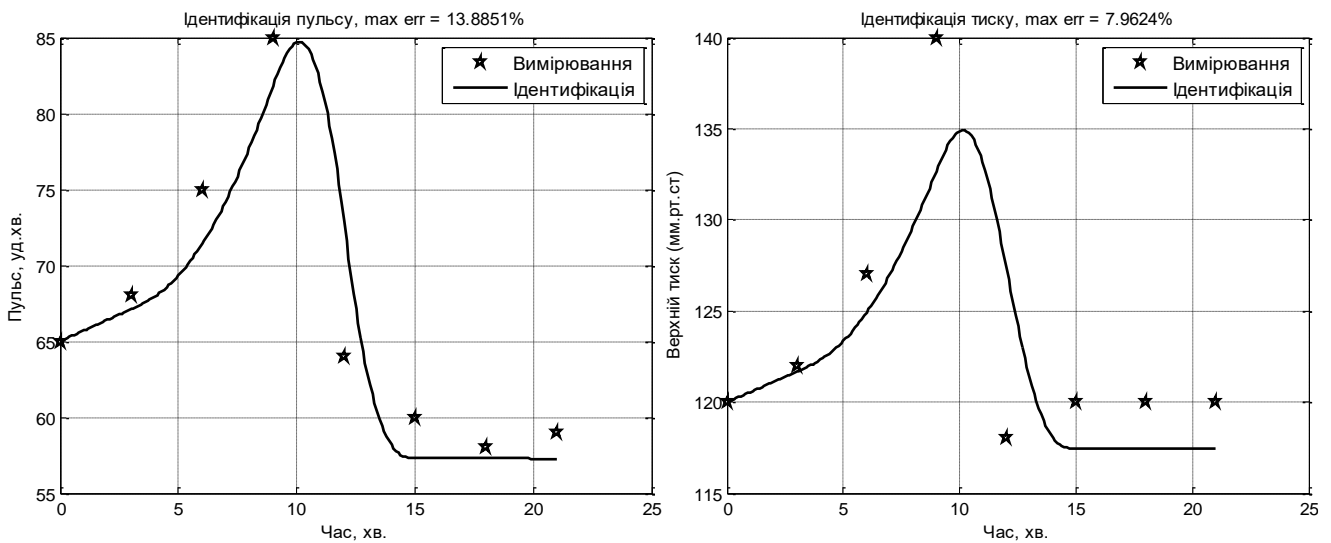


Рис. 2.7. Результати моделювання пульсу та тиску при застосуванні неінтенсивних тривалих фізичних навантажень

Отримана сукупність диференціальних рівнянь в поєднанні з початковими умовами може бути компактно представлена в наступній векторній формі:

$$\frac{d\vec{c}(t)}{dt} = \vec{A}_1 \frac{d}{dt} B(r_1(t, \alpha)) M_1(r(t, \alpha)) - \vec{A}_2 B(1 - M_1(r(t, \alpha))) \vec{c}^{\vec{A}_3}(t), \quad (2.25)$$

$$\vec{c}(0) = \vec{c}_0, \quad (2.26)$$

$$\vec{c}(t) = \begin{pmatrix} h(t) \\ p(t) \end{pmatrix}. \quad (2.27)$$

Результати чисельних експериментів підтвердили справедливість зроблених допущень. Тому в кінцевому вигляді приходимо до моделі

допустимої фізичної активності у вигляді сукупності диференціальних рівнянь (2.23)-(2.24) із початковими умовами (2.21).

Застосування функції Моно для моделювання характеристик серцево-судинної системи на початковому періоді реабілітації дозволило знизити похибку ідентифікації приблизно в чотири рази, про свідчать результати, наведені на рисунку (2.8). Суттєве зменшення похибки ідентифікації наочно демонструє необхідність застосування функції Моно.

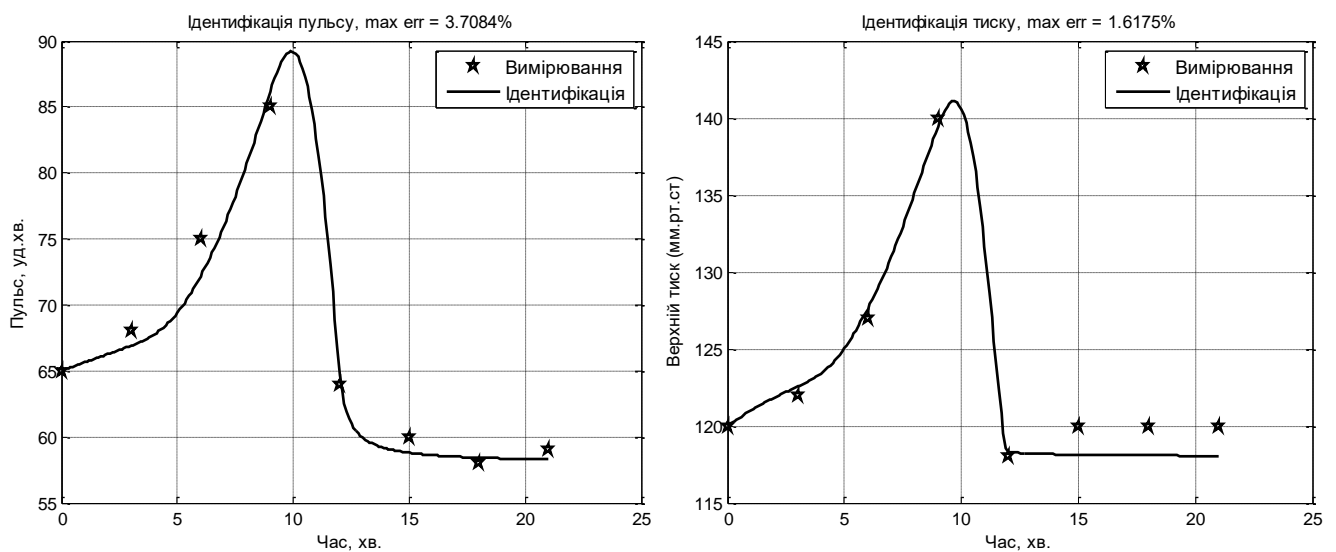


Рис. 2.8. Результати моделювання пульсу та тиску із використанням функції Моно при застосуванні неінтенсивних тривалих фізичних навантажень

Оскільки при проходженні процесу реабілітації витривалість серцево-судинної системи суттєво зростає, необхідно передбачити адаптацію побудованих моделей до зміни стану серцево-судинної системи під час реабілітації. Ці питання будуть розглянуті в наступному розділі.

Висновки до розділу 2

1. Обґрунтовано загальні підходи до формування моделей толерантності до субмаксимальних фізичних навантажень та толерантності до тривалих

фізичних навантажень мінімальної інтенсивності, а також методу прогнозування стану пацієнта в процесі реабілітації.

2. В результаті використання теорії систем побудовано модель толерантності до субмаксимальних фізичних навантажень, в якій поєднанням лінійного впливу похідної затрачених фізичних зусиль та степеневого гальмування збурень параметрів серцево-судинної системи, що плавно підключається за допомогою перетвореної функції Моно від пролонгованого представлення фізичного навантаження, що дозволило врахувати інерційність серцево-судинних систем під дією субмаксимальних навантажень, а також встановити залежність між інтенсивністю навантаження та зміною значень характеристик серцево-судинної системи.
3. В результаті використання теорії систем побудовано модель толерантності до тривалих неінтенсивних фізичних навантажень організму хворого, в якій застосовано функцію Моно від тривалості посильних фізичних навантажень, що уможливило встановлення залежності між тривалістю ходьби та зміною значень характеристик серцево-судинної системи.

РОЗДІЛ 3

МОДЕЛЮВАННЯ ДИНАМІКИ СТАНУ ХВОРОГО

3.1. Модель динаміки стану серцево-судинної системи в процесі реабілітації

В попередніх підрозділах побудовані моделі параметрів серцево судинної системи під дією фізичних навантажень. Внаслідок адаптації серцево-судинної системи до фізичних навантажень точність згаданих моделей в процесі реабілітації постійно знижується, що вимагає проведення повторних експериментів з метою уточнення параметрів моделі. Уточнення параметрів моделі ускладнює її використання та знижує її практичну цінність, особливо на етапі адаптації до субмаксимальних фізичних навантажень. На етапі адаптації до тривалих малоінтенсивних фізичних навантажень проведення додаткових експериментів не вимагає додаткових затрат, оскільки вони не потребують залучення додаткових пристроїв для свого проведення. Однак реалізація експериментів на етапі адаптації до субмаксимальних фізичних навантажень вже вимагає спеціалізованого обладнання, наприклад велоергометра, ресурс якого обмежений. Це породжує необхідність розширити сферу застосування моделі на весь період адаптації до субмаксимальних фізичних навантажень.

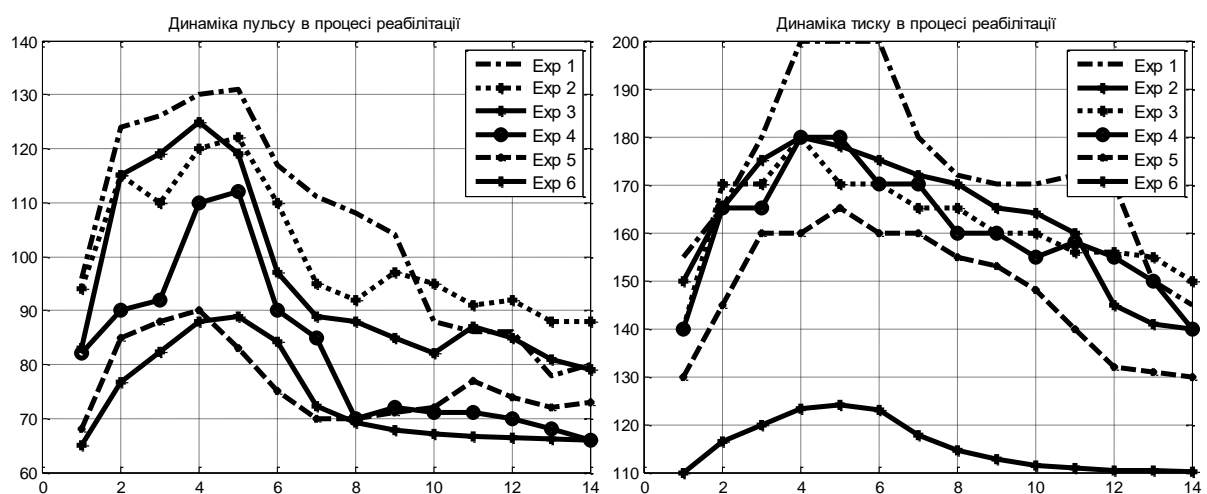


Рис. 3.1. Динаміка показників організму хворого за період реабілітації

Побудова такої узагальненої моделі наштовхується на труднощі із визначення параметрів, за допомогою яких таке узагальнення можна здійснювати. Аналіз зміни коефіцієнтів моделі толерантності до фізичних навантажень на протязі відповідного 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 показники, зміни яких виявляють чіткі тенденції в процесі реалізації даного етапу реабілітації. Це показники максимальних пульсів та тисків, які є допустимими і виникають при тестуванні на велоергометрі за однією і тією ж програмою на протязі даного періоду. Дані значення отримали назву субмаксимальних.

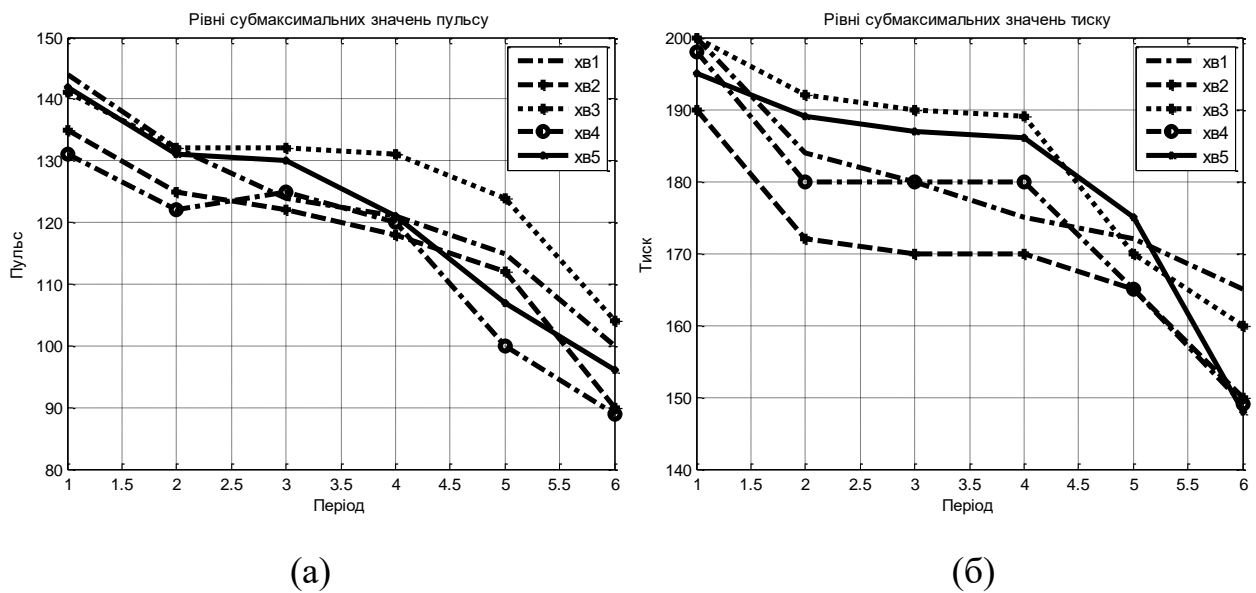


Рис. 3.2. Типові рівні максимальних значень пульсу (а) та тиску (б) при тестуваннях на толерантність до фізичних навантажень

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 які представлені на рисунку 3.2.

Наближена монотонність поведінки вказаних характеристик дозволяє застосувати нескладні співвідношення для їх моделювання. Поряд із цим варто зазначити, що характер зменшення субмаксимальних значень дещо складніший, ніж під час стабілізації параметрів серцево судинної системи при знятті навантаження за рахунок наявності зони відносної стабілізації значень. Практична цінність подібної моделі забезпечуватиметься малою кількістю параметрів, що її визначатимуть. Це дозволить ідентифікувати дану модель по результатах перших спостережень і використовувати її в подальшому ході реабілітації з метою мінімізації кількості експериментів на велоергометрі. Субмаксимальні значення параметрів серцево-судинної системи можна отримати без використання велоергометрії, зокрема після виконання нескладних фізичних вправ із підвищеною фізичною активністю.

Характер динаміки субмаксимальних значень дозволяє для її моделювання застосувати многочлен непарного степеня із нульовими коефіцієнтами при молодших степенях в деякій локальній системі координат, зміщеній 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 та тиску представимо за допомогою наступних функцій $H_{pr}^m(\tau)$, $P_{pr}^m(\tau)$:

$$H_{pr}^m(\tau) = \begin{cases} -A_h^m(\tau - x_h)^{2m+1} + b_h^m; & -A_h^m(\tau - x_h)^{2m+1} + b_h^m > H_{norm} \\ H_{norm}; & -A_h^m(\tau - x_h)^{2m+1} + b_h^m \leq H_{norm} \end{cases}, \quad (3.1)$$

$$P_{pr}^m(\tau) = \begin{cases} -A_p^m(\tau - x_p)^{2m+1} + b_p^m; & -A_p^m(\tau - x_p)^{2m+1} + b_p^m > P_{norm} \\ P_{norm}; & -A_p^m(\tau - x_p)^{2m+1} + b_p^m \leq P_{norm} \end{cases}, \quad (3.2)$$

де 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} , 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 кількох перших спостережень. При цьому отримуємо наступні оцінки:

$$b_h^m = H_2, \quad (3.3)$$

$$A_h^m = \frac{b_h - H_1}{(\tau_1 - x_h)^{2m+1}}, \quad (3.4)$$

$$b_p^m = P_2, \quad (3.5)$$

$$A_p^m = \frac{b_p - P_1}{(\tau_1 - x_p)^{2m+1}}. \quad (3.6)$$

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 вже прогнозувати його подальший результат. При отриманні наступних субмаксимальних значень контрольованих параметрів, їхні прогнози моделі уточнюються на основі середньоквадратичного критерію методом Левенберга-Марквардта

$$E_2(A_h^m, A_p^m, b_h^m, b_p^m, x_h, x_p) = \sum_{\tau=\tau_1}^{\tau_k} \left[\left(H_{pr}^m(\tau) - H_\tau \right)^2 + \left(P_{pr}^m(\tau) - P_\tau \right)^2 \right] \rightarrow \min. \quad (3.7)$$

При цьому до контрольованих параметрів долучаються довжини пів інтервалів стабілізації значень x_h, x_p .

Субмаксимальні значення пульсу та тиску адекватніше характеризують стан хворого, ніж значення цих параметрів при відсутності фізичних навантажень. Це обґрунтовує їх використання для відслідковування змін прогнозування результатів велоергометрії в залежності від прогнозованого стану хворого. Однак субмаксимальні значення пульсу та тиску не входять в параметри моделей серцево-судинної системи. Для досягнення необхідного ефекту врахуємо, що на етапі росту модель носить майже 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 \hat{H} тисків \hat{P} за допомогою наступних співвідношень:

$$H_0^\tau = H_0^1 \frac{\hat{H}(\tau)}{\hat{H}(1)}, \quad (3.8)$$

$$P_0^\tau = P_0^1 \frac{\hat{P}(\tau)}{\hat{P}(1)}, \quad (3.9)$$

$$A_{1,1}^\tau = A_{1,1}^1 \frac{\hat{H}(\tau)}{\hat{H}(1)}, \quad (3.10)$$

$$A_{1,2}^\tau = A_{1,2}^1 \frac{\hat{H}(\tau)}{\hat{H}(1)}. \quad (3.11)$$

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

$$h^\tau(t) = H^\tau(t) - H_0^\tau, \quad (3.12)$$

$$p^\tau(t) = P^\tau(t) - P_0^\tau. \quad (3.13)$$

Для моделювання цих приростів отримуємо сукупність диференціальних рівнянь:

$$\frac{d}{dt} h^\tau(t) = A_{1,1}^\tau B(W^1(t)) - A_{2,1} B(1 - M_1(W_\delta(t))) h^\tau(t)^{A_{3,1}}, \quad (3.14)$$

$$\frac{d}{dt} p^\tau(t) = A_{1,2}^\tau B(W^1(t)) - A_{2,2} B(1 - M_1(W_\delta(t))) p^\tau(t)^{A_{3,2}}, \quad (3.15)$$

$$h^\tau(0) = 0, \quad (3.16)$$

$$p^\tau(0) = 0. \quad (3.17)$$

У згорнутому векторному представленні сукупність диференціальних рівнянь (3.14)-(3.15) подається у вигляді:

$$\frac{d}{dt} \vec{c}^\tau(t) = \vec{A}_1^\tau B(W^1(t)) - \vec{A}_2 B(1 - M_1(W_\delta(t))) \vec{c}^\tau(t)^{\vec{A}_3}, \quad (3.18)$$

$$\vec{c}^\tau(0) = \vec{0}, \quad (3.19)$$

$$\vec{c}(t) = \begin{pmatrix} h(t) \\ p(t) \end{pmatrix}. \quad (3.20)$$

На основі побудованих розв'язків задачі (3.14) – (3.17) а також наступних співвідношень

$$H^\tau(t) = h^\tau(t) + H_0^\tau, \quad (3.21)$$

$$P^\tau(t) = p^\tau(t) - P_0^\tau, \quad (3.22)$$

прогнозуються результати велоергометрії на протязі періоду реабілітації.

Прогнозна модель субмаксимальних значень пульсу характеризується значно вищим рівнем похибки, тому в подальшому для прогнозної оцінки стану хворого використовується лише прогнозна модель тиску.

3.2. Метод ідентифікації моделей характеристик серцево судинної системи

Для ідентифікації побудованих нелінійних моделей (2.9)-(2.10) та (2.21), (2.23)-(2.24), необхідно вибрати критерій якості ідентифікації. В даних дослідженнях, враховуючи відсутність великоамплітудних випадкових флуктуацій, застосовано найпростіший середньоквадратичний критерій по кожному із параметрів стану серцево-судинної системи.

З метою здійснення формалізації опису процесу ідентифікації введемо вектор \vec{C} невідомих параметрів згаданої моделі

$$\vec{C} = (\vec{A}_1, \vec{A}_2, \vec{A}_3). \quad (3.23)$$

При цьому приходимо до наступної оптимізаційної задачі:

$$E(\vec{C}) = \sum_{i=1}^2 \sum_{t=t_0}^{t_n} g_t^i(\vec{C})^2 = \sum_{t=t_0}^{t_n} \left[\left(H_0 + h((\vec{C})_1, t) - H_t \right)^2 + \left(P_0 + p((\vec{C})_2, t) - P_t \right)^2 \right] \xrightarrow{\vec{C}} \min, \quad (3.24)$$

$$g_t^i(\vec{C}) = \begin{cases} H_0 + h((\vec{C})_1, t) - H_t, & i = 1, \\ P_0 + p((\vec{C})_2, t) - P_t, & i = 2, \end{cases} \quad (3.25)$$

$$\vec{C} \geq 0, \quad (3.26)$$

де $H_t, P_t, t = \overline{t_0, t_n}$ – експериментально спостережені значення параметрів стану серцево судинної системи, $n+1$ – кількість експериментальних спостережень, включаючи спостереження в першій точці при $t = t_0$.

Для побудови наборів модельованих значень параметрів $h((\vec{C})_1, t), p((\vec{C})_2, t)$ серцево-судинної системи необхідно розв'язати нелінійні диференціальні рівняння виду (2.9)-(2.10) та (2.23)-(2.24), градієнти розв'язків для різних часових точок періоду спостереження помітно відрізняються.

Тому для розв'язання згаданих диференціальних рівнянь використано багатокроковий неявний метод Гіра, який відноситься до сімейства неявних методів Адамса, однак відрізняється використанням в представленні розв'язку в поточній точці за допомогою кількох його значень в попередніх точках, а інтеграл правої частини диференціального рівняння наближається за методом прямокутників, використовуючи для цього невідоме значення розв'язку. Це приводить до необхідності додатково розв'язувати нелінійне рівняння, що дозволяє долати присутню в диференціальних рівняннях жорсткість. Для розв'язання диференціальних рівнянь (2.9), схема неявного методу Гіра n – го порядку записується наступним чином:

$$h_{k+1} = \sum_{i=0}^{n-1} a_i h_{k-i} + d_t b_{-1} (A_{1,1} B(W^1(t_{k+1})) - A_{2,1} B(1 - M_1(W_\delta(t_{k+1})))) h_{k+1}^{A_{3,1}}, \quad (3.27)$$

$$p_{k+1} = \sum_{i=0}^{n-1} a_i p_{k-i} + d_t b_{-1} (A_{1,2} B(W^1(t_{k+1})) - A_{2,2} B(1 - M_1(W_\delta(t_{k+1})))) p_{k+1}^{A_{3,2}}, \quad (3.28)$$

де d_t – крок по часу, а значення коефіцієнтів $a_0, \dots, a_{n-1}, b_{-1}$ для кожного значення n відомі і знаходяться із описів методу.

Аналогічно, для розв'язання диференціальних рівнянь (2.23)-(2.24), схема неявного методу Гіра n – го порядку записується в наступному виді:

$$h_{k+1} = \sum_{i=0}^{n-1} a_i h_{k-i} + d_t b_{-1} (A_{1,1} B(M_1(r(t_{k+1}, \alpha))) r_1(t_{k+1}, \alpha)) - A_{2,1} B(1 - M_1(r(t_{k+1}, \alpha))) h_{k+1}^{A_{3,1}}, \quad (3.29)$$

$$p_{k+1} = \sum_{i=0}^{n-1} a_i p_{k-i} + d_t b_{-1} (A_{1,2} B(M_1(r(t_{k+1}, \alpha))) r_1(t_{k+1}, \alpha)) - A_{2,2} B(1 - M_1(r(t_{k+1}, \alpha))) p_{k+1}^{A_{3,2}}. \quad (3.30)$$

Оптимізовувана функція (3.24) 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 даному дослідженні обрано останній підхід, оскільки він дозволяє врахувати особливості умов кожної конкретної задачі.

Зокрема використано метод Левенберга-Марквардта (Levenberg-Marquardt Algorithm, LMA), який є одним із найбільш поширених для мінімізації середньо квадратичних відхилень. Він поєднує в собі переваги методів найшвидшого спуску та Ньютонна, не вимагаючи побудови оберненої матриці других похідних цільової функції. Для цільової функції (3.24) співвідношення для побудови напрямку пошуку мінімуму \vec{d}_k матимуть вигляд:

$$\left[K(\vec{C}_k)^T K(\vec{C}_k) + \lambda_k I \right] \vec{d}_k = -K(\vec{C}_k) G(\vec{C}_k), \quad (3.31)$$

де $G(\vec{C})$ – вектор-функція похибок оцінок експериментальних значень в точках спостереження, $K(\vec{C})$ – якобіан вектор функції похибок, λ_k – параметр методу, k – номер кроку уточнень коефіцієнтів \vec{C} сукупності диференціальних рівнянь.

Співвідношення для представлення функції похибок та її якобіана наведені нижче

$$G(\vec{C}) = \begin{pmatrix} g_{t_0}^1(\vec{C}) \\ g_{t_1}^1(\vec{C}) \\ \dots \\ g_{t_n}^2(\vec{C}) \end{pmatrix}, \quad (3.32)$$

$$K(\vec{C}) = \begin{pmatrix} \frac{\partial g_{t_0}^1(\vec{C})}{\partial C_1} & \frac{\partial g_{t_0}^1(\vec{C})}{\partial C_2} & \dots & \frac{\partial g_{t_0}^1(\vec{C})}{\partial C_6} \\ \frac{\partial g_{t_1}^1(\vec{C})}{\partial C_1} & \frac{\partial g_{t_1}^1(\vec{C})}{\partial C_2} & \dots & \frac{\partial g_{t_1}^1(\vec{C})}{\partial C_6} \\ \dots & \dots & \dots & \dots \\ \frac{\partial g_{t_n}^2(\vec{C})}{\partial C_1} & \frac{\partial g_{t_n}^2(\vec{C})}{\partial C_2} & \dots & \frac{\partial g_{t_n}^2(\vec{C})}{\partial C_6} \end{pmatrix}. \quad (3.33)$$

На кожній ітерації параметр методу λ_k збільшується або зменшується в залежності від прогнозу значень цільової функції згідно методу найшвидшого спуску або методу Ньютона. Прогноз суми квадратів відхилень згідно методу найшвидшого спуску здійснюється наступним чином

$$E_G(\vec{C}_k) = [K(\vec{C}_{k-1})\vec{d}_{k-1} + G(\vec{C}_{k-1})]^T [K(\vec{C}_{k-1})\vec{d}_{k-1} + G(\vec{C}_{k-1})]. \quad (3.34)$$

Прогноз згідно методу Ньютона $E_N(\vec{C}_k)$ здійснюється на основі двох попередніх значень цільової функції $E(\vec{C}_{k-1})$, $E(\vec{C}_{k-2})$ та значень її похідних $E'(\vec{C}_{k-1})$, $E'(\vec{C}_{k-2})$ методом кубічної апроксимації. Точніший прогноз згідно методу найшвидшого спуску призводить до збільшення кроку оптимізації, а точніший прогноз згідно методу Ньютона – до зменшення згаданого кроку. Тобто модифікація параметру методу λ_k здійснюється наступним чином

$$\lambda_k = \begin{cases} \lambda_{k-1} + \frac{1}{\alpha} (E_N(\vec{C}_k) - E_G(\vec{C}_k)), & E_G(\vec{C}_k) \leq E_N(\vec{C}_k), \\ \frac{\lambda_{k-1}}{1 + \alpha}, & E_G(\vec{C}_k) > E_N(\vec{C}_k). \end{cases} \quad (3.35)$$

В даній роботі метод Левенберга-Марквардта для задоволення умови (3.26) поєднано із використанням методу дзеркальних відображень, що запропонований Ю. Піговським [50]. Суть методу полягає у зміні знаку від'ємних значень коефіцієнтів, підібраних внаслідок використання процедури оптимізації. Така проста процедура забезпечує дзеркальне відображення від'ємних значень, забезпечуючи невід'ємність отриманого розв'язку, значення якого в подальшому знову уточнюються. Ефективність даного підходу в порівнянні із методом штрафних функцій доведена експериментально.

Для побудови початкових значень параметрів моделей використовуємо спрощені представлення її диференціальних рівнянь. На початковому етапі побудови розв'язку диференціальних рівнянь (2.9), врахуємо що

$$W_{\delta}(t) \gg 1, \Rightarrow M_1(W_{\delta}(t)) \approx 1, \Rightarrow 1 - M_1(W_{\delta}(t)) \approx 0. \quad (3.36)$$

На основі цих допущень згадані диференціальні рівняння наближено можуть бути представлені у вигляді

$$\frac{dh(t)}{dt} \approx A_{1,1}W^1(t). \quad (3.37)$$

$$\frac{dp(t)}{dt} \approx A_{1,2}W^1(t). \quad (3.38)$$

Це дозволяє побудувати початкове наближення значення коефіцієнта A_1 на основі оцінок похідних функцій, представлених різницевиими співвідношеннями. При цьому слід враховувати нестабільність процесу реакції організму на навантаження в початковий період. З цією метою будемо значення похідних 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 (2.9):

$$A_{1,1} \approx \frac{h'(t_0)}{W^1(t_0)} \approx \frac{h(t_0 + 2\delta) - h(t_0)}{W(t_0 + 2\delta) - W(t_0)}, \quad (3.39)$$

$$A_{1,2} \approx \frac{p'(t_0)}{W^1(t_0)} \approx \frac{p(t_0 + 2\delta) - p(t_0)}{W(t_0 + 2\delta) - W(t_0)}. \quad (3.40)$$

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

$$W_\delta(t) \approx 0, \Rightarrow M_1(W_\delta(t)) \approx 0, \Rightarrow 1 - M_1(W_\delta(t)) \approx 1. \quad (3.41)$$

Тоді диференціальні рівняння (2.9) можна наближено представити у вигляді

$$\frac{dh(t)}{dt} \approx -A_{2,1} h^{A_{3,1}}(t), \quad (3.42)$$

$$\frac{dp(t)}{dt} \approx -A_{2,2} p^{A_{3,2}}(t). \quad (3.43)$$

Таке представлення також дозволяє побудувати початкове наближення значення коефіцієнтів $A_{2,i}$ на основі оцінок похідних та значення коефіцієнта $A_{3,i}$. При цьому також враховано нестабільність процесу реакції організму на зняття навантаження в початковий період, застосовуючи різницеве представлення значення похідної на подвійному інтервалі з метою отримання надійнішого оцінювання. В результаті отримуємо співвідношення для початкового наближення коефіцієнтів $A_{2,i}$ моделі:

$$A_{2,1} \approx -\frac{h'(t_r)}{h^{A_{3,i}}(t_r)} \approx \frac{h(t_r + 2\delta) - h(t_r)}{h^{A_{3,1}}(t_r + 2\delta)2\delta}, \quad (3.44)$$

$$A_{2,2} \approx -\frac{p'(t_r)}{p^{A_{3,2}}(t_r)} \approx \frac{p(t_r + 2\delta) - p(t_r)}{p^{A_{3,2}}(t_r + 2\delta)2\delta} \quad (3.45)$$

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

$$A_{3,i} \in W_3 = \{A_3^0, A_3^0 + h_3, A_3^0 + 2h_3, \dots, A_3^N\}, i=1,2. \quad (3.46)$$

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.

Для вибору початкових значень параметрів моделі реакції на субмаксимальні навантаження організуємо цикл по вузлах сітки (3.46), тим самим вибираючи певні початкові значення параметрів $A_{3,1}$, $A_{3,2}$. На основі вибраних значень за допомогою співвідношень (3.42)-(3.46) добудовуємо решту початкових значень параметрів моделі, на основі яких проводиться подальше уточнення градієнтним методом. Критерієм вибору найкращих значень модельних параметрів служить мінімум її середньоквадратичного відхилення від експериментальних даних.

Даний метод з невеликими модифікаціями може бути застосований до підбору початкових параметрів для ідентифікації моделі неінтенсивних тривалих навантажень (2.23)-(2.24). Це пояснюється формальною подібністю моделей. Встановлюємо початкові значення коефіцієнтів для ідентифікації моделі неінтенсивних тривалих навантажень (2.23)-(2.24). При цьому

отримуємо дещо змінені співвідношення для побудови початкових наближень коефіцієнтів $A_{1,i}$:

$$A_{1,1} \approx \frac{h'(t_0)}{r'(t_0, \alpha) M_1(r(t_0, \alpha))} \approx \frac{h(t_0 + 2\delta) - h(t_0)}{(r(t_0 + 2\delta, \alpha) - r(t_0, \alpha)) M_1(r(t_0, \alpha))}, \quad (3.47)$$

$$A_{1,2} \approx \frac{p'(t_0)}{r'(t_0, \alpha) M_1(r(t_0, \alpha))} \approx \frac{p(t_0 + 2\delta) - p(t_0)}{(r(t_0 + 2\delta, \alpha) - r(t_0, \alpha)) M_1(r(t_0, \alpha))}. \quad (3.48)$$

Також використаємо пошук на рівномірній сітці, аналогічно співвідношенню для побудови початкових наближень для коефіцієнтів $A_{3,i}$ з метою побудови найкращого значення параметра α

$$\alpha \in W_\alpha = \{\alpha^0, \alpha^0 + h_\alpha, \alpha^0 + 2h_\alpha, \dots, \alpha^N\}. \quad (3.49)$$

При цьому початкове значення вузлів сітки повинно бути більшим одиниці для підтримки ефекту наростання швидкості нарощення втомлюваності із часом. Максимальне значення вузлів сітки та її крок вибираються експериментально. Інші співвідношення аналогічні співвідношенням для побудови початкових значень моделі толерантності до субмаксимальних навантажень.

Побудовані співвідношення для встановлення початкових значень параметрів системи складають основу методу ідентифікації моделі толерантності до тривалих неінтенсивних фізичних навантажень. Як і попередня, аналізована модель складається із сукупності двох незалежних диференціальних рівнянь. Тому побудова параметрів кожного із диференціальних рівнянь здійснюється незалежно за допомогою двох послідовних етапів тотожної структури.

Для вибору початкових значень параметрів α та $A_{3,i}$ організуємо два вкладених цикли по елементах сіток (3.49), (3.46). На основі вибраних значень за допомогою співвідношень (3.44)-(3.45) та (3.47)-(3.48) добудуємо решту початкових значень параметрів моделі, за допомогою яких проводиться подальше уточнення градієнтним методом. Критерієм вибору найкращих

значень модельних параметрів служить мінімум її середньоквадратичного відхилення від експериментальних даних.

Таким чином розроблений метод ідентифікації придатний для ідентифікації моделей толерантності до субмаксимальних та неінтенсивних тривалих фізичних навантажень в період реабілітації після серцево-судинних захворювань. Його ефективність буде досліджена експериментально

3.3. Експериментальне дослідження ефективності методу ідентифікації моделей толерантності до субмаксимальних та тривалих неінтенсивних фізичних навантажень в процесі реабілітації

Як бачимо, побудова початкового наближення параметрів моделей толерантності до субмаксимальних та тривалих неінтенсивних фізичних навантажень для наступного уточнення методом Левенберга – Марквардта, вимагає аналізу особливостей сукупності диференціальних рівнянь із застосуванням щодо них деяких спрощуючих допущень. Виникають питання щодо коректності таких допущень а також щодо необхідності проведення додаткового аналізу відносно методів випадкового пошуку, які такого аналізу не потребують.

З метою відповіді на ці питання проведено серію експериментальних випробовувань із моделями толерантності до субмаксимальних та неінтенсивних фізичних навантажень. Для цих моделей підбрано початкові значення параметрів, які уточнено методом Левенберга Марквардта. Результати ідентифікації наведено на рисунках 3.3 – 3.4. Максимальні відносні похибки ідентифікації склали 3.9% та 1.6% для пульсу та тиску відповідно у випадку моделі толерантності до неінтенсивних фізичних навантажень а також 8.7% та 5.6% у випадку моделі толерантності до субмаксимальних фізичних навантажень.

В якості альтернативного підходу до ідентифікації аналізованих моделей розглянуто метод випадкового пошуку по гіперкубу. Ребра гіперкуба підбрано таким чином, щоб він містив оптимальні значення параметрів моделей,

встановлених в попередніх експериментах. Кількість ітерацій із генерацією випадкових значень параметрів моделі бралася рівною кількості кроків, затрачених для вибору параметрів на рівномірних сітках.

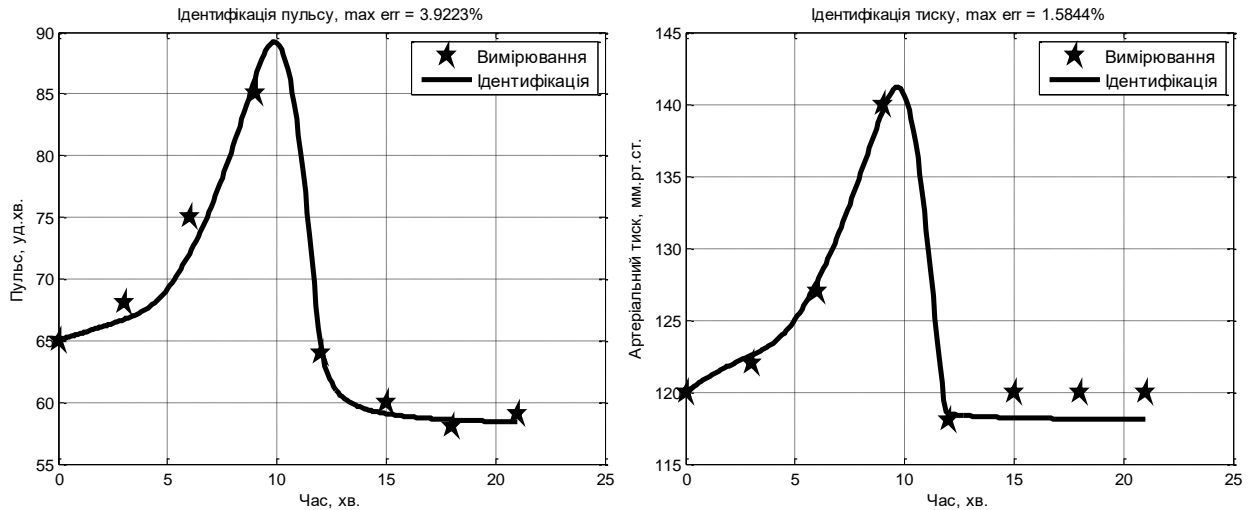


Рис. 3.3. Модель допустимості фізичних навантажень ідентифікована за допомогою оцінок початкових значень параметрів

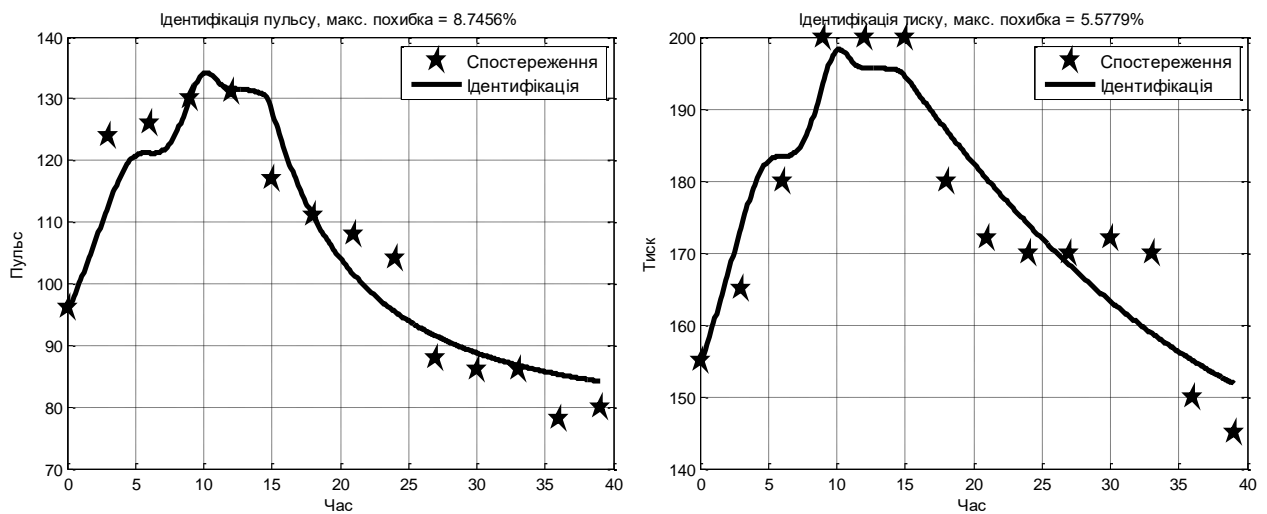


Рис. 3.4. Модель толерантності до фізичних навантажень ідентифікована за допомогою оцінок початкових значень параметрів

Тобто варіанти початкових значень параметрів моделі формуються наступним чином

$$A_{i,j} = a_0^{i,j} + r(a_1^{i,j} - a_0^{i,j}) \quad r \in [0, 1], \quad i = \overline{1,3}, \quad j = 1,2, \quad (3.50)$$

де межові значення параметрів моделі $a_0^{i,j}$, $a_1^{i,j}$ підбираються так, щоб інтервал $[a_0^{i,j}, a_1^{i,j}]$ покривав всі оптимальні значення коефіцієнтів $A_{i,j}$. Така умова передбачає неявне використання інформації із процедури вибору початкових значень параметрів моделі, однак без такого використання випадковий пошук дає похибки на порядок вищі від отриманих.

З метою адекватної оцінки похибок, отримуваних при розв'язанні саме сукупності диференціальних рівнянь відносні похибки будемо оцінювати не у порівнянні із величинами спостережених значень характеристик серцево-судинної системи, а у порівнянні із їх приростами відносно стану без застосування фізичних навантажень. Тобто відносні похибки ідентифікації моделей оцінюватимемо за допомогою наступних співвідношень:

$$\varepsilon_h = \frac{\max_t |H_0 + h(\vec{C}, t) - H_t|}{\max_t |H_t - H_0|}, \quad (3.51)$$

$$\varepsilon_p = \frac{\max_t |P_0 + p(\vec{C}, t) - P_t|}{\max_t |P_t - P_0|}. \quad (3.52)$$

При виборі параметрів випадковим чином процедура Левенберга-Марквардта не дозволяла проводити уточнення побудованих початкових значень. Більше того, далеко не для всіх випадково згенерованих параметрів моделі вдавалося будувати розв'язки сукупності диференціальних рівнянь. Окрім того різні експерименти призводили до отримання параметрів моделі, які значно відрізнялися. Відхилення прогнозованих модельних значень відносно спостережуваних також були дуже значними. Кращі наближення, отримані за допомогою описаної процедури випадкового пошуку, представлені на рисунках 3.5 – 3.6.

В серіях проведених експериментів усереднені максимальні відносні похибки ідентифікації склали 40.1% та 24.4% для пульсу та тиску відповідно у випадку моделі толерантності до неінтенсивних фізичних навантажень а також 50.1% та 22.3% у випадку моделі толерантності до субмаксимальних фізичних навантажень.

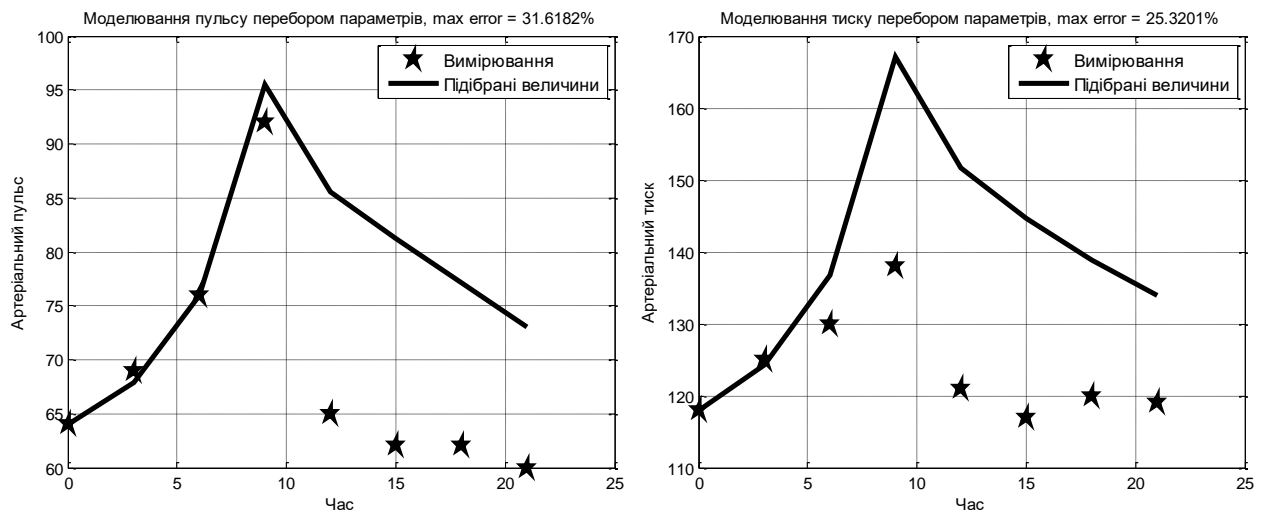


Рис. 3.5. Модель толерантності до неінтенсивних фізичних навантажень, ідентифікована за допомогою випадкового пошуку по гіперкубу

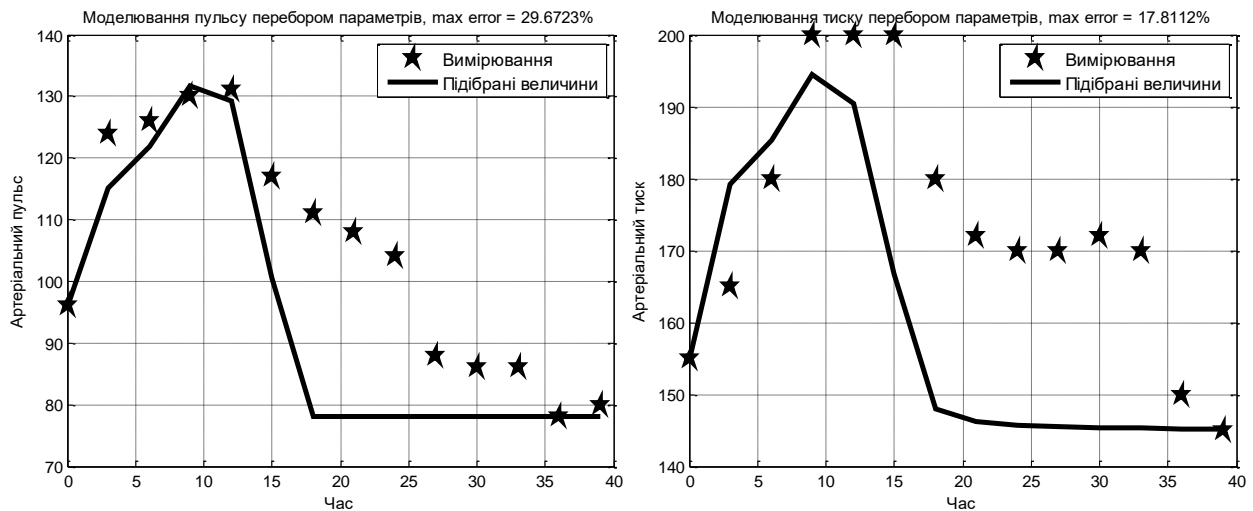


Рис. 3.6. Модель толерантності до субмаксимальних фізичних навантажень, ідентифікована за допомогою випадкового пошуку по гіперкубу

Таким чином застосування процедури вибору початкових значень моделей допустимості та толерантності до фізичних навантажень дозволило підвищити точність моделювання в 10-15 разів для випадку моделі толерантності до

неінтенсивних фізичних навантажень а також в 4-6 разів у випадку моделі толерантності до субмаксимальних фізичних навантажень. Отже застосування процедури вибору початкових значень параметрів згаданих моделей приводить до підвищення їх точності в 5-15 разів відносно простого випадкового перебору значень, що підтверджує ефективність запропонованого методу ідентифікації моделей.

Висновки до розділу 3

1. На основі моделі толерантності до субмаксимальних фізичних навантажень запропоновано метод прогнозування стану хворого в процесі реабілітації, який включає етапи виявлення тенденції зміни субмаксимальних значень характеристик серцево судинної системи та корекції коефіцієнтів та початкових значень моделі на наступних стадіях реабілітації. Це дозволяє враховувати адаптацію пацієнта до субмаксимальних фізичних навантажень в процесі реабілітації.
2. Для моделей толерантності до неінтенсивних та субмаксимальних фізичних навантажень запропоновано метод ідентифікації, який включає етапи побудови початкових значень коефіцієнтів моделі та її ідентифікації за середньоквадратичним критерієм за допомогою градієнтного методу. Це дозволяє врахувати особливості реакції пацієнтів на рівномірну ходьбу та субмаксимальні фізичні навантаження.
3. Проведено експериментальне порівняння запропонованих методів ідентифікації моделей допустимості та толерантності до фізичних навантажень із методами випадкового пошуку по гіперкубу. Експерименти організовано 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.

РОЗДІЛ 4

ЧИСЕЛЬНІ ЕКСПЕРИМЕНТИ З МОДЕЛЯМИ ДИНАМІКИ ПРОЦЕСУ РЕАБІЛІТАЦІЇ

4.1. Технічна реалізація засобів вимірювання параметрів серцево-судинної системи на базі мікроконтролерів MSP430FG439 та ATMEGA328

Всі сучасні прилади для вимірювання тиску діляться на дві групи – механічні тонометри та електронні. Електронні тонометри в свою чергу бувають автоматичні і напівавтоматичні. При їх виборі слід враховувати призначення використання – домашнє або лікарське, і характеристики тонометра – стабільність результатів, можливість живлення від мережі, вид нагнітача, вид манжети і її положення на руці, наявність додаткових функцій, обслуговування – сервісне та гарантійне. Існуючі системи вимірювання пульсу та тиску рекомендовано використовувати вже на пізніх етапах процесу реабілітації при підвищеній стійкості до фізичних. Що стосується ранніх етапів, а особливо початкового, представлені пристрої мало адаптовані для процесу контролю за станом організму пацієнта.

Типова система автоматичного контролю, в загальному випадку, включає первинний вимірювальний перетворювач (датчик), вторинний перетворювач, лінію передачі інформації (сигналу) і реєструючий прилад. Для відтворення судження про майбутній стан об'єкта система контролю повинна виконувати прогнозування на основі даних про попередні стани об'єкта, що отримані під час вимірювань, а також на основі його динамічних характеристик, відомих завдяки проведеним раніше дослідженням. Процес реабілітації передбачає збір таких даних та проведення їх запису на певні носії для подальшої обробки. У більшості випадків такі записи про стани системи збережені у паперовому вигляді та носять інформативний характер лише для людини знайомої із процесом проведення реабілітації та функціонуванням серцево-судинної системи. Тому постає питання про розробку підсистеми моніторингу параметрів серцево-судинної системи для етапів реабілітації із використанням

елементів вимірювання доступних для будь-якого користувача та із найменш затрачуваними (у фінансовому плані) компонентами. До основних вимог також можна віднести автономність у роботі, простота при монтуванні та можливість використання системи у будь-який період проведення процесу реабілітації.

Така загальна схема реалізована в запропонованій структурі інформаційно-вимірювальної системи, яка представлена на рисунку 4.1.

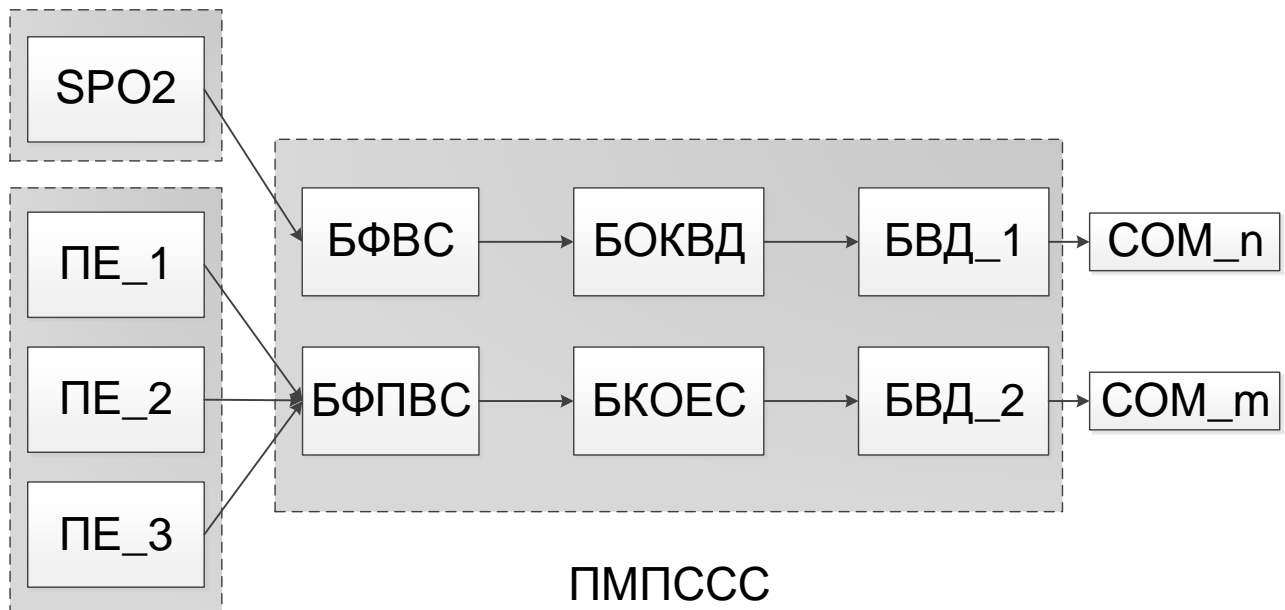


Рис. 4.1. Схема функціонування підсистеми моніторингу параметрів серцево-судинної системи для етапів реабілітації: ПЕ_1-ПЕ_3 – пасивні електроди; SPO2 – датчик вимірювання пульсу та насиченості киснем крові; БФВС – блок фільтрування вхідного сигналу; БФПВС – блок фільтрування та підсилення вхідного сигналу; БОКВД – блок обробки та контролю вхідних даних; БКОЕС – блок контролю та обробки електричного сигналу; БВД_1, БВД_2 – блоки виводу даних; COM_n, COM_m – паралельні порти.

Основну структурну схему можна умовно поділити на дві абсолютно автономні системи: одна з яких забезпечує отримання показників пульсу та насиченості киснем крові, інша забезпечує отримання значень ЕКГ та пульсу. Їхня робота практично розпаралелена, і використання їх порізно дозволяє задіяння кожної із них у потрібний період проходження процесу реабілітації. Для прикладу, у післялікарняний період для адекватної оцінки стану організму,

необхідно часте контролювання значень ЕКГ, пульсу а також рівня кисню в крові, у такому випадку отримання значень відбуватиметься із використанням сукупності систем. На пізніших етапах процесу реабілітації, для оцінки стану організму достатньо використовувати лише значення пульсу та тиску, тому достатньо буде використовувати лише елемент системи для отримання значень рівня кисню в організмі та пульсу.

Одну із частин підсистеми моніторингу параметрів серцево-судинної системи для етапів реабілітації реалізовано на основі системних компонент виробника комплектуючих вимірювальних пристроїв OLIMEX [103] на базі мікроконтролера MSP430FG439. Для блоку контролю, обробки та виводу даних в якості основної системної плати було обрано MOD-PULSE development board (рис. 4.2.).

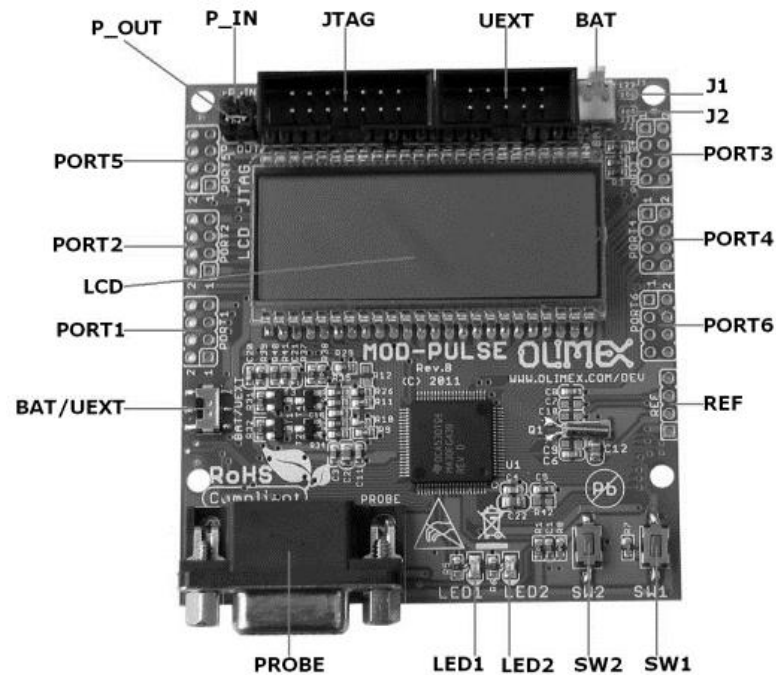


Рис. 4.2. Блок контролю обробки та виводу даних на базі мікроконтролера MSP430FG439 MOD-PULSE development board

MOD-PULSE є інструментом для моніторингу оксигенації крові людини (рівня насиченості киснем організму людини). Шляхом вимірювання рівня кисню і частоти серцевих скорочень, MOD-PULSE може відображати рівні оксигенації крові і частота серцевих скорочень на ЖК-дисплеї. При

підключенні через послідовний порт, вихідні дані можна реєструвати за допомогою персонального комп'ютера і відповідного програмного забезпечення. Для повної її функціональності, до MOD-PULSE підключається зовнішній датчик через відповідний роз'єм PROBE. Якщо необхідне використання розширених можливостей MOD-PULSE, то можливе її підключення до різних макетних плат OLIMEX через UEXT роз'єм. Одним із важливих критеріїв вибору цієї компоненти є її відкритість для розробників програмного забезпечення та простоті у роботі, адже для її використання достатньо підключити елемент живлення та датчик SPO2. Ця компонента може працювати як від окремого, автономного елемента, так і від безперебійного блока живлення. Відповідно програмне забезпечення знаходиться у вільному доступі на сайті виробника, а ціна компонент знаходиться на доступному рівні користувача. Стосовно можливостей даного пристрою, то існує декілька варіантів підключення до персонального комп'ютера, що у свою чергу спрощує її подальше використання і цим самим дозволяє кінцевому користувачеві право вибору зручного варіанту збирання вихідної інформації.

Для реалізації іншої частини підсистеми моніторингу параметрів серцево-судинної системи для етапів реабілітації отримання показників ЕКГ та артеріального пульсу було використано систему на основі мікроконтролера сімейства ARM. З метою досягнення максимальної продуктивності і паралелізму у цих мікроконтролерів використовується Гарвардська архітектура з роздільними пам'яттю і шинами програм і даних. Команди в пам'яті програм виконуються з однорівневою конвеєризацією. У процесі виконання однієї інструкції наступна попередньо зчитується з пам'яті програм. Дана концепція дозволяє виконувати одну інструкцію за один машинний цикл. Пам'ять програм являє собою внутрішньо-системну програмовану флеш-пам'ять.

Враховуючи вище сказане для ефективної обробки вхідних даних та точної їх передачі для подальшої роботи запропоновано використати плату розширення OLIMEXINO-328 на основі МК ATMEGA328 (рис. 4.3.). Якщо говорити знову про критерії відбору системного забезпечення, то головним на

меті ставилося питання відкритості, і як можна менше корпоративності. OLIMEXINO-328 це універсальна системна плата, з використанням якої можливе розширення функцій розширювальних плат даного сегментного класу. Комунікаційні можливості знаходяться на рівні попереднього елементу та забезпечують аналогічне їх використання, UEXT роз'єм дозволяє розширювати можливості цієї системи використовуючи підключення різної периферії.

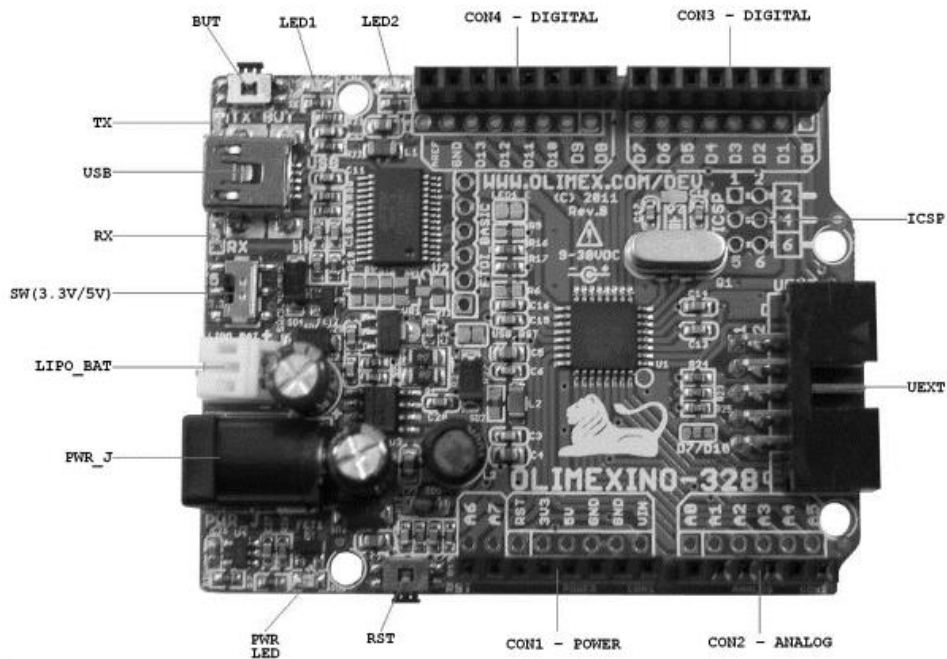


Рис. 4.3. Головна системна плата вимірювальної системи на базі МК ATMEGA328

Калібрування цього пристрою проводити непотрібно, оскільки його основна задача заключається лише у передачі обробленої інформації на персональний комп'ютер чи інший сумісний реєструючий пристрій. Одною із переваг цієї компоненти також можна назвати повну індикацію світловими діодами, які реєстручи чи передаючи вхідну інформацію, інформують про цей процес, що у свою чергу дає повну картину правильної роботи системи вцілому. Іншою перевагою є ретельно відібрані всі компоненти, які дозволяють працювати надійно в режимі INDUSTRIAL при діапазоні температур -25 до +85 С, цим самим даючи можливість проводити отримання показників незалежно від місця проведення експериментів.

Подальша структура вимірювальної системи включає в себе блок фільтрування та підсилення вхідного сигналу та блок контролю та обробки електричного сигналу що призначені для реєстрації електричних імпульсів тіла людини. Ці дві складові поєднує в собі плата розширення SHIELD-EKG-EMG, фірми виробника комплектуючих вимірювальної техніки OLIMEX (рис. 4.4.), яка технічно повноцінно-підтримується системною платою OLIMEXINO-328.

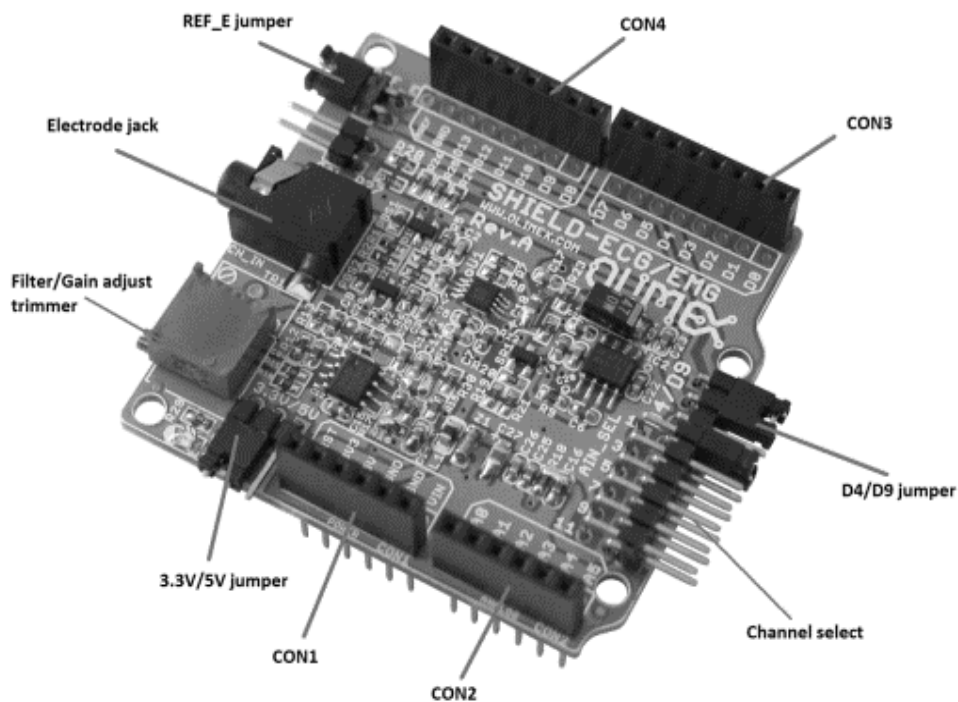


Рис. 4.4. Плата підсилення та обробки вхідного сигналу SHIELD-EKG-EMG

Плата розширення SHIELD-EKG-EMG дозволяє з використанням систем, які базуються на OLIMEXINO-328 отримувати дані електрокардіографії та електроміографії. Розширювальна плата відкриває нові можливості для експериментів із зворотним зв'язком. З її допомогою можна контролювати серцебиття і пульс. Використання цієї компоненти максимально спрощує розробку системи вимірювання, оскільки вона поєднує в собі частину із вбудованим фільтром, який забезпечує отримання показників очищених від шумів. Перевагою компоненти SHIELD-EKG-EMG над іншими в тому, що ця система поставляється у зібраному вигляді, всі компоненти перевірені а також

відкалібровані, це значно спрощує використання компонент та зменшує часові затрати для налаштування. Через вхід Electrode jack здійснюється підтримка пасивних або активних електродів.

Для повноцінного функціонування SHIELD-EKG-EMG необхідне підключення пасивних електродів SHIELD-EKG-EMG (рис. 4.5.).



Рис. 4.5. Пасивні електроди для електрокардіографії та електроміографії

Пасивні електроди дозволяють головній системній платі вимірювальної системи захоплювати сигнали електрокардіографії та електроміографії. Їхня конструкція найпростіша, оскільки вони не мають жодного електронного компонента, тому це було основним критерієм відбору. Відповідно процес калібрування також непотрібний, оскільки завдання пасивних електродів лише захоплювати та передавати сигнал для подальшої обробки.

Проаналізувавши велику кількість компонент, на основі яких можна будувати автоматизовані вимірювальні системи, та розглянувши їх переваги та недоліки, відповідно до схематичного представлення функціонування підсистеми автоматизованого отримання показників організму людини, зупинилися на виборі комплектуючих фірми OLIMEX, які повністю задовільняють поставлені вимоги під час проектування системи. Їхня простота

у конфігуруванні та відносно невисока ціна дозволяють побудувати повноцінну систему отримання необхідних показників, яку можна використовувати для проходження різних етапів процесу реабілітації. На рисунку 4.6. представлено розроблену систему із використаними раніше описаними компонентами.

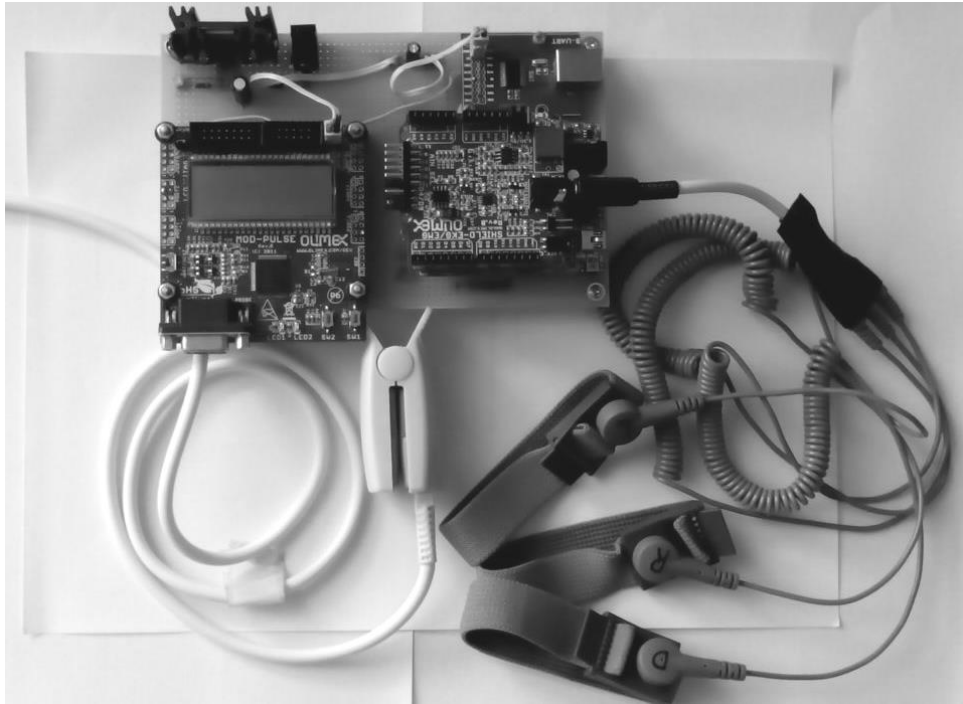


Рис. 4.6. Підсистема моніторингу параметрів серцево-судинної системи для етапів реабілітації

4.2. Моделювання впливу фізичних навантажень в процесі реабілітації

Для формування судження про зміну стану пацієнта під дією фізичного навантаження в процесі реабілітації, реалізовано систему для моделювання стану пацієнта за допомогою пакета прикладних програм для математичного моделювання. Її основними підсистемами є обробка та ідентифікація даних, формування прогнозних даних. Графічно загальна діаграма варіантів використання підсистем прогнозування впливу фізичних навантажень та взаємодія її компонентів представлена в Додатку А.

Принцип роботи можна представити наступними логічними послідовностями функціонування структурних елементів. Оскільки отримана

програмна система тісно пов'язана із технічною, то початковим етапом функціонування її, це отримання показників хворого організму (рис. 4.7.)



Рис. 4.7. Отримання вхідних значень для подальшої їх обробки

Структурно-логічний блок обробки та ідентифікації вхідних значень включає в себе процедуру вводу початкових параметрів, підбір початкових значень параметрів впливу пульсу та тиску на процес до зняття навантаження, процес ідентифікації даних та розв'язок математичної моделі у вигляді системи диференціальних рівнянь (рис. 4.8.).

При цьому підпрограма ідентифікації організовує циклічний перебір значень деяких параметрів, а значення інших параметрів обчислюються на їх основі. Після встановлення одного набору значень параметрів запускається підпрограма їх уточнення на основі методу Левенберга-Марквардта, яка для побудови значень розв'язків при конкретних значеннях параметрів використовує підпрограму розв'язання системи нелінійних рівнянь.

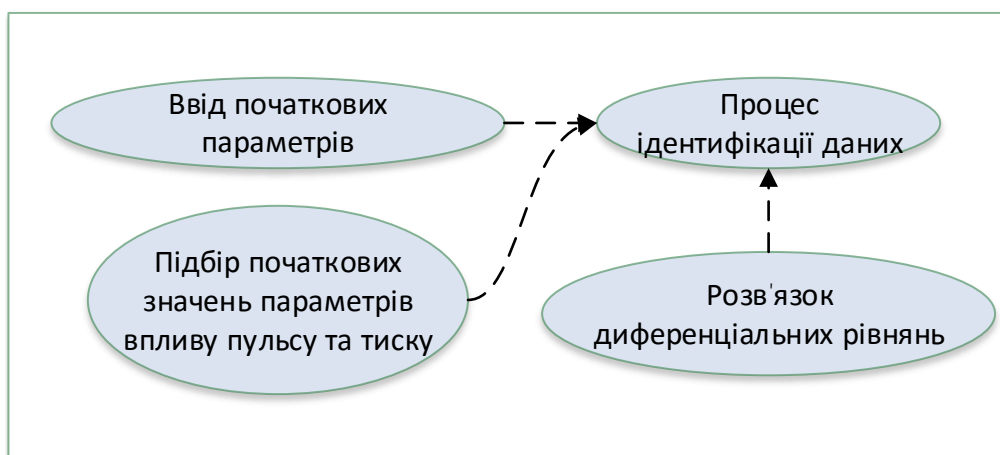


Рис. 4.8. Підсистема ідентифікації вхідних даних

Блок системи, що відповідає функціонуванню підсистеми прогнозування у відповідь отриманих ідентифікованих параметрів та значень, в свою чергу, дозволяє формувати поетапний прогноз пульсу та тиску. Оскільки різні етапи процесу реабілітації характеризуються відповідно різними рівнями використовуваного навантаження, то процедура отримання прогнозних значень може уточнюватися відповідно до обраного рівня фізичного навантаження.

Прогнози здійснюються на основі ідентифікованих значень параметрів моделей у відповідності до аналізованого профілю навантаження, який задається таблично а потім моделюється за допомогою кусково-кубічного многочлена Ерміта. При врахуванні рівня адаптації організму до субмаксимальних навантажень, на основі початкових спостережених субмаксимальних рівнів пульсу та тиску будується їх прогноз на вибраний момент часу періоду реабілітації. На основі прогнозу субмаксимальних рівнів модифікуються параметри моделі та здійснюється прогноз реакції організму на навантаження із врахуванням його адаптаційних можливостей. Додатковою можливістю цієї компоненти можна представити формування архіву отриманих даних, а також реалізовано на основі відповідного програмного забезпечення можливість графічного виводу результатів для подальшого їх аналізу (рис. 4.9.).

В розробці та коригуванні плану реабілітації хворого лікар базується на методичному плані реабілітації, сформованому на основі узагальнення клінічної практики лікувального підрозділу. Однак для точнішої оцінки та прогнозу стану пацієнта в процесі реабілітації використовується підсистема моделювання характеристик серцево-судинної системи. Вона дає змогу спрогнозувати реакцію пацієнта на новий вид фізичного навантаження, а також прогнозувати загальні тиски адаптації організму в процесі проведення програми реабілітації.

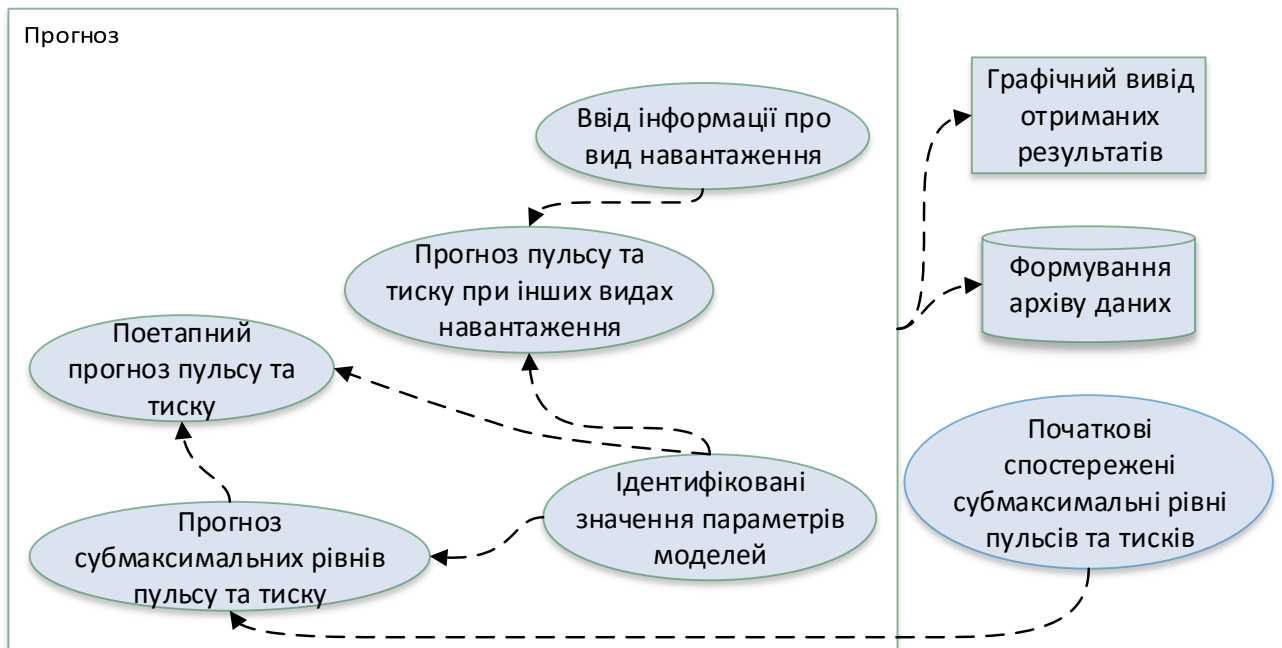


Рис. 4.9. Підсистема прогнозування на основі вхідних даних

Завершальним етапом роботи підсистеми прогнозування впливу фізичних навантажень є формування на основі отриманих даних, результатів прогнозу на основі стану хворого та із використанням існуючого методичного плану розробки рекомендацій лікаря для проходження процесу реабілітації ранніх етапів захворювання серцево-судинними хворобами (рис. 4.10.).

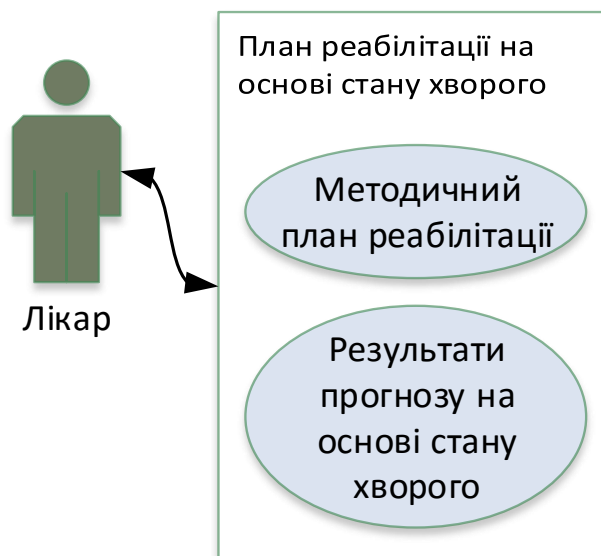


Рис. 4.10. Формування нового плану реабілітації на основі стану хворого

Після опису загальної структури підсистеми моделювання динаміки характеристик серцево-судинної системи, перейдемо до аналізу математичних

моделей, отриманих в результаті чисельних експериментів із згаданою підсистемою. Ексериментальні дослідження були проведені на основі вимірювань, отриманих внаслідок контролю хворих, які проходили процес реабілітації після серцево-судинних захворювань та перебували на лікуванні в кардіологічному відділенні Тернопільської обласної лікарні, а також використовувалися в навчальному процесі кафедри внутрішньої медицини №1 ДВНЗ «Тернопільського державного медичного університету ім. І. Я. Горбачевського» для побудови програм реабілітації.

4.3. Чисельні експерименти із математичною моделлю толерантності до тривалих фізичних навантажень мінімальної інтенсивності

Тривалі неінтенсивні фізичні навантаження використовують на першому етапі процесу реабілітації. В цей період особливо важливо не передозувати їх, оскільки серцево-судинна система значно ослаблена, що не завжди адекватно оцінюється самим пацієнтом. Регулярні тестування організму за допомогою рівномірної ходьби із невеликою інтенсивністю дозволяють встановити функціональні можливості серцево-судинної системи на даниому етапі реабілітації із подальшою корекцією інтенсивності фізичних навантажень. Після спостереження відсутності помітних збурень під дією неінтенсивних фізичних навантажень переходять до наступного періоду реабілітації, де застосовуються субмаксимальні фізичні навантаження.

Динаміка пульсу та тиску, яка зафіксована при виконанні тесту ходьби деякого пацієнта для чотирьох моментів часу початкового періоду реабілітації представлена в таблиці 4.1. В ході подальших експериментів досліджено придатність кожного із наборів даних для ідентифікації моделі (2.23)-(2.24) 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 (2.23)-(2.24) на основі таблиці 4.1, а також рівні максимальних похибок представлено в таблиці 4.2.

Таблиця 4.1

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

t	Н1	Н2	Н3	Н4	Р1	Р2	Р3	Р4
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 4.2

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 Н, (%)	3,90	2,44	7,79	5,06
max_Err Р, (%)	1,58	3,16	3,88	3,75

При цьому значення параметрів $A_{3,1} = A_{3,2} = 2$, $\alpha = 2.095903$ виявилися спільними для всіх моделей. Як видно з аналізу таблиці 4.2 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 на протязі початкового періоду реабілітації. Графічно результати ідентифікації першого та останнього експериментів представлено на рисунках 4.11-4.12.

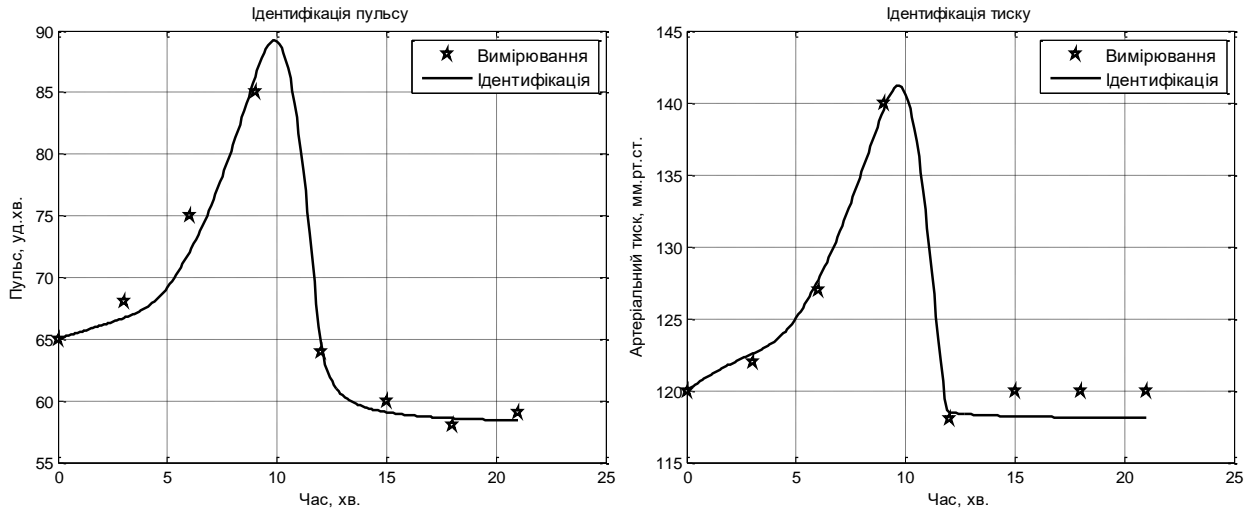


Рис. 4.11. Ідентифікація рівнів пульсу та тиску першого експерименту

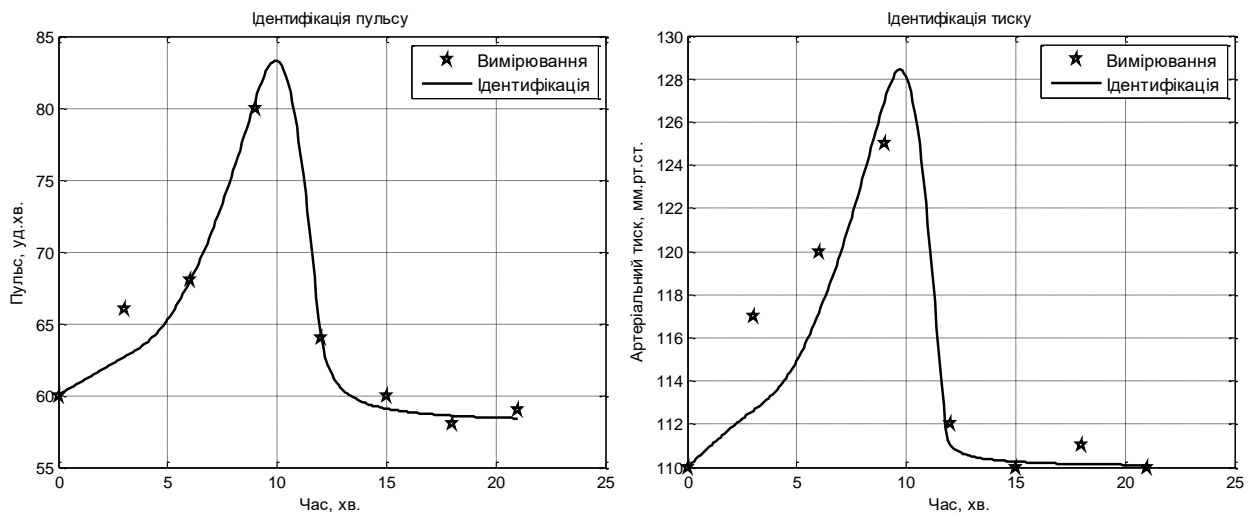


Рис. 4.12. Ідентифікація рівнів пульсу та тиску останнього експерименту

Після ідентифікації отриманої математичної моделі, та доведення її адекватності, здійснено прогнозування реакції організму на фізичне навантаження використовуючи для ідентифікації вимірювання попереднього періоду. Отримані прогнозні рівні пульсу та тиску представлено в таблиці 4.3.

Таблиця 4.3

Прогнозовані значення пульсу та тиску за ідентифікованою моделлю попереднього експерименту

H2	H3	H4	P2	P3	P4
66,53	70,33	77,85	118,28	119,45	121,63
70,06	74,87	80,75	121,63	122,66	124,17
76,69	83,18	86,25	127,27	128,57	128,59
91,96	101,80	99,03	139,36	141,89	138,19

Продовження табл 4.3

Н2	Н3	Н4	Р2	Р3	Р4
72,74	75,42	83,80	118,87	123,55	122,81
67,63	71,21	78,94	118,51	120,16	121,90
67,13	70,81	78,45	118,43	119,84	121,78
66,94	70,66	78,27	118,39	119,72	121,73

Максимальні відносні похибки побудованих прогнозів представлено в таблиці 4.4.

Таблиця 4.4

Максимальні рівні похибок прогнозів за ідентифікованими моделями

	Номери експериментів		
	2	3	4
max_Err Н, (%)	11,90	10,70	11,11
max_Err Р, (%)	2,69	3,93	2,61

Прогнозувати динаміку процесу реабілітації можна ідентифікувавши модель лише по спостереженню першого етапу. При цьому максимальні похибки будуть дещо більшими і складатимуть $\sim 12\%$ по пульсу та $\sim 4\%$ по тиску.

Графічно прогнозована реакція організму зображена на рисунках 4.13-4.14.

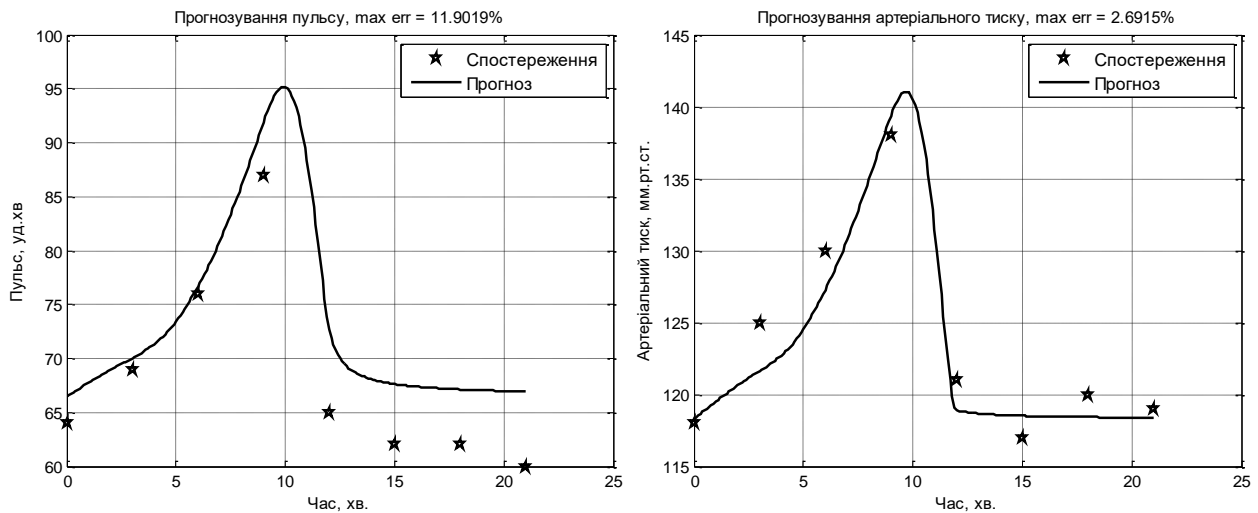


Рис. 4.13. Графічне представлення прогнозованої реакції пульсу та тиску для другого експерименту

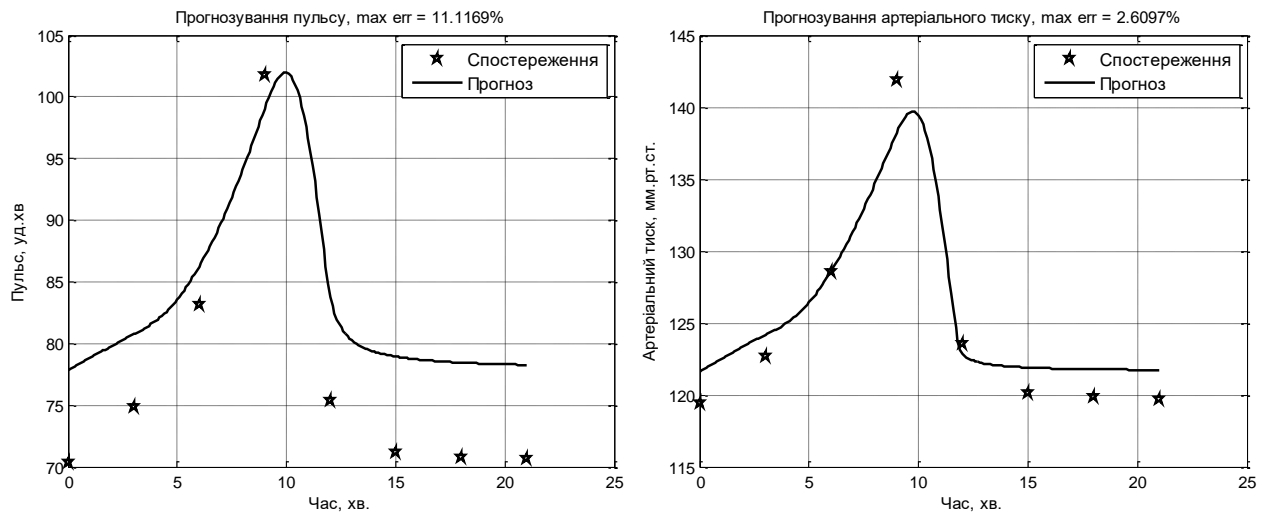


Рис. 4.14. Графічне представлення прогнозованої реакції пульсу та тиску для четвертого експерименту

Задовільна точність отримуваних прогнозів також дозволяє оцінювати допустимість фізичних навантажень при збільшенні їх інтенсивності та тривалості. Зокрема, для першого тестування спрогнозовано динаміку параметрів серцево-судинної системи при рості навантаження в на 50% та зростанні тривалості навантаження вдвічі. Графіки отриманих прогнозів наведені на рисунках 4.15-4.16.

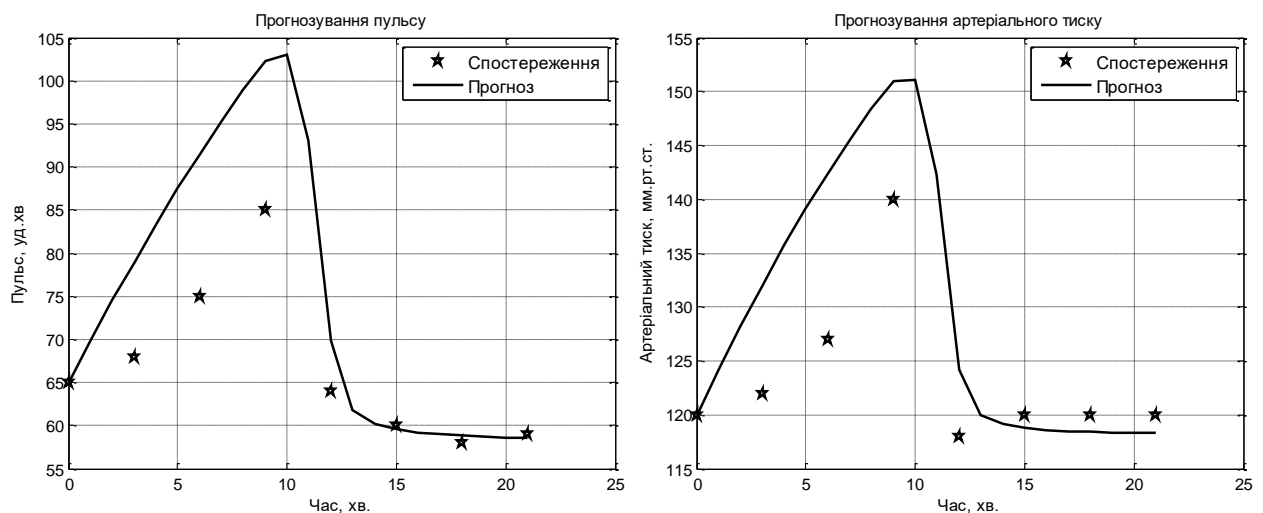


Рис. 4.15. Прогнозована динаміка параметрів серцево- судинної системи при зростанні навантаження в на 50%

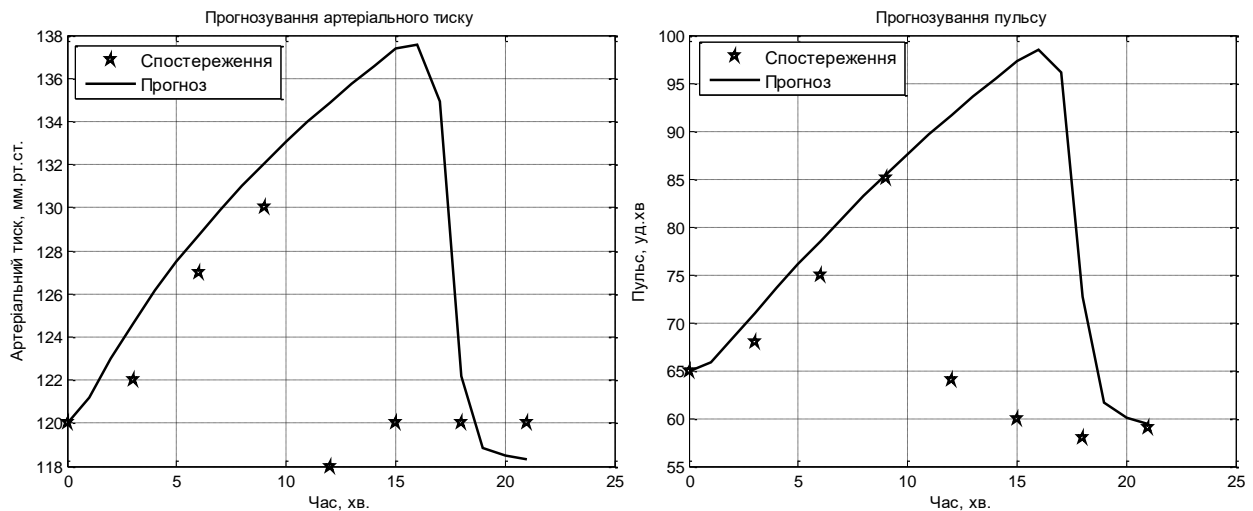


Рис. 4.16. Прогнозована динаміка параметрів серцево-удинної системи при зростанні тривалості навантаження вдвічі

Отримані високі значення пульсу та тиску вказують на граничну допустимість наведених навантажень.

В наступному підрозділі проаналізуємо результати експериментів із моделлю субмаксимальних навантажень, яка застосовується на подальшому етапі реабілітації.

4.4. Чисельні експерименти із математичною моделлю толерантності до субмаксимальних фізичних навантажень

Для складання індивідуального рухового режиму та оцінки ефективності фізичної реабілітації у лікарсько-трудовій експертизі використовується аналіз толерантності до фізичного навантаження. Толерантність до фізичних навантажень оцінюється за допомогою спеціалізованих технічних систем, зокрема велоергометра та тредмілу. Ці системи забезпечують дозоване фізичне навантаження та фіксацію значень пульсу і тиску під їх впливом. Кількість даних систем в реабілітаційних центрах є обмеженою, що обумовлює їх використання лише для діагностування стану на початку та завершенні періоду реабілітації. В той же час якісний моніторинг процесу реабілітації вимагає оцінки стану пацієнта із врахуванням індивідуальних особливостей організму

на всіх етапах періоду реабілітації, що може бути здійснено лише за допомогою відповідної математичної моделі. Відомі моделі динаміки серцево-судинної системи використовують значну кількість параметрів, що ускладнює використання таких моделей в умовах моніторингу реабілітації. Запропонована в підрозділі 2.2 модель (2.9)-(2.10) толерантності до субмаксимальних фізичних навантажень позбавлена вказаних недоліків.

В процесі експериментальних досліджень проаналізовано ефективність процедури ідентифікації параметрів вказаної моделі на основі даних велоергометрії. Результати моделювання та ідентифікації представлено на рис. 4.17 та в таблиці 4.5.

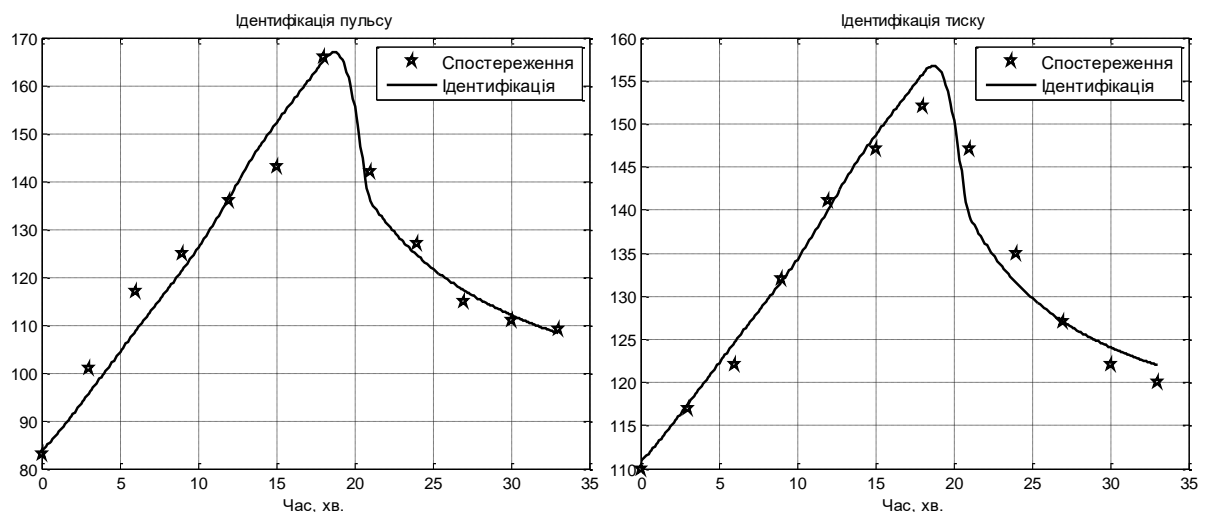


Рис. 4.17. Результати моделювання та ідентифікації пульсу тиску

Відповідно значення ідентифікованих параметрів моделі: $A_{1,1} = 0.5375$, $A_{2,1} = 0.0017$, $A_{1,2} = 0.2975$, $A_{2,2} = -0.0041$.

Як видно з аналізу таблиці максимальна відносна похибка по пульсу склала 6,02%, а по тиску – 2,66%.

Отримана точність є цілком достатньою для адекватної оцінки динаміки пульсу та тиску серцевої системи під дією фізичного навантаження при оптимальному стані організму.

Таблиця 4.5

**Вхідні дані та похибки ідентифікації моделі для рівномірно-
змінюваного фізичного навантаження**

Вхідні дані				Абсолютні значення похибок		Відносні значення похибок	
Час (t, хв.)	Навантаження (W, Вт.)	Пульс (H, уд./хв.)	Арт. Тиск (P, мм.рт.ст.)	Пульс (h, уд./хв.)	Арт. тиск (p, мм.рт.ст.)	Пульс (h)	Арт. тиск (p)
0	0	83	110	1.0000	1.0000	0.0120	0.0091
3	25	109	117	-4.6959	0.7271	-0.0465	0.0062
6	50	117	122	-6.9649	3.2418	-0.0595	0.0266
9	75	125	132	-1.1257	0.8247	-0.0090	0.0062
12	100	136	141	1.7405	-0.5654	0.0128	-0.0040
15	125	143	147	8.6090	1.0595	0.0602	0.0072
18	150	166	152	-0.5854	3.6632	-0.0035	0.0241
21	0	142	147	-7.0894	-8.1257	-0.0499	-0.0553
24	0	127	135	-2.7300	-2.9800	-0.0215	-0.0221
27	0	115	127	2.1992	0.1614	0.0191	0.0013
30	0	111	122	1.2326	1.6593	0.0111	0.0136
33	0	109	120	-0.4898	1.0549	-0.0045	0.0088

Для прогнозування реакції організму на фізичні навантаження проведено ідентифікацію моделі реакції організму на квазістабільне фізичне навантаження (див. рис. 4.18 та таблицю 4.6) для $H_0 = 74$, $P_0 = 106$, при цьому отримано наступні значення похибок: пульс – 4,55%, тиск – 9,16%.

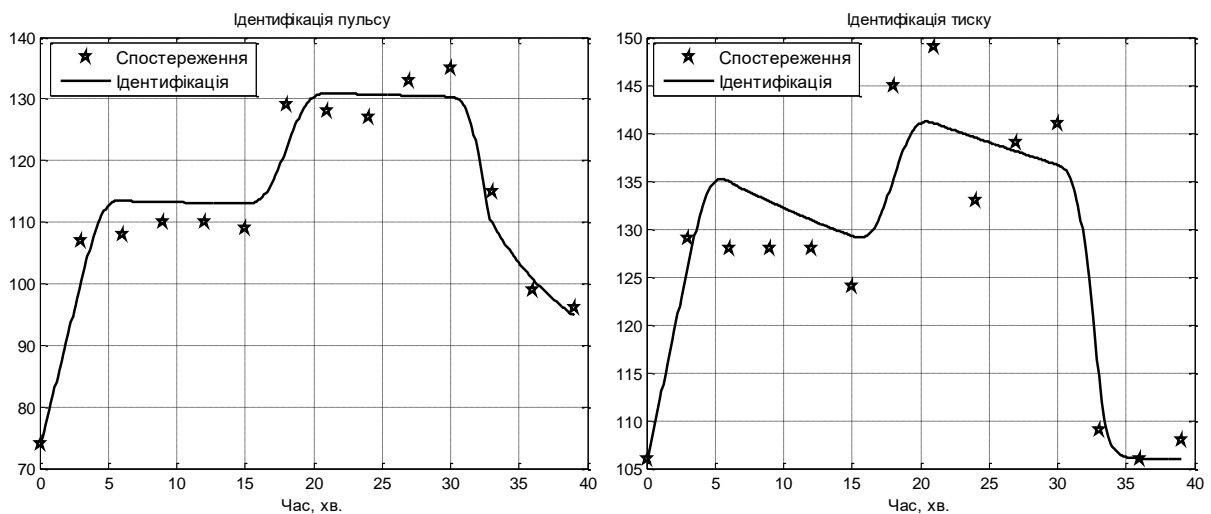


Рис. 4.18. Ідентифікація моделі реакції організму на квазістабільне фізичне навантаження

Таблиця 4.6

Вхідні дані та похибки ідентифікації моделі для квазістабільного навантаження при оптимальному стані організму

Вхідні дані				Абсолютні значення похибок		Відносні значення похибок	
Час (t, хв.)	Навантаження (W, Вт.)	Пульс (H, уд./хв.)	Арт. тиск (P, мм.рт.ст.)	Пульс (h, уд./хв.)	Арт. Тиск (p, мм.рт.ст.)	Пульс (h)	Арт. Тиск (p)
0	0	74	106	0	0	0	0
3	75	107	129	7.2914	-1.7301	-0.0681	-0.0367
6	75	108	128	4.9177	4.7073	0.0455	0.0368
9	75	110	128	2.7258	3.3790	0.0248	0.0264
12	75	110	128	2.5037	2.1499	0.0228	0.0168
15	75	109	124	3.3636	5.0873	0.0309	0.0410
18	125	129	134	-7.8748	-10.4007	-0.0610	-0.0717
21	125	128	141	1.9320	-9.1806	0.0151	-0.0616
24	125	127	139	2.7861	5.5523	0.0219	0.0417
27	125	133	140	-3.4316	-1.6681	-0.0258	-0.0120
30	125	135	139	-5.6045	-4.7751	-0.0415	-0.0339
33	0	115	120	-5.6963	9.9819	-0.0495	0.0916
36	0	99	106	1.4174	4.4501	0.0143	0.0420
39	0	96	108	-1.3809	0.6849	-0.0144	0.0063

При цьому встановлено наступні значення параметрів моделі: $A_{1,1} = 0.3651$, $A_{2,1} = 0.0126$, $A_{1,2} = 0.2939$, $A_{2,2} = 1.8671$. Відповідно прогнозована реакція представлена на рис. 4.19, а значення похибок в таблиці 4.7, при цьому отримано наступні значення максимальних похибок: пульс – 5.22%, тиск – 9.32%.

Проведені обчислення дозволили прогнозувати реакцію організму на пропорційно-змінюване, контрольоване фізичне навантаження для $H_0 = 78$, $P_0 = 108$. Результати прогнозу при моделюванні представлено на рисунку 4.20 та в таблиці 4.9.

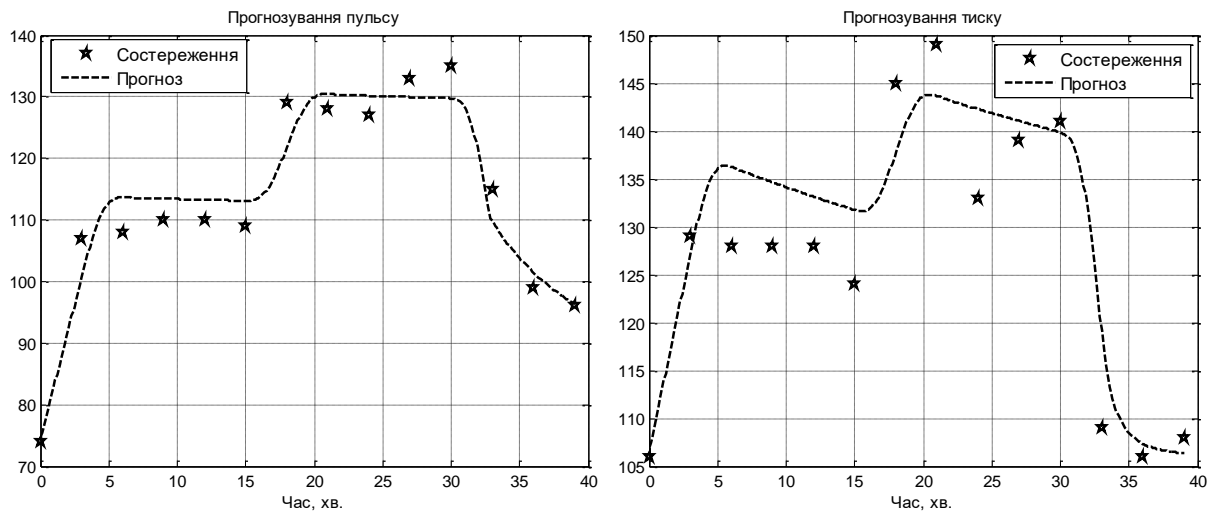


Рис. 4.19. Прогнозовані дані пульсу та тиску при квазістабільному навантаженні

Таблиця 4.7

Вхідні дані та похибки прогнозування моделі для квазістабільного навантаження при оптимальному стані організму

Вхідні дані				Абсолютні значення похибок		Відносні значення похибок	
Час (t, хв.)	Навантаження (W, Вт.)	Пульс (H, уд./хв.)	Арт. тиск (P, мм.рт.ст.)	Пульс (h, уд./хв.)	Арт. Тиск (p, мм.рт.ст.)	Пульс (h)	Арт. Тиск (p)
0	0	74	106	1.0000	1.0000	0.0135	0.0094
3	75	107	129	-6.4508	-1.9767	-0.0603	-0.0153
6	75	108	128	5.6341	8.2438	0.0522	0.0644
9	75	110	128	3.4593	6.6381	0.0314	0.0519
12	75	110	128	3.2880	5.1411	0.0299	0.0402
15	75	109	124	4.1380	7.7610	0.0380	0.0626
18	125	129	134	-7.1963	-7.2311	-0.0558	-0.0499
21	125	128	141	2.4493	-5.3439	0.0191	-0.0359
24	125	127	139	3.1604	9.2953	0.0249	0.0699
27	125	133	140	-3.0310	2.0690	-0.0228	0.0149
30	125	135	139	-5.2775	-1.1499	-0.0391	-0.0082
33	0	115	120	-5.2442	10.1564	-0.0456	0.0932
36	0	99	106	2.5008	1.3631	0.0253	0.0129
39	0	96	108	0.3402	-1.6419	0.0035	-0.0152

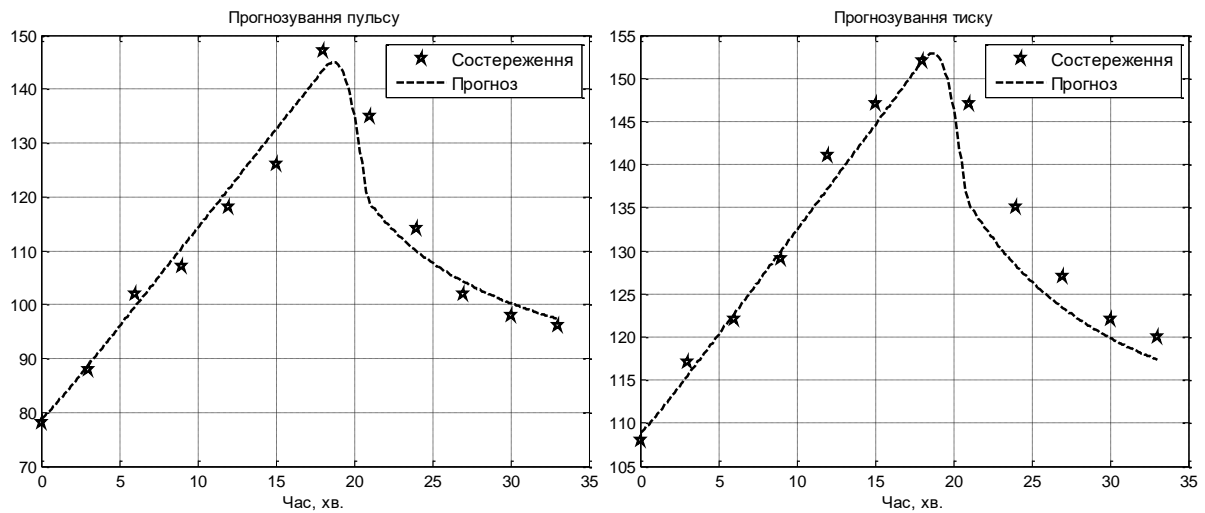


Рис. 4.20 Прогнозовані дані пульсу та тиску при рівномірному зростанні

Таблиця 4.8

**Вхідні дані та похибки прогнозу моделі серцево-судинної системи при
квазістабільному навантаженні**

Вхідні дані				Абсолютні значення похибок		Відносні значення похибок	
Час (t, хв.)	Навантаження (W, Вт.)	Пульс (H, уд./хв.)	Арт. Тиск (P, мм.рт.ст.)	Пульс (h, уд./хв.)	Арт. тиск (p, мм.рт.ст.)	Пульс (h)	Арт. тиск (p)
0	0	78	108	1.0000	1.0000	0.0128	0.0185
3	25	88	117	0.7445	-0.3962	0.0085	-0.0034
6	50	102	122	-2.3832	1.9865	-0.0234	0.0163
9	75	107	129	3.5754	2.4432	0.0334	0.0189
12	100	118	141	3.5494	-2.0720	0.0301	-0.0147
15	125	126	147	6.5209	-0.5704	0.0518	-0.0039
18	150	147	152	-3.5413	1.9259	-0.0241	0.0127
21	0	135	147	-16.189	-9.5185	-0.1199	-0.0648
24	0	114	135	-4.0559	-1.9830	-0.0356	-0.0147
27	0	102	127	2.2383	2.4121	0.0219	0.0190
30	0	98	122	2.2777	4.4822	0.0232	0.0367
33	0	96	120	1.3451	4.0755	0.0140	0.0340

Як видно з аналізу таблиці 4.8 максимальна відносна похибка по пульсу склала 5.18% , а по тиску – 3.67%. Отримана точність є цілком достатньою для адекватного прогнозування динаміки пульсу та тиску серцевої системи під дією фізичного навантаження.

Спостереження за динамікою пульсу та тиску в під дією субмаксимальних фізичних навантажень показують їх подібність. Також встановлено, що в процесі реабілітації змінюються математичні сподівання початкових значень пульсу і тиску при відсутності фізичних навантажень. В той же час поточні значення даних параметрів при відсутності фізичних навантажень підлягають значним коливанням, які обумовлені мінливістю фізичного, психологічного станів організму, а також впливом зовнішнього середовища. Однак субмаксимальні значення пульсу і тиску які фіксуються при максимально-допустимих навантаженнях позбавлені згаданих коливань і демонструють стійку тенденцію до зниження в процесі реабілітації. Тому 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. При побудові моделей динаміки субмаксимальних значень параметрів серцево-судинної системи необхідно врахувати як індивідуальні особливості організму так і загальні тенденції, що характеризують процес реабілітації.

Для перевірки математичної моделі проводилися спостереження за групою хворих з післяінфарктним станом в після лікарняний період на протязі 6 тижнів, та фіксувалися їхні початкові та максимальні значення пульсу та тиску. В таблиці 4.9 представлено значення еволюції динаміки пульсу та тиску для деякого із спостережуваних пацієнтів, а також їх рівні максимальних похибок.

Таблиця 4.9

Значення еволюції динаміки пульсу та тиску та рівні максимальних похибок

Тижні	Рівні пульсу		Рівні тиску		Похибки	
	Н0 (уд./хв.)	Нmax (уд./хв.)	Р0 (мм.рт.ст.)	Рmax (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

Графічно результати прогнозування динаміки субмаксимальних значень математичної моделі (3.14)-(3.17) представлені на рисунку 4.21.

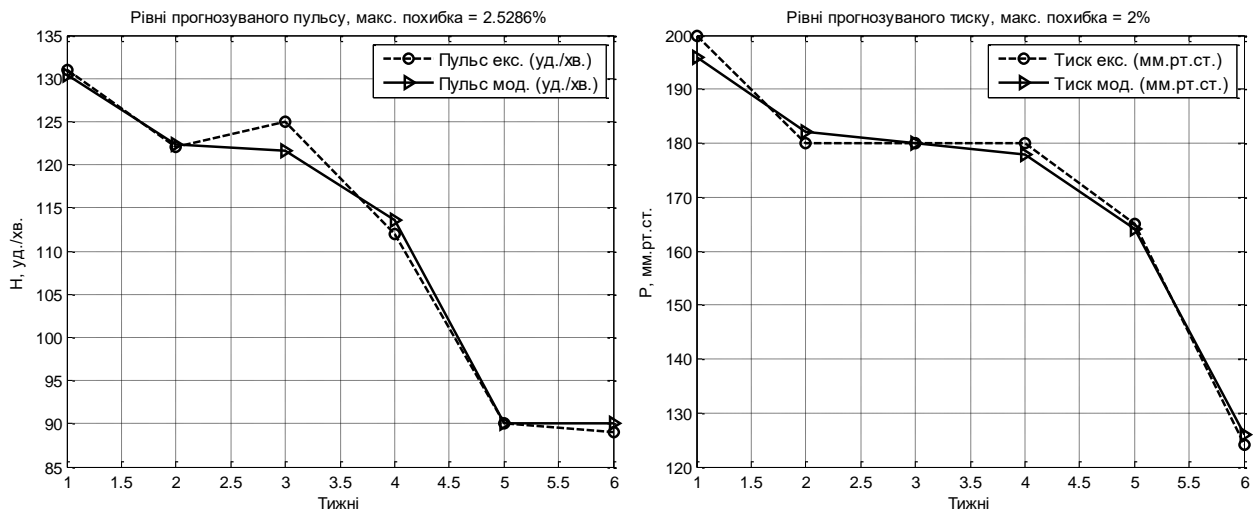


Рис. 4.21. Результати прогнозування субмаксимальних рівнів пульсу та тиску.

Рівні максимальних похибок прогнозування динаміки субмаксимальних значень склали – 2.53%, та кінцевому – 2%.

На основі отриманих прогнозних субмаксимальних рівнях тиску використовуючи представлення (3.21)-(3.22) можемо прогнозувати реакцію тиску на дозоване фізичне навантаження, що аналогічне використанню велоергометра. При прогнозуванні початкове значення перераховується по максимальному значенні першого виміру по відношенню до наступних. Результати отримані внаслідок прогнозування першого та останнього періодів проходження реабілітації представлено на рисунку 4.22.

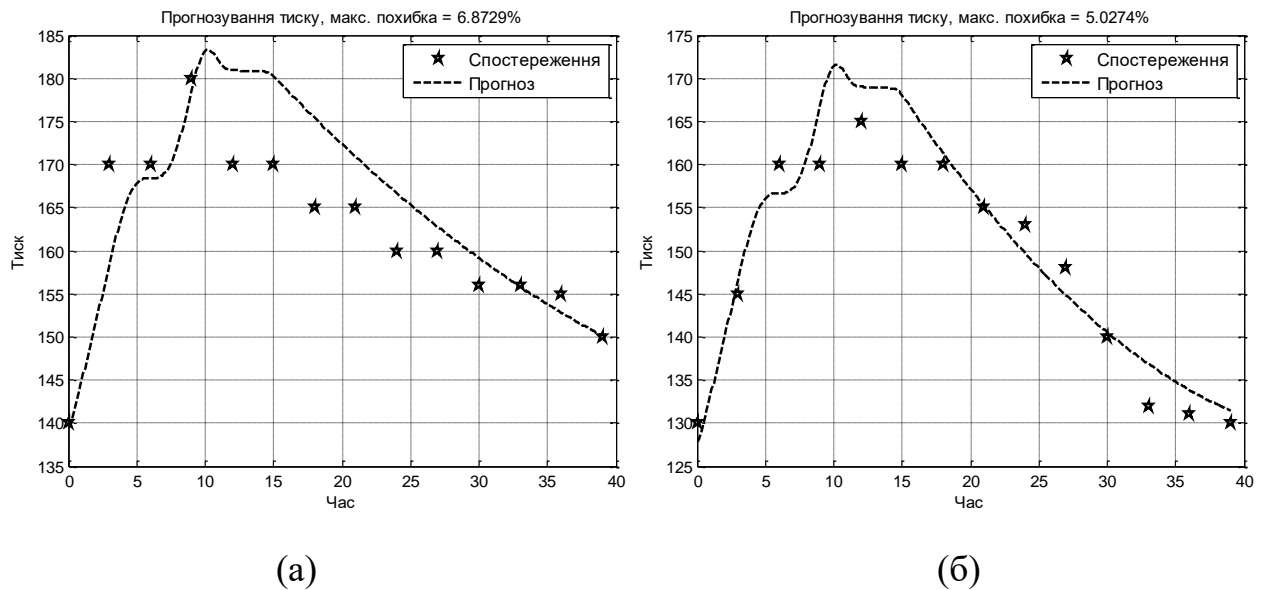


Рис. 4.22. Прогнозовані рівні тиску початкового (а) та кінцевого (б) етапів проходження реабілітації

Відповідно рівні максимальних похибок на початковому етапі склали – 6.87%, та кінцевому – 5.027%.

Прогноз формується на основі узагальненої кубічної параболи в якій один із періодів стабілізації моделюється малим градієнтом кубічної параболи поблизу нульового значення, а період остаточної стабілізації моделюється переходом від кубічної залежності до деякої константи. Перерахунок початкового значення відбувається з використанням субмаксимальних рівнів пульсу та тиску, які адекватніше характеризують стан хворого, ніж значення цих параметрів при відсутності фізичних навантажень.

Оскільки пульс характеризується більшою чутливістю до дії випадкових факторів, основним його контрольним параметром слугує максимальне значення. В той же час тиск є основною характеристикою контролю стану хворого за даними велоергометрії. Це обґрунтовує використання даної моделі для прогнозування рівнів тиску, які описують результати велоергометрії в залежності від прогнозованого стану хворого. Проаналізовані експериментальні і прогнозні дані та рівні максимальних похибок підтвердили адекватність розробленої математичної моделі.

4.5. Підтримка моніторингу параметрів серцево-судинної системи в процесі реабілітації

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. Протягом першого періоду реабілітації на етапі обмеженої фізичної активності використовується модель параметрів серцево судинної системи (2.23)-(2.24). Вона ідентифікується за результатами кожного заміру під час проведення тесту на допустимі фізичні навантаження. В період між проведенням згаданих тестів модель (2.23)-(2.24) використовуємо для моніторингу параметрів серцево судинної системи.

Графічно система моніторингу параметрів серцево-судинної системи зображена на рисунку 4.23.

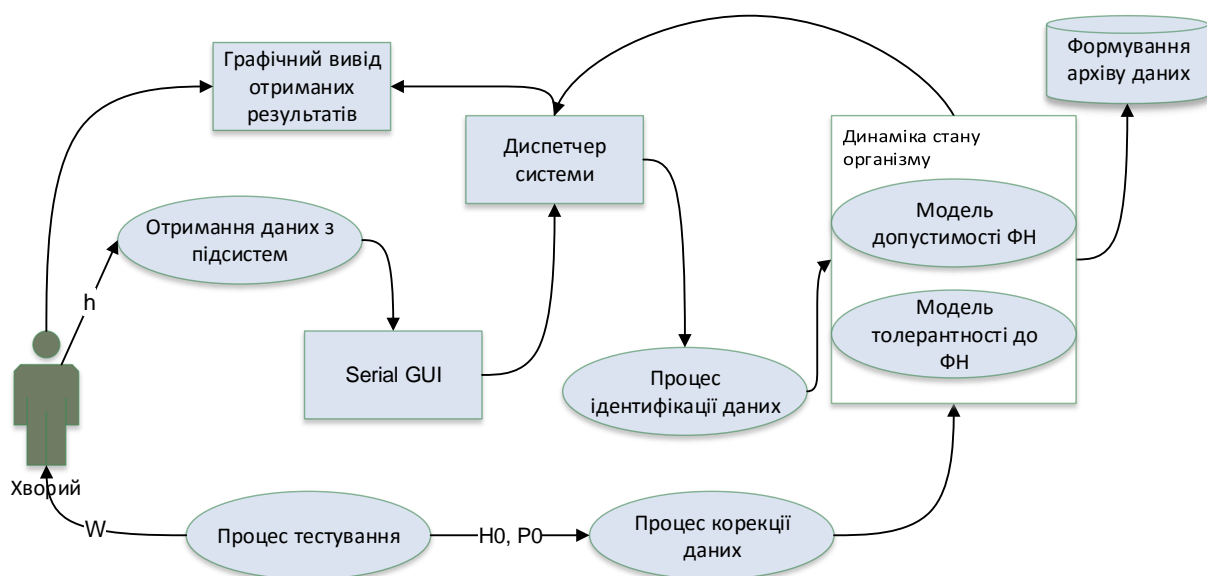


Рис. 4.23. Моніторинг параметрів серцево-судинної системи в процесі реабілітації

Під час моніторингу за допомогою системи вимірювання впливу фізичних навантажень (ВВФН) фіксуються значення пульсу хворого. Паралельно на основі співвідношення (2.8) встановлюється рівень навантаження на серцево-судинну систему:

$$\frac{\partial r(t, \alpha)}{\partial t} = \frac{h'(t)}{A_{1,1}B(M_1(r(t, \alpha)))} + \frac{A_{2,1}B(1 - M_1(r(t, \alpha)))h^{A_{3,1}}(t)}{A_{1,1}M_1(r(t, \alpha))}, \quad (4.1)$$

$$h(t) = H(t) - H(t_0), \quad (4.2)$$

$$r(t_0) = 0, \quad (4.3)$$

$$r(t) = 0, \quad t \geq t_r. \quad (4.4)$$

При цьому момент часу зняття навантаження t_r фіксується на основі критерію монотонного зменшення пульсу на основі деякого мінімального часового періоду δ :

$$H'(t) < 0, \quad t \in [t_r, t_r + \delta]. \quad (4.5)$$

При отриманні модельованих значень навантажень на серцево-судинну систему, паралельно на основі співвідношення (2.24) моделюються значення тиску хворого.

Під час моніторингу параметрів серцево-судинної системи на етапі субмаксимальних фізичних навантажень використовується аналогічна схема. Однак в цьому випадку для визначення навантаження на організм використовується співвідношення моделі толерантності до фізичних навантажень (3.1):

$$\frac{dW(t)}{dt} = \frac{h'(t)}{A_{1,1}} + \frac{A_{2,1}B(1 - M_1(W_\delta(t)))h^{A_{3,1}}(t)}{A_{1,1}}, \quad (4.6)$$

$$h(t) = H(t) - H(t_0), \quad (4.7)$$

$$W(t_0) = 0, \quad (4.8)$$

$$W(t) = 0, \quad t \geq t_r. \quad (4.9)$$

При цьому момент часу зняття навантаження t_r фіксується на основі наведеного критерію (4.5). При отриманні модельованих значень навантажень на серцево-судинну систему, паралельно, на основі співвідношення (3.15), моделюються значення тиску хворого.

В процесі реалізації моніторингу модель тиску зазнає корекції на основі співвідношень, поданих в підрозділі 3.1. Однак модель пульсу повинна регулярно коректуватися. Момент такої корекції встановлюється коли обсяг корекції моделі тиску перевищить певну задану величину C_p :

$$1 - \frac{\hat{H}(\tau)}{\hat{H}(1)} > C_p. \quad (4.10)$$

Коли моменту корекції досягнуто, проводяться тестові випробування пульсу. При цьому значення навантаження в процесі тестування встановлюються за допомогою моделі тиску. Спостережені значення пульсу та прогнозовані значення навантаження служать основою для уточнюючої ідентифікації моделі пульсу на даний момент періоду реабілітації.

Розглянемо приклад застосування методу підтримки моніторингу параметрів серцево-судинної системи для пацієнта модель толерантності до субмаксимальних навантажень якого описано в підрозділі 4.4. Процес навантаження організму пацієнта контролювався на основі значень пульсу виміряних за допомогою ВВФН. На основі спостережених значень пульсу за допомогою співвідношень (4.6)-(4.9) моделювалися значення навантажень, динаміка цих характеристик наведена на рисунку 4.24.

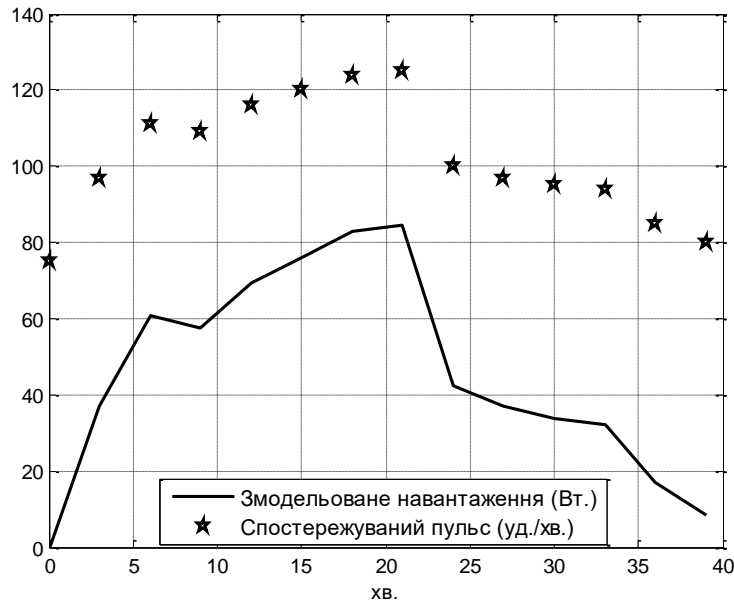


Рис. 4.24. Динаміка спостереженого пульсу та змодельованого навантаження

За допомогою співвідношень (3.15) моделювалася динаміка тиску пацієнта. Для контролю точності моделювання в 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%. Динаміка модельованих та спостережуваних значень тиску наведена на рисунку 4.25. Для наочності представлено також спостережувані значення пульсу.

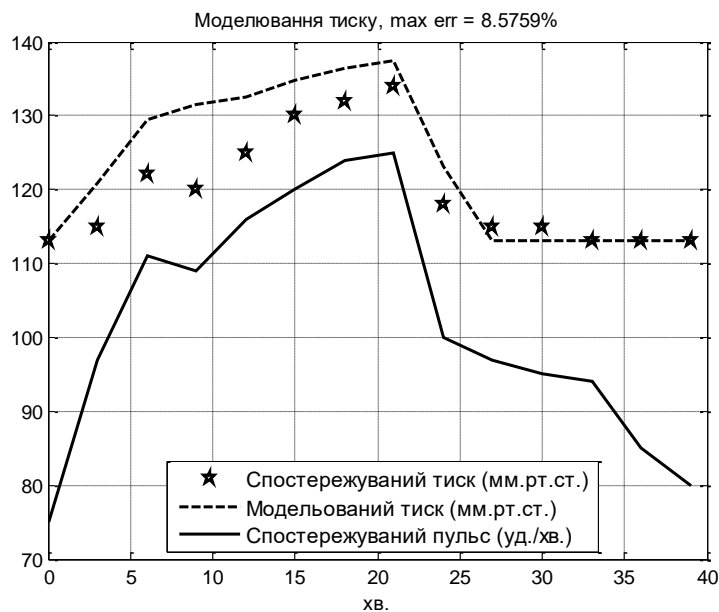


Рис. 4.25. Динаміка модельованих та спостережуваних значень тиску в процесі навантаження.

Аналіз рисунку свідчить про достатньо точну оцінку критичного для моніторингу максимального тиску, яка отримується на 21 хв. експерименту і складає 2.1%. Розподіл відносної похибки наведено на рисунку 4.26.

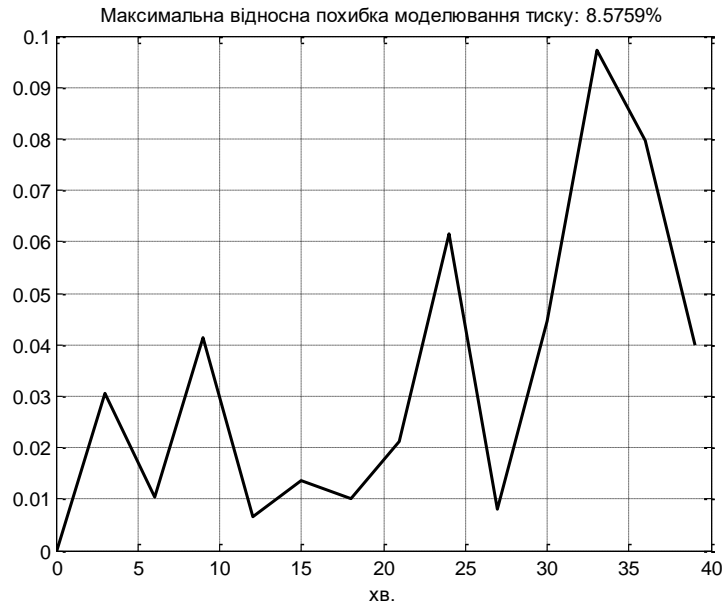


Рис. 4.26. Розподіл відносної похибки моделювання тиску

При перевищенні допустимих значень пульсу або тиску система ВВФН подає звуковий сигнал з комунікаційного пристрою, що дозволяє вчасно припинити надмірно інтенсивні навантаження. При потребі спосереджена динаміка може бути відтворена та проаналізована пацієнтом та лікарем. Такий підхід дозволяє контролювати рекомендації по реабілітації серцево-судинної системи в процесі повсякденної фізичної активності.

Висновки до розділу 4

1. Запропоновано принцип побудови інформаційно-технічної системи для отримання даних, яку реалізовано на основі компонентів виробника комплектуючих технічно-вимірювальних систем OLIMEX. Дана система дозволяє отримувати дані для подальшої обробки. Побудовано технічну вимірювальну систему на базі мікроконтролерів MSP430FG439 та ATMEGA328.

2. З метою автоматизації процедур формування програми реабілітації в процесі лікування серцево судинних захворювань розроблено комплекс прикладних програм із застосуванням пакету прикладних програм для математичного моделювання, який дозволяє прогнозувати реакцію організму на ходьбу в рівномірному темпі, субмаксимальні навантаження, зміну параметрів моделі толерантності в процесі реабілітації.
3. Проведено експериментальні дослідження точності прогнозування характеристик серцево судинної системи на початковому та завершальному етапах процесу реабілітації. Проведені експерименти засвідчили достатню точність побудованих моделей. Зокрема максимальна відносна похибка моделювання допустимої тривалості фізичного навантаження склала 11%, а для моделювання толерантності до фізичного навантаження – 5.5%
4. Проведено експериментальні дослідження точності прогнозування стану хворого на завершальному етапі процесу реабілітації шляхом оцінки його толерантності до фізичних навантажень з використанням даних велоергометрії лише на початковому етапі. Проведені експерименти засвідчили достатню точність побудованого методу. Зокрема максимальна відносна похибка моделювання артеріального тиску на завершальному етапі періоду реабілітації склала 5%.
5. Запропоновано підхід до реалізації моніторингу в процесі фізичних навантажень, згідно якого спостережені значення пульсу доповнюються змодельованими значеннями тиску. Проведено експериментальні дослідження точності запропонованого підходу, що засвідчили його достатню точність. Зокрема максимальна відносна похибка моделювання артеріального тиску склала 8.6%.

ВИСНОВКИ

В дисертаційній роботі розв'язана актуальна наукова задача підвищення точності прогнозування стану серцево-судинної системи шляхом розроблення математичних моделей динаміки процесів реабілітації та методів їх ідентифікації. При цьому отримано наступні 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. В результаті використання теорії систем побудовано модель толерантності до тривалих неінтенсивних фізичних навантажень організму хворого, в якій застосовано функцію Моно від тривалості посильних фізичних навантажень, що уможливило встановлення залежності між тривалістю ходьби та зміною значень характеристик серцево-судинної системи. Запропоновано метод ідентифікації, який включає етапи побудови початкових значень коефіцієнтів моделі із подальшим їх уточненням методом Левенберга-Марквардта, що дозволяє контролювати допустиму тривалість рухової активності.
3. В результаті використання теорії систем побудовано модель толерантності до субмаксимальних фізичних навантажень, в якій поєднанням лінійного впливу похідної затрачених фізичних зусиль та степеневого гальмування збурень параметрів серцево-судинної системи, що плавно підключається за допомогою функції, оберненої до функції Моно від пролонгованого представлення фізичного навантаження, що дозволило врахувати інерційність серцево-судинних систем під дією субмаксимальних навантажень, а також встановити залежність між інтенсивністю навантаження та зміною значень характеристик серцево-судинної системи. Запропоновано метод ідентифікації, який включає етапи побудови початкових

значень коефіцієнтів моделі із подальшим їх уточненням методом Левенберга-Марквардта, що дозволяє контролювати допустимість субмаксимальних навантажень.

4. На основі моделі толерантності до субмаксимальних фізичних навантажень запропоновано метод прогнозування стану хворого в процесі реабілітації, який включає етапи виявлення тенденції зміни субмаксимальних значень характеристик серцево судинної системи та корекції коефіцієнтів та початкових значень моделі на наступних стадіях реабілітації. Це дозволяє враховувати адаптацію пацієнта до субмаксимальних фізичних навантажень в процесі реабілітації.
5. З метою автоматизації процедур формування програми реабілітації розроблено комплекс прикладних програм із застосуванням програмного середовища для моделювання математичних процесів, який реалізує запропоновані математичні моделі та методи. Ефективність сформованих моделей та методів оцінки характеристик серцево судинної системи в процесі реабілітації досліджена 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%. Отримані результати експериментів сформованими моделями підтверджують сформованих моделей дає можливість формувати програми реабілітації із моніторингом процесу їхнього виконання із достатньою точністю.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Абакумов М. В., Гаврилюк К. В., Есикова Н. Б., Кошелев В. Б., Лукшин А. В., Мухин С. И., Соснин Н. В., Тишкин В. Ф., Фаворский А. П.. Математическая модель гемодинамики сердечно-сосудистой системы. Дифференциальные уравнения, 1997, 33(7), с.742-790.
2. Абакумов М. В., Гаврилюк К. В., Есикова Н. Б., Кошелев В. Б., Лукшин А. В., Мухин С. И., Соснин Н. В., Тишкин В. Ф., Фаворский А. П.. Математическая модель гемодинамики сердечно-сосудистой системы. Дифференциальные уравнения, 1997, 33(7), с.892-898.
3. Абакумов М. В. Методика математического моделирования сердечно-сосудистой системы / Абакумов М. В., Ашметков И. В., Есикова Н. Б. // Московский государственный университет им. М.В Ломоносова; Институт математического моделирования РАН. – 2000.
4. Амосов Н. М. Физическая активность и сердце / Амосов Н. М., Бендет Я. А. // К.: Здоров'я. – 1989. – С. 216.
5. Амосов Н. М., Палец Б. Л., Агапов Б. Т., Ермакова И. И., Лябах Е. Г., Пацкина С. А., Соловьев В. П. Теоретическое исследование физиологических систем. Математическое моделирование. – К.: Наукова думка, 1977.
6. Андронов А. А., Качественная теория динамических систем второго порядка / А. А. Андронов, Е. А. Леонтович, И. И. Гордон, А. Г. Майер. — Москва : Наука, 1966. — 568 с.
7. Аронов Д. М. Функциональные пробы с физической нагрузкой // Болезни сердца и сосудов: Руководство для врачей Т. 1 / Под ред. Е. И. Чазова. М., 1992. С. 292–311.
8. Астраханцева Е. В. Математическое моделирование гемодинамики крупных кровеносных сосудов / Е.В. Астраханцева, В. Ю. Гидаснов, Д. Л. Ревизников // Математическое моделирование. – 2005. – Т. 17,

- № 8. – С. 61 – 80.
9. Ашихмин В. Н., «Введение в математическое моделирование» / [В. Н. Ашихмин, М. Б. Гитман, И. Э. Келлер, О. Б. Неймарк, В. Ю. Столбов, П. В. Трусов, П. Г. Фрик] ; под ред. П. В. Трусова. — Москва: Университетская книга, Логос, 2007. — 440 с.
 10. Башкина Г. «Адаптивная идентификация распределенных систем при размытом наблюдении», // Башкина Г., Дьячко А., Клейман Г., Мочалов И., / КУБЕРНЕТИКА – ТОМ 19 (1983), Выпуск №1.
 11. Бураковский В. И., Бокерия Л. А., Газизова Д. Ш., Лищук В. А., Люде М. Н., Работников В. С., Соколов М. В., Цховребров С. В. — М. 1995.
 12. Владимиров Ю. А., Биофизика / Владимиров Ю. А., Рощупкин Д. И., Потапенко А. Я., Деев А. И. // – М.: Медицина, 1983. – с. 225 – 236.
 13. Власенко К. Л. Роль физической реабилитации в оптимизации состояния больных с заболеваниями сердечно-сосудистой системы [Текст] / К. Л. Власенко, Н. В. Новосад, Е. Н. Параева: 6, 2007. – (Педагогіка, психологія та мед.-біол. пробл. фіз. виховання і спорту) // Педагогіка, психологія та мед.-біол. пробл. фіз. виховання і спорту. – С.56-59
 14. 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.
 15. 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.
 16. Вовкодав О. В. Математична модель динаміки пульсу та тиску

- при оцінці допустимості фізичних навантажень / Вовкодав О. В., Пасічник Р. М. // Міжнародний науково-технічний журнал «Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах» №2 (47), Хмельницький – 2014. С. 158-162.
17. 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.
 18. 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.
 19. 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.
 20. 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.
 21. 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.
 22. 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

23. Вовкодав О. В. Основы 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.
24. 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.
25. Гайтон А., «Минутный объём сердца и его регуляция». – М.: Мир, 1969.
26. Гузій О. В. Лікувальна фізична культура [Електронний ресурс] / Гузій О. В. – Режим доступу до ресурсу: http://3w.ldufk.edu.ua/files/kafedry/zdorov.../lfk/.../lek%202_lfk%204fs.pdf.
27. Григорян Р. Д. Основы математической теории и имитационные исследования барорефлекторной регуляции гемодинамики // Дисс. Докт. биол. наук., Киев.- –1992. – 202 с.
28. Григорян Р. Д. Программный имитатор сердечно-сосудистой системы человека на основе ее математической модели / Григорян Р. Д., Лиссов П. Н.. // Проблемы програмування. – 2004. – №4. – С. 100–112.
29. Гриченко В. Т. Модель взаимо-действия сердечно-сосудистой и респираторной систем / Гриченко В. Т., Рудницький А. Г. // Акустичний вісник. – 2006. – С. 16 – 26.
30. Гродинз Ф. С. Теория регулирования и биологические системы. – Пер. с англ. – М.: Мир, 1966.- 256 с.
31. Демоскоп Weekly № 617 – 618 3-16 ноября 2014 «Наибольшее влияние на изменение уровня смертности оказывают болезни системы кровообращения и внешние причины смерти» – [Електронний ресурс] Режим доступу до ресурсу :

- <http://www.kardi.ru/ru/index/Article?ViewType=view&Id=14>, вільний
32. Жаботинский А. М. Концентрационные автоколебания / А. М. Жаботинский — Москва : Наука, 1974. — 179 с.
 33. Жадейко Р. Сердечно-сосудистые заболевания – основная причина смертности на Земле. – [Электронный ресурс] Режим доступа : <http://www.kardi.ru/ru/index/Article?ViewType=view&Id=14>, вільний
 34. Зозуля І. С. Епідеміологія цереброваскулярних захворювань в Україні. [Електронний ресурс] / Зозуля І.С., Зозуля А.І.. – 2011. – Режим доступу до ресурсу: <http://www.umj.com.ua/article/19153/epidemiologiya-cerebrovaskulyarnix-zahvoryuvan-v-ukraini>.
 35. Ивахненко А. Г., «Индуктивный метод самоорганизации моделей сложных систем» / А. Г. Ивахненко. — Київ : Наукова думка, 1981. — 296 с.
 36. Иерусалимский Н. Д., Неронова Н. М. Количественная зависимость между концентрацией продуктов обмена и скоростью роста микроорганизмов // Докл. АН СССР. — Москва, 1965. — Т. 161. — С. 1437–1440.
 37. Кафаров В. В., Системный анализ процессов химической технологии. Основы стратегии / В. В. Кафаров, И. Н. Дорохов — Москва : Наука, 1976. — 499 с.
 38. Корилов А. М., «Адаптивные динамические системы идентификации и управления в условиях неопределенности», // Корилов А. М., Сергеев В. Л., Севостьянов Д. В., Сергеев П. В., Аниканов А. С., УПРАВЛЕНИЕ, ВЫЧИСЛИТЕЛЬНАЯ ТЕХНИКА И ИНФОРМАТИКА: ТУСУРа, № 2 (22), 2010.
 39. Кюрегян С. Г. Математическая модель сердечно-сосудистой системы организма при физической нагрузке, / Кюрегян С. Г., Петросян Т. Г., Изв. НАН РА и ГИУА. Сер. ТН. 2005. Т. LVIII, №3.
 40. Ландау Л. Д. Гидродинамика / Ландау Л. Д., Лифшиц Е. М.. – Москва: Наука, 1988.

41. Лищук В. А. Математическая теория кровообращения / Лищук В. А. – Москва: Медицина, 1991. – 256 с.
42. Лищук В. А. Клиническая физиология кровообращения / Лищук В. А., Амосов Г. Г., Фролов С. В. // Математическая модель сосуда в частных производных. Часть 1 / Лищук В. А., Амосов Г. Г., Фролов С. В., 2006. – (3). – С. 37–44.
43. Лищук В. А., Клиническая физиология крово-обращения / Лищук В. А., Амосов Г. Г, Фролов С. В // Математическая модель сосуда в обыкновенных производных как инструмент для исследования сосудистой патологии. Часть 2 / Лищук В. А., Амосов Г. Г, Фролов С. В., 2007. – (1). – С. 64–70.
44. Ляпунов А. М., Общая задача об устойчивости движения / А. М. Ляпунов. — Москва : Гос. изд-во техн.-теор. лит, 1950. — 473 с.
45. Мари Дж. Нелинейные дифференциальные уравнения в биологии. Лекции о моделях / Дж. Мари; пер. с англ. В. Г. Бабского; под ред. А. Д. Мышкиса. — Москва : Мир, 1983. — 397 с.
46. Марковский. М. В., Оценка коэффициентов систем нелинейных дифференциальных уравнений с помощью аппроксимации. Сборник научных трудов «Научной сессии МИФИ-99», / Марковский. М. В.. – том 7, Москва: МИФИ, 1999.
47. Методика математического моделирования сердечно-сосудистой системы / М. В. Абакумов, И. В. Ашметков, Н. Б. Есикова и др. // Математическое моделирование. — 2000. — Т. 12, № 2. — С. 106–117.
48. Мхитарян А. Сравнительный анализ математических моделей дыхательной системы организма / Мхитарян А., Петросян Т., Кюрегян С.. // Сб. материалов студенческой юбилейной конференции ГИУА.. – Ереван, 2003. – С. 189–191.
49. Орловский С. А. Проблемы принятия решений при нечеткой исходной информации / С. А. Орловский — Москва: “Радио и связь”, 1981. — 286 с.

50. Пасічник Р. М. Ідентифікація моделі броварного бродіння в умовах невизначеності / Пасічник Р. М, Піговський Ю. Р // Вісник Вінницького політехнічного інституту – Вінниця, 2007. – (1). – С. 10–15.
51. Петросян Т. Математическое моделирование влияний внешних воздействий на сердечно-сосудистую системы организма / Петросян Т., Мхитарян А., Кюрегян С. // Сб. материалов студенческой юбилейной конференции ГИУА – Ереван, 2003. – С. 187–189.
52. Пономаренко В. И. Значение адекватного витаминного статуса для оптимизации эффективности реабилитации алиментарных программ в специализированных санаторно-курортных отделениях кардиологического профиля // Там же.- Ч. II.- С. 107-112.
53. Пономаренко В. И. Физиолого-гигиенические требования к санаторным алиментарным программам постинфарктных больных // Матеріали Української наук.-практ. конф. з між.участю «Нетрадиційні методи діагностики і лікування в курортній практиці». – Ч.1. – 1997. – С.33-36.
54. Романовский Ю. М. «Математическая биофизика» / Ю. М. Романовский, Н. В. Степанова, Д. С. Чернавский. — Москва : Наука, 1984. — 304 с.
55. Рубин А. Б., Биофизика / А. Б. Рубин— Москва : Университет, 1999. — Т. 1. — 448 с.
56. Савицкий Н. Н. Некоторые методы исследования и функциональной оценки системы кровообращения / Н.Н. Савицкий. — Л. : Медицина, 1956. — 329 с.
57. Сергеев В. Л. Интегрированные системы идентификации: учеб. пособие. – Томск: Изд-во НТЛ, 2004. – 238 с.
58. Симаков, С. С. Численное моделирование сердечно-сосудистой и дыхательной систем организма человека с учетом их взаимодействия: дис. канд. техн. наук: 05.13.18 / С. С. Симаков. – М. : МФТИ, 2006. – 115 с.
59. Соколова И. В. Основы механизма пульсовой гемодинамики и его

- уточнение за счет введения активной диастолической деятельности миокарда / И. В. Соколова // Биомедицинская радиоэлектроника. — 2001 — № 5–6. — С. 53–61.
60. Соколова Т. В. Математические модели некоторых механизмов регуляции гемодинамики : автореф. дис. на здобуття наук. ступеня канд. фіз.-мат. наук : спец. 05.13.18 / Соколова Т. В. – Москва, 2007. – 142 с.
61. Сухан В. С. Лікувальна фізична культура при захворюваннях серцево-судинної системи [Електронний ресурс] / Сухан В. С, Дичка Л. В, Блага О. С – Режим доступу до ресурсу: <http://www.www.uzhnu.edu.ua/uk/infocentre/get/2660>.
62. Орлов А. С. Эквивалентная схема большого круга кровообращения с генератором ударного объема [Електронний ресурс] / Орлов А. С, Семихатова Н. А. – Режим доступу до ресурсу: http://www.rusnauka.com/16_ADEN_2011/Medecine/4_88695.doc.htm.
63. Чибисов С. М., Подладчикова Т. В., Рагульская М. В., Стрелков Д. Г. Оценка и прогноз результатов мониторинга среднего артериального давления у различных возрастных групп // Научные труды VIII Международного конгресса «Здоровье и образование в XXI веке. Концепции болезней цивилизации», 14-17 ноября 2007, РУДН. – М.: 2007. – С. 731-742. – Режим доступу: <http://www.chronobiology.narod.ru/chibisovpodladchikova.html>, вільний.
64. Фалова О. Є. Физиология сердечно-сосудистой системы: методические указания / сост. О. Е. Фалова. – Ульяновск, 2005. – 16 с.
65. Федоткин И. М. Математическое моделирование технологических процессов : [учеб. пособие для хим.-технол. спец. техн. вузов] / И. М. Федоткин. — Київ : Вища школа, 1988. — 415 с.
66. Швед М. І., Левицька Л. В., Коваль В. Б., Вівчар Н. М., Ясеник З. А., Буртняк А. М. : Реабілітація хворих на інфаркт міокарда. Методичні рекомендації, ТМУ ім. І. Я. Горбачевського, Тернопіль – 2011.

67. Швед М. І. Сучасні стратегії лікування та реабілітації хворих на інфаркт міокарда / Швед М. І., Левицька Л. В.. – Київ, 2013. – 144 с. – (Медкнига).
68. 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.
69. 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. // Матеріали XV Національного конгресу кардіологів України Український кардіологічний журнал (4), Київ – 2014р. С. 109.
70. Шокин Ю. М. Метод дифференциальных приближений / Шокин Ю. М., Яненко Н. Н.. – Нов.: Наука, 1976.
71. Эйкхофф П. Основы идентификации систем управления: оценивание параметров и состояния / П. Эйкхофф ; [пер. с англ. В. А. Лотоцкий, А. С. Мандель ; под ред. Н. С. Райбмана]. — Москва : Мир, 1975. — 681 с.
72. Abakumov M. V. Mathematical Model of Hemodynamics of Cardiovascular System / Abakumov M. V., Gavrilyuk K. V., Favorskii A. P.. // Differential. Equations. – 1997. – №3. – С. 892–898.
73. Agrawal A. Structural Modeling and Analysis of Cardiovascular Systems (CVS): GraphTheoretic Approach / A. Agrawal, A. A. Ghatol, V. P. Agrawal // The IUP Journal of Computer Sciences. – 2008. – P. 241–266.
74. Bellman R., Mathematical Methods in Medicine, World Scientific,

- Singapore 1983.
75. Belohlavek M. Real-time strain rate imaging: validation of peak compression and expansion rates by a tissue-mimicking phantom / Belohlavek M., Bartleson V. B., and Zobitz M. E. // *Echocardiography* 18:565–571, 2001.
 76. Bykovyy P. Genetic Algorithm Implementation for Distributed Security Systems Optimization / P. Bykovyy, Y. Pigovsky, V. Kochan, A. Sachenko, G. Markowsky, S. Aksoy // *Proceedings of the IEEE Conference on Computational Intelligence for Measurement Systems and Applications: CIMSA 2008*. — Istanbul, Turkey, 2008. — P. 120–124.
 77. Christopher E. Kees «C++ Implementations of Numerical Methods for Solving Differential-Algebraic Equations: Design and Optimization Considerations» / Christopher E. Kees And Cass T. Miller, // *ACM Transactions on Mathematical Software*, Volume 25 Issue 4, Dec. 1999.
 78. Coote J. H., «Cardiovascular responses to exercise: central and reflex contributions», in *Cardiovascular regulation* / D. Jordan and J. Marshall, Eds. // London: Portland Press, 1995, PP. 93-111.
 79. De Boer R. W. Relationships between short-term blood pressure fluctuations and heart variability in resting subjects / De Boer R. W., Karemaker J. M., Stracker J. // *I. A spectral analysis approach*. Ibid. P. 352–358.
 80. DeBoer R. W. Hemodynamic fluctuations and baroreflex sensitivity in humans: A beat-to-beat model / DeBoer R. W., Karemaker J. M., Strakee J. // *Amer. J. Physiol.*— 1987.— 253.— P. H680–H689.
 81. Dylewicz P Wybrane problemy rehabilitacji pozawałowej. / Dylewicz P., Przywarska J., Borowicz-Bieńkowska S. et. al. // In: Opolski G, Filipiak KJ, Poloński L eds. *Ostre zespoły wieńcowe*. Chapter 15. Urban & Partner, Wrocław 2002; 465–471.
 82. Eckert S. and Horstkotte D., «Comparison of Portapres noninvasive blood pressure measurement in the finger with intra-aortic pressure measurement during incremental bicycle exercise», *Blood Press. Monit.*, vol. 7, no. 3,

- pp. 179–183, 2002.
83. Evdokimov A. V. Computation of the heart model with fuzzy parameters by the method of linearization / Evdokimov A. V., Simakov S. S. // Proceedings of the 14-th conference of European Society of Biomechanics: CD-ROM. — Netherlands, 2004. — P. 2043.
 84. Gadcarri T. Mathematical modeling of blood flow in the presence of atherosclerosis / T. Gadcarri, A. Jeremic // Excerpt from the Proc. of the COMSOL Users Conf. Boston. – 2006. – P. 879–886.
 85. Gear C. W., «Simultaneous Numerical Solution of Differential-Algebraic Equations», IEEE Transactions on Circuit Theory, vol. 18, no. 1, Jan. 1971. – PP. 89-95
 86. Grygoryan R. D. Informational technology for modelling of fighters medical testing procedures by centrifuge accelerations / Grygoryan R. D., Kochetenko E. M. // Selection & Training Advances in Aviation: AGARD Conference Proceedings 588; Prague, May 25-31, PP3,1996. – P. 1-12.
 87. Hagleitner C. «CMOS Single-chip gas detection system comprising capacitive, calorimetric and mass-sensitive microsensors» / Hagleitner C., Lange D., Hierlemann A., Brand O., Baltes H. // IEEE Journal of Solid-State Circuits, vol. 37, December 2002. – PP. 1867-1878
 88. Halin N. «The LifeShirt system for wireless patient monitoring in the operating room» / Halin N., Junnila M., Loula P. and Aarnio P. // Journal of Telemedicine and Telecare, 11, 2005, PP. 41-43.
 89. Huntsman L. L. «Metabolic autoregulation of blood flow in skeletal muscle: a model, in: Cardiovascular System Dynamics», edited by J. Baan, A. Noordergraaf, and J. Raines / Huntsman L. L., Noordergraaf A., and Attinger E. O. // MIT Press, Cambridge 1978, PP. 400-414.
 90. Ikeda N. A model of overall regulation of body fluid / Ikeda N., Marumo F., Shirataca N. // IEEE Trans. Biomed. Eng. – 1979. – Vol. 7. – P. 135-166.
 91. Jerry J. Batzel Cardiovascular and respiratory systems: modeling, analysis, and control / Jerry J. Batzel, Franz Kappel, Daniel Schneditz, Hien T. Tran. –

- SIAM, (December 12, 2006). – 289 p.
92. Kappel F. Aspects of control of the cardiovascular-respiratory system during orthostatic stress induced by lower body negative pressure / Kappel F., Fink M., and Batzel J. // *Mathematical Biosciences*, 206 (2007), PP. 273–308.
 93. Kappel F. «A model for the cardiovascular system under an ergometric workload» / Kappel F., Lafer S., and Peer R. O. // *Surv. Math. Ind.* 7, PP. 239-250, 1997.
 94. Kappel F. «Implementation of a cardiovascular model and algorithms for parameteridentification» / Kappel F., Peer R. O. // *SFB Optimierung und Kontrolle, Karl-Franzens-Universität Graz, Bericht Nr. 26*, 1995.
 95. Kappel F. A mathematical model for fundamental regulation processes in the cardiovascular model / Kappel F., Peer R. O. // *J. Math. Biol.*31, PP. 611-631, 1993.
 96. Khoo M.C.K. Factors inducing periodic breathing in humans: a general model / Khoo M.C.K., Kronauer R. E., Strohl K. P., Slutsky A. S. // *J. Application Physiology*. – 1982. – V. 53. – P. 644-659.
 97. Klabunde R. E., *Cardiovascular Physiology Concepts*, Lippincott Williams & Wilkins, 2005.
 98. Klinke R., Silbernagl S. (Eds.), *Lehrbuch der Physiologie*, Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 1994.
 99. LaCourse J. R. «Simulations of arterial pressure pulse using a transmission model» / LaCourse J. R., Mohankrishnan G., Sivaprasad K. // *Journal of Biomechanics*. – 1986. – №19. – P. 771-780.
 100. Lafer S., *Mathematical Modelling of the Baroreceptor Loop*, PhD thesis, University of Graz, Institute for Mathematics and Scientific Computing, 1996.
 101. Levick J., *An Introduction to Cardiovascular Physiology*, Oxford University Press, New York, 4th ed., 2003.
 102. Ling J. «Continuous cardiac output determination from blood pressure

- waveforms using a fuzzy logic model» / Ling J., Guerra J., Robey B., Winter D., // Proc. of the First Joint BMES/EMBS Conference Serving Humanity, Advancing Technology, p. 931, Atlanta, 1999.
103. Magosso E. «A mathematical model of CO₂ effect on cardiovascular regulation» / Magosso E., Ursino M., // Am J Physiol Heart Circ Physiol 281: H2036–H2052, 2001
 104. Magrini A., Guerrisi M., Arabia M., Staderini E. M., and C. Franconi, Control of the heart, in: Proceedings of the International Conference on Applications of Physics to Medicine and Biology, edited by G. Alberi, Z. Bajzer, P. Baxa, Trieste, Italy, 30.3. – 3.4. 1982, World Scientific, Singapore 1983, pp. 247-276.
 105. Michael C. K. Khoo, Richard E. Kronauer, Kingman P. Strohl, and Arthur S. Slutsky, Factors inducing periodic breathing in humans: a general model. American Physiological Society, P. 644-659
 106. Neil S. Cherniack and Guy S. Longobardo, Mathematical models of periodic breathing and their usefulness in understanding cardiovascular and respiratory disorders, Experimental Physiology – Modelling of Biological Systems 2006 91.2 pp 295–305.
 107. Noordergraaf A., Melbin J., Introducing the pump equation, in: T. Kenner, R. Busse, H. Hinghofer-Szalkay (Eds.), Cardiovascular System Dynamics: Models and Measurements, Plenum Press, New York, 1982.
 108. Oldridge N. B., Guyatt G. H., Fischer M. E., Rimm A. A. Cardiac rehabilitation after myocardial infarction. Combined experience of randomized clinical trials. JAMA, 1988; 260: 945–950.
 109. OLIMEX LTD – OLinuXino ARDUINO MAPLE PINGUINO ARM AVR MAXQ MSP430 PIC LOW COST DEVELOPMENT BOARDS [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: <https://www.olimex.com/>. — Назва з екрану.
 110. Olufsen M. Blood pressure and blood flow variation during postural change from sitting to standing: Model development and validation / Olufsen M.,

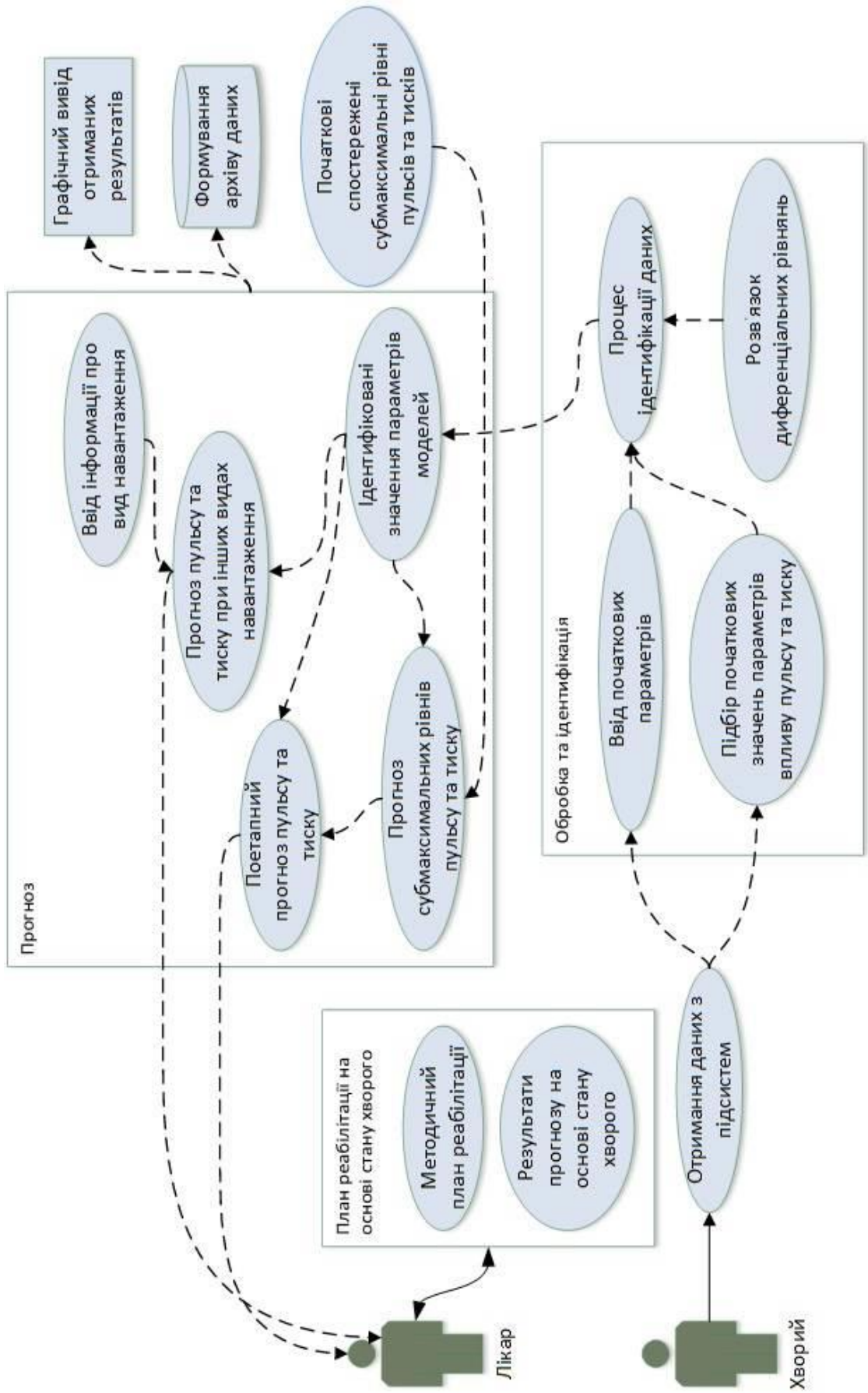
- Ottesen J., Tran H., Ellwein L., Lipsitz L., and Novak V., // *Journal of Applied Physiology*, 99 (2005).
111. Patel V. L., Ramoni M. F. *Cognitive Models of directional Inference in Expert Medical Reasoning // Expertise in Context: Human and Machine / Ed. P. Feltovich, K. Ford, R. Hoffman. Mento Park, CA: AAAI Press, 1997.*
 112. Patterson S. W., Piper H., Starling E. H. *The regulation of the heart beat // J. Physiol.*– 1914. – 48.– P. 465–513.
 113. Peskin C., *Mathematical Aspects of Physiology (Lectures in Applied Mathematics)*, American Mathematical Society, 1981.
 114. Popel A. S., Goldman D., Vadapalli A. *Modeling of oxygen diffusion from the blood vessels to intracellular organelles. Adv Exp Med Biol 530: 485–495, 2003.*
 115. Quarteroni A. *Modeling the cardiovascular system: a mathematical adventure – Part II // SIAM News 2000, 34 (6).*
 116. Randall J. F. and Jacot J., «*The Performance and Modelling of 8 Photovoltaic Materials under Variable Light Intensity and Spectra*», *World Renewable Energy Conference VII Proceedings, Cologne, Germany, 2002.*
 117. Raskovic D., Martin T. and Jovanov E., «*Medical monitoring applications for wearable computing*», *The Computer Journal*, vol. 47, no.4. 2004, PP.495-504.
 118. Reid Robert C., Prausnitz John M., Poling Bruce E. *The Properties of Gases and Liquids.* – New York: McGraw – Hill, Inc., 1987. – 741 p.
 119. Rideout V. *Computer simulation study of the pulmonary circulation / Rideout V., Katra J. // Simulation.* – 1969. – №12. – P.239-245.
 120. Rideout V., *Mathematical and Computer Modeling of Physiological Systems*, Prentice Hall, Englewood Cliffs, NJ, 1991.
 121. Schreiner W., «*Simulation of coronary circulation with special regard to the venous bed and coronary sinus occlusion*» / Schreiner W., Neumann F., Mohl W. // *Journal of Biomedical Engineering.* – 1990. – №12. – P.429-443.
 122. Scott Cohen , Alan , C. Hindmarsh ,*CVODE, A Stiff/Non-stiff Ode Solver In*

- C, Computers in Physics, Vol. 10, No. 2. (March 1996), PP. 138- 143.
123. Simakov S. S., Numerical simulations of cardiovascular diseases and global matter transport / S. S. Simakov, A. S. Kholodov, A. V. Evdokimov, Y. A. Kholodov // Proceedings of the International Conference Advanced Information and Telemedicine Technologies for Health. — Vol. 2. — Minsk: United Institute of Informatics Problems of the National Academy of Sciences of Belarus, 2005. — PP. 188 – 192.
 124. Sleight P., La Rovere M. T., Mortara A. et al. Physiology and pathophysiology of heart rate variability in humans: is power spectral analysis largely an index of baroreflex gain // Clin. Sci. 1995. Vol. 88. № 1. PP. 103–109.
 125. Steiner L. A. «Validation of a tonometric noninvasive arterial blood pressure monitor in the intensive care setting» / Steiner L. A., Johnston A. J., Salvador R., Czosnyka M., Menon D. K. // Anaesthesia, 58, PP. 448-454, 2003.
 126. Stettler J. Theoretical analysis of arterial hemodynamics including the influence of bifurcations. Part I: mathematical models and prediction of normal pulse patterns / Stettler J., Niederer P., Anliker M. // Ann. Biomed. Eng. – 2002. – №30. – PP.612-623.
 127. Schreiner W., «Simulation of coronary circulation with special regard to the venous bed and coronary sinus occlusion» / Schreiner W., Neumann F., Mohl W. // Journal of Biomedical Engineering. – 1990. – №12. – P.429-443.
 128. Sugo Y. «Comparison of the relationship between blood pressure and pulse wave transit times at different sites» / Sugo Y., Tanaka R., Soma T., Kasuya H., Sasaki T., Sekiguchi T., Hosaka H., Ochiai R., , // Proc. of the First Joint BMES/EMBS Conference Serving Humanity, Advancing Technology, p. 222, Atlanta, 1999.
 129. Timischl S. A Global Model for the Cardiovascular and Respiratory System: diss. of the requirements for the degree Doktor Rerum Naturalium / Susanne Timischl. – Karl-Franzens University of Graz. 1998.

130. Tsuruta H., Sato T., Shirataka M., Ikeda N., Mathematical model of the cardiovascular mechanics for diagnostic analysis and treatment of heart failure: part 1 model description and theoretical analysis, *Med Biol Eng Comp* 32 (1) (1994) 3–11.
131. Ursino M. Acute cardiovascular response to isocapnic hypoxia / Ursino M., Magosso E. // *Am J Physiol Heart Circ Physiol*. – 2000. – №279. – PP. 149–165..
132. Ursino M and Magosso E. Acute cardiovascular response to isocapnic hypoxia. II. Model validation. *Am J Physiol Heart Circ Physiol* 279: H166–H175, 2000.
133. Ursino M. Interaction between carotid baroregulation and the pulsating heart: a mathematical model // *Am. J. Physiol.* – 1998. - V. 275. – P.1733–1747.
134. Veneziani A. Mathematical and Numerical Modelling of Blood Flow Problems / PhD thesis, Politecnico di Milano, Italy, 1998.
135. 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.
136. 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, Ukraine, 2012. – P. 231-232.
137. 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.
138. Walker, W.; Polk, T.; Hande, A.; Bhatia, D. Remote Blood Pressure Monitoring Using a Wireless Sensor Network. *Proceedings of the IEEE Sixth Annual Emerging Information Technology Conference, Dallas,*

- Texas, 2006.
139. Wasserman K., Whipp B. J., Casaburi R., Respiratory control during exercise, in: A. P. Fishman, N. S. Cherniack, J. G. Widdicombe, S. R. Geiger (Eds.), Handbook of Physiology, Section 3: The Respiratory System, Vol. Volume II, Control of Breathing, Part 2, Am Phys Soc, Bethesda, Maryland, 1986.
 140. Westerhof N. Snapshots of Hemodynamics / Westerhof N., Stergiopoulos N., Noble M.. // Springer. – 2005.
 141. Whittam A. M. Heart rate and blood pressure variability in normal subjects compared with data from beat-to-beat models developed from de Boer's model of the cardiovascular system / Whittam A.M., Claytont R.H., Lord S.W. et al. // *Physiol. Meas.* 2000. Vol. 21. № 2. P. 305–318.
 142. Wibmer M. «One-Dimensional Simulation of Arterial Blood Flow With Applications», Ph.D. dissertation, Inst. Anal. Sci. Comput., Vienna Univ. Technol., Vienna, Austria, 2004.
 143. Yang, B H. Cuffless Continuous Monitoring of Blood Pressure using Hemodynamic Model / Yang, B H., Asada, H H., Zhang, Yi.. // The Home Automation and Healthcare Consortium Progress Report No. 2-3.
 144. Yermakova I., Lyabakh K. Use of mathematical models in assessment of human health // *Med.&Biol. Eng. And Computing.* – 1999. – Vol.39, Suppl.2.- P.860-861.
 145. Zitzler E. Multiobjective evolutionary algorithms: a comparative case study and the strength Pareto approach / E. Zitzler, L. Thiele // *IEEE Transactions on Evolutionary Computation.* — 1999. — Vol. 3, № 4. — P. 257–271.

Додаток А. Діаграма варіантів використання підсистем прогнозування впливу фізичних навантажень



Додаток Б. Лістинг блоку модуля ідентифікації вхідних параметрів

```

...//
global H0 P0 H1 P1 A5 A6 iter
%початкові значення по пульсу і тиску
H0 = min(data(:,2)); %пульс
P0 = min(data(:,3)); %тиск
H1 = data(1,2)-H0; %надлишковий пульс
P1 = data(1,3)-P0; %надлишковий тиск
Wt = data(:,1); %часовий масив
W1 = data(:,4); %масив навантаження
W11 = W1; %масив навантаження з одиничним зсувом
W11(5) = W1(4);
st = size(data);
for i=2:st(1)
    if (i*dtt < tz)
        WW(i)=(W1(i)-W1(i-1))/dt;
    else
        WW(i)=0;
    end
end
WW(1)=WW(2);
Wtt = WW;
% Початкове наближення:
disp('Вивід початкових умов:')
a10 = (data(3,2)-data(1,2))/(data(3,4)-data(1,4))
a20 = (data(4,2)-data(3,2))/(2*data(2,1)*data(4,2))
a30 = (data(3,3)-data(1,3))/(data(3,4)-data(1,4))
a40 = (data(4,3)-data(3,3))/(2*data(2,1)*data(4,3))

x0=[
    a10; %A1
    a20; %A2
    a30; %A3
    a40; %A4
];
iter = 0;
options = optimset ('MaxFunEvals', ...
    1e3, ... %Обмеження_кількості_обчислень_цільової_функції,
    'Display','iter',...
    'MaxIter', 10,... %Обмеження_кількості_ітерацій,
    'TolFun', 1e-2); % критерій_зупинки_ідентифікації)
x = lsqnonlin(@fun,x0,[],[],options,data,Wt,W1,W11,WW,tz,We)
% Рахуємо модельну оцінку при використанні початкового наближення
параметрів:
[Y0,T] = ode_res(x0,Wt,W1,W11,WW,tz,We);
HP0 = [H0,P0];
[Tr,Yp] = ode15s(@(t,y) fun_ode(t,y,x,Wt,W1,W11,WW,tz,We), 0:0.1:39,[H1;
P1]);
j=1;
for i=1:30:391
    Yr(j,1)=Yp(i,1)+H0;
    Yr(j,2)=Yp(i,2)+P0;
    j=j+1;
end
D=Yr
%пошук абсолютної та відносної похибок
Ayerr = [yr(:,1),yr(:,2)-data(:,2),yr(:,3)-data(:,3)]; %таблиця абсолютних
похибок
disp('Таблиця похибок')
Dyerr = [yr(:,1),Ayerr(:,2)./data(:,2),Ayerr(:,3)./data(:,3)] %таблиця
відносних похибок
%пошук максимальних значень похибок
max_Dh = max(Dyerr(:,2))

```



```

max_Dp = max(Dyerr(:,3))
% Побудова графіків по пульсу та тиску
for k=1:size(Y,2)
    if (k==1)
        figure(k),hold off
        plot(data(:,1),data(:,1+k),'kp','LineWidth',2),hold on
        plot(Tp,Yp(:,k)+HP0(k),'k-','LineWidth',2)
        title(['Modeling heart rate, max error = ',num2str(mnmxH*100),'%'])
        xlabel('Time');
        ylabel('Arterial pulse');
        grid on
        legend({'Observation','Identification'},'FontName','Arial CYR')
    else
        figure(k),hold off
        plot(data(:,1),data(:,1+k),'kp','LineWidth',2),hold on
        plot(Tp,Yp(:,k)+HP0(k),'k-','LineWidth',2)
        title(['Modeling arterial pressure, max error = ',num2str(mnmxP*100),'%'])
        xlabel('Time');
        ylabel('Arterial pressure');
        grid on
        legend({'Observation','Identification'},'FontName','Arial CYR')
    end
end

function error = fun(A,data,Wt,Wl,Wl1,WW,tz,We)
global H0 P0
% Обчислюємо модельну оцінку при встановленні параметрів відповідно до
% вектора A:
[Y,T] = ode_res(A,Wt,Wl,Wl1,WW,tz,We);
% Вибираємо тільки ті часові вузли,
% де є спостереження (перший стовпчик матриці data - час
% у який було знято спостереження):
Y=Y(data(:,1)+1,:);
%Формуємо вектор-функцію ідентифікації (різниця між експериментом і
%моделлю). Починаючи з другого стовпчика матриці data --
%ЧСС, пульсу та навантаження
error = [Y(:,1)+H0-data(:,2); Y(:,2)+P0-data(:,3)];
function [Y,T] = ode_res(A,Wt,Wl,Wl1,WW,tz,We)
global H1 P1
% Початкові умови:
% h0 = 1; % Надлишковий пульс
% p0 = 1; % Надлишковий тиск
[T,Y] = ode15s(@(t,y) fun_ode(t,y,A,Wt,Wl,Wl1,WW,tz,We), 0:39,[H1; P1]);
...//

```

Додаток В. Лістинг блоку модуля вибору параметрів адаптації організму після зняття навантаження

```

...//

global H0 P0 H1 P1 A5 A6 iter
%початкові значення по пульсу і тиску
H0 = min(data(:,2)); %пульс
P0 = min(data(:,3)); %тиск
H1 = data(1,2)-H0; %надлишковий пульс
P1 = data(1,3)-P0; %надлишковий тиск
Wt = data(:,1); %часовий масив
W1 = data(:,4); %масив навантаження
W11 = W1; %масив навантаження з одиничним зсувом
W11(5) = W1(4);
st = size(data);
for i=2:st(1)
    if (i*dtt < tz)
        WW(i)=(W1(i)-W1(i-1))/dt;
    else
        WW(i)=0;
    end
end
WW(1)=WW(2);
Wtt = WW;
% Початкове наближення:
disp('Вивід початкових умов:')
a10 = (data(3,2)-data(1,2))/(data(3,4)-data(1,4))
a20 = (data(4,2)-data(3,2))/(2*data(2,1)*data(4,2))
a30 = (data(3,3)-data(1,3))/(data(3,4)-data(1,4))
a40 = (data(4,3)-data(3,3))/(2*data(2,1)*data(4,3))

x0=[
    a10; %A1
    a20; %A2
    a30; %A3
    a40; %A4
    ];
iter = 0;

mnmH=10;
for k1=1.1:0.1:2
    A5=k1;
    options = optimset ('MaxFunEvals', ...
    1e3, ... %Обмеження_кількості_обчислень_цільової_функції,
    'Display', 'iter',...
    'MaxIter', 10,... %Обмеження_кількості_ітерацій,
    'TolFun', 1e-2); % критерій_зупинки_ідентифікації)
    x = lsqnonlin(@fun,x0,[],[],options,data,Wt,W1,W11,WW,tz,We);
    % Рахуємо модельну оцінку при використанні початкового наближення
    параметрів:
    [Y0,T] = ode_res(x0,Wt,W1,W11,WW,tz,We);
    HPO = [H0,P0];
    [Tp,Yp] = ode15s(@(t,y)fun_ode(t,y,x,Wt,W1,W11,WW,tz,We), 0:0.1:39,[H1;
    P1]);
    % Рахуємо результат ідентифікації:
    [Y,T] = ode_res(x,Wt,W1,W11,WW,tz,We);
    y = [T(1:3:end) Y(1:3:end,:)];%стрічка зміни кроку по часу
    yr = [y(:,1),y(:,2)+H0,y(:,3)+P0];
    %пошук абсолютної та відносної похибок
    Ayerr = [yr(:,1),yr(:,2)-data(:,2),yr(:,3)-data(:,3)]; %таблиця абсолютних
    похибок

```

```

Dyerr = [yr(:,1),Ayerr(:,2)./data(:,2),Ayerr(:,3)./data(:,3)]; %таблиця
відносних похибок
%пошук максимальних значень похибок
max_Dh = max(Dyerr(:,2))
maxERRh = max(max_Dh);
    if (mnmxH>maxERRh)
        mnx=x;
        mA5 = A5;
        mnmxH = maxERRh;
    end
end
x = mnx;
A5 = mA5;
mnmxP=10;
    for k2=0.5:0.1:2
        A6=k2;
options = optimset ('MaxFunEvals', ...
1e3, ... %Обмеження_кількості_обчислень_цільової_функції,
'Display','iter',...
'MaxIter', 10,... %Обмеження_кількості_ітерацій,
'TolFun', 1e-2); % критерій_зупинки_ідентифікації)
x = lsqnonlin(@fun,x0,[],[],options,data,Wt,W1,W11,WW,tz,We);
% Рахуємо модельну оцінку при використанні початкового наближення
параметрів:
[Y0,T] = ode_res(x0,Wt,W1,W11,WW,tz,We);
HP0 = [H0,P0];
[Tr,Yp] = ode15s(@(t,y)fun_ode(t,y,x,Wt,W1,W11,WW,tz,We), 0:0.1:39,[H1;
P1]);
% Рахуємо результат ідентифікації:
[Y,T] = ode_res(x,Wt,W1,W11,WW,tz,We);
y = [T(1:3:end) Y(1:3:end,:)];%стрічка зміни кроку по часу
yr = [y(:,1),y(:,2)+H0,y(:,3)+P0]
dt=data(:, :)
%пошук абсолютної та відносної похибок
Ayerr = [yr(:,1),yr(:,2)-data(:,2),yr(:,3)-data(:,3)]; %таблиця абсолютних
похибок
Dyerr = [yr(:,1),Ayerr(:,2)./data(:,2),Ayerr(:,3)./data(:,3)]; %таблиця
відносних похибок
%пошук максимальних значень похибок
max_Dp = max(Dyerr(:,3))
maxERRp = max(max_Dp);
if (mnmxP>maxERRp)
    mnx=x;
    mA6 = A6;
    mnmxP = maxERRp;
end
end
x = mnx;
A6 = mA6;
A5 = mA5
errorH = mnmxH
A6 = mA6
errorP = mnmxP

...//

```

Додаток Д. Лістинг модуля прогнозування значень пульсу та тиску при використанні толерантності до фізичних навантажень для процесу реабілітації

```

function Progn_EXP_1_4 %перший прогноз по найтяжчому хворому
% Експериментальні дані, по яких проводиться ідентифікація для отримання
результатів прогнозу:
clc;
close all;
data=[
%час  пульс  тиск  робота
0  96  155  0
3  124  165  25
6  126  180  25
9  130  200  50
12  131  200  0
15  117  200  0
18  111  180  0
21  108  172  0
24  104  170  0
27  88  170  0
30  86  172  0
33  86  170  0
36  78  150  0
39  80  145  0
];
data_next = [
0  94  150  0
3  115  165  25
6  110  175  25
9  120  180  50
12  122  178  0
15  110  175  0
18  95  172  0
21  92  170  0
24  97  165  0
27  95  164  0
30  91  160  0
33  92  145  0
36  88  141  0
39  88  140  0
];
We = 50; %навантаження перед його зняттям
dt = 3; %тривалість інтервалу
tz = 39; %час закінчення
global H0 P0 H1 P1 H2 P2 A5 A6 H01 P01 W11 iter
%початкові значення по пульсу і тиску
H0 = min(data(:,2)); %пульс
P0 = min(data(:,3)); %тиск
H1 = data(1,2)-H0; %надлишковий пульс
P1 = data(1,3)-P0; %надлишковий тиск
Hpr = 81
Ppr = data(1,3)*max(data_next(:,3))/max(data(:,3))
H01 = Hpr
P01 = Ppr
H2 = Hpr-H01
P2 = Ppr-P01
Wt = data(:,1); %часовий масив
W1 = data(:,4); %масив навантаження
W11 = W1; %масив навантаження з одиничним зсувом
W11(5) = W1(4);
st = size(data);

```

```

for i=2:st(1)
    if (i*dtt < tz)
        WW(i)=(W1(i)-W1(i-1))/dt;
    else
        WW(i)=0;
    end
end
WW(1)=WW(2);
Wtt = WW;
% Початкове наближення:
disp('Вивід початкових умов:');
a10 = (data(3,2)-data(1,2))/(data(3,4)-data(1,4));
a20 = (data(4,2)-data(3,2))/(2*data(2,1)*data(4,2));
a30 = (data(3,3)-data(1,3))/(data(3,4)-data(1,4));
a40 = (data(4,3)-data(3,3))/(2*data(2,1)*data(4,3));
x0=[
    a10; %A1
    a20; %A2
    a30; %A3
    a40; %A4
    ];
iter = 0;
options = optimset ('MaxFunEvals', ...
    1e3, ... %Обмеження_кількості_обчислень_цільової_функції,
    'Display','iter',...
    'MaxIter', 10,... %Обмеження_кількості_ітерацій,
    'TolFun', 1e-2); % критерій_зупинки_ідентифікації)
x = lsqnonlin(@fun,x0,[],[],options,data,Wt,W1,W11,WW,tz,We)
% Рахуємо модельну оцінку при використанні початкового наближення
параметрів:
[Y0,T] = ode_res(x0,Wt,W1,W11,WW,tz,We);
HP0 = [H0,P0];
[Tr,Yp] = ode15s(@ (t,y) fun_ode(t,y,x,Wt,W1,W11,WW,tz,We), 0:0.1:39,[H1;
P1]);
% Модельна оцінка для наступного періоду
HP01 = [H01,P01];
[Y,T] = ode_res_next(x0,Wt,W1,W11,WW,tz,We);
[Tr,Yp_next] = ode15s(@ (t,y) fun_ode(t,y,x,Wt,W1,W11,WW,tz,We),
0:0.1:39,[H2; P2])
% Рахуємо результат ідентифікації:
[Y,T] = ode_res(x,Wt,W1,W11,WW,tz,We);
y=[T(1:3:end) Y(1:3:end,:)];%стрічка зміни кроку по часу
Yr = [y(:,1),y(:,2)+H0,y(:,3)+P0];

j=1;
for i=1:30:391
    Yr(j,1)=Yp_next(i,1)+H01;
    Yr(j,2)=Yp_next(i,2)+P01;
    j=j+1;
end
D=Yr
%пошук абсолютної та відносної похибок для наступного кроку
Ayerr_next = [abs(D(:,1)-data_next(:,2)),abs(D(:,2)-data_next(:,3))];
%таблиця абсолютних похибок
Dyerr_next =
[Ayerr_next(:,1)./data_next(:,2),Ayerr_next(:,2)./data_next(:,3)] %таблиця
відносних похибок
%пошук максимальних значень похибок
max_Dh_next = max(Dyerr_next(:,1))
max_Dp_next = max(Dyerr_next(:,2))
% Побудова графіків по пульсу та тиску для наступного періоду
k0=2;
for k=1:size(Y,2)
    if (k==1)
        figure(k+k0),hold off
    end
end

```

```

plot(data_next(:,1),data_next(:,1+k),'kp','LineWidth',2),hold on
plot(Tp,Yp_next(:,k)+HP01(k),'k-','LineWidth',2)
title(['Моделювання          пульсу,          макс.          похибка          =
',num2str(max_Dh_next*100),'%'])
xlabel('Час');
ylabel('Пульс');
grid on
legend({'Спостереження','Прогноз'},'FontName','Arial CYR')
else
figure(k+k0),hold off
plot(data_next(:,1),data_next(:,1+k),'kp','LineWidth',2),hold on
plot(Tp,Yp_next(:,k)+HP01(k),'k-','LineWidth',2)
title(['Моделювання          тиску,          макс.          похибка          =
',num2str(max_Dp_next*100),'%'])
xlabel('Час');
ylabel('Тиск');
grid on
legend({'Спостереження','Прогноз'},'FontName','Arial CYR')
end
end
function error = fun(A,data,Wt,Wl,Wl1,WW,tz,We)
global H0 P0
% Обчислюємо модельну оцінку при встановленні параметрів відповідно до
вектора A:
[Y,T] = ode_res(A,Wt,Wl,Wl1,WW,tz,We);
% Вибираємо тільки ті часові вузли,
% де є спостереження (перший стовпчик матриці data - час
% у який було знято спостереження):
Y=Y(data(:,1)+1,:);
%Формуємо вектор-функцію ідентифікації (різниця між експериментом і
%моделлю). Починаючи з другого стовпчика матриці data --
%ЧСС, пульсу та навантаження
error = [Y(:,1)+H0-data(:,2); Y(:,2)+P0-data(:,3)];
function [Y,T] = ode_res(A,Wt,Wl,Wl1,WW,tz,We)
global H1 P1
[T,Y] = ode15s(@(t,y) fun_ode(t,y,A,Wt,Wl,Wl1,WW,tz,We), 0:39,[H1; P1]);
function [Y,T] = ode_res_next(A,Wt,Wl,Wl1,WW,tz,We)
global H1 P1 H2 P2
[T,Y] = ode15s(@(t,y) fun_ode(t,y,A,Wt,Wl,Wl1,WW,tz,We), 0:39,[H2; P2]);
function dy = fun_ode(t,y,A,Wt,Wl,Wl1,WW,tz,We)
global H0 P0 H1 P1 A5 A6
% Система диференціальних рівнянь відносно вектора параметрів A:
A1=0.76;
A2=0.021;
A3=0.85;
A4=0.26;
h = y(1);
p = y(2);
pp = pchip(Wt,Wl); %побудова коефіцієнтів для наближення
pW = pchip(Wt,WW); %навантаження та його похідної
pW1 = pchip(Wt,Wl1);
W = ppval(pp,t);
dW = ppval(pW,t);
W1W = ppval(pW1,t); %W1W зсув навантаження
dh = A1*dW.*W/(1+W1W)-A2*(1-W1W/(1+W1W))*h^A5;
dp = A3*dW.*W/(1+W1W)-A4*(1-W1W/(1+W1W))*p^A6;
dy = [
    dh
    dp
];

```

Додаток Е. Лістинг модуля прогнозування значень пульсу тиску при використанні допустимості фізичних навантажень для процесу реабілітації

```

function new_prognoz_hod %перше вимірювання по найтяжчому хворому
% Експериментальні дані, по яких проводиться ідентифікація:
clc;
close all;
C=20;
data=[
%час  пульс  тиск  робота
0  65  120  (0+C)
3  68  122  (10+C)
6  75  127  (43+C)
9  85  130  (100+C)
12 64  118  0
15 60  120  0
18 58  120  0
21 59  120  0
];

data_next = [
0  0
3  33.33333333333333
6  66.66666666666667
9  100
12 133.3333333333333
15 166.66666666666667
18 200
21 233.3333333333333
24 0
27 0
30 0
33 0
];

We = max(data_next(:,2)); %навантаження перед його зняттям
dtt = 3; %тривалість інтервалу
tz = max(data_next(:,1)); %час закінчення
global H0 P0 H1 P1 H2 P2 A5 A6 H01 P01 W11 iter

%початкові значення по пульсу і тиску
H0 = min(data(:,2)); %пульс
P0 = min(data(:,3)); %тиск
H1 = data(1,2)-H0; %надлишковий пульс
P1 = data(1,3)-P0; %надлишковий тиск

Wt = data_next(:,1); %часовий масив
W1 = data_next(:,2); %масив навантаження
W11 = W1; %масив навантаження з одиничним зсувом
W11(5) = W1(4);

st = size(data_next);
for i=2:st(1)
    if (i*dtt < tz)
        WW(i)=(W1(i)-W1(i-1))/dtt;
    else
        WW(i)=0;
    end
end
end

```

```

WW(1)=WW(2);
Wtt = WW;

iter = 0;
x = [
    0.3391
    0.2095
    0.2543
    0.9158
];
% Рахуємо результат ідентифікації:
[Y,T] = ode_res(x,Wt,W1,W11,WW,tz,We);
y = [T(1:3:end) Y(1:3:end,:)]; %стрічка зміни кроку по часу
yr = [y(:,1),y(:,2)+H0,y(:,3)+P0];

% Побудова графіків по пульсу та тиску для наступного періоду
k0=2;
for k=1:size(Y,2)
    if (k==1)
        figure(k+k0),hold off
        plot(data(:,1),data(:,1+k),'kp','LineWidth',2),hold on
        plot(T,Y(:,k)+H0,'k-','LineWidth',2)
        %plot(T,Y0(:,k)+HP0(k),'k--','LineWidth',2),'Початкове наближення'
        title(['Прогнозування пульсу']);
        xlabel('Час, хв. ');
        ylabel('Пульс, уд.хв');
        grid on
        legend({'Спостереження','Прогноз'},'FontName','Arial CYR')
    else
        figure(k+k0),hold off
        plot(data(:,1),data(:,1+k),'kp','LineWidth',2),hold on
        plot(T,Y(:,k)+P0,'k-','LineWidth',2)
        %plot(T,Y0(:,k)+HP0(k),'k--','LineWidth',2),'Початкове наближення'
        title(['Прогнозування артеріального тиску']);
        xlabel('Час, хв. ');
        ylabel('Артеріальний тиск, мм.рт.ст. ');
        grid on
        legend({'Спостереження','Прогноз'},'FontName','Arial CYR')
    end
end

function error = fun(A,data,Wt,W1,W11,WW,tz,We)
global H0 P0
% Обчислюємо модельну оцінку при встановленні параметрів відповідно до
% вектора A:
[Y,T] = ode_res(A,Wt,W1,W11,WW,tz,We);

% Вибираємо тільки ті часові вузли,
% де є спостереження (перший стовпчик матриці data - час
% у який було знято спостереження):
Y=Y(data(:,1)+1,:);

%Формуємо вектор-функцію ідентифікації (різниця між експериментом і
%моделлю). Починаючи з другого стовпчика матриці data --
%ЧСС, пульсу та навантаження
error = [Y(:,1)+H0-data(:,2); Y(:,2)+P0-data(:,3)];

function [Y,T] = ode_res(A,Wt,W1,W11,WW,tz,We)
global H1 P1
% Початкові умови:
% h0 = 1; % Надлишковий пульс
% p0 = 1; % Надлишковий тиск

```



```

[T,Y] = ode15s(@(t,y) fun_ode(t,y,A,Wt,W1,W11,WW,tz,We), 0:33, [H1; P1]);

function [Y,T] = ode_res_next(A,Wt,W1,W11,WW,tz,We)
global H1 P1 H2 P2
[T,Y] = ode15s(@(t,y) fun_ode(t,y,A,Wt,W1,W11,WW,tz,We), 0:33, [H2; P2]);

function dy = fun_ode(t,y,A,Wt,W1,W11,WW,tz,We)
global H0 P0 H1 P1 A5 A6
% Система диференціальних рівнянь відносно вектора параметрів A:
% A1=abs(A(1))
A1=0.3391;
A2=0.2095;
A3=0.2543;
A4=0.9158;

A5=2;
A6=2;

h = y(1);
p = y(2);

pp = pchip(Wt,W1); %побудова коефіцієнтів для наближення
pW = pchip(Wt,WW); %навантаження та його похідної
pW1 = pchip(Wt,W11);

W = ppval(pp,t);
dW = ppval(pW,t);
W1W = ppval(pW1,t); %W1W зсув навантаження

dh = A1*dW.*W/(1+W)-A2*(1-W/(1+W))*h^A5;
dp = A3*dW.*W/(1+W)-A4*(1-W/(1+W))*p^A6;
dy = [
    dh
    dp
    ];

```

Додаток Ж. Лістинг модуля отримання вхідних даних за допомогою послідовного порту

```

function varargout = serial_GUI_noICT(varargin)
% Author: Roger Yeh
% Copyright 2010 MathWorks, Inc.
% Version: 1.0 | Date: 2010.01.13

% SERIAL_GUI_NOICT M-file for serial_GUI_noICT.fig
% SERIAL_GUI_NOICT, by itself, creates a new SERIAL_GUI_NOICT or raises the
existing
% singleton*.
%
% H = SERIAL_GUI_NOICT returns the handle to a new SERIAL_GUI_NOICT or the
handle to
% the existing singleton*.
%
% SERIAL_GUI_NOICT('CALLBACK',hObject,eventData,handles,...) calls the
local
% function named CALLBACK in SERIAL_GUI_NOICT.M with the given input
arguments.
%
% SERIAL_GUI_NOICT('Property','Value',...) creates a new SERIAL_GUI_NOICT
or raises the
% existing singleton*. Starting from the left, property value pairs are
% applied to the GUI before serial_GUI_noICT_OpeningFcn gets called. An
% unrecognized property name or invalid value makes property application
% stop. All inputs are passed to serial_GUI_noICT_OpeningFcn via varargin.
%
% *See GUI Options on GUIDE's Tools menu. Choose "GUI allows only one
% instance to run (singleton)".
%
% See also: GUIDE, GUIDATA, GUIHANDLES

% Edit the above text to modify the response to help serial_GUI_noICT

% Last Modified by GUIDE v2.5 08-Jan-2010 16:07:32

% Begin initialization code - DO NOT EDIT
gui_Singleton = 1;
gui_State = struct('gui_Name', mfilename, ...
    'gui_Singleton', gui_Singleton, ...
    'gui_OpeningFcn', @serial_GUI_noICT_OpeningFcn, ...
    'gui_OutputFcn', @serial_GUI_noICT_OutputFcn, ...
    'gui_LayoutFcn', [] , ...
    'gui_Callback', []);
if nargin && ischar(varargin{1})
    gui_State.gui_Callback = str2func(varargin{1});
end

if nargout
    [varargout{1:nargout}] = gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
else
    gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
end
% End initialization code - DO NOT EDIT

% --- Executes just before serial_GUI_noICT is made visible.
function serial_GUI_noICT_OpeningFcn(hObject, eventdata, handles, varargin)

```

```

% serialPorts = instrhwinfo('serial');
% nPorts = length(serialPorts.SerialPorts);
set(handles.portList, 'String', ...
    [{'COM1'} ; ...
     {'COM2'} ; ...
     {'COM3'} ; ...
     {'COM4'} ; ...
     {'COM5'} ; ...
     {'COM6'} ; ...
     {'COM7'} ; ...
     {'COM8'} ; ...
     {'COM9'} ; ...
     {'COM10'} ; ...
     {'COM11'} ; ...
     {'COM12'} ]);
set(handles.portList, 'Value', 2);
set(handles.history_box, 'String', cell(1));

handles.output = hObject;

% Update handles structure
guidata(hObject, handles);

% UIWAIT makes serial_GUI_noICT wait for user response (see UIRESUME)
% uiwait(handles.figure1);

% --- Outputs from this function are returned to the command line.
function varargout = serial_GUI_noICT_OutputFcn(hObject, eventdata, handles)
% varargout cell array for returning output args (see VARARGOUT);
% hObject handle to figure
% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Get default command line output from handles structure
varargout{1} = handles.output;

% --- Executes on selection change in portList.
function portList_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject handle to portList (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Hints: contents = cellstr(get(hObject,'String')) returns portList contents as
cell array
% contents{get(hObject,'Value')} returns selected item from portList

% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function portList_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject handle to portList (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles empty - handles not created until after all CreateFcns called

% Hint: listbox controls usually have a white background on Windows.
% See ISPC and COMPUTER.
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

```

```

function history_box_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to history_box (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Hints: get(hObject,'String') returns contents of history_box as text
%          str2double(get(hObject,'String')) returns contents of history_box as a
double

% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function history_box_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to history_box (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles      empty - handles not created until after all CreateFcns called

% Hint: edit controls usually have a white background on Windows.
%          See ISPC and COMPUTER.
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

function Tx_send_Callback(hObject, eventdata, handles)
TxText = get(handles.Tx_send, 'String');
fprintf(handles.serConn, TxText);

currList = get(handles.history_box, 'String');

set(handles.history_box, 'String', ...
    [currList ; ['Sent @ ' datestr(now) ': ' TxText] ]);
set(handles.history_box, 'Value', length(currList) + 1 );

set(hObject, 'String', '');

% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function Tx_send_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to Tx_send (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles      empty - handles not created until after all CreateFcns called

% Hint: edit controls usually have a white background on Windows.
%          See ISPC and COMPUTER.
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

% --- Executes on button press in rxButton.
function rxButton_Callback(hObject, eventdata, handles)
try
    RxText = fscanf(handles.serConn);
    currList = get(handles.history_box, 'String');
    if length(RxText) < 1
        RxText = 'Timeout @ ';
        set(handles.history_box, 'String', ...
            [currList ; [RxText datestr(now)] ]);
    else
        set(handles.history_box, 'String', ...
            [currList ; ['Received @ ' datestr(now) ': ' RxText ] ]);
    end
end

```

```

    end
    set(handles.history_box, 'Value', length(currList) + 1 );
catch e
    disp(e)
end
function baudRateText_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to baudRateText (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)
% Hints: get(hObject,'String') returns contents of baudRateText as text
%          str2double(get(hObject,'String')) returns contents of baudRateText as a
double
% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function baudRateText_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to baudRateText (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles      empty - handles not created until after all CreateFcns called
% Hint: edit controls usually have a white background on Windows.
%          See ISPC and COMPUTER.
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUiControlBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end
% --- Executes on button press in connectButton.
function connectButton_Callback(hObject, eventdata, handles)
if strcmp(get(hObject,'String'),'Connect') % currently disconnected
    serPortn = get(handles.portList, 'Value');
    serList = get(handles.portList, 'String');
    serPort = serList{serPortn};
    serConn = serial(serPort, 'TimeOut', 1, ...
        'BaudRate', str2num(get(handles.baudRateText, 'String')));
    try
        fopen(serConn);
        handles.serConn = serConn;
        % enable Tx text field and Rx button
        set(handles.Tx_send, 'Enable', 'On');
        set(handles.rxButton, 'Enable', 'On');
        set(hObject, 'String', 'Disconnect')
    catch e
        errordlg(e.message);
    end
else
    set(handles.Tx_send, 'Enable', 'Off');
    set(handles.rxButton, 'Enable', 'Off');

    set(hObject, 'String', 'Connect')
    fclose(handles.serConn);
end
guidata(hObject, handles);
% --- Executes when user attempts to close figure1.
function figure1_CloseRequestFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to figure1 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)
if isfield(handles, 'serConn')
    fclose(handles.serConn);
end
% Hint: delete(hObject) closes the figure
delete(hObject);

```

Додаток 3

Довідки про використання результатів

дисертаційного дослідження

ЗАТВЕРДЖУЮ
Проректор з наукової роботи
Тернопільського національного
економічного університету
д.е.н., проф. З. М. В. Задорожний
« 8 » 2014 р.

АКТ

про використання результатів кандидатської дисертаційної роботи
Вовкодава Олександра Валерійовича
**«Математичні моделі динаміки реабілітації пацієнтів в кардіологічних
системах»**

Комісія у складі голови – декана факультету комп'ютерних інформаційних технологій, керівника науково-дослідної роботи, д.т.н., проф. Дивака М.П. та членів: директора Науково-дослідного інституту інноваційного розвитку та державотворення Длугопольського О. В., начальника відділу прогнозування і маркетингу Кушніра О. Р. склали цей акт про те, що дослідження та результати дисертаційної роботи Вовкодава О. В. використані під час виконання науково-дослідних робіт на кафедрі комп'ютерних наук з безпосередньою участю автора, а саме:

- науково-дослідної роботи «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, в якому отримано співвідношення для встановлення початкових значень параметрів моделей, що забезпечує збіжність градієнтного методу Левенберга Марквардта;
- науково-дослідної роботи «Моделювання динаміки управлінських, маркетингових, виробничих, фінансових та екологічних процесів в організаційних системах» (номер державної реєстрації 0106U012531), де автором розроблено математичну модель у вигляді диференціальних рівнянь з «перемикачами» Міхаелса-Ментен для моделювання інерційності відновлення стану пацієнта після субмаксимальних навантажень;
- науково-дослідної роботи «Макромоделювання складних систем та процесів в умовах структурної невизначеності на основі неточних даних» (номер державної реєстрації 0111U010356), у якій автором розроблено метод та програмне забезпечення для ідентифікації математичних моделей складних систем у вигляді диференціальних рівнянь з нелінійними перемикачами Міхаелса-Ментен;
- науково-дослідної роботи «Математичні моделі процесів навантаження та релаксації в складних системах» (номер державної реєстрації 0113U000848), у якій автором розроблено математичну модель толерантності до тривалих фізичних навантажень пацієнтів на етапах реабілітації після неускладненого інфаркту міокарда.

Голова комісії

декан ФКІТ, керівник НДР, д.т.н., проф.

Члени комісії:

Начальник НДІ ІРД

Начальника відділу

прогнозування і маркетингу

 Дивак М.П.

 Длугопольський О. В.

 Кушнір О. Р.

ЗАТВЕРДЖУЮ

Перший проректор
Тернопільського національного
економічного університету

Шинкарик М. І.

« 8 » 2014 р.

АКТ

про впровадження в навчальний процес Тернопільського національного економічного університету результатів дисертаційної роботи
Вовкодава Олександра Валерійовича
«Математичні моделі динаміки реабілітації пацієнтів в кардіологічних системах»

Даний акт складений про те, що за результати дисертаційної роботи аспіранта кафедри комп'ютерних наук Вовкодава Олександра Валерійовича на тему «Математичні моделі динаміки реабілітації пацієнтів в кардіологічних системах», використані в навчальному процесі факультету комп'ютерних інформаційних технологій Тернопільського національного економічного університету для студентів напрямів підготовки 6.050301 «Програмне забезпечення систем», зокрема, при викладанні дисциплін «Моделювання та аналіз програмного забезпечення» та «Програмне забезпечення дискретних динамічних систем»:

- надається інформація про метод ідентифікації параметрів математичних моделей динамічних дискретних систем, в якому отримано співвідношення для встановлення початкових значень параметрів, які забезпечують збіжність градієнтного методу Левенберга-Марквардта;
- використовується у процесі виконання лабораторних робіт розроблене у дисертаційній роботі програмне забезпечення для ідентифікації математичних моделей складних систем у вигляді диференціальних рівнянь з нелінійними перемикачами Міхаелса-Ментен.

Декан ФКІТ,
д.т.н., проф.

М. П. Дивак

В. о. завідувача кафедри комп'ютерних наук
к.т.н., доц.

А. В. Пукас

Доцент кафедри комп'ютерних наук,
к.т.н.

М. Я. Шпінталь



АКТ

про впровадження результатів дисертаційної роботи

Вовкодава Олександра Валерійовича

на тему «Математичні моделі динаміки реабілітації пацієнтів в кардіологічних системах»

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.

Ми, комісія в складі: Шведа Миколи Івановича, Левицької Лариси Володимирівни, склали даний акт про те, що при реалізації сучасних програм реабілітації з використанням різних видів фізичного навантаження, а також при їх практичному застосуванні використані наступні результати дисертаційної роботи аспіранта кафедри комп'ютерних наук Тернопільського національного економічного університету Вовкодава Олександра Валерійовича:

- математичні моделі толерантності до тривалих та субмаксимальних фізичних навантажень для етапів процесу реабілітації при серцево-судинних захворюваннях;
- метод прогнозування зміни параметрів моделі толерантності до субмаксимальних фізичних навантажень протягом періоду реабілітації, який використовує оцінки тенденції зміни субмаксимальних значень характеристик серцево-судинної системи;
- розроблене програмне забезпечення, яке дозволяє прогнозувати реакцію організму на ходьбу в рівномірному темпі, субмаксимальні навантаження, зміну параметрів моделі толерантності в процесі реабілітації.

Зав. кафедри внутрішньої медицини №1

ТДМУ ім. І. Я. Горбачевського, д.м.н., проф.,

Доцент кафедри медичної реабілітації, к.м.н.

Швед М. І.

Левицька Л. В.



Тернопільський національний економічний університет
Ternopil National Economic University

Lvivska Str. 11, Ternopil, 46020, Ukraine
Tel./Fax +380 (352) 47 50 51
E-mail: academ@tneu.edu.ua
http://www.tneu.edu.ua

вул. Львівська, 11, Тернопіль, 46020, Україна
Тел./факс +380 (352) 47 50 51
E-mail: academ@tneu.edu.ua
http://www.tneu.edu.ua

№ 126-21/2421

"25" 11 20 14 р.

На № _____ від _____

**Національний університет «Львівська
політехніка»**

**Голові спеціалізованої вченої ради Д 35.052.05
д.т.н, професору Мандзюю Б. А.**

ДОВІДКА

Видана **Вовкодаву Олександрю Валерійовичу** про те, що він брав участь у виконанні кафедральної науково-дослідної роботи з теми «Моделювання динаміки управлінських, маркетингових, виробничих, фінансових та екологічних процесів в організаційних системах» (державний реєстраційний номер 0106U012531), зокрема у розробці розділу «Методи ідентифікації моделей параметрів серцево-судинної системи».

На даний час бере участь у виконанні держбюджетної прикладної розробки з теми «Теорія побудови та методи реалізації в реальному часі міждисциплінарних математичних моделей зміни стану складних об'єктів» (номер державної реєстрації 0114U000569) та кафедральних науково-дослідних робіт з таких тем: «Макромодювання складних систем та процесів в умовах структурної невизначеності на основі неточних даних» (державний реєстраційний номер 0111U010356), зокрема у розробці розділу «Методи ідентифікації потоків в кардіографічних системах»; «Математичні моделі процесів навантаження та релаксації в складних системах» (державний реєстраційний номер 0113U000848), зокрема у розробці розділу «Моделі динаміки серцевої системи під дією фізичних навантажень в процесі реабілітації після інфаркту міокарда».

**Проректор з наукової роботи
д.е.н., професор**



З.-М. В. Задорожний

Вик. Письменний В.І.
(0352)47-50-59