

ДВНЗ «ТЕРНОПІЛЬСЬКИЙ ДЕРЖАВНИЙ МЕДИЧНИЙ  
УНІВЕРСИТЕТ ІМЕНІ І.Я. ГОРБАЧЕВСЬКОГО МОЗ УКРАЇНИ»

**Д. В. Вакуленко**

**ІНФОРМАЦІЙНА СИСТЕМА  
МОРФОЛОГІЧНОГО, ЧАСОВОГО,  
ЧАСТОТНОГО ТА КОРЕЛЯЦІЙНОГО  
АНАЛІЗУ АРТЕРІАЛЬНИХ  
ОСЦИЛОГРАМ У ФІЗИЧНІЙ  
РЕАБІЛІТАЦІЇ**

Тернопіль  
ТДМУ  
«Укрмедкнига»  
2015

УДК 004+616-073.97:621.317.75

ББК 32.97+53.4

В 147

### **Рецензенти:**

Завідувач кафедри медичної реабілітації,  
ДВНЗ „Тернопільський державний медичний університет  
імені І. Я. Горбачевського МОЗ України” д.м.н., проф. **Мисула І. Р.**  
Професор кафедри патологічної анатомії з секційним курсом  
та судовою медициною, ДВНЗ „Тернопільський державний  
медичний університет імені І. Я. Горбачевського МОЗ  
України”, д.м.н. доц. **Сельський П. Р.**

### **Вакуленко Д. В.**

В 147 **Інформаційна** система морфологічного, часового,  
частотного та кореляційного аналізу артеріальних осци-  
лограм у фізичній реабілітації : монографія / Д. В. Ваку-  
ленко. – Тернопіль : ТДМУ, 2015. – 212 с.  
ISBN 978-966-673-261-6

У монографії описано розроблені та обґрунтовані методи мор-  
фологічного, часового, спектрального, кореляційного аналізу арте-  
ріальних осцилограм, зареєстрованих за допомогою електронного  
вимірювача тиску. Запропоновано значення норми та інформацій-  
ні технології аналізу отриманих результатів. Вивчено вплив різно-  
характерних (термічних, фізичних, механічних, аудіовізуальних)  
чинників на стан гемодинамічних процесів, у тому числі перифе-  
рійного кровообігу, що дозволяє значно розширити інформаційні  
можливості процедури вимірювання артеріального тиску.

Інформація може бути використана для ранньої діагностики захво-  
рювань серцево-судинної системи, вивчення її адаптаційної здатності  
до впливу фізичного навантаження та інших різнохарактерних факто-  
рів зовнішнього середовища, контролю ефективності лікування.

Монографія є актуальною, буде корисною для лікарів загальної  
практики, педіатрів, кардіологів, ангіологів, неврологів, реабіліто-  
логів, лікарів спортивної медицини, усієї медичної спільноти.

УДК 004+616-073.97:621.317.75

ББК 32.97+53.4

ISBN 978-966-673-261-6

© Д. В. Вакуленко, 2015

© ТДМУ, «Укрмедкнига», 2015

## Зміст

<b>Перелік умовних скорочень .....</b>	<b>4</b>
<b>Вступ .....</b>	<b>6</b>
<b>Розділ 1. Передумови для аналізу артеріальної осцилограми в процесі компресії артеріальних судин при вимірюванні артеріального тиску електронними вимірювачами .....</b>	<b>11</b>
<b>Розділ 2. Морфологічний аналіз осцилограм.....</b>	<b>26</b>
<b>Розділ 3. Часовий аналіз осцилограм.....</b>	<b>54</b>
<b>Розділ 4. Спектральний аналіз осцилограм .....</b>	<b>61</b>
<b>Розділ 5. Показники норми та рівні відхилень від них, отримані за результатами часового та спектрального аналізу артеріальних осцилограм .....</b>	<b>66</b>
<b>Розділ 6. Порівняльний аналіз синхронно зареєстрованих показників артеріальної осцилограми та електрокардіограми .....</b>	<b>71</b>
<b>Розділ 7. Визначення рівня взаємодії регуляторних механізмів і кореляційний портрет для маркування навантажень та патологічних процесів.....</b>	<b>77</b>
<b>Розділ 8. Приклади застосування запропонованих інформаційних технологій оцінки функціонального стану периферійних судин для вивчення впливу факторів зовнішнього середовища на стан серцево-судинної системи .....</b>	<b>83</b>
<b>Розділ 9. Програмне забезпечення аналізу артеріальних осцилограм.....</b>	<b>161</b>
<b>Висновки .....</b>	<b>177</b>
<b>Джерела інформації.....</b>	<b>181</b>
<b>Додаток 1. Вагові візуальні критерії для оцінки ступеня відхилення від норми осцилограм при морфологічному аналізі .....</b>	<b>188</b>
<b>Додаток 2. Розширена таблиця показників спектрального аналізу: норма (від -1 до 1) та рівні відхилень від неї (від -5 до -1 та від 1 до 5) залежно від періоду компресії судин плеча .....</b>	<b>205</b>

## Перелік умовних скорочень

- АТ – артеріальний тиск  
АТс – систолічний артеріальний тиск  
АТд – діастолічний артеріальний тиск  
АОс – артеріальна осцилограма  
ВНС – вегетативна нервова система  
ВСР – варіабельність серцевого ритму  
ВІР – вегетативний показник ритму  
ВР (ВАР) – варіаційний розмах  
ІВР – індекс вегетативної рівноваги  
ІН – індекс напруження регуляторних систем  
ПС ВНС – парасимпатична ланка вегетативної нервової системи
- теми
- СЛ ВНС – симпатична ланка вегетативної нервової системи
- ми
- СР – серцевий ритм  
ССС – серцево-судинна система  
ЧСС – частота серцевих скорочень  
АМо – амплітуда моди  
HVR-індекс – триангулярний індекс  
HF – потужність спектра за швидким перетворенням Фур'є (0,15–0,40 Гц)  
LF – потужність спектра за швидким перетворенням Фур'є (0,04–0,15 Гц)  
Мо – мода  
NN50 – кількість послідовних інтервалів (окремо максимумів та мінімумів), різниця між якими перевищує 50 мс  
Power\_osc\_stddev – середнє квадратичне відхилення амплітуд осциляцій  
RMSSD – квадратний корінь середніх квадратів різниці між суміжними екстремумами  
RR-neg (pos)-std – середнє квадратичне відхилення інтервалів осциляцій за позитивними (чи негативними) екстремумами  
RR-neg (pos)-mean – середнє арифметичне значення відхилення інтервалів осциляцій за позитивними (чи негативними) екстремумами



SDNN – стандартне відхилення усіх інтервалів (між максимумами осциляцій)

SDSD – стандартне відхилення різниць між сусідніми нормальними екстремумами

S-Hil-Delta (тета та ін.) – потужність миттєвої частоти (за перетворенням Гільберта–Хуанга) відповідного інтервалу спектра

S-Hil-faza – потужність миттєвої фази (за перетворенням Гільберта–Хуанга)

Total – загальна потужність спектра (за швидким перетворенням Фур'є) у діапазоні частот від 0 до 100 Гц

Total-04 (TP) – загальна потужність спектра (за швидким перетворенням Фур'є) у діапазонах частот  $\leq 0,4$  Гц

VLF – потужність спектра (за швидким перетворенням Фур'є) у діапазоні частот від 0,003–0,04 Гц

## ВСТУП

Організаційні перетворення у сфері охорони здоров'я потребують переосмислення багатьох постулатів, активізації резервів, і головне – залучення найсучасніших технологій. Інформатизація та комп'ютеризація медицини передбачає корінні зміни технології роботи лікаря з пацієнтом, алгоритмів, методик збирання, обробки інформації і прийняття управлінських рішень [46].

Розширення та удосконалення застосування медичних технологій насамперед потребують найпоширеніші захворювання людства – захворювання серцево-судинної системи. Згідно з даними Всесвітньої організації охорони здоров'я та Міністерства охорони здоров'я України, нині хвороби системи кровообігу посідають перше місце у світі за поширеністю, зумовлюють понад половину всіх випадків смерті, спричиняють третину випадків інвалідності, переважно за рахунок некомпенсованих судинних станів – інфарктів та інсультів. Серцево-судинна патологія реєструється у 3/4 населення України, а в 62,5 % випадків вона є причиною смерті, що значно вище, ніж у розвинених країнах [38, 40].

Підвищений артеріальний тиск – основний фактор ризику розвитку серцево-судинних катастроф. В Україні зареєстровано понад 5 мільйонів осіб, хворих на артеріальну гіпертензію, що складає близько 10 % населення України [37]. Артеріальна гіпертензія – мовчазний і таємничий убивця. Мовчазний – оскільки часто ніяк себе не виявляє. Таємничий – тому що дотепер остаточно так і не з'ясовані причини її виникнення. Але як би ми не називали цю недугу, «убивця» щорічно забирає життя близько 60 мільйонів людей в усьому світі [40] і цей показник має тенденцію до зростання.

Особливе занепокоєння працівників системи охорони здоров'я України викликає значне «помолодшання» указаної патології. За 5 років (2003–2008) частота захво-

рювань серцево-судинної системи у підлітків зростає на 27,9 %, це навіть більше, ніж у дорослих (16,9 %) [26]. Аналіз рівня соматичного здоров'я підлітків, які визнані лікарями здоровими, проведений в Інституті гігієни і медичної екології АМН України, показав, що «безпечний рівень здоров'я» був визначений лише у кожного третього з них [25]. Обстеження, проведені з участю автора роботи, засвідчили, що із 110 школярів 5–11 класів сільської місцевості низький та задовільний рівні функціонального резерву серця (за результатами проби Руф'є) мали 72 % учнів, віднесених лікарями до основної медичної групи. Відповідно до додатка № 1 «Інструкції про розподіл учнів на групи для занять на уроках фізичної культури», усі ці учні мали б бути віднесеними до спеціальної медичної групи. Летальні випадки на уроках фізичної культури у школярів, яких педіатри відносили до основної медичної групи, і навіть у висококваліфікованих спортсменів, які регулярно проходять поглиблене медичне обстеження, не тільки в Україні, а й у світі, свідчить про негаразди у системі діагностики захворювань.

Сьогодні суспільство не має ефективних технологій виявлення судинної патології. Серед наявних методів діагностики захворювань домінують статичні дослідження у локальних сегментах. Не існує алгоритмів доклінічної діагностики судинних негараздів, ефективних технологій профілактичного огляду ССС [36, 38, 40].

Відомо, що основну роль у організації та проведенні всіх видів профілактики відіграє лікар загальної практики (сімейної медицини). Тому важливо чітко визначити перелік його компетенції щодо профілактики, скринінгу, діагностики, диспансерного спостереження, лікування та реабілітації хворих із захворюваннями серцево-судинної системи. Лікарі сьогодні не мають єдиного комплексного підходу до судинної системи, тому доконечно їй негайно потрібні фундаментальні дослідження ССС та її моделювання при патологічних перебудовах [38, 40]. У стандар-

тах медичної допомоги МОЗ України [22] щодо обстеження пацієнта із синдромом вегетосудинної дистонії навіть не передбачено жодного з методів обстеження судин.

Накопичений за останні роки досвід інструментальної діагностики розладів у ССС шляхом УЗДГ, УЗ-сканування й цифрової оптичної капіляроскопії, МРТ в ангіорежимі, математичного аналізу ритму серцевої діяльності та ефективні клінічні результати комплексного лікування серцево-судинних захворювань у пацієнтів різного віку поступово підводять до думки про необхідність комплексного підходу до діагностики та корекції змін у ССС [38].

Будь-яка медична техніка потребує чіткої методології отримання інформації щодо пацієнта, початкової обробки цієї інформації та забезпечення лікаря аналітичними підходами до розуміння глибини процесів для клінічного аналізу ситуації. Тобто, сьогодні медична техніка має надавати фахівцеві достовірну інформацію разом із певними діагностичними алгоритмами для аналізування конкретного випадку [40]. Цим вимогам відповідає холтерівське (амбулаторне, добове) моніторування електрокардіограми (ХМ ЕКГ), яке дає можливість впродовж тривалого часу реєструвати ЕКГ в умовах повсякденної активності пацієнта з подальшим аналізом отриманих даних. Проте при цьому не оцінюються стан і роль периферійних судин як однієї з основних складових «периферійного серця» (за М.В. Яновським) – активного гемодинамічного фактора, який допомагає серцю в його пропульсивній роботі [49].

Час висуває вимогу створення єдиного технологічного комплексу для цілісної прижиттєвої динамічної діагностики ССС пацієнта одномоментно на різних регіональних і системному рівнях, із виведенням аналітично оброблених результатів дослідження для клінічної інтерпретації та оцінювання лікарем ходу перебудови ССС в нормі й при різних патологічних станах. Динамічне дослідження ССС має вийти на принципово новий рівень. Це пер-

шочергова потреба сьогодення у боротьбі з «пошестю» серцево-судинних захворювань [38].

З огляду на актуальність висвітленої проблеми автор роботи поставив перед собою мету – поглибити інформативність артеріальних осцилограм, зареєстрованих під час вимірювання артеріального тиску за допомогою електронного вимірювача. Осциляторні сигнали, які при цьому реєструються, повністю відображають закономірність процесів, що перебігають при формуванні осцилограм артеріальних судин під впливом зростаючого тиску в манжеті і зберігають неспотвореними амплітудно-часові співвідношення [59].

Завдання роботи: **узагальнити** інформацію щодо вивчення стану серцево-судинної системи, у тому числі периферійних судин; **розробити** та **обґрунтувати** методи та критерії морфологічного, часового, спектрального, кластерного аналізу артеріальних осцилограм, зареєстрованих у процесі вимірювання артеріального тиску електронним тонометром; **порівняти** отримані дані з аналогічними показниками математичного аналізу синхронно зареєстрованого електрокардіосигналу та лабораторними дослідженнями; **застосувати** отримані дані для вивчення динаміки та оцінки адаптаційних можливостей серцево-судинної системи при дії: фізичних (проба Руф'є, процедура ЛФК, оздоровча система Чжун Юань цигун, Рейкі), термічних (лазня суха та парна, моржування), аудіовізуальних (у найрізноманітніших поєднаннях), механічних (сегментарно-рефлекторного масажу, масажу за допомогою пристрою фірми Нуга Бест) та інших чинників; **запропонувати** показники норми, сформувані діагностичні алгоритми для аналізу осцилограм.

З цією метою зареєстровано і піддано аналізу 1680 осцилограм 446 осіб різного віку та стану здоров'я, кожен з яких взяв участь у двох-трьох і більше експериментах. Результати досліджень, які представлені в монографії, висвітлені у методичних рекомендаціях, наукових статтях,

отримано 3 патенти на корисну модель, подано 3 інформаційних повідомлення до переліку науково-технічної продукції. Монографія є фрагментом докторської дисертації. Висвітлена інформація може бути використана для ранньої діагностики захворювань серцево-судинної системи, визначення рівня її адаптаційної спроможності, подальшого прогнозування захворювань, своєчасного лікування, моніторингу ефективності застосування реабілітаційних засобів, контролю адекватності дозування навантаження в процесі занять фізичною культурою та спортом.

Робота призначена для лікарів загальної практики (сімейної медицини), кардіологів, ангіологів, неврологів, реабілітологів, лікарів зі спортивної медицини, а також є основою для проведення подальших наукових досліджень.

## *Розділ 1*

# **Передумови для аналізу артеріальної осцилограми в процесі компресії артеріальних судин при вимірюванні артеріального тиску електронними вимірювачами**

Систему кровообігу можна розглядати як індикатор адаптаційних можливостей організму [18]. Сучасний етап розвитку медицини, завдяки втіленню інформаційних технологій, характеризується появою нових експериментальних і клінічних фактів, які відображають численні особливості системної гемодинаміки. Серед них – роботи, присвячені периферійному кровообігу, які складають важливий розділ кардіологічної науки і практики та ілюструють значимість системи гемоциркуляції як цілісного функціонуючого елемента [50].

Периферійний фактор кровообігу ретельно вивчав М.В. Яновський. Він сформулював гіпотезу про існування «периферійного серця» – ритмічної зміни артеріального тону перистальтичної природи, який поширюється на периферію і допомагає серцю в його пропульсивній роботі [15]. На сучасному етапі гіпотеза має своє експериментальне і клінічне підтвердження [50]. «Периферійне серце» – активний гемодинамічний фактор, який сприяє периферійній гемоциркуляції. Надзвичайно важливу позицію серед елементів периферійного кровообігу посідає артеріальне русло [50], яке має не лише активні механічні, але і електричні властивості [38]. За відсутності еластикотонічних характеристик реагування артеріальної стінки серце як насос мало б за об'ємом бути у 80 разів більшим. Через те збереження еластичності артеріальної стінки є важливим складником гармонійного функціонування серця й судин [39].

Периферійний кровотік має високу міжіндивідуальну гетерогенність і залежить від численних факторів: фізичної активності, артеріального тиску, температури тощо. Він може бути різним у однієї і тієї ж особи в одній і тій же судині при різних станах організму [50].

Дослідження артеріального пульсу з діагностичною метою почали практикувати в Олександрії у III столітті до н.е. Першим лікарем, який зрозумів, що властивості артеріального пульсу мають діагностичне значення, був онук Аристотеля й учень відомого лікаря Праксагора Герофіл Халкедонський, який народився у 300 р. до н.е. З давніх-давен у східній медицині широко використовують пульсодіагностику. З того часу методи і технології значно вдосконалились, що дає можливість досліджувати набагато більше вимірюваних параметрів [24, 34, 36]. Бороноев В.В. [24] розробив методику автоматизації аналізу складових пульсових хвиль за методами тибетської медицини. З цією метою використовують реографічний (імпедансометричний), фотоплетизмографічний, сфігмографічний, осцилометричний та інші методи [10, 22].

Стан периферійних судин вивчають за допомогою сфігмографії, тахоосцилографії, плетизмографії, реографії (імпедансометрії), осцилографії та інших методів.

Сфігмографія – метод графічної реєстрації руху артеріальної стінки, що виникає під час викиду ударного об'єму крові в кров'яне русло [56, 58]. Основним енергетичним джерелом руху крові є перепад тиску між початковим і кінцевим відрізками судинного русла [57]. Сфігмограма була вперше зареєстрована у 1885 році К. Вієрордтом, а більш точні записи у 1905 році зробив О. Франко. Метод заснований на тому, що з кожним скороченням серця збільшується тиск у артеріях і має місце приріст її попереочної перетину, потім відбувається відновлення початкового стану. Ступінь деформації артеріальної стінки при поширенні пульсової хвилі залежить від еластичності судин і рівня тиску крові.



Весь цей цикл перетворень отримав назву артеріального пульсу, а запис його в динаміці називають сфїгмографією [59]. Методи, засновані на принципі врівноваження тиску всередині судини відомим зовнішнім тиском, називають компресійними. Компресія може створюватися рідиною, повітрям або твердим тілом [57]. Запис пульсових коливань сегмента кінцівки за допомогою накладених по її периметру пневматичної манжети чи тензометричного датчика називають об'ємною сфїгмографією. Крива, що реєструє сумарні об'ємні зміни пульсуючих артерій за допомогою манжетки, розміщеної навколо досліджуваної ділянки кінцівки, носить назву об'ємної сфїгмограми. Пульсова крива складається з висхідної (анакроти), низхідної (катакроти) частин та розміщеної на ній дикротичної хвилі. Стискання артерії під час діастолічної фази, напевно, супроводжується сплеском автоколивань, якщо тільки артеріальний тиск не падає занадто швидко. Від осцилюючої судини вгору і вниз по потоку поширюються хвилі, передбачається, що це хвилі тиску [57].

Плетизмографія – метод реєстрації змін обсягу органа або частин тіла, пов'язаних зі зміною кровонаповнення [57]. Він застосовується для оцінки судинного тону. Для отримання плетизмограми використовують різного типу плетизмографи – водні, електроплетизмографи, фотоплетизмографи. В даний час найпоширеніший спосіб, заснований на зміні опору електричному струму, яка виникає при наповненні тканин кров'ю. Цей метод отримав назву реографія або реоплетизмографія [47, 71, 72].

Реовазографія є найпоширенішим методом оцінки стану периферійного кровообігу. Метод заснований на пропущенні струму (10 мА) високої частоти (20–40 кГц) через досліджувану ділянку і графічній реєстрації комплексного електричного опору, який змінюється залежно від кровонаповнення тканин. Збільшення кровонаповнення приводить до зниження опору електричному

струму, а зменшення кровонаповнення – до збільшення опору.

Варто зважити, що повний електричний опір тканин (імпеданс), який вивчається при реографії, включає в себе активний (омічний) і реактивний (ємнісний) компоненти. Перемінна складова імпедансу (реограма) відображає зміни електропровідності, зумовлені пульсовими коливаннями об'єму досліджуваної ділянки, залежить від об'єму притікаючої до неї крові і, відповідно, відображається на амплітуді реографічної кривої [44, 72]. Під час систоли виникає не тільки збільшення об'єму судин через збільшення маси крові, але і підвищення швидкості її переміщення: чим більша швидкість кровотоку, тим більше об'ємне кровонаповнення тканин і, відповідно, менший імпеданс. Швидка зміна об'єму після кожної систоли впливає на імпеданс шляхом зміни пульсового об'єму крові в тканинах і реограма відображає зміни їх кровонаповнення в часі.

Важливе місце в аналізі реограми займає візуальна оцінка її форми. Реограма за формою нагадує звичайну криву пульсового тиску і складається з тих же елементів, що і сфігмограма. Форма реохвилі визначається крутизною нахилу анакроти, конфігурацією анакротичної і катакротичної фаз і характером вершини. На реограмі можуть зустрічатись додаткові зубці або бути відсутні основні; виділяють також екстремуми: умовні максимуми і мінімуми [72].

Загалом, **зменшення амплітуди реограми** свідчить про зменшення об'ємного кровотоку або кровонаповнення досліджуваної ділянки, а **підвищення тону судин** супроводжується зменшенням крутизни нахилу анакроти і збільшенням її тривалості, зниженням амплітуди і зміщенням дикротичного зубця до вершини, яка набуває форми «плато». При вазодилатації навпаки, вершина реохвилі загострюється, збільшується крутизна підйому анакротичної фази, зменшується її тривалість.

Дикротичний зубець зміщується до основи кривої. Поява на кривій декількох дикротичних зубців свідчить про нестійкість судинного тонусу. Але цей етап аналізу суб'єктивний, тому важливе місце займає аналіз числових показників реограми [72].

Реографія використовується для вивчення як периферійної (реовазографія), церебральної (реоенцефалографія), так і загальної гемодинаміки. Реовазографія дає інформацію, яка діагностично значно цінніша, ніж осцилографія, капіляроскопія, термометрія, і в цьому наближається до об'ємної сфігмографії. Сучасні ультразвукові методи дослідження за точністю переважають найбільш досліджені – реографічні, але вони не є конкурентними, а взаємно доповнюють один одного (РЕГ, РВГ, Діамант С-П). Численні дослідження підтвердили повну ідентичність форм механічних та імпедансних плетизмограм, записаних з одних і тих же ділянок [44, 71, 72].

Двадцятье століття характеризувалося досить потужним розвитком медичної діагностичної техніки для дослідження судинної системи завдяки використанню тих чи інших біологічних ефектів, прикладного застосування оптики, ультразвуку, електричного й електромагнітного випромінювання тощо. У дослідженні ССС почали застосовувати ультразвукову діагностику (УЗД) – УЗ-сканування структур серця – ехокардіографію, ультразвукову доплерографію (УЗДГ) магістральних артерій, кольорове УЗ-сканування магістральних і периферійних судин тощо. У кожного з цих методів є свої переваги і недоліки, вони не конкурують, а доповнюють один одного [41].

Інтегральний показник гемодинамічних процесів і стану серцево-судинної системи – артеріальний тиск. Для його визначення використовують інвазивний (прямий) та неінвазивний (непрямий) методи. Останній набув більшого поширення в клінічній практиці. Вперше вимірювання артеріального тиску здійснив Пуазейл

(1856) прямим методом. У 1876 році Марей (Marey) запропонував непрямий метод. Залежно від принципу, покладеного в основу визначення артеріального тиску, розрізняють пальпаторний, аускультативний, осцилометричний методи. Пальпаторний метод був запропонований Ріва-Роччі (Riva-Rossi, 1896). У 1905 році Н.С. Коротков зробив повідомлення про звуковий феномен, який виникає при стисканні манжеткою плечової артерії, що дає можливість аускультативним методом визначати не лише максимальний, але і мінімальний тиск. М.В. Яновський обґрунтував 5 фаз звукового феномену Короткова: поява тонів, шумів, голосних тонів, зменшення інтенсивності тонів, зникнення тонів [50]. Він пов'язав причину виникнення звуків Короткова зі здатністю артерії стискатися при прикладанні ззовні стискальних зусиль. Появу першої фази – тонів, а не шумів (коли тиск наближається до систолічного) автор пов'язував із недостатністю часу для розвитку турбулентності у струмені [67].

Процес вимірювання тиску можна розглядати як навантаження на організм людини. При цьому відбувається перерозподіл кровотоку в організмі, виникає больовий стрес, з перетисненої манжеткою та з дистальніше розміщених від місця стискання ділянок кінцівки надходять сигнали від різноманітних рецепторів про відсутність кровотоку, обміну киснем, поживними речовинами тощо.

Реакція судин на компресію свідчить про стан координації між місцевими саморегуляторними механізмами та центральною нейрогуморальною регуляцією в діяльності серцево-судинної системи [59], рівень функціонування вегетативної нервової системи, функціональну здатність серця, рефлекторну реакцію серцево-судинної системи [27, 61], стан русла периферійних судин (тонус, еластичність, пружність, прохідність) [56, 57, 61], активність механізмів термінової реакції на компресію (барорецепторні, хеморецепторні, рефлекс на ішемію) тощо [14, 36, 61].

Аналіз процесів, що відбуваються, розширює інформаційні можливості вимірювання артеріального тиску і поглиблює дослідження стану серцево-судинної системи [61, 66].

Артеріальна осцилографія – один з поширених та доступних методів дослідження периферійної артеріальної системи. Якщо осцилограма відображає зміни об'єму ділянки тканин під компресійною манжеттою, це буде об'ємна осцилометрія [37]. Вперше осцилограф був сконструйований Л.І. Усковим (1934). Суть методу зводиться до реєстрації за допомогою осцилографа величини пульсових коливань артеріальної стінки при різному тиску в манжеті, а отримана крива відображає амплітуду розтягнення стінки артерії. Основою указанного та наступних апаратів був датчик, який забезпечував пропорційність вихідної величини тиску по обидві сторони реєструючої мембрани. Запис осцилограми проводився низхідним методом і здійснювався самописцем на градуйованому (в мм рт. ст.) папері [59].

Дослідження стрімко розвивались у 60–90 роках минулого сторіччя. З цією метою найчастіше використовували осцилограф «Красногвардеец». Запис осцилограми проводився низхідним методом, в період декомпресії (зниження) тиску в манжеті. Зареєстрована осцилограма мала вигляд трикутника, що складається із групи зубців, які підвищуються, а потім знижуються (рис. 1.1).

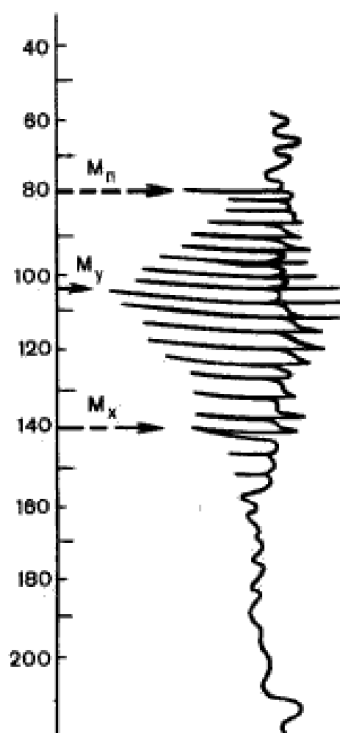


Рис. 1.1. Артеріальна осцилограма:  $M_n$  – мінімальний,  $M_y$  – середній,  $M_x$  – максимальний тиск.

Як правило, аналіз спрямований на визначення стрімкого підвищення і зниження осциляцій (перший – показник систолічного, другий – діастолічного тиску) та осцилометричного індексу (ОІ) – висоти максимального зубця осцилограми, що є її основним показником, в міліметрах [59]. На величину осциляторного індексу впливають калібр судин, величина систолічного об'єму крові, тонус артерій, пружність тканин, які прилягають до манжети. Коли судинний тонус знижується, то величина ОІ зростає. У нормі величина осциляцій плечової артерії сягає 8–12 мм, на правій і лівій руках величина осциляцій повинна бути однаковою або майже однаковою (різниця в 1 мм) [59].

Обладнання, яке використовували для отримання осцилограм, мало велику інертність та низьку чутливість. Широкому втіленню осциляторних методів у клінічну практику заважали складність традиційного опрацювання осциляторних сигналів і недостатнє розроблення питань, що стосуються точності і надійності вимірювання АТ, апаратного і метрологічного забезпечення. Застосування електронних вимірювачів артеріального тиску дало можливість усунути вказані недоліки, розширити інформативність процесу вимірювання артеріального тиску [56, 57, 61, 67]. Актуальність роботи пов'язана з необхідністю втілення у широку практику осциляторного методу для ранньої діагностики та контролю ефективності лікування захворювань серцево-судинної системи.

Монографія присвячена застосуванню інформаційних технологій для оцінки стану периферійних судин шляхом аналізу артеріальних осцилограм, що реєструються в процесі вимірювання артеріального тиску електронним вимірювачем.

У роботі розглянуто інформаційне значення застосування кривої тиску (осцилограми), отриманої за допомогою електронного вимірювача артеріального тиску ВАТ41-2

(виробник «ІКС-ТЕХНО»), здатного реєструвати значення тиску в манжеті в період зростання компресії та експортувати отримані значення для подальшого аналізу.

Суть осцилометричного методу в існуючих пристроях вимірювання артеріального тиску зводиться до реєстрації величини пульсових коливань артеріальної стінки в манжеті, а отримана крива відображає процес нагнітання повітря в манжету та вплив судинної стінки артерії на манжету

Формування і запис кривої відбувається в автоматичному режимі, синхронно з нагнітанням манжети і реєстрацією відповіді артерії шляхом зміни об'єму манжети впродовж усього періоду компресії.

Осциляторні сигнали, які при цьому реєструються, повністю відображають закономірність процесів, що перебігають при формуванні осцилограм артеріальних судин під впливом зростаючого тиску в манжеті і зберігають амплітудно-часові співвідношення неспотвореними [58, 61].

Пневмоманжета сучасних електронних вимірювачів артеріального тиску пов'язана із вимірним блоком, який при зростанні тиску в манжеті приступає до реєстрації коливань в артерії. Пульсові хвилі – величина зростання об'єму магістральної артеріальної судини, що знаходиться під манжетою. У замкнутій пневматичній системі вимірна манжета є елементом, який перетворює змінюваний об'єм кінцівки в сигнали тиску. Зміна об'єму тканин під манжетою кількісно залежить від величини тиску в манжеті. З'єднаний з манжетою прилад в умовах зростання компресії в манжеті реєструє криву пульсових змін об'єму тканин, розміщених під манжетою. Змінюваний об'єм досліджуваних артерій перетворюється манжетою у сигнали тиску. Амплітуда кожної пульсової хвилі пропорційна змінюваному під тиском в манжеті просвіту магістральної артеріальної судини [37, 56, 61].

На цій основі автору вдалося вперше розробити методи та запропонувати алгоритм для морфологічного, часового та спектрального аналізу осцилограм. Запропоновані алгоритми реалізовані в «Інформаційне середовище медичної (фізичної) реабілітації», блок аналізу осцилограм. Для кожного із методів аналізу осцилограм запропоновано достатньо інформативні критерії та обґрунтовано їх застосування.

У зв'язку з відсутністю подібних досліджень осцилограм скористались методом пошуку логічних закономірностей та системою роздумів на основі аналогічних випадків і адаптували: для отримання критеріїв морфологічного аналізу – інформацію, впроваджену в плетизмографії та реографії, для часового та спектрального – методи, що використовуються при аналізі електрокардіограм [16–20, 31, 32, 61] та електроенцефалограм [73].

Оскільки необхідної термінології, яка б характеризувала ознаки та результати розрахунків для опису осцилограми тиску, не знайдено, то використано терміни та методи, які застосовують у суміжних напрямках досліджень серцево-судинної (реографія, електрокардіографія) та нервової (енцефалографія) систем.

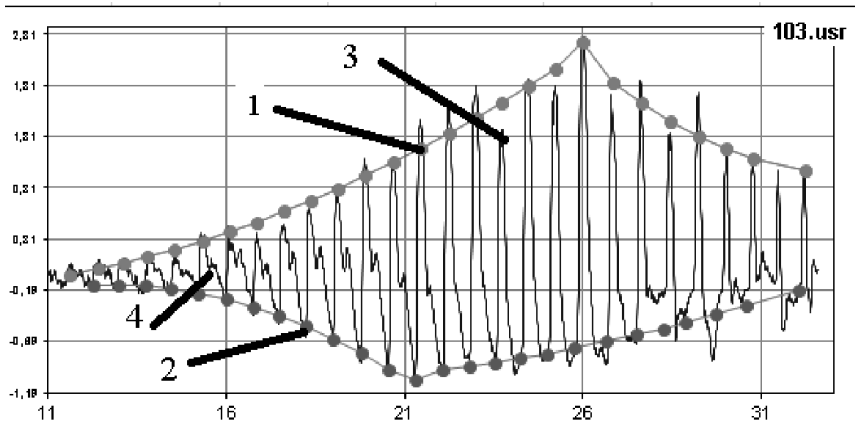
Реєстрацію артеріального тиску проводили відповідно до рекомендацій ВООЗ/МОГ (1999 р.) і ВНОК (2001 р.). Криву тиску, після видалення з неї складової тиску, внесеної діяльністю компресора, використовували для визначення систолічного та діастолічного значень артеріального тиску та значення частоти серцевих скорочень (рис. 1.2).

Артеріальна осцилограма, отримана без постійно зростаючої складової тиску в манжеті під дією компресора, зображена на рисунку 1.3.

Для аналізу осцилограм, окрім вищеперерахованих джерел, використали роботи Каро К. [36], Педлі Т. [58], товариства КАП ЦГ «Глобус» [37], Лушик У.Б. [41] (2005), Чащина А.В. [67] (2005), Рогози Н., Ощепкової Е.В. [61],







**Рис. 1.3.** Артеріальна осцилограма, отримана з кривої тиску. По осі X відображається відлік часу (с), по осі Y – значення коливань тиску в манжеті (мм рт. ст.), під впливом судинної стінки артерії: 1 – огинаюча верхньої частини осцилограми; 2 – огинаюча нижньої частини осцилограми; 3 – осциляція, яка відхиляється від верхньої частини огинаючої осцилограми; 4 – дикротичний зубець (термін запозичений з реографії [73]).

Далі – низхідне коліно – катакрота. Вона відповідає по часу фазі повільного вигнання, коли відтік крові з розтягнутих еластичних артерій починає переважати над притоком. Закінчується катакрота формуванням гострого, спрямованого вниз зубця, який називається інцизурою (вирізкою) і відповідає закінченню систоли лівого шлуночка, коли тиск у шлуночку стає нижчим, ніж у аорті. У цей момент об'єм аорти різко зменшується за рахунок тієї кількості крові, яка необхідна для заповнення кишень аортального клапана. Найнижча точка інцизури відповідає повному закриттю аортального клапана. Діастолічна частина центральної сфігмограми починається дикротичною хвилею, яка виникає внаслідок відбиття гідравлічної хвилі від замкненого аортального клапана. Наступний плавний спуск кривої відповідає рівномірному відтоку крові із центральних артерій в периферійні судини під час діастолі [59].

Початкова стрибкоподібна зміна амплітуди осциляцій виникає в момент, коли тиск повітря у манжеті починає перевищувати мінімальний (діастолічний) артеріальний тиск. У процесі зростання тиску в манжеті осциляції все зростають і досягають найбільшої амплітуди. Збільшення амплітуди зумовлене тим, що тиск у манжеті починає заважати повному розкриттю судини до початкового рівня, у фазі діастолі її просвіт починає зменшуватися. Збільшення амплітуди осциляцій пояснюється тим, що різниця між **площею просвіту судин в діастолі** і систолі у цей період починає стрибкоподібно зростати. Коли тиск у манжеті досягає величини середнього гемодинамічного тиску, артерія в кінці фази діастолі під впливом манжети починає закриватися. У цей момент площа просвіту стиснутої судини рівна нулю. На початку наступної систолі, з приходом нової порції крові, судина розкривається до своєї попередньої величини. Така максимальна амплітуда пульсових хвиль зберігається до того часу, поки тиск в манжеті менший бокового систолічного артеріального тиску. При цьому перша максимальна осциляція відповідає середньому гемодинамічному тиску, остання – боковому артеріальному тиску. Збереження максимальних розмірів осциляцій пояснюється тим, що різниця між площею просвіту досліджуваних судин в діастолі і систолі у цей період практично не змінюється.

При подальшому стисканні судин величина пульсацій артерії, які передаються манжеті, поступово знижується, що свідчить про неповне розкриття досліджуваної магістральної артеріальної судини у фазі систолі. Тиск у манжеті уже заважає цьому процесу. Зниження амплітуди пояснюється тим, що різниця між площею просвіту судин в діастолі і систолі у цей період починає стрибкоподібно зменшуватись. На цьому відрізьку систолічного тиску в артерії вже недостатньо для повного її розкриття, і просвіт артерії в міру подальшого збільшення тиску в

манжеті знижується і, нарешті, повністю припиняється. Коли тиск у манжеті досягає величини, рівної систолічному артеріальному тиску, артеріальна судина закривається повністю, кровотік у ній припиняється. Пульсові хвилі, зумовлені ударом крові у проксимальний край (верхню частину манжети) дещо стабілізуються, їх швидке зменшення за амплітудою припиняється і «лягає» в систолічній ділянці осцилометричної кривої на більш пологому прямому лінії. У роботах Каро К., Педлі Т. (1978), детально описано стан судин у процесі проходження пульсової хвилі, природу додаткових хвиль. Окрім вивчення і аналізу літературних джерел, проведено аналіз 1680 осцилограм, зареєстрованих у процесі вимірювання артеріального тиску в стані спокою та під впливом фізичних (проба Руф'є, процедура ЛФК, оздоровча система Чжун Юань цигун, Рейкі), термічних (лазня суха та парна, моржування), аудіовізуальних (у найрізноманітніших поєднаннях), масажу (сегментарно-рефлекторний, за допомогою пристрою фірми Нуга Бест) та інших чинників. Усього використано 26 видів різнохарактерних експериментів. Кожен із 446 обстежених взяв участь у одному, двох і більше експериментах.

На цій основі запропоновано інформаційні технології для морфологічного, часового та спектрального аналізу осцилограм, які реалізовані в «Інформаційне середовище медичної (фізичної) реабілітації», блок аналізу осцилограм. Для кожного із методів аналізу осцилограм запропоновано і обґрунтовано критерії норми, дана характеристика і оцінка осцилограм, що відхиляються від норми. Сформовані додаткові вагові критерії аналізу окремих осцилограм, вивчено кореляційний зв'язок між показниками часового, а також спектрального аналізу синхронно записаних під час вимірювання артеріального тиску електрокардіограм і осцилограм. Трактування авторської думки підтверджується великою кількістю малюнків (осцилограм, графіків, гісто-

грам, скатерограм, хаосограм та ін.) та їх детальним аналізом.

Використання запропонованих методів може розширити інформацію про стан адаптаційної спроможності серцево-судинної системи, периферійних судин, вегетативної та центральної нервової систем, фізіологічних механізмів регуляції артеріального тиску. Що дуже важливо – створюється можливість застосування сучасних методів моніторингу електрокардіосигналів [16, 17–22, 31, 32, 49, 61, 65, 67, 71, 72], реограм [43, 70], енцефалограм [73] та створених специфічних алгоритмів для проведення аналізу артеріальних осцилограм [20, 72]. Все це може значно допомогти у встановленні діагнозу, призначенні подальшого плану обстеження, моніторингу процесу лікування та реабілітації, дозування фізичного навантаження в фізичній культурі та спорті, при проведенні дослідницьких робіт. Результати досліджень можуть бути використані як методи ранньої діагностики захворювань, у клінічній, експериментальній, спортивній медицині, для виявлення захворювань серцево-судинної системи та порушення її функціональної здатності, оцінки результатів лікування. Застосування інформаційних технологій для вивчення і оцінки стану периферійних судин сприятиме вирішенню соціальних проблем суспільства, удосконаленню діагностики та лікування найпоширеніших захворювань людства – захворювань серцево-судинної системи. Як наслідок – підвищення якості людського капіталу країни, рівня здоров'я та якості життя населення, профілактика станів, пов'язаних із різними видами стресу, створення рекомендацій щодо формування «індустрії здоров'я».

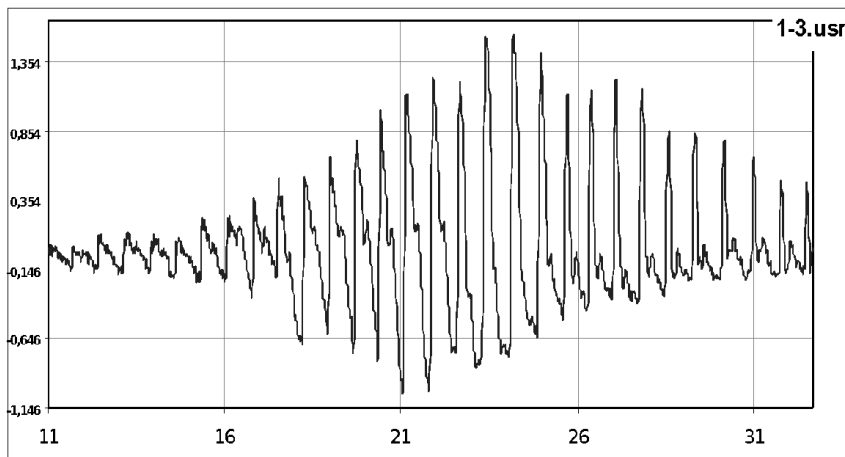
## Розділ 2

### Морфологічний аналіз осцилограм

Для морфологічного аналізу осцилограм використано наступні критерії: а) **форма** осцилограми (характеристика огинаючих, ритмічність пульсацій, рівномірність зростання та зниження амплітуди осциляцій в процесі збільшення компресії); б) наявність та кількість **максимальних осциляцій** з однаковою амплітудою; в) характер **окремих осциляцій** у різних фазах компресії (їх амплітуда, кути екстремумів, висхідна та низхідна частини); г) наявність, локалізація, величина **дикротичної та додаткових хвиль** на окремих осциляціях.

Для зручності візуального аналізу осцилограми, залежно від стадії зростання компресії, нами виділено три її частини (рис. 2.1).

**Перша** – початок компресії (від початку компресії до моменту стрімкого зростання амплітуди осциляцій, зна-



**Рис. 2.1.** Осцилограма судин плеча обстеженого М, 20 років.  
Примітка. По осі X – час реєстрації окремих осциляцій (с), по осі Y – значення коливань тиску в манжеті під впливом судинної стінки артерії (мм рт. ст.).

чення діастолічного тиску, у нашому прикладі – до 18 с, **друга** – наростання компресії (від моменту стрімкого зростання амплітуди осциляцій до її стрімкого зниження, значення систолічного тиску – 18–31 с), **третя** – максимальної компресії (тиск у манжеті більший від рівня систолічного тиску – 32–33 с) [58]. У свою чергу, друга частина включала період 2-а – її висхідна частина (період наростання компресії до досягнення повного стиснення судин у фазі діастолі, 18–23 с) і 2-б – її максимальні осциляції та низхідна частина (до досягнення повного стиснення судин у фазі систолі, 23–31 с) [67].

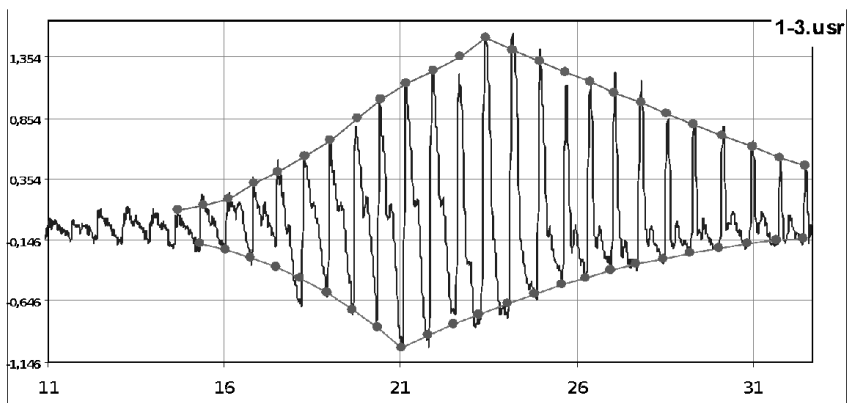
Зіставлення аналізу літературних джерел з отриманими нами результатами дало можливість дати характеристику обраних для морфологічного аналізу критеріїв. Для прикладу обрано осцилограми двох практично здорових осіб

### **Варіант 1**

Використано одну з типових із зареєстрованих нами осцилограм (рис. 2.1) пацієнта М., 20 років, практично здорового, артеріальний тиск 109 і 63 мм рт. ст.

**Огинаючі.** Для візуального аналізу форми осцилограми за показниками максимальних та мінімальних екстремумів осциляцій, розміщених по обидва боки відносно осі Х, побудовано огинаючі (рис. 2.2) [26].

При аналізі огинаючої за максимальними екстремумами відмічено її куполоподібну форму: поступове рівномірне зростання до 24 секунди вимірювання (до повного перетискання судини у фазі діастолі), наявність вершини, зумовленої двома максимальними екстремумами (23,5–24 с) та поступове зниження її до припинення компресії (до 33 с). При цьому окремі вершини осциляцій дещо відхиляються від огинаючої у бік їх зниження чи підвищення. Огинаюча, побудована за нижніми екстремумами, має практично аналогічну форму, лише в протилежних значеннях. Пік вершини огинаючої за мінімумами (21–22 с) дещо випереджає пік максимумів (23,5–24 с).



**Рис. 2.2.** Огинаючі за максимальними та мінімальними екстремумами осцилограми судин плеча обстеженого М, 20 років.  
*Примітка.* По осі Х – час реєстрації окремих осциляцій (с), по осі Y – значення коливань тиску в манжеті під впливом судинної стінки артерії (мм рт. ст.).

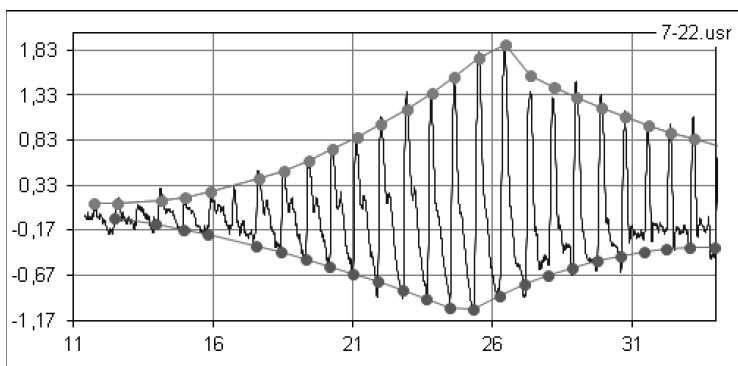
Таким чином, симетричне розміщення огинаючих, створених за максимальними та мінімальними екстремумами, їх куполоподібна форма з рівномірним зростанням та зниженням, поява піків за максимумами слідом за мінімальними свідчать про адекватну реакцію судин передпліччя на поступово зростаючу компресію.

*Для прикладу.* Види огинаючих, згрупованих за рівнями вагових відмінностей (шкала від 1 до 5), зображені на рисунку 2.3.

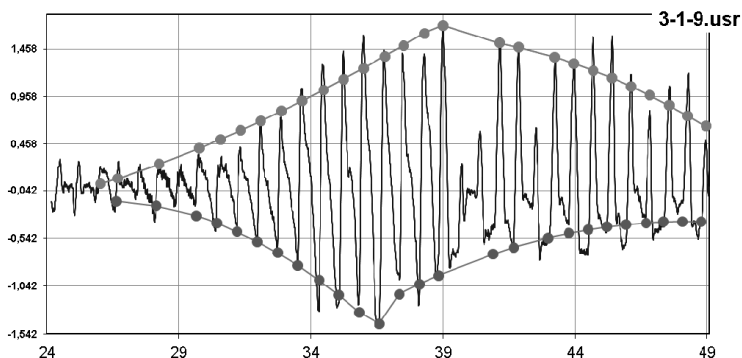
**Загальний візуальний аналіз осцилограми.** При загальному візуальному аналізі осцилограми (рис. 1.1) привертає увагу її певна гармонійна форма: поступове зростання амплітуди осциляцій, досягнення максимуму на 23–24 с та зниження до кінця реєстрації, відсутність ектопічних скорочень та випадання окремих серцевих комплексів. Це свідчить про те, що амплітуда кожної пульсової хвилі, пропорційна змінюваному під впливом тиску в манжеті просвіту магістральної артеріальної судини [37], вказує на адекватну рефлекторну реакцію



1. Огинача за максимумами рівномірно зростає, досягає свого піку та поступово рівномірно спадає; огинача за мінімумами має аналогічну форму, розміщену симетрично відносно осі X.

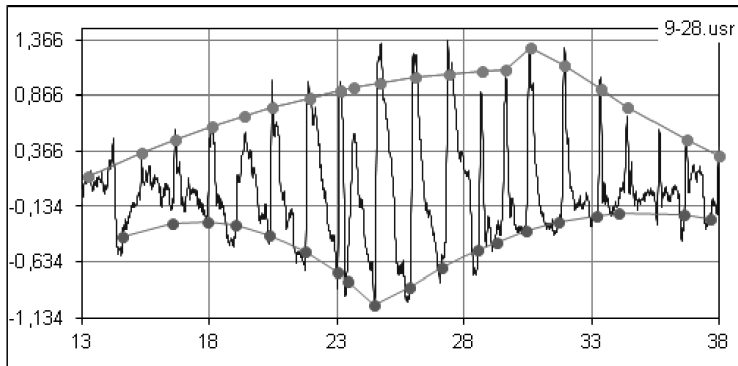


2. Огинача за максимумами рівномірно зростає, досягає свого піку та поступово рівномірно спадає; огинача за мінімумами має аналогічну форму, розміщену симетрично відносно осі X. Лише окремі максимуми осциляцій незначно відхиляються від неї (розміщені вище чи нижче від огиначої).

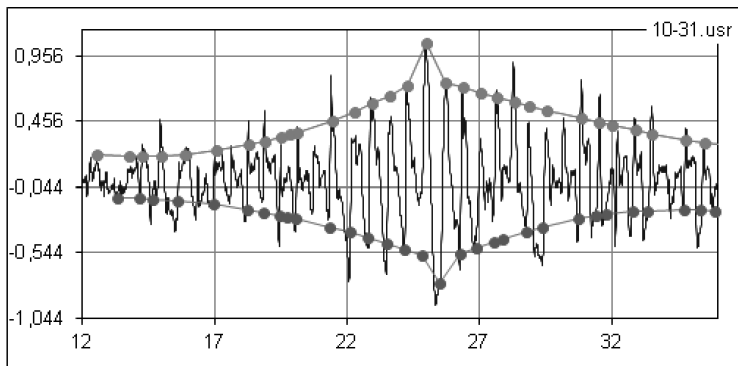


**Рис. 2.3.** Види огиначих, згрупованих за рівнями вагових відмінностей (шкала від 1 до 5).

3. Огинаюча за максимумами рівномірно зростає, досягає свого піку та поступово рівномірно спадає; огинаюча за мінімумами має аналогічну форму, розміщену симетрично відносно осі X. При цьому окремі осциляції мають значне відхилення від огинаючої в бік їх збільшення чи зменшення.

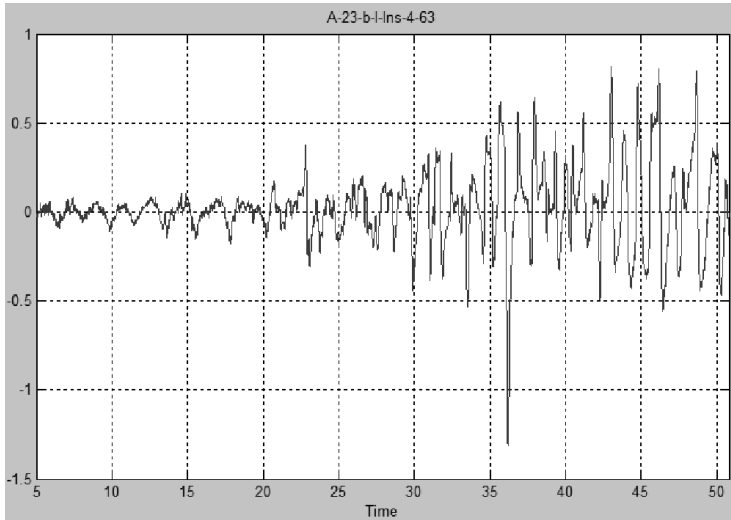


4. Огинаюча за максимумами зростає та знижується нерівномірно; Огинаюча за мінімумами суттєво відрізняється від максимальної. Значна кількість осциляцій мають виражене відхилення від огинаючої в бік їх збільшення чи зменшення.



**Рис. 2.3.** (продовження). Види огинаючих, згрупованих за рівними вагових відмінностей (шкала від 1 до 5).

5. Огинаюча за максимумами зростає, досягає свого піку та спадає; огинаюча за мінімумами відрізняється від максимальної. При цьому переважна кількість осциляцій мають виражений хаотичний характер, відхиляються від огинаючої в бік їх збільшення чи зменшення.



**Рис. 2.3.** (продовження). Види огинаючих, згрупованих за рівнями вагових відмінностей (шкала від 1 до 5).

серцево-судинної системи обстежуваного на різні рівні поступово зростаючої компресії судин плеча. За висотою осциляцій можна судити про тонус та прохідність судин, серцеву діяльність, стан вегетативної нервової системи, артеріальний тиск та нервово-рефлекторні впливи на їх стан [59].

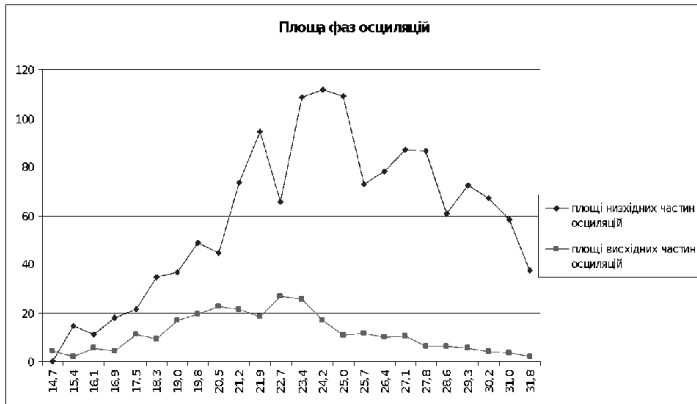
Привертає увагу виражене зростання амплітуди осциляцій на 18 с та зниження їх на 32 с. Перше – показник діастолічного тиску (початок компресії судин у фазі діастолі) і є результатом початку стрибкоподібного зростання різниці між площею просвіту судини в діастолі і систолі. Другий – показник систолічного тиску, коли указана різниця дорівнює нулю [37].

Тривалість висхідної частини осциляцій відображає потужність пульсової хвилі, створеної систолічним викидом. Прискорення крові на початку фази вигнання виникає дуже швидко, але дуже короткочасно [58]. Тривалість низхідної частини осциляцій (фази повільного вигнання крові та діастоли) більша. Це зумовлено тим, що великі судини, у тому числі аорта – судини еластичного типу, тому впродовж систоли вони діють як ємність, що накопичує частину вигнаного об'єму крові, який потім, під час діастоли, проштовхується в периферійні судини [58]. Ступінь розтягнення судин залежить від пружно-еластичних властивостей судинної стінки, які зумовлені особливостями їх структури (індивідуальними, віковими, патологічними), тонічним напруженням м'язового шару судинної стінки, ступенем пасивного напруження судинної стінки і зазнають нервово-рефлекторних впливів [37].

Динаміка площ висхідної та низхідної частин осциляцій у процесі збільшення компресії, отриманих за допомогою математичного аналізу осцилограм, зображені на рисунку 2.4.

Як видно з рисунка, в процесі зростання компресії площа висхідної частини осциляцій змінюється незначно, тоді як низхідної частини – зростає більшою мірою, що є результатом утруднення проштовхування крові в периферійні судини [58], які залежать від рівня адаптаційної здатності серця до зростання. Навантаження, проти якого повинна працювати адаптаційна реакція організму [36], і є свідченням стану координації місцевих саморегуляторних механізмів та центральної нейрогуморальної регуляції діяльності ССС [37].

Пік зростання площ відповідає початку повного стискання судин плеча під час діастоли, в процесі наростання компресії вони зменшуються. На максимальних осциляціях висхідна частина займає 14,5 % площі усєї осциляції, низхідна – 85,5 %. Вони співвідносяться між собою як



**Рис. 2.4.** Площі висхідної та низхідної частин окремих осциляцій в процесі наростання компресії судин плеча обстеженого М, 20 років. Примітка. по осі X – час реєстрації окремих осциляцій (с), по осі Y – площа фаз осциляцій.

1 : 5,9. Власне цей період і відповідає найбільшій різниці між площею судин в систолі і діастолі.

Збільшення амплітуди осциляцій пояснюється тим, що різниця між площею просвіту судин в діастолі і систолі в цей період починає стрибкоподібно зростати.

Привертає увагу наявність на низхідній частині осциляцій, в кінці систоли, дикротичної хвилі, яка є початком діастолі. Вона зумовлена приходом відбитої хвилі, що виникає внаслідок короткого періоду зворотного руху крові при відбитті гідралічної хвилі від замкнутого аортального клапана та поширенням її на периферію [36, 37, 58].

На початку компресії (частина 1 та 2-а) дикротична хвиля розміщена на середній частині катакроти, зникає при максимальній амплітуді осциляцій, в процесі наростання компресії (період 2-б та 3) з'являється знову, але вже на нижній її частині. Останнє свідчить про збільшення тривалості фази повільного вигнання крові в процесі зростання компресії [37]. Воно зумовлене утрудненням току крові на рівні судин передпліччя, що створює в роз-

ташованих проксимально від них артеріях гальмування потоку і умови для стиснення крові в період вигнання її систолічного об'єму з шлуночків. При цьому лівому шлуночку необхідно докласти більше зусиль, щоб подолати підвищений тиск в аорті [58]. За дикротичною хвилею реєструється плавний спуск кривої, який відповідає рівномірному відтоку крові під час діастоли. Її розміри зменшуються в процесі зниження дикротичної хвилі, що свідчить про утруднення для відтоку крові, зумовлені компресією [37].

Вершини верхніх екстремумів загострені. На початку компресії вони наближаються до  $45^\circ$ , що указує на наявність короткого періоду рівноваги між притоком крові в магістральні артерії і її відтоком в периферійні судини [34]. У процесі зростання компресії ця фаза зникає. Кути вершин максимумів зменшуються, а у період 2-б та 3 – наближаються до нуля: верхня частина катакrotи значно наближається до анакrotи або збігається з нею. При цьому відстань між максимумами пульсацій (зумовлених поширенням пульсової хвилі) залишається незмінною за рахунок низького розміщення дикротичного зубця, появи дрібних осциляцій в кінці діастоли, які утримуються до появи наступного гідравлічного удару пульсової хвилі. Їх кількість та форма зумовлені пружно-еластичною здатністю стінки судин передпліччя та нервово-рефлекторними механізмами регуляції артеріального тиску у відповідь на зростання компресії [58].

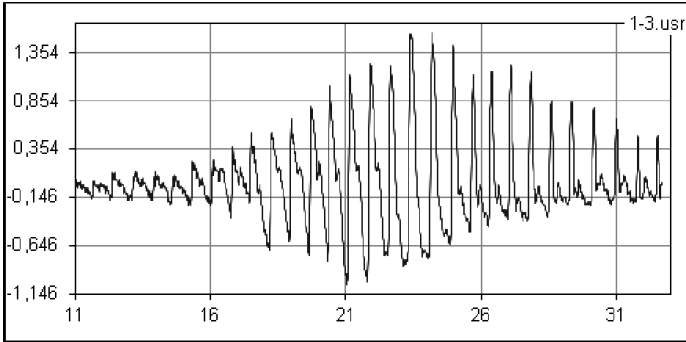
На нижніх екстремумах – у частині 1 та 2-а реєструються переважно гострі кути. При досягненні максимальної амплітуди на їх вершинах виникають дрібні осциляції, які зникають у процесі зростання компресії та появи на катакrotичній частині осциляцій дикротичного зубця. Впродовж подальшого зростання компресії загострені вершини реєструються знову, а потім сплющуються за рахунок накладання на них дрібних хвиль.

*Для прикладу.* Реакція судин ділянки плеча на компресію за амплітудою, кількістю та наявністю екстремальних (з нерівномірним збільшенням амплітуди) осциляцій, згрупованих за рівнями вагових відмінностей (шкала від 1 до 5), зображені на рисунку 2.4.

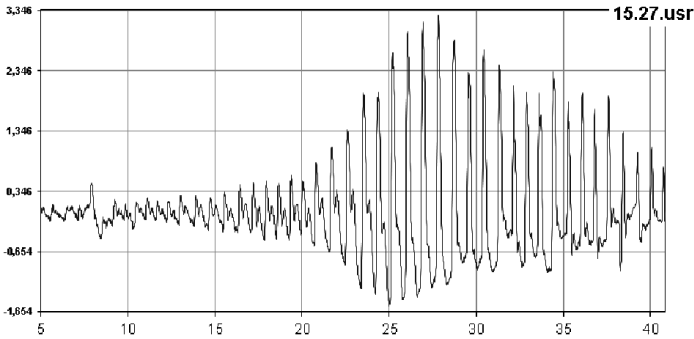
*Для прикладу.* Реакція судин ділянки плеча на компресію за величиною зміни площі висхідної та низхідної частин осциляцій, згрупованих за рівнями вагових відмінностей (шкала від 1 до 5), зображені на рисунку 2.5.

**Аналіз першої частини** осцилограми (рис. 2.1). У початковий період обтискання плеча, коли компресія лише наростає і не має суттєвого впливу на його кровообіг, виникає можливість оцінити стан серцево-судинної системи у спокої [36]. У міру наростання компресії амплітуда пульсацій рівномірно збільшується за рахунок підвищення тиску в манжеті. На низхідній частині осциляцій, окрім дикротичної хвилі, реєструються дрібні додаткові хвилі різної кількості, розмірів та локалізації [36, 58]. Флуктуації на записах тиску різноманітні і численні, тому розцінити яку-небудь з них як наслідок відбиття хвиль від аортальних клапанів не завжди вдається [36, 61]. Це свідчить про неоднорідність реакції судинної стінки на наростання компресії, які зумовлені нервово-рефлекторними механізмами регуляції артеріального тиску [58] та в'язко-пружними властивостями судинної стінки [58].

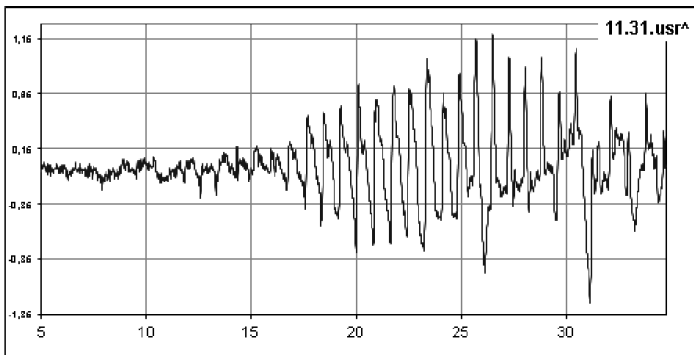
Указані реакції зумовлені насамперед механізмами термінової реакції на компресію. До них відносять циркулярні реакції нервового походження – барорецепторні, хеморецепторні, рефлекс на ішемію центральної нервової системи та ін., які контролюють різні параметри кровообігу і постійно інформують центральну нервову систему про зміни, які виникають [47]. Неоднорідність реакції судинної стінки на наростання компресії зумовлена станом нервово-рефлекторних механізмів регуляції



1. Осцилограмі притаманне рівномірне зростання амплітуди осциляцій, досягнення піку та зниження її. Відсутні екстремальні осциляції.

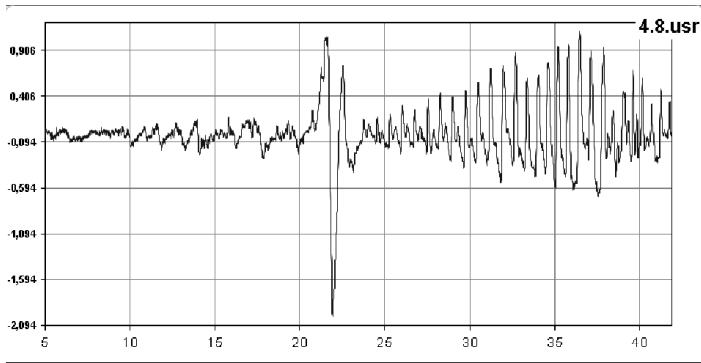


2. Спостерігаються поодинокі осциляції зі зростанням їх амплітуди не більше ніж на 50 % від розміщених поруч.

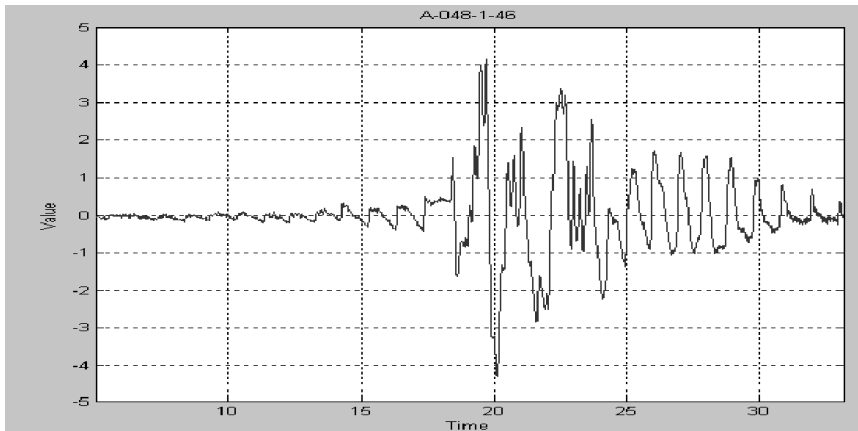


3. На осцилограмі спостерігаються декілька осциляцій зі зростанням їх амплітуди не більше ніж на 50 % від розміщених поруч.



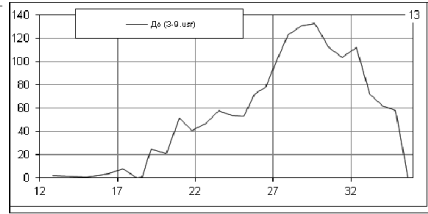
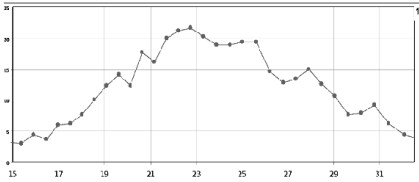


4. В процесі компресії в різних частинах осцилограми спостерігаються окремі осциляції зі зростанням їх амплітуди більше ніж на 50 % від розміщених поруч.

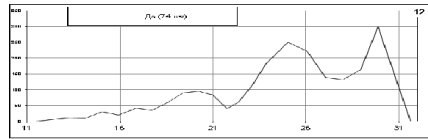
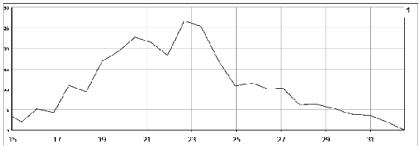


5. У процесі компресії в різних частинах осцилограми спостерігаються значна кількість осциляцій зі зростанням їх амплітуди більше ніж на 50 % від розміщених поруч.

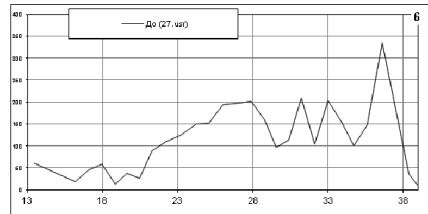
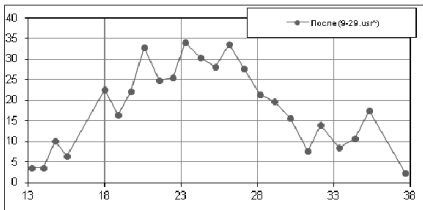
**Рис. 2.4.** Реакція судин ділянки плеча на компресію за амплітудою, кількістю та наявністю екстремальних (з нерівномірним збільшенням амплітуд) осциляцій, згрупованих за рівними вагових відмінностей (шкала від 1 до 5).



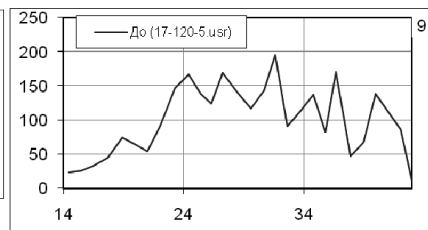
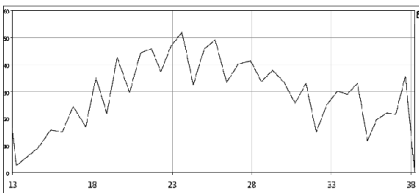
1. Площа осциляцій рівномірно зростає, досягає максимуму і поступово зменшується, коливання площ незначні.



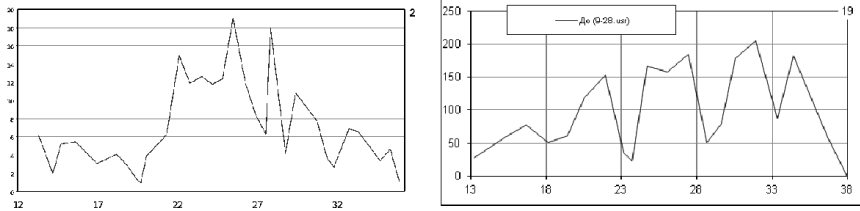
2. Площа осциляцій зростає нерівномірно, коливання площ більш виражені.



3. Площа осциляцій змінюється нерівномірно, коливання площ значні.



4. Площа осциляцій змінюється хаотично.



5. Площа осциляцій змінюється значно та хаотично.

**Рис. 2.5.** Реакція судин ділянки плеча на компресію за величиною зміни площі висхідної (зліва) та низхідної (справа) частин осциляцій, згрупованих за рівнями вагових відмінностей (шкала від 1 до 5).

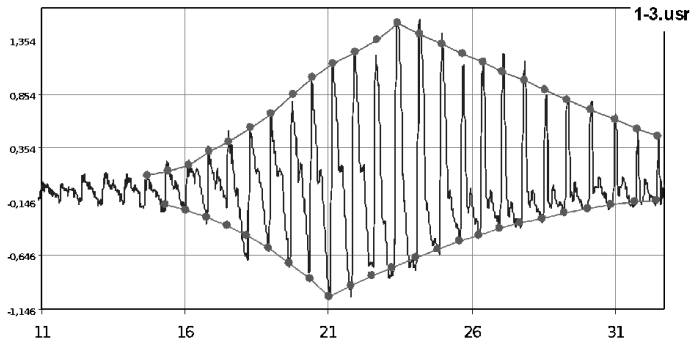
артеріального тиску та в'язко-пружними властивостями судинної стінки [58].

Однорідність реакції судинної стінки на наростання компресії на осцилограмі обстеженого М. свідчить про задовільний стан нервово-рефлекторних механізмів регуляції артеріального тиску та в'язко-пружних властивостей судинної стінки.

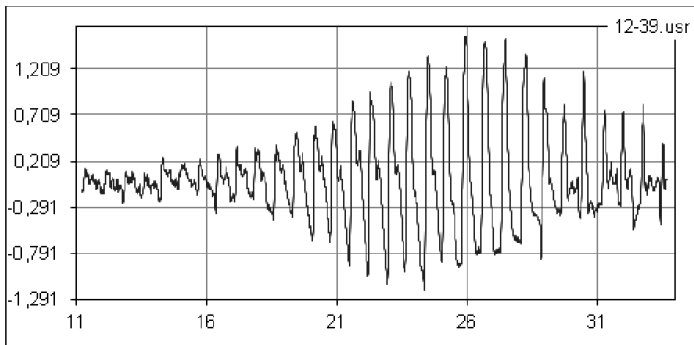
*Для прикладу.* Реакція судин на початок компресії (до досягнення діастолічного тиску) за амплітудою та частотою осциляцій, згрупованих за рівнями вагових відмінностей (шкала від 1 до 5), зображені на рисунку 2.6.

*Для прикладу.* Реакція судин ділянки плеча на компресію за формою верхніх екстремумів осциляцій на початку компресії (до появи діастолічного тиску), згрупованих за рівнями вагових відмінностей (шкала від 1 до 5), зображені на рисунку 2.7.

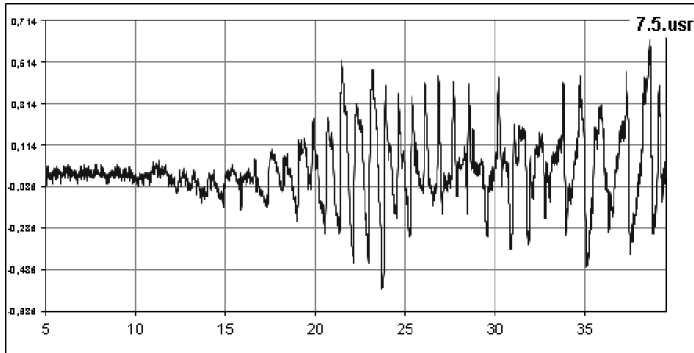
**Аналіз другої частини осцилограми** (рис. 2.1). На початку другої (2-а) частини (починаючи з 18 с), коли провіт судин починає зменшуватися (тиск в манжеті протидіє повному розкриттю судин плеча до попередніх розмірів у фазі діастолі), амплітуда осциляцій різко зростає і продовжує збільшуватись в міру зростання компресії та різниці між площею провіту судин під час діастолі і систолі [37].



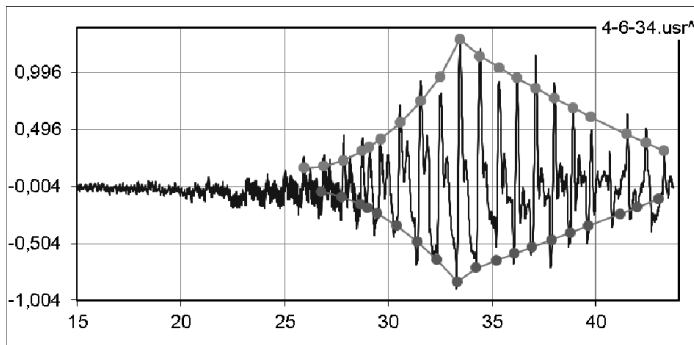
1. На початку компресії амплітуда осциляцій рівномірно зростає, на висхідній частині осциляції додаткові хвилі відсутні, на низхідній частині реєструється незначна кількість рівномірно розміщених однотипних дрібних осциляцій.



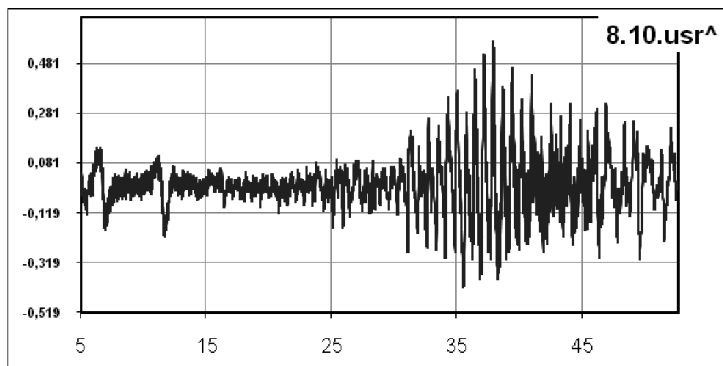
2. На початку компресії амплітуда осциляцій змінюється нерівномірно, на висхідній частині осциляції додаткові хвилі відсутні, на низхідній частині реєструються різнохарактерні дрібні осциляції.



3. На початку компресії амплітуда осциляцій змінюється нерівномірно, на висхідній частині осциляції можуть зустрічатися додаткові хвилі, на низхідній частині реєструються різноманітні дрібні осциляції.

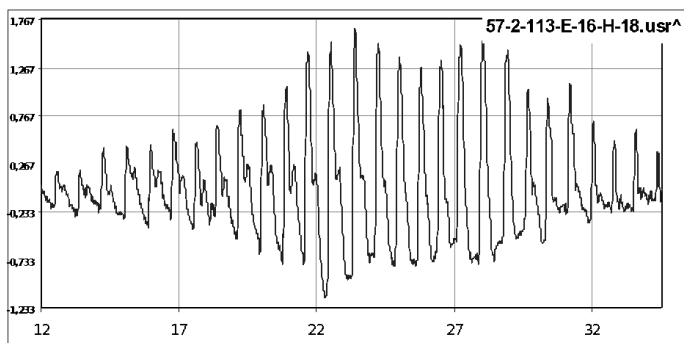


4. На початку компресії амплітуда осциляцій змінюється нерівномірно, на висхідній частині осциляції реєструється велика кількість дрібних осциляцій, на низхідній частині – значна кількість різноманітних дрібних осциляцій.

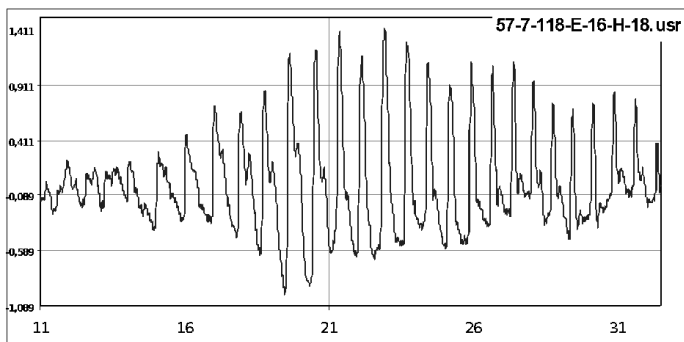


5. На початку компресії рееструються хаотичні за амплітудою, частотою та формою осциляції.

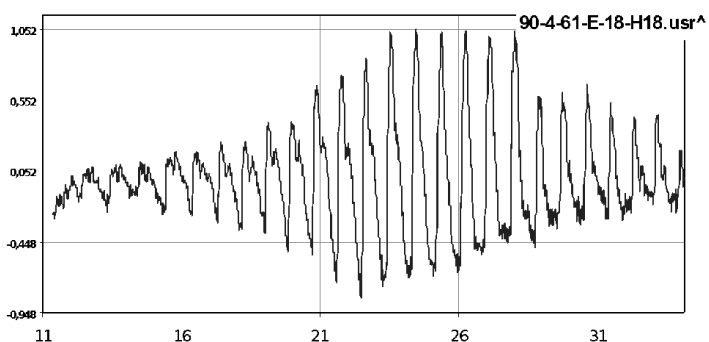
**Рис. 2.6.** Реакція судин на початок компресії (до досягнення діастолічного тиску) за амплітудою та частотою осциляцій, згрупованих за рівнями вагових відмінностей (шкала від 1 до 5).



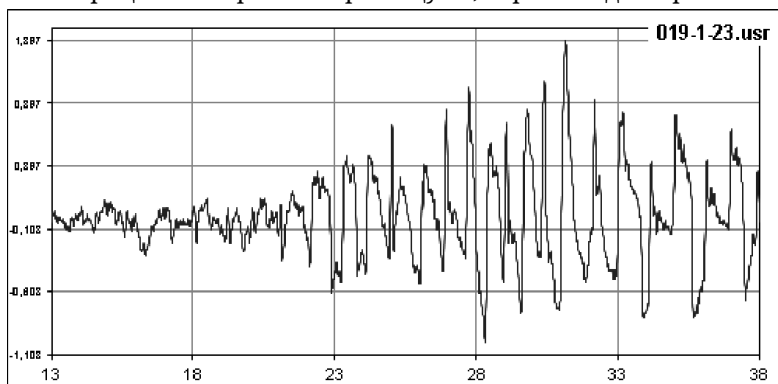
1. Вершини загострені та однотипні.



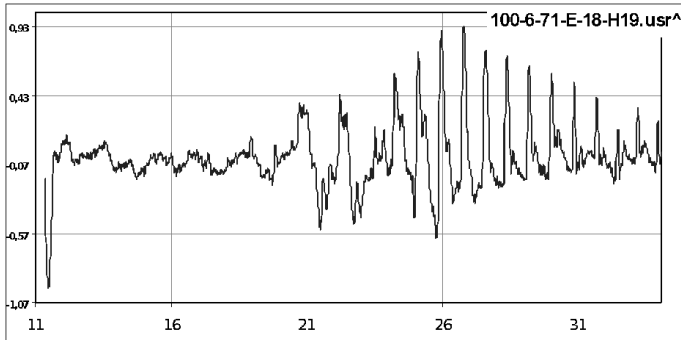
2. Дикротичний зубець розміщений біля вершини, в окремих випадках перевищує її, вершини двогорбі.



3. Дикротичний зубець розміщений біля вершини, зберігається в процесі компресії – перевищує її, вершини двогорбі.



4. Вершини сплюснені за рахунок додаткових хвиль.



5. Виявити будь-які характеристики, притаманні вершинам осциляцій, не вдалося.

**Рис. 2.7.** Форма верхніх екстремумів осциляцій на початку компресії, до появи діастолічного тиску, згрупованих за рівнями вагових відмінностей (шкала від 1 до 5).

На низхідних частинах осциляцій рееструються чітко виражені дикротичні зубці, які з кожною наступною осциляцією наближаються до середньої частини катакрити і поступово зникають в процесі зростання компресії.

На 23,5 та 24 секундах зареєстровано два екстремуми з найбільшими значеннями амплітуд. Перша з максимальних амплітуд свідчить про показник середнього гемодинамічного артеріального тиску, зумовленого найбільшою різницею просвіту досліджуваних судин (під час діастолі судини повністю перетискаються, під час систоли їх просвіт відновлюється) [37].

Друга подібна за амплітудою максимальна осциляція, незважаючи на зростання компресії, залишається без змін, що вказує на те, що різниця між площею просвіту судин в діастолі і систолі не змінюється. Це свідчить про бічний артеріальний тиск – тиск крові на артеріальну стінку в період систоли шлуночків [37, 58]. У даний період поступлення максимально можливого об'єму крові в судину зумовлене радіальним розширенням стінок



судин під час систоли (завдяки їх пружності) та поверненням у вихідне положення під час діастоли, коли тиск падає [36]. Пружні властивості стінки судин забезпечуються волокнами трьох типів: еластичними, колагеновими, гладком'язовими [36]. Тонічне напруження судинної стінки і ступінь її пасивного розтягнення зумовлені нервово-рефлекторним впливом [67]. Клінічне значення бічного систолічного тиску полягає в тому, що виникає можливість за його рівнем визначити істинний тиск під час систоли, істинну пульсову амплітуду [37] та пружно-еластичні властивості стінки судин [49].

За даними осцилограми, зображеної на рисунку 2.1, максимальний тиск, з яким у період максимальних осциляцій судини плеча здійснюють свій вплив на манжету під час систоли – +1,4 мм рт. ст., а стискання судини манжетю під час діастоли – -1,1 мм рт. ст.

На осциляціях з максимальними амплітудами дикротичний зубець відсутній. У цей час на мінімальних екстремумах з'являються різнохарактерні дрібні осциляції, що зумовлені індивідуальною реакцією судинної стінки на початок повного закриття судин у фазі діастоли.

У міру зростання компресії, після досягнення повного перетискання судин у фазі діастоли, амплітуда хвиль знижується внаслідок неповного розкриття магістральної артеріальної судини під час систоли (зменшення різниці між площею просвіту судин в діастолі і систолі) [37]. У нашому прикладі за максимальними слідують дві осциляції з меншою амплітудою, ніж наступні (25–26 с), що є результатом утруднення проштовхування крові в периферійні судини [56] і свідчить про стан координації місцевих саморегуляторних механізмів та центральної нейрогуморальної регуляції діяльності серцево-судинної системи [47]. У обстежуваного діяльність останніх на достатньому рівні: цей період був короткотривалим, усього дві пульсові хвилі. За ними реєструвалось рівномірне зниження амплітуди осциляцій.

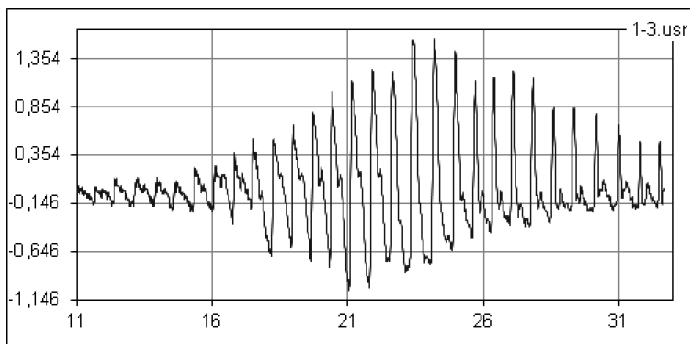
Дикротична хвиля в процесі зростання компресії зміщується до нижньої частини катакроти. Її амплітуда поступово збільшується. Це можна пов'язати зі зростанням величини зворотного потоку крові за рахунок розтягнення судин, розміщених між місцем вимірювання і серцем [58], що є свідченням продовження зв'язку рецепторного апарату і нейром'язових елементів судин з центральною нервовою системою, що зберігає дію фізіологічних механізмів регуляції артеріального тиску і стану кровоносних судин [67].

За дикротичною хвилею реєструється плавний спуск кривої, який відповідає рівномірному відтоку крові під час діастолі. Її розміри зменшуються в процесі зниження рівня локалізації дикротичної хвилі, що свідчить про утруднення для відтоку крові, зумовлене наростаючою компресією [58].

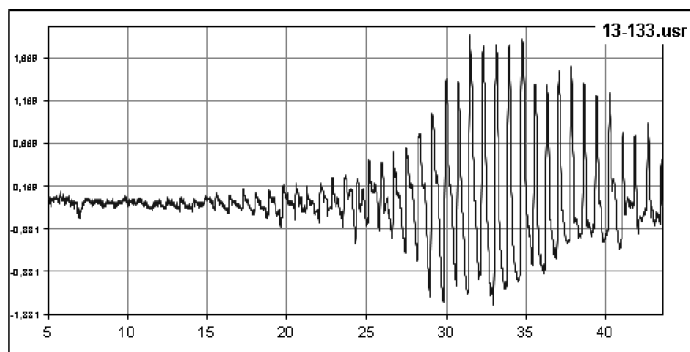
При досягненні в манжеті тиску, рівного систолічному артеріальному тиску, судини закриваються, кровотік у них припиняється. На це вказує остання з найбільш виражених осциляцій (перед їх різким зниженням) у кінці осцилограми (на 31 с) [59]. Різнохарактерні дрібні осциляції, що реєструються за дикротичною хвилею, зумовлені ударами крові в проксимальний край манжети, що повністю перетискає судини плеча під час діастолі [58].

*Для прикладу.* Реакція тканин ділянки плеча на компресію за кількістю максимальних за амплітудою осциляцій, згрупованих за рівнями вагових відмінностей (шкала від 1 до 5), зображені на рисунку 2.8.

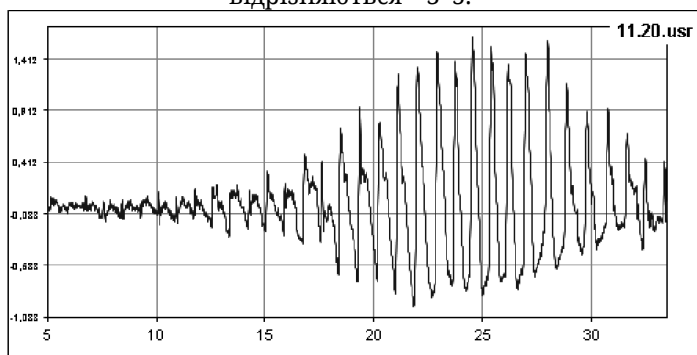
**Аналіз третьої частини** осцилограми. У третій частині осцилограми (рис. 2.9) (після 32 секунди) амплітуда осциляцій різко зменшується, що зумовлено повним стисненням артерії у фазі систолі. На цьому етапі пульсації зумовлені поширенням гідравлічної хвилі по стиснутих судинах [51, 52]. Хвиля, що реєструється при цьому, уже не на низхідній частині осциляції, а після неї (32,5 с), свідчить про повне стиснення судин під час систолі.



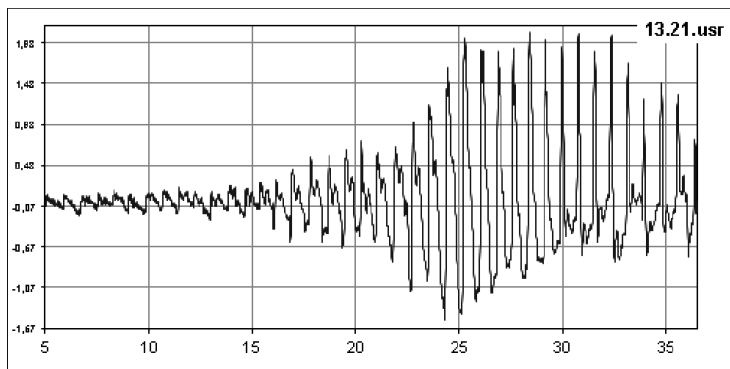
1. Кількість максимальних осциляцій – 1–2.



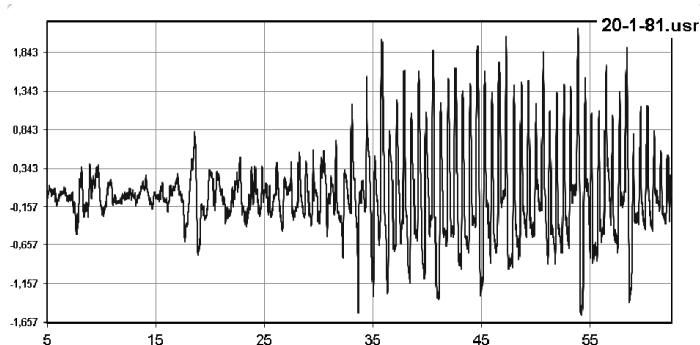
2. Кількість максимальних осциляцій, які за амплітудою незначно відрізняються – 3–5.



3. Кількість максимальних осциляцій, які за амплітудою незначно відрізняються – 6–9.



4. Кількість максимальних осциляцій – 10–20, які за амплітудою незначно відрізняються. Тривале їх збереження без збільшення чи затухання в процесі зростання компресії свідчить про органічну судинну патологію досліджуваної ділянки [46].



5. Відсутність явно виражених двох або більше поруч розміщених осциляцій з максимальними амплітудами. Максимальні амплітуди періодично реєструються протягом тривалого часу.

**Рис. 2.8.** Реакція тканин ділянки плеча на компресію за кількістю максимальних за амплітудою осциляцій, згрупованих за рівними вагових відмінностей (шкала від 1 до 5).

Вона зумовлена гідравлічним ударом, «перекиданням» пульсової хвилі та утворенням ударної хвилі, яка виникає при несподіваній появі перешкоди перед потоком крові [58]. Однотипні дрібні осциляції є результатом дії інерційних сил у період, коли судина повністю стиснута. Вони утримуються до появи наступного гідравлічного удару [36, 58] і є свідченням продовження зв'язку рецепторного апарату і нейром'язових елементів судин з центральною нервовою системою, що зберігає дію фізіологічних механізмів регуляції АТ і стану кровоносних судин [67].

Таким чином, аналіз досліджень показав, що осцилограмі практично здорової особи (рис. 2.1) притаманне наступне:

### ***Форма осцилограми***

1. Ритмічність осциляцій, поступове рівномірне зростання їх амплітуд, досягнення максимуму та зниження до кінця реєстрації.

2. Збереження в процесі зростання компресії декількох однакових за амплітудою максимальних осциляцій (у період початку повного перетискання судин під час діастоли).

3. Симетричне розміщення огинаючих, створених за максимальними та мінімальними екстремумами, їх куполоподібна форма з рівномірним зростанням та зниженням, поява піків за максимумами слідом за мінімальними екстремумами.

4. Більш виражене зростання амплітуди осциляцій на висхідній частині осцилограми – показник діастолічного, зниження на низхідній – систолічного тиску.

### ***Характер окремих осциляцій в різних фазах компресії***

1. Амплітуда кожної пульсової хвилі пропорційна змінюваному під впливом тиску в манжеті просвіту магістральної артеріальної судини: поступово зростає, досягає максимуму і поступово знижується.

2. Вершини верхніх екстремумів загострені. На початку компресії їх кут більший, у процесі зростання компресії – спочатку зменшується, а потім наближається до нуля: верхня частина катакроти максимально наближається до анакроти або збігається з нею.

Площа висхідної частини менша, низхідної – більша. Вони співвідносяться між собою як 1 до 6.

Тривалість фази повільного вигнання крові в процесі збільшення компресії поступово зростає, фаза діастолі – скорочується.

**Наявність, локалізація, величина дикротичної та додаткових хвиль на окремих осциляціях**

1. На висхідній частині осциляції додаткові хвилі відсутні.

2. На низхідній частині осциляцій, в кінці систоли, реєструється дикротична хвиля. На початку компресії вона розміщена на середній частині катакроти, зникає при максимальній амплітуді осциляцій. У процесі наростання компресії з'являється знову, але вже на нижній частині катакроти, і в кожній наступній пульсації поступово наближається до її нижнього краю. Амплітуда дикротичної хвилі при цьому зростає.

3. У процесі зростання компресії на низхідній частині осциляцій, слідом за дикротичною хвилею, реєструються дрібні однотипні додаткові хвилі.

4. Повну компресію судин (або систолічний тиск) можна визначити не лише за стрімким зменшенням амплітуди осциляцій, але і за зникненням дикротичної хвилі на низхідній частині. Поява хвилі слідом за закінченням катакротичної фази – ознака повного стиснення судин, як у фазі діастолі, так і систоли.

5. Однотипні дрібні осциляції в період, коли судина повністю стиснута, є результатом дії інерційних сил. Вони утримуються до появи наступного гідравлічного удару.

Для оцінки ступеня відхилення від норми осцилограм за морфологічними критеріями розроблено наступні вагові візуальні критерії.

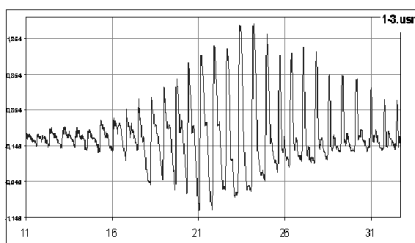
1. Характер огинаючих – лінії, що з'єднують між собою піки максимальних та мінімальних екстремумів осциляцій.
2. Ступінь аритмії – порушення ритмічності виникнення окремих послідовних осциляцій.
3. Реакція судин на початок компресії (до досягнення діастолічного тиску).
4. Реакція судин ділянки плеча на компресію за амплітудою, наявністю та кількістю екстремальних (з нерівномірним збільшенням чи зниженням послідовних амплітуд) осциляцій.
5. Кількість максимальних за амплітудою осциляцій.
6. Форма верхніх екстремумів осциляцій на початку компресії.
7. Характер зміни площі висхідної частини осциляцій.
8. Характер зміни площі низхідної частини осциляцій.

За ступенем відхилення указаних критеріїв від запропонованих показників норми зареєстровані 1680 осцилограм згруповано у 5 типів (рис. 2.9), у яких ознаки «погіршення» характеристик зростають від 1 до 5.

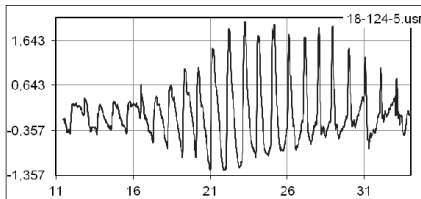
### **Варіант 2**

Для порівняння використана осцилограма практично здорової особи, юнака Р. (рис. 2.10).

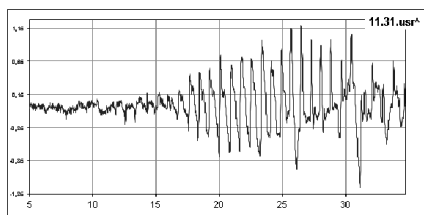
При аналізі даної осцилограми привертають увагу хаотичність пульсацій та додаткових хвиль на початку компресії, наявність ектопічних скорочень та випадання окремих серцевих комплексів, відсутність гармонійного зростання та зменшення амплітуди осциляцій, кутів максимумів, закономірностей у наявності та розміщенні дикротичної хвилі (22–24, 33–38 с), високе розміщення дикротичних хвиль (34, 36 с). За дикротичною хвилею реєструються різнохарактерні за розмірами та локаліза-



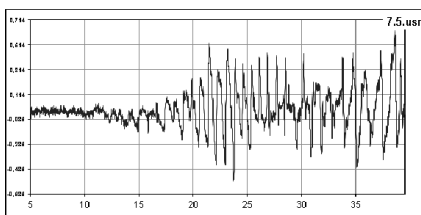
1-й тип



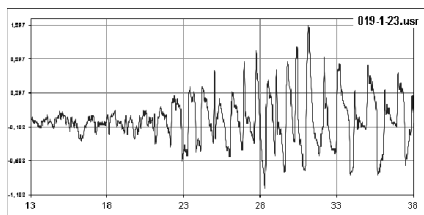
2-й тип



3-й тип



4-й тип

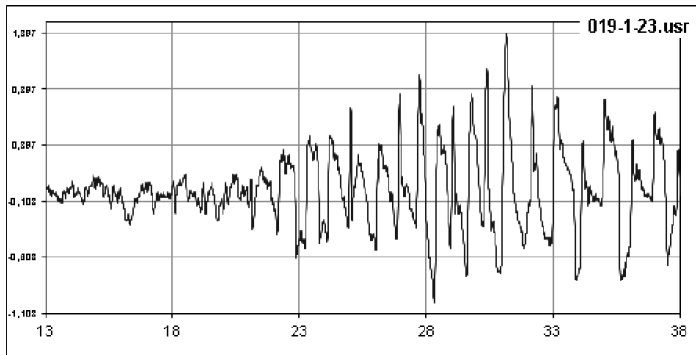


5-й тип

**Рис. 2.9.** Морфологічна характеристика типів осцилограм, диференційованих за ступенем відхилення основних критеріїв від запропонованої норми.

цією додаткові хвилі (1 та 3 частини). На 28, 29 секундах наростання компресії пульсові хвилі виявились меншими, ніж попередні і наступні. Після 24 с з'являється позачергова пульсова хвиля, що свідчить про порушення ритму серцевої діяльності [47]. Указані дані свідчать про порушення функціонального стану судин плеча, неадекватну реакцію судинної стінки на наростання компресії, хоча обстежений не скаржиться на стан здоров'я та порушення функціональних можливостей.





**Рис. 2.10.** Осцилограма судин плеча обстеженого Р, 19 років.  
*Примітка.* По осі Х – час реєстрації окремих осциляцій (с), по осі Y – значення коливань тиску в манжеті під впливом судинної стінки артерії (мм рт. ст.).

### **Висновки.**

Застосування інформаційних технологій дало можливість на основі аналізу осцилограм розробити морфологічні критерії оцінки стану судин плеча.

Критеріями морфологічного аналізу осцилограм є ритмічність, частота, форма, амплітуда осциляцій та тривалість їх фаз, а також наявність, розміри, локалізація дикротичного зубця і додаткових хвиль на низхідній частині осциляцій та їх динамка в процесі зростання компресії.

Морфологічний аналіз характеру осцилограми, отриманої в процесі поступової компресії судин, є достатньо інформативним для оцінки стану периферійних судин та функціональної спроможності серцево-судинної системи адаптуватися до компресії судин плеча. Результати досліджень можуть бути використані як у клінічній, так і в експериментальній медицині, для виявлення захворювань серцево-судинної системи та порушення її функціональної здатності.

## Розділ 3

### Часовий аналіз осцилограм

Артеріальна осцилограма з визначеними тривалостями інтервалів може нести набагато більше інформації про стан серцево-судинної системи, ніж відомі. Для зручності аналізу (як і в розділі 1), залежно від ступеня компресії осцилограму умовно поділено на 3 основні частини (рис. 3.1).

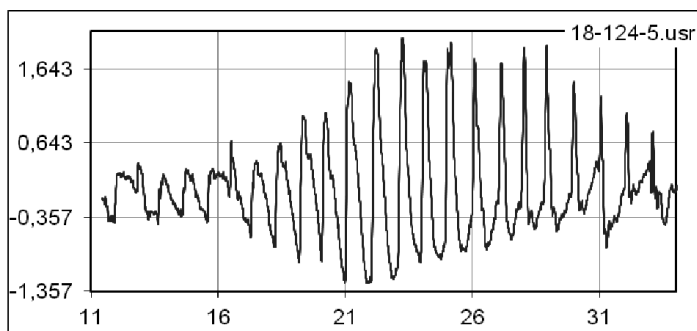


Рис. 3.1. Артеріальна осцилограма юнака К.

**1-а** – початок компресії (до досягнення у манжеті рівня діастолічного тиску, в розглянутому прикладі – до 18 с), **2-а** – наростання компресії (18–31 с) та **3-я** – максимальної компресії (тиск у манжеті більший від рівня систолічного тиску, 32–33 с) [22]. Перша та остання частини оцінені як реакція судин на різні рівні компресії. У другій частині, під час наростання стиснення, за тривалістю інтервалів між екстремумами оцінено стан регуляторних механізмів системи кровообігу.

Для розрахованих інтервалів використано методи часового аналізу за наступними напрямками [16, 17, 28].

1. Проведено аналіз осцилограми з двох сторін від осі X.
2. Оцінено зміни тривалостей осциляцій окремо між її максимальними та мінімальними екстремумами.

3. Проведено аналіз відношення тривалості висхідної частини осциляції (анакроти) до тривалості усїєї хвилі.
4. Оцінено характер **порушення ритму серцевої діяльності (тривалість, частота і місце його появи)**.
5. Проведено аналіз та оцінено варіабельність тривалості осциляцій (при цьому застосовано методи і показники часового аналізу та варіаційної пульсометрії, прийняті для оцінки електрокардіосигналів) [16, 17, 32, 50, 64, 72] за наступними показниками:
  - **SDSD** – стандартне відхилення різниць між сусідніми нормальними екстремумами (мс);
  - **NN50** – кількість послідовних інтервалів (окремо максимумів та мінімумів), різниця між якими перевищує 50 мс;
  - **Mo** (мода) – діапазон значень тривалості осциляцій, які зустрічаються найчастіше (с);
  - **AMo** (амплітуда моди) – число інтервалів, які відповідають значенню моди (%);
  - **BP** (варіаційний розмах) – різниця максимальних і мінімальних значень тривалості інтервалів між сусідніми осциляціями (с);
  - **IBP** (індекс вегетативної рівноваги),  $IBP = AMo / BP$  (у.о.);
  - **ВІР** (вегетативний показник ритму),  $ВІР = 1/Mo \times BP$  (у.о.);
  - **ІН** (індекс напруги регуляторних систем),  $ІН = AMo / (2 \times BP \times Mo)$  (у.о.);
  - **HRV**-індекс – триангулярний індекс (у.о.);
  - **RMSSD** – квадратний корінь середніх квадратів різниці між суміжними екстремумами (мс);
  - **RR std** – стандартне відхилення між екстремумами (мс);
6. Застосовано геометричні методи аналізу осцилограм (гістограма, скатерограма, хаосограма).

**Показники часового аналізу та варіаційної пульсометрії осцилограм.** Для прикладу у даному випадку і на-

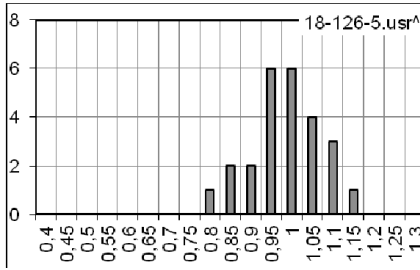
далі використано осцилограму юнака К. (№ 18) (рис. 3.1). У стані спокою досліджувані показники знаходились у межах середніх для обстежених автором 110 практично здорових осіб, які оцінено як норму (надалі вони подані в дужках): **S<sub>SD</sub>** – 0,34 мс (N – 0,45±0,02 мс), **pNN50** – 13 % (N – 10,6±0,02), **Mo** – 1,05 (N – 0,87±0,02 мс), **AMo** – 23,81 (N – 37,1±1,1), **IVR** – 52,91 (N – 75,2±7,6), **IN** – 27,78 (N – 32,3±2,9), **HVR-index** – 20,0 (N – 29,2±0,12).

За рівнем відхилення від середніх значень часових показників (-1 – +1) згруповано 10 категорій (від -5 до -1 та від 1 до 5).

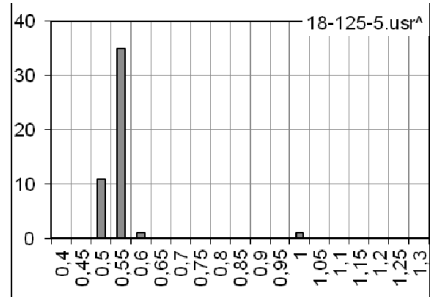
**Гістограма** – графічне зображення частоти повторюваності часових інтервалів. Відображає ступінь централізації управління діяльністю серцево-судинної системи. Визначення тривалості інтервалів між осциляціями дає можливість будувати гістограму, а за її результатами – оцінити стан симпатичної та парасимпатичної ланок автономної нервової системи, однією із функцій якої є забезпечення регуляції тону судин [15, 27, 45, 58] (рис. 3.2).

Отримані дані збігаються з показниками гістограм, зареєстрованих при аналізі електрокардіосигналу (Бає). Діапазон основи гістограми – від 0,32 до 1,64 с. Для стану рівноваги характерне центральне розміщення стовпчиків діаграми з локалізацією найвищого стовпчика (мода) в діапазоні 0,7–1,0 с. При перевазі впливу симпатичних нервів характерне значне зміщення вліво і звуження основи гістограми. При парасимпатичному – протилежний ефект. Виявлено 3 основних типи гістограм: ваготонічні (рис. 3.2, а), симпатикотонічні (рис. 3.2, б), нормотонічні (рис. 3.2, в). Несиметрична форма з правим ухилом демонструє перехід від одного рівня функціонування до другого [17].

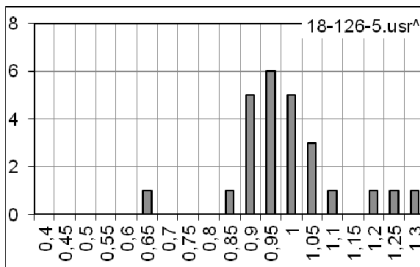
Як видно з рисунка 3.2, значення інтервалів між максимумами коливались у межах від 0,85 до 1,1 мс і більше, за мінімальними осциляціями – аналогічно, що свідчить про незначне зміщення тону автономної нервової системи в бік її парасимпатичної ланки [44, 58, 60, 65].



а



б



в

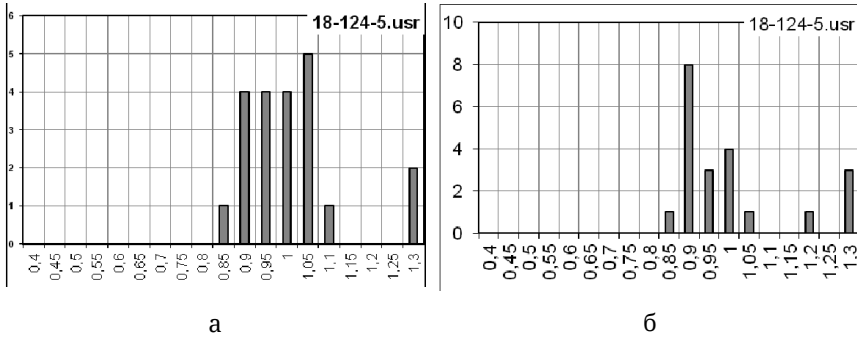
**Рис. 3.2.** Типи гістограм, створених за аналізом осцилограм: а – 1-й тип; б – 2-й тип; в – 3-й тип.

Гістограма, отримана з осцилограми обстеженого К (рис. 3.3), зображеної на рисунку 3.1.

Індекс Кердо [52] підтверджує отримані результати. Він зафіксував показник 4,3.

**Скатерографія** або кореляційна ритмографія – графічне відображення розподілу суміжних осциляцій осцилограми (попередньої і наступної) в двовірній координатній площині (рис. 3.4, а).

Суть методу полягає у побудові графічного зображення точок, кожна з яких відповідає тривалості двох сусідніх R-R інтервалів [16], для осцилограми – пульсацій. При побудові скатерограми утворюється сукупність точок, центр яких розміщений на бісектрисі. У нормі двовірній скатерограма має форму еліпса, витягнутого вздовж поздовжньої осі. Оцінюють її за положенням основної

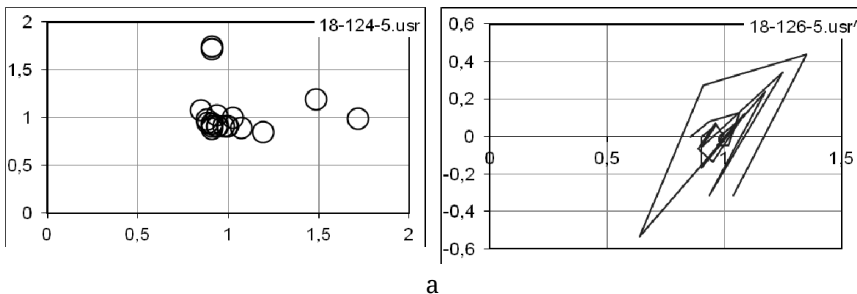


**Рис. 3.3.** Гістограма, отримана з осцилограми обстеженого К:  
 а – створена за інтервалами між максимальними екстремумами;  
 б – створена за інтервалами між мінімальними екстремумами.

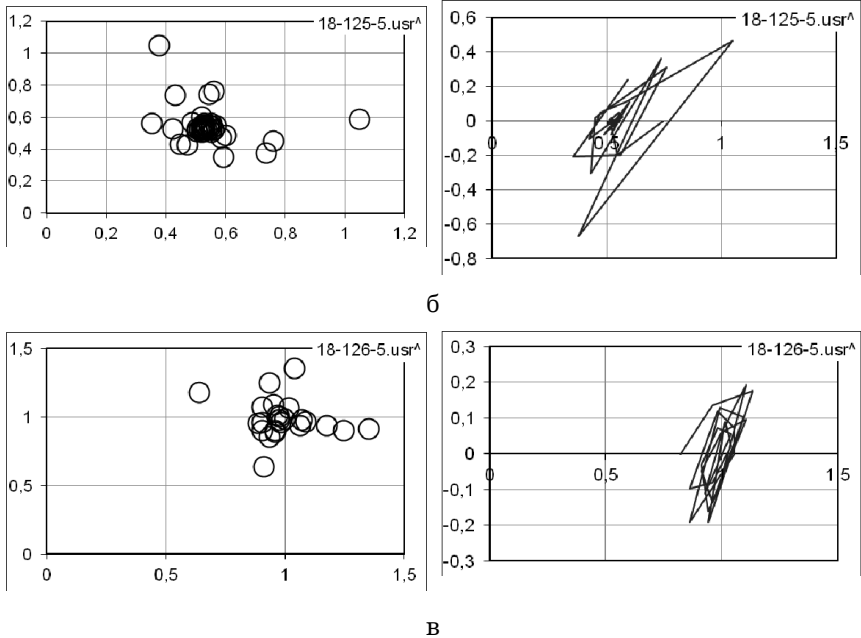
хмаринки, її площею, контурами, формою зовнішніх країв, наявністю, локалізацією, кількістю, характером відсівів [16].

**Хаосограма** призначена для аналізу нелінійних «хаотичних» коливань тривалості осциляцій [16, 50, 64]. (рис 3.4, б).

Як видно з рисунка 3.4, при ейтонії основна хмаринка та хаосограма розміщені в межах 1 мс, при ваготонії вони зміщені по діагоналі вправо, при симпатикотонії – вліво.



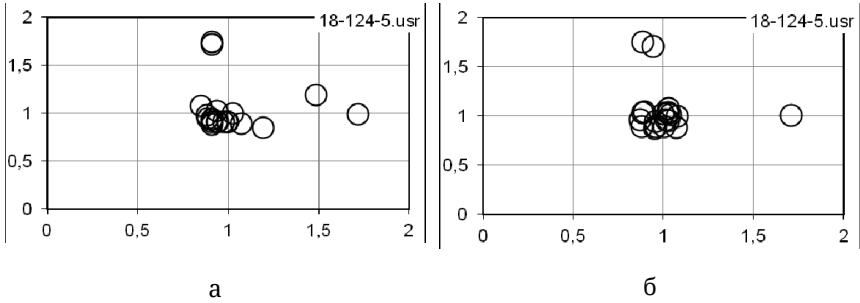
**Рис. 3.4.** Типи скатерограм (зліва) та хаосограм (справа) залежно від стану автономної нервової системи: а – ейтонія.



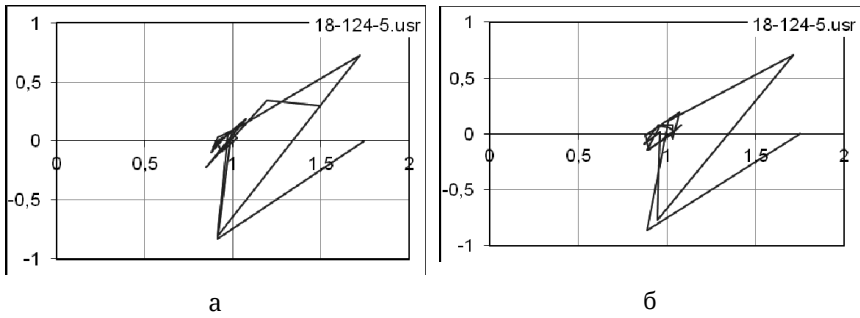
**Рис. 3.4. (продовження).** Типи скатерограм (зліва) та хаосограм (справа) залежно від стану автономної нервової системи:  
 б – симпатикотонія; в – ваготонія.

Скатерограма та хаосограма, отримані з осцилограми обстеженого К (рис. 3.1), зображені на рисунку 3.5.

Як видно з рисунків 3.5 та 3.6, основне розміщення «хмаринки» хаосограми – по центру, відсіви більше зміщені вправо, що підтверджує показники гістограми та індексу Кердо – зміщення у обстеженого тону аутономної нервової системи в бік її парасимпатичної ланки.



**Рис. 3.5.** Скатерограми, отримані з осцилограми обстеженого К:  
 а – створені за інтервалами між максимальними екстремумами;  
 б – створені за інтервалами між мінімальними екстремумами.



**Рис. 3.6.** Хаосограми, отримані з осцилограми обстеженого К:  
 а – створені за інтервалами між максимальними екстремумами;  
 б – створені за інтервалами між мінімальними екстремумами.



## *Розділ 4*

# **Спектральний аналіз осцилограм**

Функціональна система регуляції кровообігу є багаторівневою, ієрархічно організованою системою, в якій домінуюча роль окремих ланок визначається поточними потребами організму [17]. Організм, як цілісна система, буде існувати лише при певних співвідношеннях між коливальними процесами на різних рівнях. Кожен рівень регуляції серцевого ритму характеризується певною періодикою генерованих коливань: чим вищий рівень регуляції, тим довший період, нижча частота [59].

Зміна хвильової структури у центральній нервовій системі (ЦНС) виникає у відповідь на будь-які впливи (зовні та зсередини) і проявляє себе змінами параметрів нейронної активності. Указані зміни і є той управляючий сигнал, якому підпорядковуються всі процеси, у тому числі і ритмічна активність серця. Остання можлива лише при існуванні певних фазових співвідношень між коливальними мозковими і серцевими процесами [17, 72]. Система керування цими ритмами функціонально і морфологічно входить до складу єдиної адаптаційної вертикалі, яка забезпечує перебіг пристосувальних реакцій до умов зовнішнього та внутрішнього середовища. Будь-які патологічні зміни розвиваються як наслідок порушення хвильової структури управляючого сигналу ЦНС, і, відповідно, можуть бути виявлені за змінами динамічних параметрів ритмів серця і мозку [72].

Знаючи закономірності цих фазових відношень можна легко перейти від одного коливального процесу до іншого [72], що може бути використане для оцінки показників стану регуляторних механізмів, які характеризують адаптаційні можливості організму [58]. Так, повільні (недихальні) коливання серцевого ритму корелюють з аналогічними хвилями артеріального тиску та плетизмограми [18].

Використовуючи метод нейродинамічного аналізу ритмограм серця [64] для аналізу осцилограм, ми перейшли до аналізу біоритмічної активності мозку за показниками миттєвої частоти та миттєвої фази, розраховані з перетворенням Гільберта–Хуанга (від 0 Гц до 3 кГц).

Методи спектрального аналізу дають можливість отримати інформацію про спектральну потужність (змінюваність ритму серця) за частотами [35]. Виділяють наступні складові ритмів серця: дихальні (або синусова аритмія), повільні і надповільні хвилі недихального генезу. Синусова аритмія – періодичні коливання ЧСС, не викликані порушеннями функцій автоматизму, провідності і збудливості (Ludwig, 1847), супроводжується скороченням тривалості кардіоінтервалів під час вдиху і подовженням під час видиху – кардіореспіраторна аритмія (Ludwig, 1847; Фогельсон, 1951; Кингисепп, Эплер, 1968).

Спектральний метод аналізу варіації серцевого ритму дає можливість визначити тип вегетативної регуляції і вегетативного дисбалансу. Фізичний зміст спектрального аналізу ґрунтується на розподілі на окремі складові сумарного часового процесу, отриманого шляхом складання та віднімання амплітуд цих складових [64]. Хвильові процеси відображають активність регуляторних систем і ступінь напруження управляючих механізмів. Кожен рівень регуляції СР характеризується певною періодикою генерованих коливань: чим вищий рівень керування, тим довший період і нижча частота. При оптимальному регулюванні керування відбувається з мінімальною участю вищих рівнів. При неоптимальному керуванні необхідна активація більш високих рівнів.

Застосування математичного аналізу варіабельності серцевого ритму (ВСР) дає можливість отримати інформацію з 4 рівнів регуляції його діяльності: периферійного (автономного), вегетативного, гіпоталамо-гіпофізарного і найвищого – центральної нервової системи. Чим сильніший вплив на організм, тим вищий рівень регуляції бере

участь в управлінні. При цьому вищі рівні гальмують активність нижчих [18].

Хвильова структура сигналу ЕКГ дає можливість визначити **золотий переріз**. Невідповідність показників хворих осіб золотим пропорціям, на відміну від здорових, відображено в роботі [31].

Ритм серця можна розкласти на складові, подібно до того, як сонячний промінь, проходячи крізь призму, розкладається на різнорідні спектри. Такою «математичною» призмою є перетворення Фур'є [1]. Фур'є-аналіз пульсових хвиль показав, що флуктуації охоплюють широкий частотний спектр – від 500 Гц (вище цієї частоти амплітуда дуже мала і точні виміри неможливі) до значень нижче 25 Гц, де їх неможливо відрізнити від високочастотних компонент основної хвилі [58].

Використання швидкого перетворення Фур'є для оцінки потужності спектра за критеріями спектрального аналізу, прийнятими в ЕКГ [20], **спонукало** нас до застосування його для аналізу осцилограм. Для кривої, що відображає **механічну активність артеріальної стінки** в процесі компресії плеча, окрім швидкого **перетворення Фур'є** в діапазоні частот від 0 Гц до 60 Гц, використано також **перетворення Гільберта–Хуанга** від 0 Гц до 3 кГц. Для оцінки самоподібності фрагментів (**фрактальної** розмірності) осциляцій використано метод **Херста**. Аналіз осцилограм за методом Гільберта–Хуанга використано також для оцінки миттєвої частоти шляхом визначення площ (потужності спектра) дельта 0,4–4 Гц, тета 4–8 Гц, альфа 8–13 Гц, бета 13–25 Гц, 25–60 Гц, 60 Гц і більше в наступних інтервалах осцилограми: від початку вимірювання до появи діастолічного тиску, від появи діастолічного тиску – до 70 % амплітуди, від 70 % до 100 % амплітуди, від 100 % до появи систолічного тиску, від появи систолічного тиску до кінця вимірювання. У цих самих часових інтервалах розраховується площа для миттєвої фази. Для аналізу використовують саму артеріальну осцилограму.

Відповідно до західних стандартів [20, 31, 50], для електрокардіосигналів у діапазоні від 0 до 0,4 Гц виділяють наступні діапазони частот: високочастотний діапазон (дихальні хвилі) – HF: 0,15–0,40 Гц (2,5–8,5 с); низькочастотний діапазон (повільні хвилі 1-го порядку) – LF: 0,04–0,15 Гц (6,5–25 с);  $k = LF/HF$ ; наднизькочастотний діапазон (повільні хвилі 2-го порядку) – VLF: 0,003 – 0,04 Гц (25–333 с); Total (TP) – сумарна потужність у всіх діапазонах < 0,40 Гц; менше < 0,003 Гц). Зміщення періоду спектральної складової у бік збільшення можна інтерпретувати як передачу управління на більш високі рівні, як включення в процес управління додаткових ланок [38, 20].

Високочастотний діапазон – дихальні хвилі. Потужність дихальних хвиль (HF) визначається не лише у абсолютних цифрах, але і у вигляді відносної величини (у % від сумарної потужності спектра). Звичайно ця цифра (для ЕКГ) складає 15–25 % сумарної потужності спектра. Зміщення цієї частки до 8–10 % указує на зміщення вегетативного балансу у бік переважання симпатичного відділу (Бає). Індикатором активності автономного контуру є дихальна (синусова), центрального – недихальна аритмія [31, 41].

**Потужність повільних хвиль 1-го порядку (LF, вазомоторних хвиль)** відображає активність симпатичного центру довгастого мозку, характеризує стан системи регуляції судинного тону. В нормі чутливі рецептори синокаротидної зони сприймають зміни артеріального тиску і аферентна нервова імпульсація поступає у судиноруховий (вазомоторний) центр довгастого мозку [18]. У довгастому мозку розміщений модуляторний серцево-судинний центр, який об'єднує вазомоторний, кардіостимуляторний і кардіоінгібіторний центри. Тут здійснюється аферентний синтез (обробка і аналіз поступаючої інформації) і у судинну систему надходять сигнали керування (еферентна нервова імпульсація). Цей процес контролю судинного тону із зворотним зв'язком на гладком'язові волокна

судин здійснюється вазомоторним центром постійно [20]. Регуляція цього центру здійснюється підкорковими вузлами та корою головного мозку. Повільні (недихальні) хвилі серцевого ритму корелюють з аналогічними хвилями артеріального тиску і плетизмографією [20, 71].

**Наднизькочастотний діапазон** (повільні хвилі 2-го порядку) – VLF: спектральна складова серцевого ритму в діапазоні 0,05–0,015 Гц (20–70 с) [20], 0,003 – 0,04 Гц (25–333 с) характеризує активність симпатичного відділу ВНС, відображає вплив вищих вегетативних центрів на серцево-судинний підкорковий центр і може використовуватися як надійний маркер ступеня зв'язку автономних (сегментарних) рівнів регуляції кровообігу з надсегментарними, у тому числі, з гіпофізарно-гіпоталамічним і корковим рівнями. У нормі потужність хвиль 2-го порядку складає 15–30 % сумарної потужності спектра [32].

За рекомендаціями [31], вивчено також потужність хвиль у наступних діапазонах: дельта- (0,4–4 Гц), тета- (4–8 Гц), альфа- (8–13 Гц), бета- (13–25 Гц), 25 Гц і більше. Для аналізу використано саму артеріальну осцилограму, а не інтервали між зубцями, як у спектральному аналізі ЕКГ [30, 32, 63].

Спектральний аналіз артеріальної осцилограми проведено шляхом визначення потужності спектра у діапазонах високих (HF), низьких (LF), наднизьких частот (VLF), спектра частот 0,003–0,4 Гц та 0,4–60 Гц. Аналіз ukazаних параметрів проведено в різні фази компресії плеча манжетю. Застосовано швидке перетворення Фур'є від 0 Гц до 60 Гц (Зборовский Є.І., 1971; Бороноев В.В., 1999; Чащин А.В., 2014), перетворення Гільберта–Хуанга, миттєвої частоти від 0 Гц до 3 кГц (Чащин А.В., 2014) та миттєвої фази. Для оцінки самоподібності фрагментів осциляцій (Эйдукайтис А.С, 1999; Кисельова О.Г., 2010) застосовано метод Херста. За рівнем відхилення від середніх значень (-1 – +1) показники спектрального аналізу згруповано у 10 категорій (від -5 до -1 та від 1 до 5).

## *Розділ 5*

# **Показники норми та рівні відхилень від них, отримані за результатами часового та спектрального аналізу артеріальних осцилограм**

Обстежено 360 практично здорових осіб чоловічої та жіночої статі віком від 17 до 26 років у стані спокою. Розрахунок показників часового аналізу артеріальних осцилограм проведено за позитивними та негативними екстремумами. Показники спектрального аналізу вивчали як впродовж усієї компресії плеча, так і в різні її періоди.

При розрахунку показників спектрального аналізу використовували методи швидкого перетворення Фур'є (від 0 Гц до 60 Гц), показники потужності миттєвої частоти та миттєвої фази розраховували з перетворенням Гільберта–Хуанга (від 0 Гц до 3 кГц). Значення фрактальної розмірності визначали за методом Херста.

Щоб скласти уявлення про динаміку кожного з розрахованих показників визначали їх середнє, максимальне та мінімальне значення. При формуванні меж норми для кожного показника прийняли, що 30 % значень середніх показників із 360 обстежених належать до норми (від -1 до 1). Окрім цього, залежно від рівня відхилення від норми, виділили ще по 4 категорії показників, які поступово відхилялись у бік їх збільшення та зменшення (усього 10 категорій). Межі проміжних категорій (вагових коефіцієнтів) розподілили симетрично з однаковим кроком. Для визначення крайніх категорій використали мінімальні та максимальні значення, розраховані у всіх обстежених (460 осіб, 1640 вимірювань). Отримані результати порівняли з однойменними показниками норми, прийнятими в електрокардіографії.

## Показники часового аналізу артеріальних осцилограм

Показники, отримані при часовому аналізі артеріальних осцилограм, згруповані за рівнем відхилення від середніх значень в 10 категоріях (норма від -1 до 1), наведені в таблиці 5.1.

**Таблиця 5.1. Показники часового аналізу артеріальних осцилограм: норма (від -1 до 1) та рівні відхилень від неї (від -5 до -1 та від 1 до 5)**

	-5 (<)	-4 (<)	-3 (<)	-2 (<)	-1 (<)	1 (>)	2 (>)	3 (>)	4 (>)	5 (>)
pNNSD-pos	1	5	10	15	20	25	30	35	40	45
SDSD-pos	0.0100	0.0500	0.1500	0.2500	0.4000	0.5000	0.6000	0.7000	0.8000	1.2000
Mo-pos	0.4000	0.5000	0.6000	0.7000	0.8000	0.9000	1	1.1000	1.2000	1.3000
AMo-pos	1	5	10	15	20	25	30	35	40	45
BP-pos	0.0500	0.1400	0.3500	0.4500	0.5000	0.6000	0.6500	0.7500	0.9000	1.1000
IVR-pos	1	5	15	25	35	45	55	65	75	85
VRR-pos	0.0500	0.2000	0.3500	0.5000	0.7500	0.9000	1.0500	1.2000	1.3500	1.5000
IN-pos	0.1000	1	10	10	20	40	50	60	70	80
HMR-index-pos	0	1	5	15	25	35	45	55	65	80
pNNSD-neg	1	3	5	7	9	12	14	17	20	24
SDSD-neg	0.0100	0.0500	0.1500	0.2500	0.4000	0.5000	0.6000	0.7000	0.8000	0.9000
Mo-neg	0.4000	0.5000	0.6000	0.7000	0.8000	0.9000	1	1.1000	1.2000	1.3000
AMo-neg	1	5	10	20	30	35	45	55	65	75
BP-neg	0.0500	0.2000	0.3500	0.4500	0.5000	0.6000	0.6500	0.7500	0.9000	1.1000
IVR-neg	1	5	15	25	35	45	55	65	75	85
VRR-neg	0.0100	0.1500	0.3000	0.5500	0.7500	0.9000	1	1.2000	1.4000	1.6000
IN-neg	0	1	5	10	20	40	50	60	70	80
HMR-index-neg	0	1	10	20	30	40	50	60	70	80
BPM	25	35	45	50	55	60	65	70	75	80
RMSSD	0.0100	0.0400	0.0800	0.0800	0.1000	0.2500	0.3000	0.4000	0.6000	0.8000
RR-pos-std	0.0050	0.0200	0.0500	0.1000	0.2000	0.4000	0.5000	0.6000	0.7000	0.9000
RR-pos-mean	0.0500	0.1000	0.2000	0.3000	0.4000	0.5000	0.7000	1	1.1000	1.3000
RR-neg-std	0.0050	0.0200	0.0500	0.1000	0.2000	0.4000	0.5000	0.6000	0.7000	0.9000
RR-neg-mean	-1.3000	-1.1000	-1	-0.8000	-0.5000	-0.4000	-0.3000	-0.2000	-0.1000	-0.0500
Systola	30	50	70	80	110	130	150	170	180	210
Diastola	25	35	45	55	65	75	85	95	105	125
Heart rate	35	40	45	50	55	60	65	70	75	80

Як видно з таблиці, для часового аналізу осцилограм використано 24 показники (за позитивними і негативними екстремумами), кожен з них – у 10 категоріях.

Показники норми, прийняті для часового аналізу ЕКГ [18], знаходились в межах показників норми, отриманих авторами при аналізі артеріальних осцилограм.

## Показники спектрального аналізу артеріальних осцилограм

Показники, отримані при спектральному аналізі артеріальних осцилограм, згруповані в 10 категорій, наведені в таблиці 5.2, її розширений варіант – у додатку А. Як і в попередніх дослідженнях, категорії формували залежно від рівня відхилення від середніх (норма від -1 до 1).

Необхідно звернути увагу на те, що динаміка механічних осциляцій стінок судин, причетних до формування пульсацій, значна, а отримана осцилограма не підлягає фільтрації спектра. Це спонукало нас використати для спектрального аналізу саме артеріальну осцилограму, а не інтервали між екстремумами. Указані особливості дають можливість сформувати повніше уявлення про процеси, які відбуваються в судині під час компресії плеча. При формуванні меж норми та вагових коефіцієнтів для показників спектрального аналізу використали аналогічний (вищевказаний) алгоритм.

Спектральному аналізу підлягали показники артеріальної осцилограми, зареєстровані у різні періоди комп-

**Таблиця 5.2. Показники спектрального аналізу артеріальних осцилограм: норма (від -1 до 1) та рівні відхилень від неї (від -5 до -1 та від 1 до 5)**

	-5 (є)	-4 (є)	-3 (є)	-2 (є)	-1 (є)	1 (є)	2 (>)	3 (>)	4 (є)	5 (>)
HF	0.0100	0.0400	0.0800	1.3000	2.4000	2.8000	4	6.2000	6.4000	7.6000
HF-дістол до 70% ампітуди	0	0.1000	0.6000	1	1.6000	1.8000	2.2000	4	6	15
HF- 70% - 100% ампітуди	0	0.0500	0.2000	0.8000	0.8000	1	3	7	18	30
HF- 100 % ампітуди - систольний	0	0.3000	0.5000	0.7000	0.9000	1.1000	1.3000	1.5000	10	30
HF-систольний до кінця виворошення	0	0.2000	0.6000	1.2000	2.4000	2.8000	4	5.2000	10	30
LF	0	3	4	5	6	7	9	11	13	30
LF-до дістол	0	3	4	5	6	7	9	11	13	30
LF - дістол до 70% ампітуди	0	0.1000	0.2000	0.3000	0.4000	0.6000	0.7000	0.8000	10	30
LF- 70% - 100% ампітуди	0	0.0100	0.0300	0.0300	0.0500	0.0500	0.1000	0.2000	10	30
LF - 100 % ампітуди - систольний	0	1.5000	2.5000	3.5000	4.5000	7	9	11	13	30
LF - систольний до кінця виворошення	0	1.5000	2.5000	3.5000	4.5000	7	9	11	13	30
LFHF	0	0.1000	0.3000	0.6000	0.8000	1.3000	3	4	10	30
LFHF-до дістол	0	0.1000	0.3000	0.6000	0.8000	1.3000	3	4	10	30
LFHF- дістол до 70% ампітуди	0	0.1000	0.3000	0.6000	0.8000	1.3000	3	4	10	30
LFHF- 70% - 100% ампітуди	0	0.1000	0.3000	0.6000	0.8000	1.3000	3	4	10	30
LFHF- 100 % ампітуди - систольний	0	0.1000	0.3000	0.6000	0.8000	1.3000	3	4	10	30
LFHF- систольний до кінця виворошення	0	0.1000	0.3000	0.6000	0.8000	1.3000	3	4	10	30
VF	0	4.0000	0.8000	1.2000	2	3	4	7	13	30
VF-до дістол	0	0.4000	0.8000	1.2000	2	3	4	7	13	30
VF - дістол до 70% ампітуди	0	0.1000	0.2000	0.3000	0.5000	0.7000	1	4	13	30
VF- 70% - 100% ампітуди	0	0.0200	0.0100	0.0300	0.0500	0.0500	1	4	13	30
VF - 100 % ампітуди - систольний	0	0.1000	0.2000	0.3000	0.5000	0.7000	2	4	10	30
VF - систольний до кінця виворошення	0	0.4000	0.8000	1.2000	2	3	4	7	10	30
TR-Тоді 0-0, Гц	0	1	2	5	8	11	14	18	25	40
TR - до дістол	0	1	2	5	8	11	14	18	25	40
TR - дістол до 70% ампітуди	0	0.1000	0.2000	0.3000	0.5000	0.7000	2	4	10	30
TR - 70% - 100% ампітуди	0	0.0050	0.0100	0.0300	0.0500	0.0500	1	4	10	30
TR - 100 % ампітуди - систольний	0	0.5000	1	2	3	5	8	14	25	40



ресії судин плеча, що дає можливість оцінити ступінь адаптації організму до різного рівня компресії судин плеча. Як видно з таблиці 5.2, однойменні показники спектрального аналізу по різному реагували на ступінь компресії судин плеча.

### **Розширена програма ймовірних для застосування критеріїв норми (та рівнів їх відхилення) при аналізі артеріальних осцилограм**

Функціональна система регуляції кровообігу є багаторівневою ієрархічно організованою системою, в якій домінуюча роль окремих ланок визначається поточними потребами організму [72]. Організм, як цілісна система, може існувати лише при певних співвідношеннях між коливальними процесами на різних рівнях. Знаючи закономірності цих фазових відношень можна легко перейти від одного коливального процесу до іншого [72]. Це може бути використано для оцінки показників стану регуляторних механізмів, які характеризують адаптаційні можливості організму [65]. Так, повільні (недихальні) коливання серцевого ритму корелюють з аналогічними хвилями артеріального тиску та плетизмограми [18].

При аналізі артеріальних осцилограм з метою моніторингу біоритмічної активності мозку застосували метод нейродинамічного аналізу, що використовується при вивченні варіації серцевого ритму [65].

У додатку 2 представлена розширена таблиця показників спектрального аналізу, яка доповнена показниками ритмічної активності мозку. Ритми хвиль мозкової активності, залежно від їх частот (бета-, альфа- тета-, дельта-ритм) [63], визначали в різні періоди компресії судин плеча. Потужність миттєвої частоти та миттєвої фази, розраховані за перетворенням Гільберта-Хуанга (від 0 Гц до 3 кГц) [7], представлені у додатку 2.

## Показники фрактального аналізу артеріальних осцилограм

Показники, отримані при фрактальному аналізі артеріальних осцилограм, отриманих у різні періоди компресії судин плеча, згруповані за попереднім принципом, зображені в таблиці 5.3.

Таблиця 5.3. Показники фрактального аналізу: норма (від -1 до 1) та рівні відхилень від неї (від -5 до -1 та від 1 до 5)



	1 (>=)	2 (>=)	3 (>=)	4 (>=)	5 (>=)
Hurst-total	0	0.4000	0.5000	0.6000	0.9000
Hurst-20	0	0.2500	0.5000	0.7000	0.9000
Hurst-20-70	0	0.2500	0.5000	0.7000	0.9000
Hurst-70-100	0	0.2500	0.5000	0.7000	0.9000
Hurst-100-70	0	0.4000	0.5000	0.6000	0.9000
Hurst-70-end	0	0.4000	0.5000	0.6000	0.9000

Save

Як видно з таблиці 5.3, фрактальні портрети, визначені у різні періоди компресії плеча, відрізнялись між собою.

## *Розділ 6*

# **Порівняльний аналіз синхронно зареєстрованих показників артеріальної осцилограми та електрокардіограми**

**Ми поставили собі за мету** провести порівняльний аналіз показників артеріальної осцилограми та електрокардіограми, розрахованих за часовим та спектральним методами аналізу, та дати біологічну інтерпретацію отриманих результатів.

Для проведення порівняльного аналізу ЕКГ та осцилограм у 62 здорових осіб віком 18–23 років обох статей було синхронно зареєстровано артеріальні осцилограми та електрокардіограми у стані спокою та під впливом мультимедійних чинників. У зв'язку з відсутністю подібних досліджень, використано метод пошуку логічних закономірностей та систему роздумів на основі аналогічних випадків. На їх основі адаптовано алгоритми показників часового, спектрального, фрактального аналізів, впроваджених для дослідження електрокардіосигналів та електроенцефалограм, для аналізу артеріальних осцилограм. У часовому аналізі вивчали R-R інтервали ЕКГ та інтервали між верхніми та нижніми екстремумами в осцилограмі. Для розрахунку показників спектрального та фрактального аналізу електрокардіосигналу за вихідні дані брали сам сигнал ЕКГ та R-R-інтервали, розраховані з нього, а для аналізу осцилограми визначали тільки спектр з самого сигналу. Оцінено динаміку корелятивів у процесі впливу різних мультимедійних чинників.

Порівняльний аналіз проведено у всієї вибірки. Для зручності представлення отриманих результатів обрано репрезентативні показники з окремих етапів експерименту та його учасників. Оцінку коефіцієнта кореляції між ними проводили за шкалою Чеддока.

Розраховані показники синхронно зареєстрованих сигналів об'єднано в наступні групи:

- з сильною кореляцією всієї вибірки;
- з випадками сильної кореляції у вибірці;
- з різним порядком значень корелятивів при випадках сильної кореляції;
- з кореляційним зв'язком менше 0,2.

### Результати та обговорення

I. Досліджувані показники артеріальної осцилограми та електрокардіограми у стані спокою

#### Група показників з сильною кореляцією

У результаті проведених досліджень можна відмітити спільність в обох сигналах показників моди (діапазон значень кардіосигналів, які зустрічаються найчастіше) та частоти серцевих скорочень (рис. 6.1).

Кореляція між показниками моди, як і частоти серцевих скорочень, розрахованих з ЕКГ та осцилограми, були рівні 0,97, що вказує на сильну кореляцію їх у всій вибірці та підтверджує високу інформативність обраних методів дослідження.



**Рис. 6.1.** Зміна показників синхронно зареєстрованих артеріальної осцилограми та електрокардіограми перед початком експерименту (репрезентативна вибірка 31особа): а – мода осцилограми та ЕКГ; б – частоти серцевих скорочень в артеріальній осцилограми та ЕКГ.

### Група показників з випадками сильної кореляції

Випадки сильної кореляції між показниками синхронно зареєстрованих сигналів ЕКГ та осцилограм обстежених найчастіше відмічались у показників амплітуди моди (АМо) та RMSSD (рис. 6.2).

Якщо зважити на те, що АМо характеризує рівень централізації управління ритмом серця [19], то збіг його показників на ЕКГ та АОГ дає можливість прийти до висновку, що не тільки серця, але і «периферійного серця».

RMSSD відображає активність автономного контуру регуляції. У частині випадків показник виявився спільним для ЕКГ та ОГ. Це підтверджує думку про те, що в короткотривалих записах показник RMSSD має кращі статистичні властивості [20].

### Група показників з різним порядком значень корелятивів при випадках сильної кореляції

Дослідження дали можливість звернути увагу на те, що реєструються синхронні зміни при різних порядках значень досліджуваних показників. Для прикладу, потужності спектра альфа-ритму 8–13 Гц ЕКГ-сигналу відрізняються від аналогічного осцилограми в 1000 разів, а порядок середньоквадратичних відхилень інтервалів між сусідніми осциляціями осцилограми в 10000 разів перевищує однойменні значення ЕКГ-сигналу (рис. 6.3).



**Рис 6.2.** Зміна показників осцилограми та ЕКГ (репрезентативна вибірка 31 особа): а – амплітуди моди; б – RMSSD – квадратний корінь середніх квадратів різниці між суміжними екстремумами.

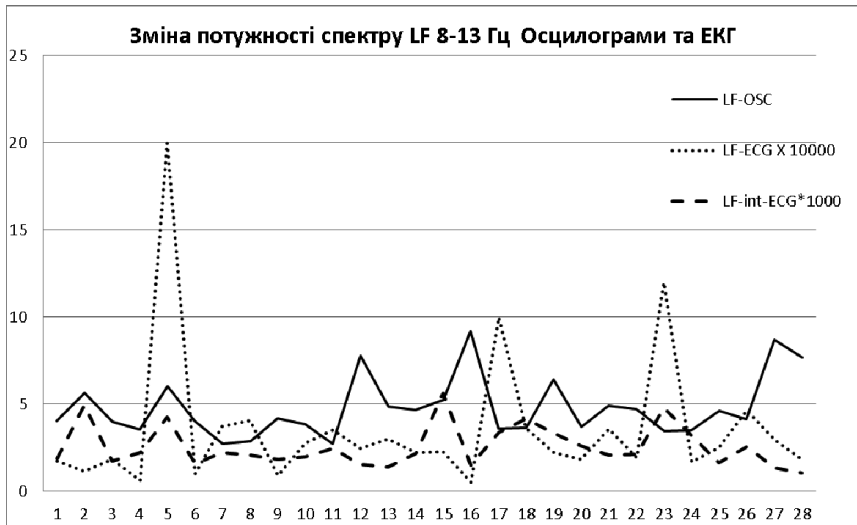


**Рис. 6.3.** Зміна показників синхронно зареєстрованих артеріальної осцилограми та ЕКГ: а – середньоквадратичні відхилення інтервалів між сусідніми осциляціями осцилограми та ЕКГ, помноженої на 10000 – 31 обстежений; б – потужність альфа 8–13 Гц осцилограми та альфа 8–13 Гц ЕКГ, помноженої на 1000 (репрезентативна вибірка) – 28 обстежених.

Як видно з рисунка, збільшення отриманих даних на декілька порядків дає можливість виявити показники з випадками сильної кореляції спектра потужності альфа (8–13 Гц) та LF (0,04–0,15 Гц). Збіг показників LF (або наближення до них) за показниками ОГ та ЕКГ у третини обстежених відображає подібний рівень активності симпатичних центрів довгастого мозку (кардіостимулюючого та вазоконстрикторного) [17].

Зіставлення синхронно зареєстрованих показників потужності спектра ЕКГ-сигналу, RR-інтервалів ЕКГ та ОГ-сигналу дало можливість підтвердити наявність різного порядку у однойменних показників (рис. 6.4).

Як видно з рисунка 6.4, на синхронно записаних показниках потужності спектра LF (0,04–0,15 Гц) ЕКГ-сигналу, R-R інтервалів ЕКГ та осцилограми спостерігається високий ступінь кореляції між першим-другим, першим-третім, другим-третім, а часом – між усіма. Синхронність динаміки потужності спектра ЕКГ-сигналу та R-R інтервалів ЕКГ свідчить про синхронність поширення збудження по серцевому м'язу та виникнення QRS-комплексу і



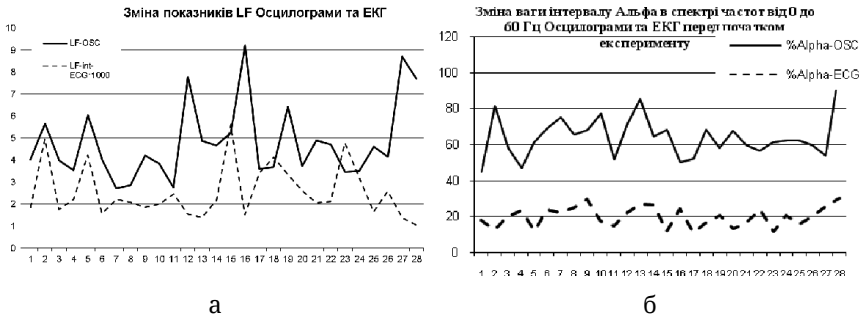
**Рис. 6.4.** Зміна потужності спектру LF 0,04–0,15 Гц ЕКГ-сигналу, помножена на 10000, R-R інтервалів ЕКГ, помножена на 1000 та осцилограми (репрезентативна вибірка – 28 осіб).

зубця R в ньому. Схожа тенденція спостерігалась і у інших показниках спектра досліджуваних сигналів, що потребує подальшого дослідження та інтерпретації.

### **Група показників з кореляційним зв'язком менше 0,2**

Інші (не відмічені) групи показників, притаманні часовому, спектральному та фрактальному аналізу, вказують на нерегулярний взаємозв'язок між однойменними параметрами. Синхронні зміни реєструються лише в окремих осіб (рис. 6.5).

На рисунку 6.5, б спостерігається різна потужність спектра однойменних показників осцилограми та ЕКГ, хоча у окремих осіб має місце певна тенденція до односпрямованої динаміки.



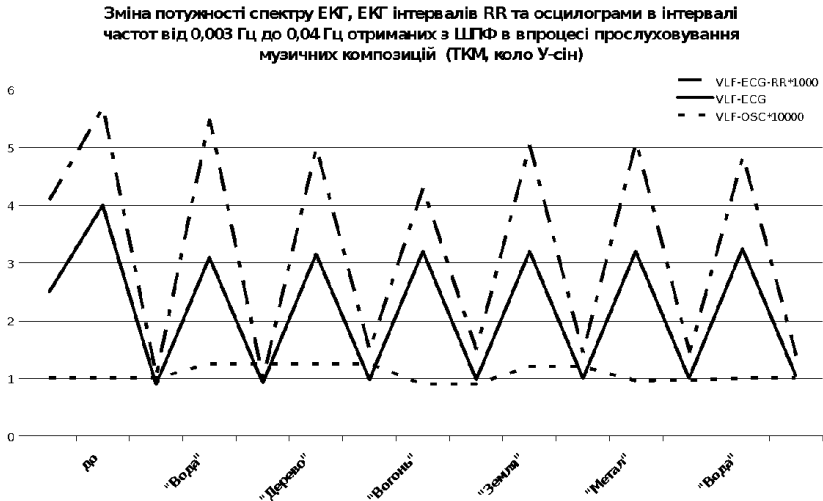
**Рис. 6.5.** Зміна показників осцилограми та ЕКГ: а – потужність LF 0,04–0,15 Гц (показники потужності спектра ЕКГ сигналу, помножені на 1000); б – вага % альфа 8–13 Гц у спектрі частот від 0 до 60 Гц осцилограми та ЕКГ (репрезентативна вибірка 28 обстежених).

### Досліджувана динаміка показників артеріальної осцилограми та електрокардіограми під впливом мультимедійних чинників

Для вивчення адаптаційної здатності серцево-судинної системи до впливу зовнішніх чинників у обстежених синхронно зареєстровано артеріальні осцилограми після прослуховування різнохарактерних музичних композицій (коло У-сін) та електрокардіограми впродовж всього експерименту (20 хвилин) до вимірювання тиску, 1 хвилину, під час вимірювання тиску 7 разів та під час прослуховування 5 музичних композицій. Після прослуховування останньої виміряли артеріальний тиск та після цього ще впродовж 1 хвилини проводили запис ЕКГ. Музична композиція «Вода» прослуховувалась на початку та в кінці експерименту (рис. 6.6) в інтервалі до моменту фіксації діастолічного значення артеріального тиску на початку компресії.

Як видно з рисунка, пацієнту П притаманна синхронність показників потужності спектра ЕКГ та R-R інтервалів ЕКГ, що є прикладом високого рівня співдружності в поширенні збудження по серцевому м'язу та виникненні QRS-комплексу і зубця R у ньому.





**Рис. 6.6.** Зміна (у пацієнта П, 20 років) показників потужності спектра ЕКГ, R-R інтервалів ЕКГ, помножених на 1000, та осцилограми, помножених на 10000, в інтервалі частот від 0,003 Гц до 0,04 Гц (VLF), отриманих за ШПФ у процесі прослуховування музичних композицій.

Вивчення впливу музичних композицій показало, що динаміка досліджуваних показників має тенденцію до виникнення однаково спрямованих змін після прослуховування музичних творів напрямку «Вода», «Дерево», «Земля», та протилежного – «Вогонь».

## *Розділ 7*

# **Визначення рівня взаємодії регуляторних механізмів і кореляційний портрет для маркування навантажень та патологічних процесів**

Інформатизація та комп'ютеризація медицини передбачає корінні зміни технології роботи лікаря з пацієнтом, алгоритмів, методик збирання, обробки інформації і прийняття управлінських рішень. Розширення та удосконалення застосування медичних технологій насамперед очікують найпоширеніші захворювання людства – захворювання серцево-судинної системи. Час висуває вимогу створення єдиного технологічного комплексу для цілісної прижиттєвої динамічної діагностики ССС пацієнта одночасно на різних регіональних і системному рівнях із виведенням аналітично оброблених результатів дослідження для клінічної інтерпретації та оцінювання лікарем ходу перебудови ССС в нормі й при різних патологічних станах, в процесі лікування. Найменше досліджень у цьому ранзі присвячені вивченню стану судинної системи – «периферійного серця». Застосування методів математичного аналізу електрокардіосигналів для аналізу осцилограм, зареєстрованих електронним тонометром під час вимірювання артеріального тиску, дає можливість поглибити рівень досліджень стану периферійних судин. Зважаючи на те, що здійснення ритмічної активності серця можливе лише при існуванні певних фазових співвідношень між коливальними мозковими і серцевими процесами [65] і у свою чергу, повільні (недихальні) коливання серцевого ритму корелюють з аналогічними хвилями артеріального тиску і плетизмограми [21], автор використав кореляційний і кластерний аналіз осцилограм для маркування навантажень і патологічних процесів та для

подальшого порівняння вимірних сигналів з наперед ідентифікованими кореляційними портретами.

Ми поставили собі за мету вивчити кореляційні зв'язки між показниками часового та спектрального аналізу осцилограм, на їх основі вивчити і оцінити рівень взаємодії регуляторних механізмів, створити кореляційний портрет для маркування норми, адаптаційно-приспосувальних реакцій на впливи фізичних навантажень при груповому аналізі. Також, крім цього, – запропонувати шляхи ідентифікації зареєстрованих біосигналів з існуючими раніше класифікованими біосигналами.

Для проведення кореляційного аналізу осцилограм, зареєстрованих у процесі компресії плеча манжетною при вимірюванні артеріального тиску (216 вимірювань), реалізовано програмний комплекс «Інформаційна система медичної (фізичної) реабілітації», до складу якого входить блок аналізу даних, отриманих при їх морфологічному, часовому, спектральному аналізі [27]. При цьому проводився аналіз окремих показників осцилограм, отриманих протягом усієї компресії судин плеча, та під час окремих її періодів (до появи діастолічного тиску, 20–70 % амплітуди та 70–100 % – відповідний відсоток від максимальної амплітуди осциляцій в період її зростання та 100–70 % – в період зниження її амплітуди; 70 % до кінця – від 70 % максимальної компресії судин плеча під час систоли до максимальної їх компресії).

Проведено кореляційний аналіз 1600 артеріальних осцилограм, зареєстрованих у всіх групах (здорових і хворих) обстежених. Дослідження проводили у стані спокою та після впливу різних факторів: фізичних (фізичні вправи, проба Руф'є), термічних (суха та волога лазня, моржування), різнохарактерних мультимедійних чинників.

Вибрані значення кореляції піддавались кластерному аналізу (**метод k-середніх**) [2], де групувались розраховані значення кореляції. Кореляти групували окремо всередині одного експерименту та між усіма показниками до

та після експерименту в 12 кластерів з наступними координатами центрів (рис. 7.1).

У свою чергу, згруповані в кластери кореляції, що знаходились в інтервалі від 0,85 до 1 та від -0,85 до -1 (значущі), сортували за наступними критеріями – складовими кореляційного портрету.

1. У проведених експериментах значення кореляцій в кластері не виходили за межі одного кластера, були нечутливі до діючих чинників.

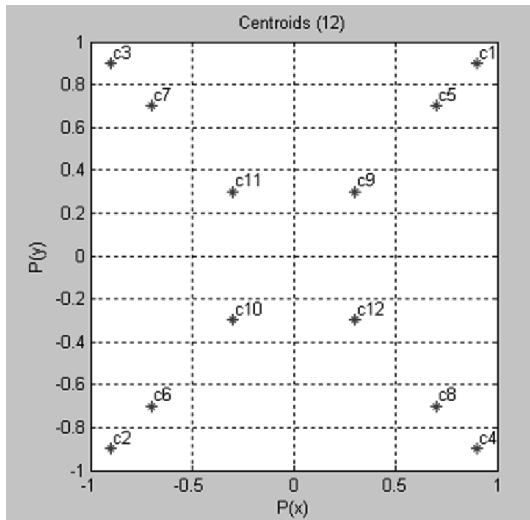
2. В експерименті значення кластера було унікальним (специфічним) саме до певного чинника з усього переліку проведених експериментів.

3. При вивченні певних видів впливу вивчали спільні та унікальні кореляції на різних етапах дослідження.

4. Кількість значущих кореляцій до та після експерименту.

5. Кількість кореляцій з прямою та оберненою залежністю.

	X	Y
Centroid 1	0,9	0,9
Centroid 2	-0,9	-0,9
Centroid 3	-0,9	0,9
Centroid 4	0,9	-0,9
Centroid 5	0,7	0,7
Centroid 6	-0,7	-0,7
Centroid 7	-0,7	0,7
Centroid 8	0,7	-0,7
Centroid 9	0,3	0,3
Centroid 10	-0,3	-0,3
Centroid 11	-0,3	0,3
Centroid 12	0,3	-0,3



**Рис. 7.1.** Таблиця значень центрів та їх графічного відображення.

## **Кореляти, що зберігаються у всіх групах досліджуваних (спільні для усіх обстежених)**

Проведено кореляційний аналіз 1600 артеріальних осцилограм, зареєстрованих у всіх групах (здорових і хворих) обстежених. Зареєстровано 26 пар корелят, які виявились найбільш стійкими: зберігались у всіх груп обстежених як у стані спокою, так і після впливу різних факторів. У подальших дослідженнях кореляти, спільні для усіх проведених нами експериментів, не включали до проведення аналізу.

Серед показників варіаційної пульсометрії у 4 з 5 випадків реєструвались прямі кореляційні зв'язки між показниками позитивних і негативних екстремумів: варіаційного розмаху (BP), триангулярного індексу (HVR), а також між ступенем напруження регуляторних систем (ступінь переваги активності центральних механізмів регуляції над автономними, IN) та індексами вегетативної рівноваги (IBP), а також між середнім арифметичним і квадратичним відхиленням позитивних екстремумів амплітуд. Синхронність змін між указаними показниками може спрямовувати на думку щодо достовірності отриманих результатів.

При спектральному аналізі артеріальних осцилограм виявлено наступне. Потужність спектра високочастотної та наднизькочастотної складових входили до складу пар корелят з сумарним рівнем активності різних ланок регуляторного механізму кровообігу та між собою. Низькочастотна складова спектра не реєструвалась.

Серед хвиль мозкової активності найчастіше реєстрували відсоткові та абсолютні показники (зареєстровані у різні періоди компресії плеча) тета- та дельта-хвиль: у складі однойменних пар, між собою та з сумарним рівнем активності різних ланок регуляторного механізму.

Окрему групу складала визначена за методом Гільберта-Хуанга потужність спектра миттєвої частоти альфа-, бета-, дельта-хвиль та частоти 25–60 Hz у скла-

ді 2–3 пар однойменних корелят. У кожній з груп були присутні кореляти, зареєстровані на початку та в кінці компресії судин плеча, абсолютні значення однойменного спектра та сумарного рівня активності різних ланок регуляторного механізму діяльності системи кровообігу.

Таким чином, із абсолютних та відсоткових показників спектрального аналізу найчастіше до складу пар корелят входили показники дельта- та тета-ритму, сумарного рівня активності різних ланок регуляторного механізму діяльності системи кровообігу. Бета- та альфа-хвилі при цьому не реєструвались.

Визначена за методом Гільберта–Хуанга потужність спектра миттєвої частоти альфа-, бета-, дельта-хвиль та частоти 25–60 Hz у складі 2–3 пар відмічена лише між однойменними корелятами. Тета-хвилі при цьому не реєструвались.

## **Висновки**

На осцилограмах, зареєстрованих у практично здорових осіб під час вимірювання артеріального тиску, реєструється ряд корелят, які зберігаються незалежно від характеру джерел впливу зовнішніх факторів. До їх складу входять показники високочастотної складової рівня регуляції СР (що відповідає рівню активності парасимпатичної ланки регуляції), ритми мозкової активності з частотою від 0,5 до 4 Гц (найповільніші хвилі мозкової активності, що мають відношення до відновлення фізичного стану та регуляції активності ПС ВНС), потужність амплітуд (ступінь динамічності, потужності, розтягнення стінки судини під час систоли (швидкість зміни сили тиску судини на манжету під час систоли). Привертає увагу, що при усіх експериментальних впливах зберігається прямий кореляційний зв'язок між потужністю ритмів серця та мозку (дельта-ритм та % HF). Залишається незмінною і потужність миттєвої частоти різних періодів компресії судин плеча між показниками тета- та дельта-ритму.

## *Розділ 8*

# **Приклади застосування запропонованих інформаційних технологій оцінки функціонального стану периферійних судин для вивчення впливу факторів зовнішнього середовища на стан серцево-судинної системи**

Адаптаційні можливості організму – це запас функціональних резервів, які постійно витрачаються на підтримку рівноваги між організмом і середовищем. Запас функціональних резервів – це інформаційні, енергетичні і метаболічні ресурси, витрата яких супроводжується постійним відновленням.

Функціональна система регуляції кровообігу є багато-контурною ієрархічно організованою системою, в якій домінуюча роль окремих ланок визначається поточними потребами організму [31].

Функціональні резерви системи кровообігу традиційно визначають шляхом застосування функціональних навантажувальних тестів. При цьому для отримання порівняльних даних важливо призначати різним людям одні і ті ж дозовані навантаження [20].

Чим вищий функціональний резерв, тим менше зусиль вимагає адаптація до звичайних і незвичайних умов існування. Резервні «потужності» системи кровообігу створюють запас міцності на випадок неадекватних впливів на організм. При цьому важливе значення має не лише своєчасна мобілізація резервів, але і відповідна стимуляція процесів відновлення і захисту. Тому при вивченні питання про функціональні резерви системи кровообігу необхідно комплексно розглядати і міокардіально-гемодинамічний та вегетативний гомеостаз. Останній має відношення до управління функ-

ціональними резервами організму загалом і системи кровообігу зокрема. Ступінь напруження регуляторних систем, у тому числі тонуусу симпатичної ланки вегетативної нервової системи, впливає на рівень функціонування кровообігу шляхом мобілізації тієї чи іншої частини функціонального резерву (Айдаралиєв А.А., Баєвський Р.М., Берсенева А.П., 1988). Несприятливий вплив факторів довкілля при **достатньому функціональному резерві** нерідко протягом тривалого часу не викликає порушення міокардіально-гемодинамічного гомеостазу, а лише веде до деякого зміщення значень фізіологічних показників в межах загальноприйнятого діапазону норм, це супроводжується напруженням регуляторних систем. Коли ж функціональні **резерви незначні**, то вже невелике збільшення ступеня напруження регуляторних систем у відповідь на стресові впливи довкілля може викликати порушення гомеостазу [18].

Запропоновані автором інформаційні технології оцінки функціонального стану периферійних судин використано для вивчення впливу факторів зовнішнього середовища на стан серцево-судинної системи. Використано 26 видів різнохарактерних експериментів. Кожен із 446 обстежених взяв участь у одному, двох і більше експериментах. Серед них фізичні (проба Руф'є, процедура ЛФК, оздоровча система Чжун Юань цигун, Рейкі), масаж (сегментарно-рефлекторний, за допомогою пристрою фірми Нуга Бест), термічні (лазня суха та парна, моржування), аудіовізуальні (у найрізноманітніших поєднаннях) та інші чинники. Р.М. Баєвський указує, що при впливі фізичних навантажень, гіпоксії, температурних факторів найважливішу роль відіграють резервні адаптаційні можливості кардіореспіраторної системи.

У зв'язку з великою кількістю досліджень та їх напрямків, у наведених прикладах динаміку запропонованих автором критеріїв аналізу та оцінки артеріальних



осцилограм (морфологічного, часового, спектрального, кореляційного) найповніше представлено при застосуванні фізичного навантаження – 30 присідань за 45 с (проба Руф'є). У інших прикладах використано найінформативніші (на думку автора) факти, які висвітлюють різні напрямки потенційних можливостей морфологічного, часового, спектрального, кореляційного аналізу осцилограм, зареєстрованих під час вимірювання артеріального тиску.

Одним з найраціональніших методів застосування отриманих нами результатів часового і спектрального аналізу осцилограм (зареєстрованих у процесі вимірювання артеріального тиску і оцінених за міжнародними стандартами аналізу серцевого ритму [6]) є визначення і оцінка стану вегетативної нервової системи. Адже, окрім впливу на серцеву діяльність, її симпатичний і парасимпатичний відділи забезпечують регуляцію судинного тону, беруть участь у рефлекторній регуляції гемодинаміки [16, 66]. У наш час традиційним і класичним вважають уявлення про ВСР як про метод вивчення вегетативного балансу, дослідження взаємодії симпатичного й парасимпатичного відділів вегетативної нервової системи [9]. Стан вегетативних реакцій на зовнішні впливи є найточнішим маркером реактивності і резистентності організму [32]. ВСР є кінцевою ланкою не тільки нервової, але й гуморальної регуляції, тому, вивчаючи закономірності змін ВСР, можна сказати про стан систем регуляції організму в цілому [45].

Застосування запропонованих нами методів часового та спектрального аналізу артеріальних осцилограм, зареєстрованих під час вимірювання артеріального тиску, дає можливість оцінити стан вегетативної нервової системи та рівень централізації управління діяльністю серцево-судинної системи і на цій основі розробити шляхи нормалізації їх функціонального стану. Отримана інформація (як і результати інших досліджень) може

бути використана з діагностичною метою, в процесі вивчення ефективності медикаментозної терапії, реабілітаційних заходів, занять фізичною культурою і спортом тощо.

### **Порівняльний аналіз реакції периферійних судин лівого та правого плечей на зростаючу компресію, зареєстрованої під час вимірювання артеріального тиску**

Дослідження, вивчення, оцінка, порівняльний аналіз стану периферійних судин правого і лівого плечей проведені шляхом реєстрації артеріальної осцилограми електронним вимірювачем тиску та її оцінки за допомогою методів морфологічного аналізу [26–28]. Розглянуто можливості застосування отриманої інформації для оцінки адаптаційних можливостей серцево-судинної системи, ранньої діагностики та моніторингу захворювань серцево-судинної системи [26, 27].

Обстежено 31 особу, без скарг на стан здоров'я, віком 18–24 роки. Оцінку зареєстрованих 62 артеріальних осцилограм проводили шляхом візуального аналізу. Використано 8 критеріїв: 1) форма огинаючих за максимальними та мінімальними екстремумами; 2) наявність порушення ритмічності осциляцій, 3) реакція судин на початок компресії (до досягнення діастолічного тиску); 4) реакція судин ділянки плеча на компресію за амплітудою, наявністю та кількістю екстремальних (з нерівномірним збільшенням амплітуд) осциляцій (гармонійність зростання та зниження амплітуди коливань); 5) кількість максимальних за амплітудою осциляцій; 6) форма верхніх екстремумів осциляцій на початку компресії; 7) характер зміни площі висхідної частини осциляцій; 8) характер зміни площі низхідної частини осциляцій [26, 27].

Аналіз за кожним із указаних критеріїв проводили в блоці аналізу біосигналів інформаційної системи медич-

ної (фізичної) реабілітації шляхом порівняння з погруппованими за ваговими коефіцієнтами на 5 типів у кожному з них окремо (залежно від ступеня відхилення від основних критеріїв, прийнятих нами за норму, розділ II). Ознаки «погіршення» характеристик зростають від 1 до 5 [26, 27].

Візуальний аналіз артеріальних осцилограм за кожним із критеріїв дав можливість зареєструвати наступні результати (табл. 8.1).

**Таблиця 8.1. Порівняльна оцінка стану периферійних судин правого і лівого плечей за результатами морфологічного аналізу осцилограм осіб віком 18–24 роки (здорові)**

Критерії оцінки осцилограм		Оцінка критерію за ваговими коефіцієнтами				Різниця між ваговими коефіцієнтами обох плечей	
№	назва	ліве плече		праве плече		0-1*, %	3 **, i > ,%
		середнє значення M±m	переважний номер критерію	середнє значення M±m	переважний номер критерію		
1	2	3	4	5	6	7	8
1	Форма огинаючих	2,4±0,266	2	3,8±0,219	4	56	13
2	Порушення ритмічності осциляцій	3,2±0,182	2	2,7±0,197	2	71	3
3	Реакція судин на початок компресії	2,4±0,166	2	1,8±0,139	1	68	6

Продовження табл. 8.1

1	2	3	4	5	6	7	8
4	Гармонійність зміни амплітуди коливань, наявність та кількість екстремальних осциляцій	2,5± 0,161	3	3,0± 0,149	1	68	3
5	Кількість максимальних за амплітудою осциляцій	2,4± 0,194	3	2,5± 0,148	2	62	3
6	Форма верхніх екстремумів осциляцій на початку компресії	2,7± 0,116	3	2,6± 0,225	3	68	2
7	Характер зміни площі висхідної частини осциляцій	3,0± 0,209	3	3,5± 0,155	3	75	3

Продовження табл. 8.1

1	2	3	4	5	6	7	8
8	Характер зміни площі низхідної частини осциляцій	3,5± 0,238	4	4,0± 0,156	4	56	21
	Середнє значення та достовірність	2,94± 0,208	2,75	2,95± 0,210	2,5	65,5	6,7

Примітка. 0–1\* – вагові коефіцієнти відрізняються не більше, ніж на 1 критерій (були схожі); 3 і >\*\* – вагові коефіцієнти відрізнялися на 3 критерії і більше.

Як видно з таблиці 8.1, реакція судин правого і лівого плечей на зростаючу компресію манжетною була неоднаковою за усіма критеріями, в окремих випадках – значно відрізнялась. Найменша різниця реєструвалась при визначенні характеру зміни площі висхідної частини осциляцій. У 75 % випадків (23 обстежених) вони виявились однаковими або відрізнялись лише за одним критерієм, тобто тривалість швидкого вигнання крові з шлуночків під час систоли виявилась однаковою на обох плечах.

Тривалість висхідної частини осциляцій відображає потужність пульсової хвилі, створеної систолічним викидом [58]. Відсутність значної різниці свідчить про однакову швидкість поширення пульсової хвилі, зумовленої швидким вигнанням крові із лівого шлуночка під час систоли, на маршруті серце–плече з обох боків у 75 % обстежених.

Тривалість катакрати (повільне вигнання крові із шлуночків, дикротична хвиля (зворотний удар крові об замкнуті аортальні клапани) та діастоли виявились однаковими лише у 56 % (17 осіб) обстежених. Це зумовле-

но тим, що великі судини, у тому числі аорта – судини еластичного типу, тому протягом систоли вони діють як ємність, яка накопичує частину вигнаного об'єму крові, який потім, під час діастоли, проштовхується в периферійні судини [58]. Неоднорідність реакції судинної стінки на наростання компресії зумовлена різними рівнями функціональної здатності нервово-рефлекторних механізмів регуляції артеріального тиску та в'язко-пружних властивостей судинної стінки [58].

Лише у 17 обстежених (56 %) була відсутня або мінімальна різниця в характеристиках огинаючих, що свідчить про адекватну реакцію судин передпліччя на поступово зростаючу компресію. У 14 осіб вони відрізнялись за 3 і більше критеріями. При цьому на правому плечі ці відхилення були більш виражені (середнє значення відхилень за ваговими критеріями справа – 3,8, зліва – 2,4).

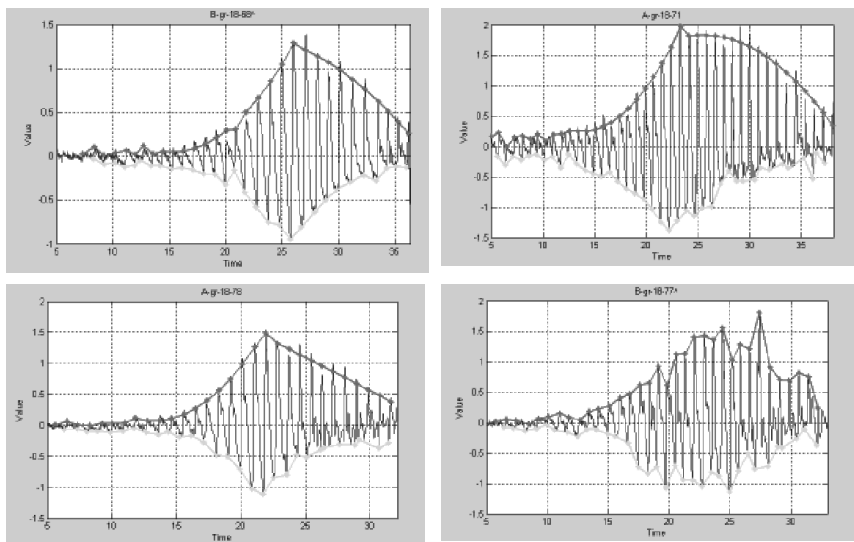
За усіма іншими показниками різниця у вагових критеріях була 3 та більше. При цьому за реакцією судин на початок компресії та гармонійністю зміни амплітуди коливань, наявністю і кількістю екстремальних осциляцій вагові характеристики на правому плечі були кращими (1 тип), ніж на лівому (2–3 тип). За іншими характеристиками вони практично не відрізнялись. Різний (часом протилежний) напрямок змін досліджуваних критеріїв на правому і лівому плечах сприяли тому, що різниця між ними не виявила достовірності ( $(2,94 \pm 0,208)$  на лівому і  $(2,95 \pm 0,210)$  – на правому плечі).

Незначна асиметрія показників морфологічного аналізу (в межах 1–2 критеріїв) може бути зумовлена індивідуальними особливостями обстеженого, послідовністю (а не одночасністю) реєстрації осцилограм, деякою суб'єктивністю їх оцінки.

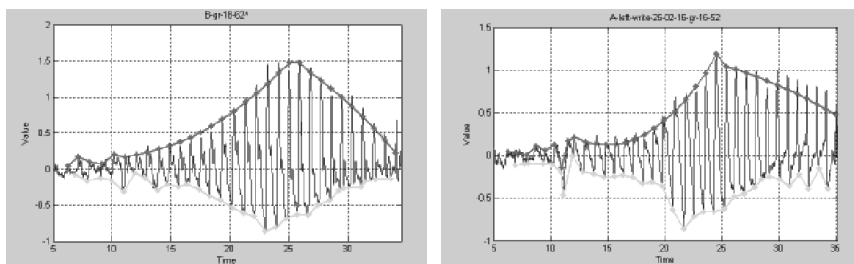
На окремих осцилограмах реєструвались значні відхилення від визначених нами критеріїв норми. Осцилограми, на яких реєструвалось найменше і найбільше відхилень від визначеної нами норми, представлені на

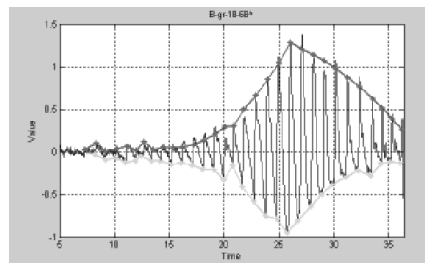
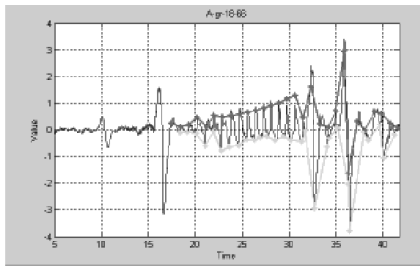
наступних рисунках (рис. 8.1, 8.2). У лівому стовпчику розміщені осцилограми лівого плеча, справа – правого; у верхньому рядку кожного критерію осцилограми правого і лівого плечей, які найменше, у нижньому – найбільше відрізнялись між собою. У дужках подані закодовані номери обстежених: перший код – осцилограми обстеженого верхнього рядка, другий – нижнього.

1. Перший критерій – аналіз огинаючої (С, 19 р. та Ш, 18 р.).

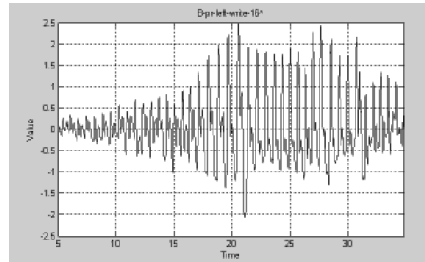
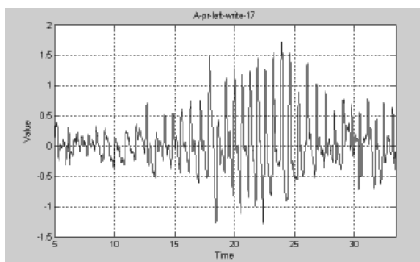
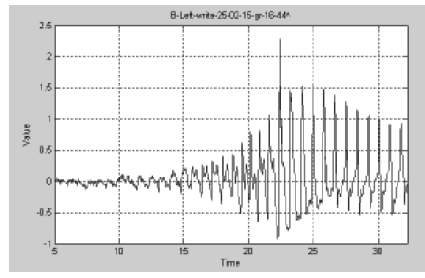
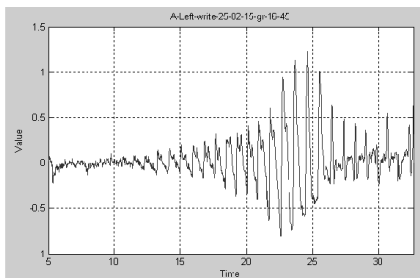


2. Другий критерій – порушення ритмічності осциляцій (П, 20 р. та П, 18 р.).





### 3. Третій критерій – реакція судин на початок компресії (Л, 18 р. та Т, 19 р.).

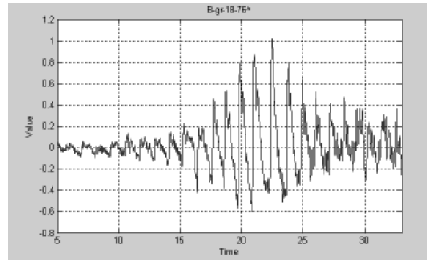
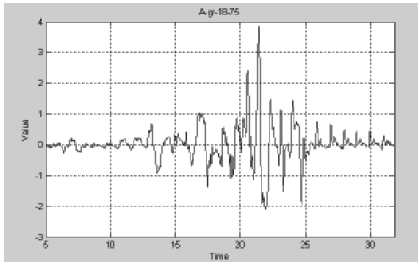
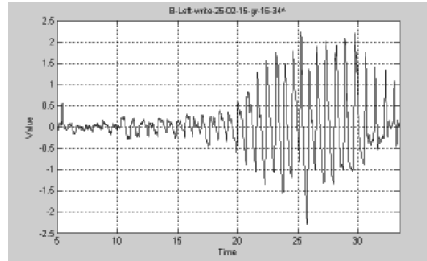
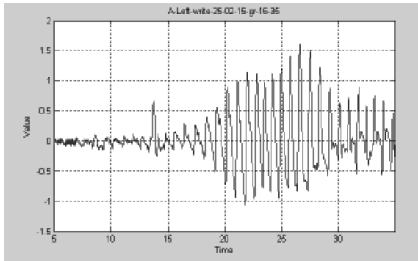


**Рис. 8.1.** Осцилограми, на яких реєструвалось найменше (верхній рядок) і найбільше (нижній рядок) відхилень від визначеної нами норми на лівому (зліва) та правому (справа) плечі за кожним із 6 критеріїв

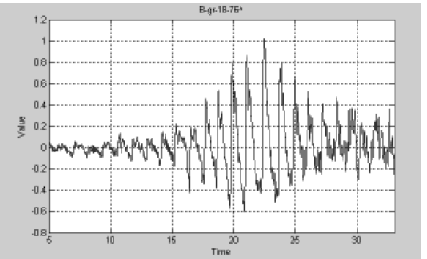
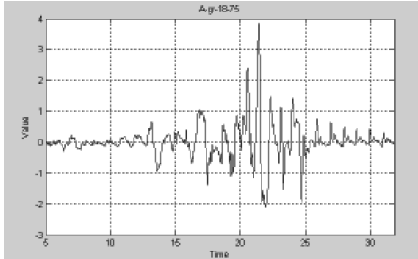
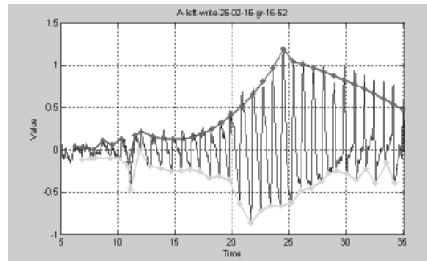
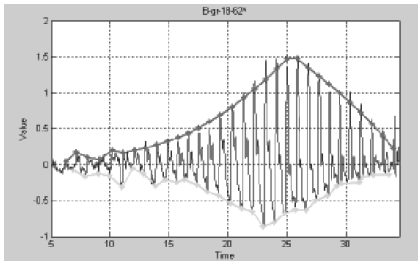
*Примітка.* По осі X – час реєстрації артеріальної осцилограми (с), по осі Y – значення коливань тиску в манжеті під впливом пульсації судинної стінки (мм рт. ст.).



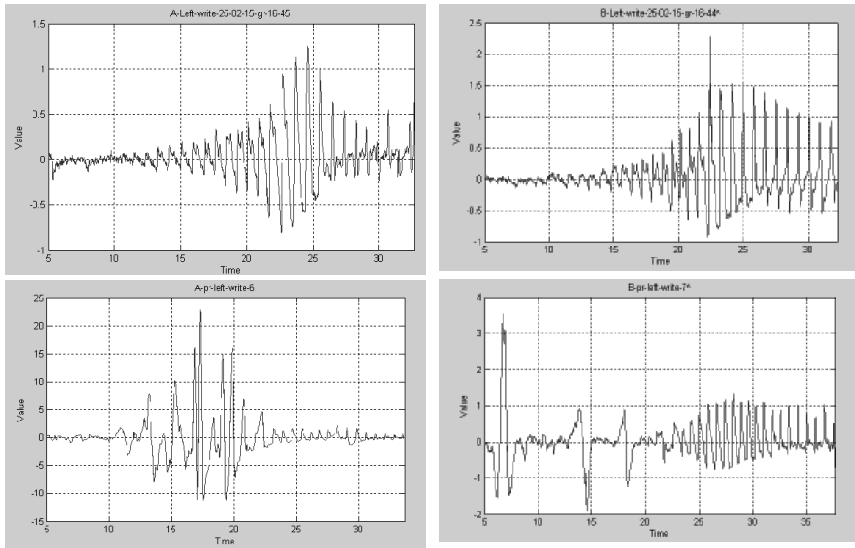
4. Четвертий критерій – реакція судин ділянки плеча на компресію за амплітудою, кількістю та наявністю екстремальних осциляцій (Л, 18 р. та Б, 19 р.).



5. П'ятий критерій – кількість максимальних за амплітудою осциляцій – (П, 20 р. та Б, 19 р.).



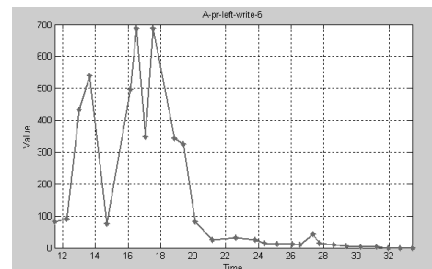
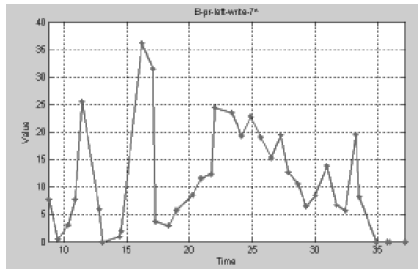
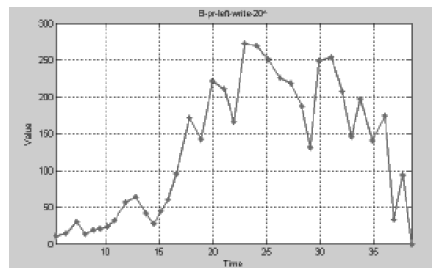
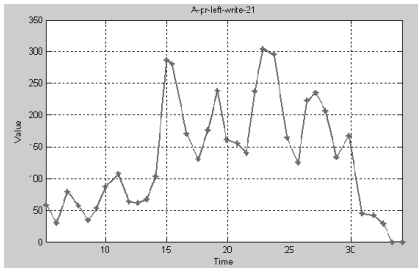
6. Шостий критерій – форма верхніх екстремумів осциляцій на початку компресії (Т, 18 р. та Б, 19 р.).



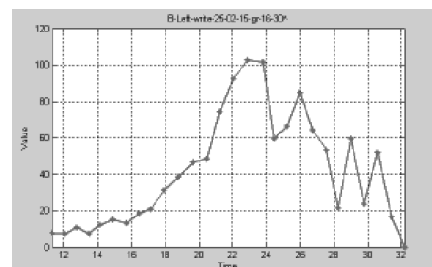
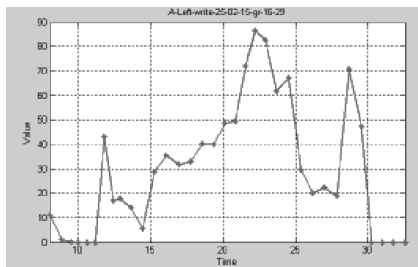
**Рис. 8.1 (продовження).** Осцилограми, на яких реєструвалось найменше (верхній рядок) і найбільше (нижній рядок) відхилень від визначеної нами норми на лівому (зліва) та правому (справа) плечі за кожним із 6 критеріїв

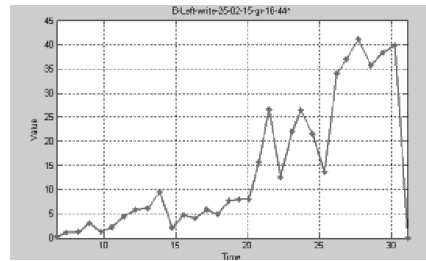
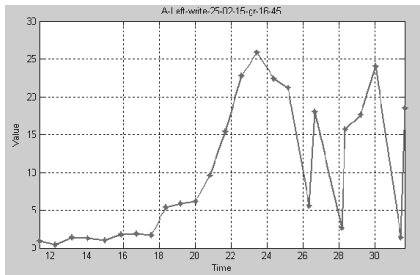
*Примітка.* По осі X – час реєстрації артеріальної осцилограми (с), по осі Y – значення коливань тиску в манжеті під впливом пульсації судинної стінки (мм рт. ст.).

7. Сьомий критерій – характер зміни площі висхідної частини осциляцій (К, 18 р. та К, 19 р.).



8. Восьмий критерій – характер зміни площі низхідної частини осциляцій (Т, 19 р., Б, 19 р.).



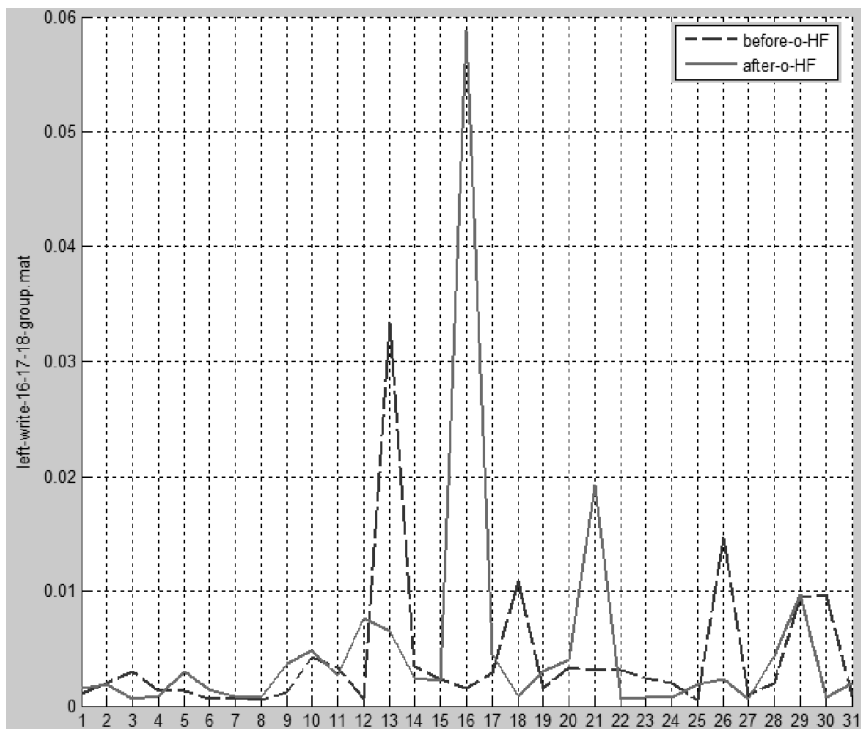


**Рис. 8.2.** Площі висхідної (№7) та низхідної (№8) частин пульсацій осцилограм, на яких реєструвалось найменше (верхній рядок) і найбільше (нижній рядок) відхилень від визначеної нами норми на лівому (зліва) та правому (справа) плечях.

*Примітка.* По осі X – час реєстрації артеріальної осцилограми (с), по осі Y – №7 – площі висхідної, №8 – площі низхідної частини осциляцій (мм<sup>2</sup>).

Відхилення показників морфологічного аналізу від визначених нами критеріїв норми у пацієнта Б, 19 р. (номер дослідження 6) та деяких інших підтвердились результатами спектрального аналізу (рис 8.3), у якому на фоні незначної асиметрії показників HF інших обстежених реєструвалась значна відмінність указанного критерію.

**Висновки.** При проведенні морфологічного аналізу артеріальних осцилограм правого і лівого плечей асиметрія стану периферійного кровообігу зареєстрована у кожного із 31 обстеженого. Ступінь проявів асиметрій був різним. Він залежав від оцінюваного критерію та індивідуальних особливостей обстеженого. Найменше відхилень від визначеної нами норми та різниці між осцилограмами обох плечей виявлено при визначенні характеру зміни площі висхідної частини осциляцій (25 %), найбільше – характеру зміни площі низхідної частини осциляцій та за формою огинаючих (44 %). При цьому за формою огинаючі виявились «гіршими» на пра-



**Рис. 8.3.** Показники потужності спектра HF на правому та лівому плечах, 31 обстежених, метод реєстрації – послідовний.

*Примітка.* Переривчастий графік – до навантаження; графік, відображений суцільною лінією, – після нього.

вому плечі, тоді як за реакцією судин на початок компресії, гармонійністю зміни амплітуди коливань, наявністю і кількістю екстремальних осциляцій на правому плечі були «кращими».

Ступінь та якість реакції судин на компресію залежить від пружноеластичних властивостей судинної стінки, які зумовлені особливостями їх структури (індивідуальними, віковими, патологічними), тонічним напруженням м'язового шару судинної стінки, ступенем пасивного напруження судинної стінки і підлягають

нервово-рефлекторним впливам [58]. До останніх відносять циркуляторні реакції нервового походження - барорецепторні, хеморецепторні, рефлекс на ішемію ЦНС, які контролюють різні параметри кровообігу і постійно інформують центральну нервову систему про зміни, що виникають [18].

На осцилограмах окремих обстежених зареєстрована не лише асиметрія кровонаповнення обох плечей, але і значні відхилення від визначених нами критеріїв норми на кожному з них (рис. 8.1 та 8.2, нижній ряд). Так, обстеженим Б, 19 р. та П, 18 р. необхідно звернутися до лікаря для поглибленого обстеження з метою визначення причини виявлених відхилень.

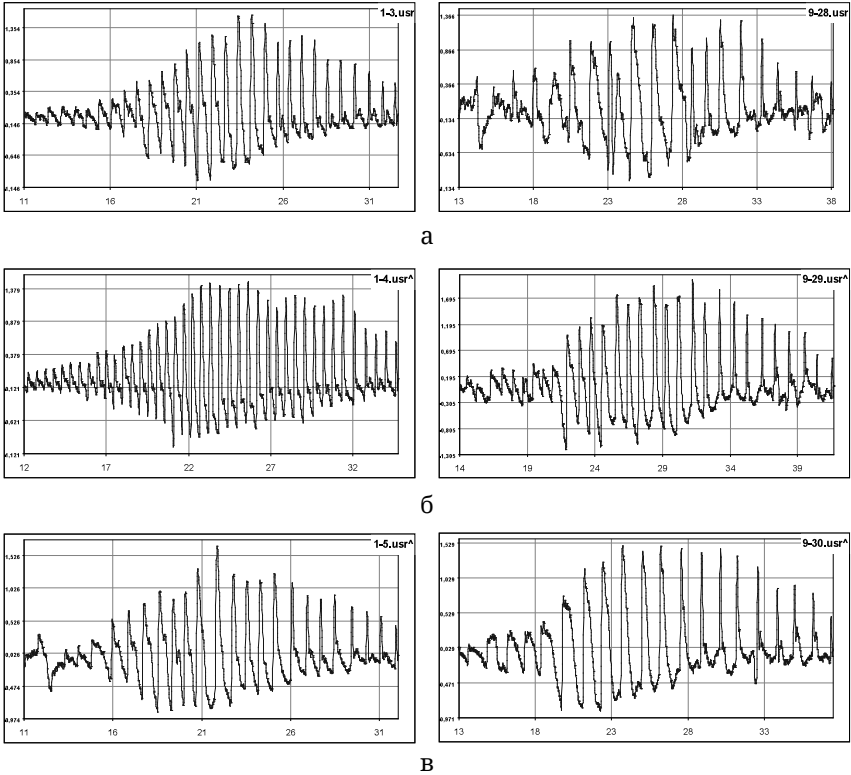
Порівняльний аналіз осцилограм правого і лівого плечей може бути використаний для оцінки адаптаційних можливостей серцево-судинної системи до впливу різних рівнів поступово зростаючої компресії судин плеча (та інших факторів), ранньої діагностики та моніторингу захворювань серцево-судинної системи [26,27].

### **Вплив стандартного фізичного навантаження – проби Руф'є**

Результати вивчення впливу стандартного фізичного навантаження – проби Руф'є (30 присідань за 45 с) на адаптаційні можливості серцево-судинної системи вивчено у 67 практично здорових осіб чоловічої та жіночої статі віком від 18 до 24 років. Осцилограму реєстрували до навантаження, зразу після нього та через 2 хвилини відпочинку. Останнє дало можливість оцінити якість відновних процесів після навантаження.

Для прикладу наводимо аналіз осцилограм обстеженого М, 20 р. (№1, жіноча стать, 2-й спортивний розряд з туризму) та С, 20 р., (№9, чоловіча стать, 1-й спортивний розряд з вільної боротьби) (рис. 8.4).

## Морфологічний аналіз



**Рис. 8.4.** Осцилограми обстежених М (лівий стовпчик) та С (правий стовпчик): а – до навантаження; б – після 30 присідань; в – через 2 хвилини відпочинку.

### Обстежений М

При порівняльному загальному аналізі осцилограм обстеженого М, записаних до та після навантаження, привертає увагу збільшення частоти пульсацій зразу після присідань та зменшення її вже до кінця вимірювання. За 5 с проміжку між 12–17 с їх було 9, між 27–32 с – стало 8. До 23 с реєструється плавне зростання амплітуди осциляцій. Впродовж 23–25 с амплітуда практично не зміню-

ється, після 26 с – дещо знижується і зберігається з незначними змінами до 31 с. Після 31 с відмічається виражене зниження амплітуди пульсацій, які в подальшому також відрізняються незначно. При цьому на 16 с зареєстровано більш різке зростання та на 33 с – зниження осциляцій.

Збереження між 22 і 26 с шести осциляцій приблизно однакової амплітуди свідчить про те, що незважаючи на поступове зростання компресії, тиск всередині артерії (трансмуральний тиск) залишається незмінним. Значення трансмурального тиску свідчить насамперед про навантаження, проти якого повинне працювати серце, стан русла периферійних судин, рефлекторні реакції серцево-судинної системи, а також про багато інших фізіологічних процесів, які досягаються завдяки координації діяльності між місцевими саморегулюючими механізмами і центральною нейрогуморальною регуляцією [36]. Здатність підтримувати трансмуральний тиск судин передпліччя обстежуваного після навантаження стабільним в умовах зростання компресії свідчить про високий рівень функціональних резервів вищеуказаних механізмів адаптації. Якщо зважити, що ступінь розтягнення судин залежить від пружноеластичних властивостей судинної стінки, які зумовлені особливостями їх структури (індивідуальними, віковими, патологічними), тонічним напруженням м'язового шару судинної стінки, ступенем пасивного напруження судинної стінки і підлягають нервово-рефлекторним впливам [36], то можна підтвердити високий рівень адаптаційної здатності серцево-судинної системи обстежуваного.

Дикротичний зубець до досягнення максимуму осциляцій розміщується нижче, ніж до навантаження, відповідно, зменшується тривалість діастолі. Зменшення тривалості діастолічної фази свідчить про збільшення серцевого викиду [58].

Вершини максимумів більш загострені уже на початку компресії, що може бути зумовлене збільшенням



частоти серцевих скорочень. На нижніх екстремумах у період зростання осциляцій рееструються гострі кути. Додаткові хвилі під час діастолі з'являються пізніше, після 30 с компресії (до навантаження – після 26 с).

Після навантаження низхідна частина максимальних осциляцій займає 26 % площі усєї осциляції, низхідна – 74 % (до навантаження, відповідно, 14,5 % і 85,5 %). Вони співвідносяться між собою як 1 : 2,8 (до навантаження – 1 : 5,9). Збільшення площі (і, відповідно, тривалості) фази швидкого вигнання крові після навантаження свідчить про зростання потужності систолічного викиду [51], що характеризує рівень адаптаційної здатності серцево-судинної системи (рис. 8.5).

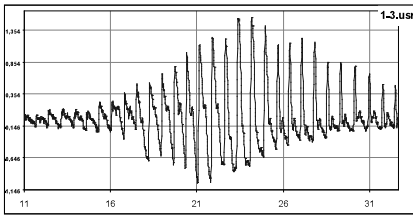
Відмічена вище динаміка свідчить про рівень гнучкості пристосування серця і судин до змінюваних умов функціонування внаслідок адекватної діяльності досконалих механізмів регуляції кровообігу [52].

У початковий період обтискання плеча пульсації ритмічні, амплітуда зростає поступово, вершини стають більш загострені, дикротична хвиля розміщується нижче її середини, кількість додаткових хвиль зменшується. Це свідчить про високий рівень кореляції між складовими, які контролюють різні параметри кровообігу та адаптаційної здатності серцево-судинної системи до змінюваних умов зовнішнього середовища, зумовлених фізичним навантаженням [17].

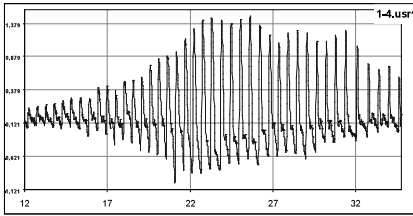
Після досягнення діастолічного тиску привертає увагу більш низьке розміщення дикротичних хвиль, які зникають ще до досягнення максимальних осциляцій.

Період максимальних осциляцій характеризується тривалим збереженням приблизно однакових осциляцій від 23 до 26 с. Дикротична хвиля менш виражена, ніж до навантаження. Додаткові хвилі після дикротичного зубця з'являються пізніше, після 30 с.

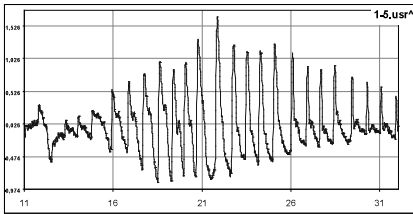
Заклучна частина осцилограми (після досягнення систолічного тиску) характеризується більш тривалим збли-



а



б



в

**Рис. 8.5.** Осцилограми обстеженого М, 20 р. (зліва) та площі висхідної і низхідної фаз осциляцій (справа). а – до проби Руф'є; б – після неї; в – через 2 хв відпочинку.

женням вершин висхідної та низхідної частин окремих пульсацій. Реєструються однотипні (менші за амплітудою, ніж до навантаження) дикротичні зубці та додаткові хвилі в кінці низхідних частин осциляцій, які утримуються до появи наступного гідралічного удару [36, 61].

При порівнянні осцилограм, записаних до та після фізичного навантаження, можна прийти до висновку, що адекватна реакція супроводжується наступною динамікою:

1. Зростання частоти осциляцій зразу після навантаження і зменшення її уже до кінця вимірювання тиску.

2. Вершини максимальних екстремумів більш заострені, додаткові осциляції на нижніх екстремумах відсутні.

3. Амплітуди максимальних осциляцій практично не змінюються.

4. Максимальна амплітуда зберігається на більшій, ніж до навантаження, кількості осциляцій.

5. Тривалість анакротичної фази збільшується. Відсоток площі висхідної частини на максимальних осциляціях зростає. Вона відноситься до площі низхідної частини як 1 : 3,0 (до навантаження – як 1 : 6,0).

6. Тривалість фази повільного вигнання крові протягом усього періоду дослідження більша, ніж до навантаження.

7. Дикротична хвиля на початку компресії розміщується нижче, в нижній третині катакроти, зникає ще до появи максимальних осциляцій, з'являється знову на останніх максимальних осциляціях і утримується до кінця компресії.

8. Амплітуда дикротичної хвилі після навантаження менша.

### **Обстежений С**

При аналізі осцилограми обстеженого С, зареєстрованої до фізичного навантаження, привертає увагу відсутність гармонійного зростання та зменшення амплітуди осциляцій, кутів максимумів, закономірностей в наявності та розміщенні дикротичної хвилі (для прикладу – 21, 22, 23, 24 с). За дикротичною хвилею реєструються різнохарактерні за розмірами та локалізацією додаткові хвилі (1 та 3 частини осцилограми), спуск кривої до меж нижчих, ніж при попередній осциляції (19, 22 с), пресистолічні хвилі (29, 32, 34, 35 с). На 19 с на висхідній частині зареєстровано додатковий зубець. На 14 с нарост

тання компресії пульсова хвиля виявилась більшою, ніж попередня і наступна. Після 23 с з'являється позачергова пульсова хвиля, що свідчить про порушення ритму серцевої діяльності [54]. Указані дані свідчать про порушення функціонального стану судин передпліччя, неадекватну реакцію судинної стінки на наростання компресії у спортсмена С.

Після навантаження реєструється тенденція до покращення осцилографічної картини за усіма досліджуваними морфологічними критеріями, що свідчить про певну роль функціонального фактора у виникненні відмічених вище відхилень. Функціональний стан артеріальних судин залежить від їх пружноеластичних властивостей, зумовлених нервово-рефлекторними впливами, і свідчить про рівень функціональних резервів системи кровообігу [14]. Якщо зважити, що обстежений М – представниця жіночої статі, яка має 2 спортивний розряд з туризму, а обстежений С – чоловічої статі, має 1 спортивний розряд із вільної боротьби, то ще раз можна підтвердити високу адаптаційну здатність ССС першого з них до фізичних навантажень, а у обстеженого С – функціональний характер відмічених відхилень на осцилограмі у стані спокою.

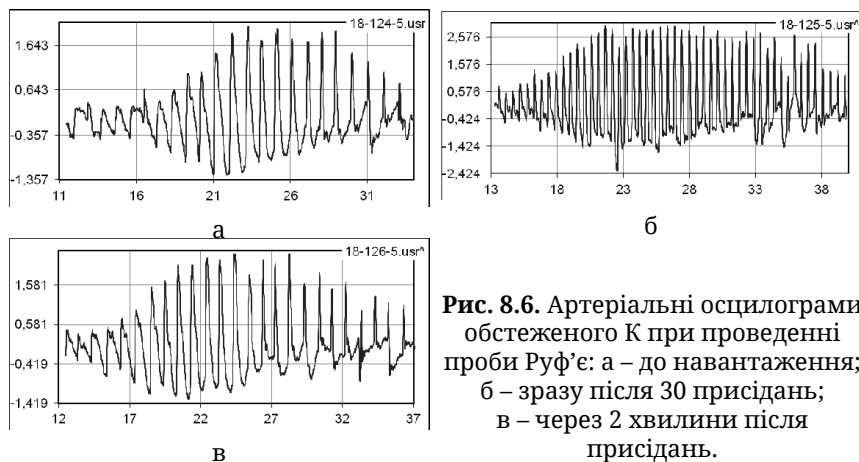
**Висновки.** Використання інформаційних технологій для реєстрації осцилограм і проведення їх морфологічного аналізу до та після фізичного навантаження дає можливість визначити резервні можливості серцево-судинної системи, диференціювати органічні та функціональні причини порушення стану судин. Результати досліджень можуть бути використані як у клінічній, так і в експериментальній медицині для виявлення захворювань серцево-судинної системи, порушення її функціональної здатності та в спортивній медицині.

#### **Часовий аналіз осцилограм**

Для прикладу використана осцилограма юнака К, №18, 18 років, здоровий. Пацієнту проведено вимірювання артеріального тиску у стані спокою та після 30 присі-

дань за 45 секунд (проба Руф'є). Після навантаження артеріальний тиск реєстрували двічі: зразу після присідань та через 2 години.

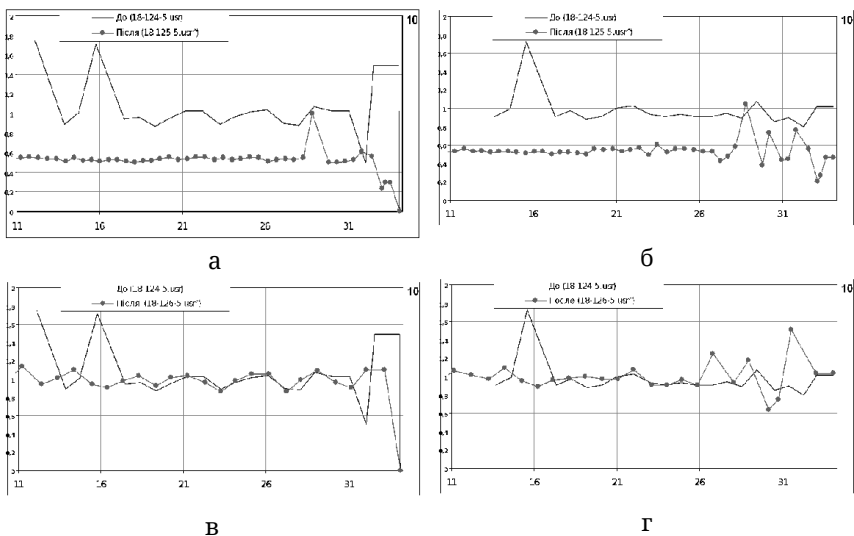
У пакеті Матлаб 2010а з кривої тиску було виділено артеріальну осцилограму (рис. 8.6).



**Рис. 8.6.** Артеріальні осцилограми обстеженого К при проведенні проби Руф'є: а – до навантаження; б – зразу після 30 присідань; в – через 2 години після присідань.

Потім визначено тривалість інтервалів (рис. 8.7) окремо між її максимальними та мінімальними екстремумами.

Аналіз інтервалів між максимальними екстремумами до навантаження (рис. 8.7, а) засвідчив їх різну тривалість. Як видно з рисунка 8.6 а, до навантаження на початку компресії (16 с) відмічено значну різницю тривалості інтервалів між сусідніми осциляціями максимумів. У процесі наростання компресії (17–28 с) різниця мала місце, але була менш виражена. Після досягнення максимальної компресії (28–33 с) зареєстровано значну різницю (у протилежних напрямках) тривалості інтервалів між сусідніми осциляціями. Зразу після фізичного навантаження (рис. 8.7, а) тривалість інтервалів зменшилась, зберігалась стабільною, в межах 0,5–0,6 мс (за винятком 29 с та кінця компресії). Через 2 години відпочинку (рис. 8.7, в) тривалість інтервалів між екстремумами повернулась до вихідного рівня.



**Рис. 8.7.** Тривалість інтервалів між максимальними (лівий стовпчик) та мінімальними (правий стовпчик) екстремумами при проведенні проби Руф'є (обстежений К): а, б – до та після 30 присідань; в, г – до навантаження та через 2 хвилини після присідань.

При аналізі інтервалів між мінімумами осциляцій до та після навантаження (рис. 8.7, б, 8.7, г) зареєстровано схожу тенденцію, лише при максимальній компресії зразу після присідань розкид тривалості інтервалів виявився більшим, переважно за рахунок їх зростання порівняно з другою фазою.

Таким чином, за результатами аналізу тривалості інтервалів окремо між максимальними та мінімальними екстремумами осцилограм виявлено неоднорідну реакцію гладкої мускулатури судин на компресію, що свідчить про різні рівні «чутливості рецепторних приладів баро- і хеморецепторів, які контролюють різні параметри кровообігу та гнучкості пристосувальної здатності серця і судин до змінюваних умов зовнішнього середовища» [58].

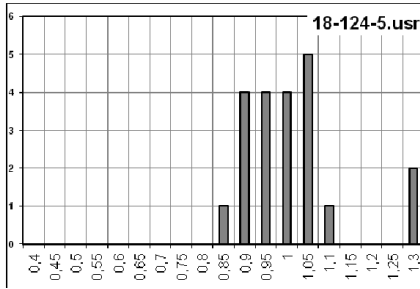
Стабілізація тривалості інтервалів у другій частині осцилограми зразу після навантаження указує на під-

вищення ступеня централізації управління системою кровообігу, а наближення їх до вихідних показників уже на 2-ій хвилині після присідань – про високу адаптаційну здатність серцево-судинної системи, тобто про високий показник рівня функціонування міокардіально-гемодинамічного гомеостазу обстежуваного [20, 21].

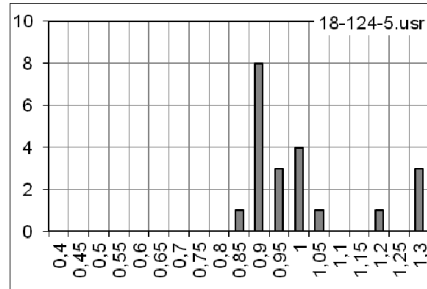
**Гістограма** – графічне зображення частоти повторюваності часових інтервалів. Визначення тривалості інтервалів між осциляціями дає можливість будувати гістограму, а за її результатами – оцінити стан симпатичної та парасимпатичної ланок автономної нервової системи, однією із функцій якої є забезпечення регуляції тонуусу судин [36]. Гістограми обстеженого зображені на рисунку 8.8.

При аналізі гістограм слід звернути увагу на форму цих графіків, де до навантаження значення інтервалів для максимумів коливались від 0,85 до 1,1 мс (рисунок 8.7, а), для мінімумів – 0,85– 1,05 мс (рис. 8.8, б), що свідчить про незначне підвищення функціонального стану парасимпатичної ланки автономної нервової системи [20, 21]. Зразу після присідань зареєстровано зміщення показників гістограми вліво, до 0,5–0,55 мс для максимумів (рис. 8.8, в) та 0,4–0,6 мс для мінімумів (рис. 8.8, г), звуження основи гістограми з одночасним ростом її висоти, що указує на збільшення активності симпатичної ланки автономної нервової системи, підвищення ступеня централізації керування гемодинамікою, зростання рівня мобілізації системи кровообігу та її функціонування [20, 21].

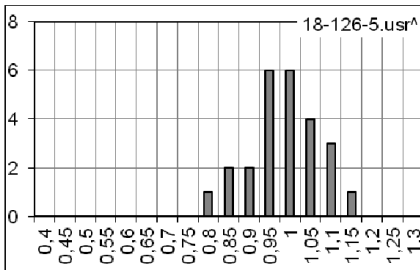
Через 2 хвилини після присідань показники гістограми практично повернулись до вихідного рівня (0,8–1,15 с для максимумів (рис. 8.8, д), та 0,85–1,1 мс для мінімумів (рис. 8.8, е). При цьому реєструвалось розширення основи гістограми, високий ступінь варіативності її показників, що свідчить про зниження рівня централізації керування системою кровообігу, зростання тонуусу парасимпатичної ланки автономної нервової системи та високу адаптаційну здатність організму обстеженого [17, 18].



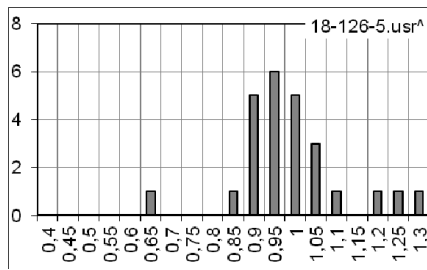
а



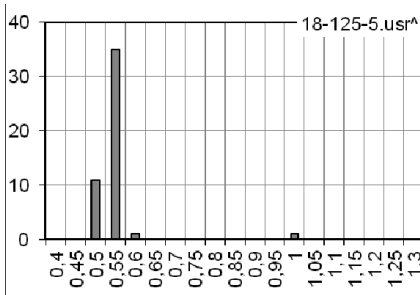
б



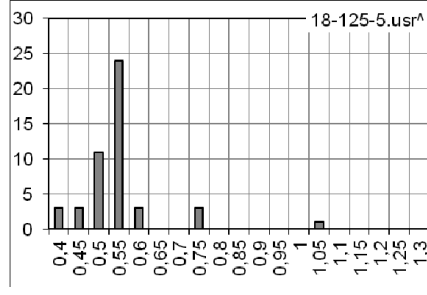
в



г



д



е

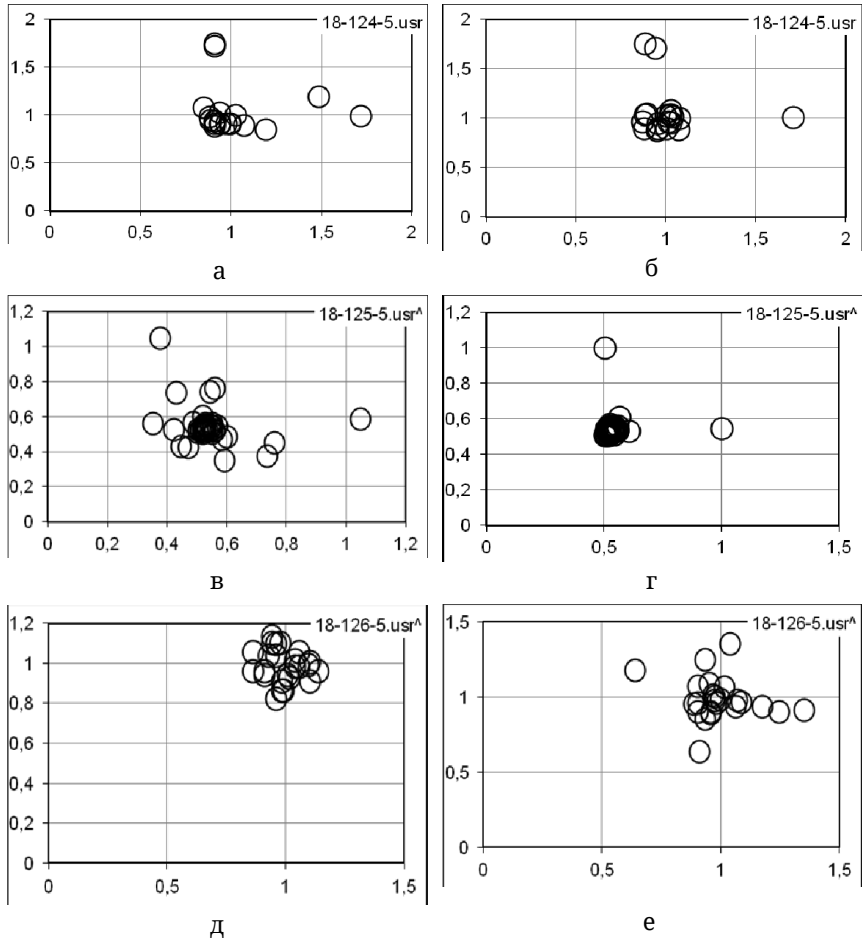
**Рис. 8.8.** Гістограми між максимальними (лівий стовпчик) та мінімальними (правий стовпчик) екстремумами при проведенні проби Руф'є (обстежений К): а, б – до навантаження, в, г – зразу після 30 присідань, д, е – через 2 хвилини після присідань.

Таким чином, аналіз гістограм дав можливість оцінити ступінь централізації управління гемодинамікою та функціональний стан автономної нервової системи,



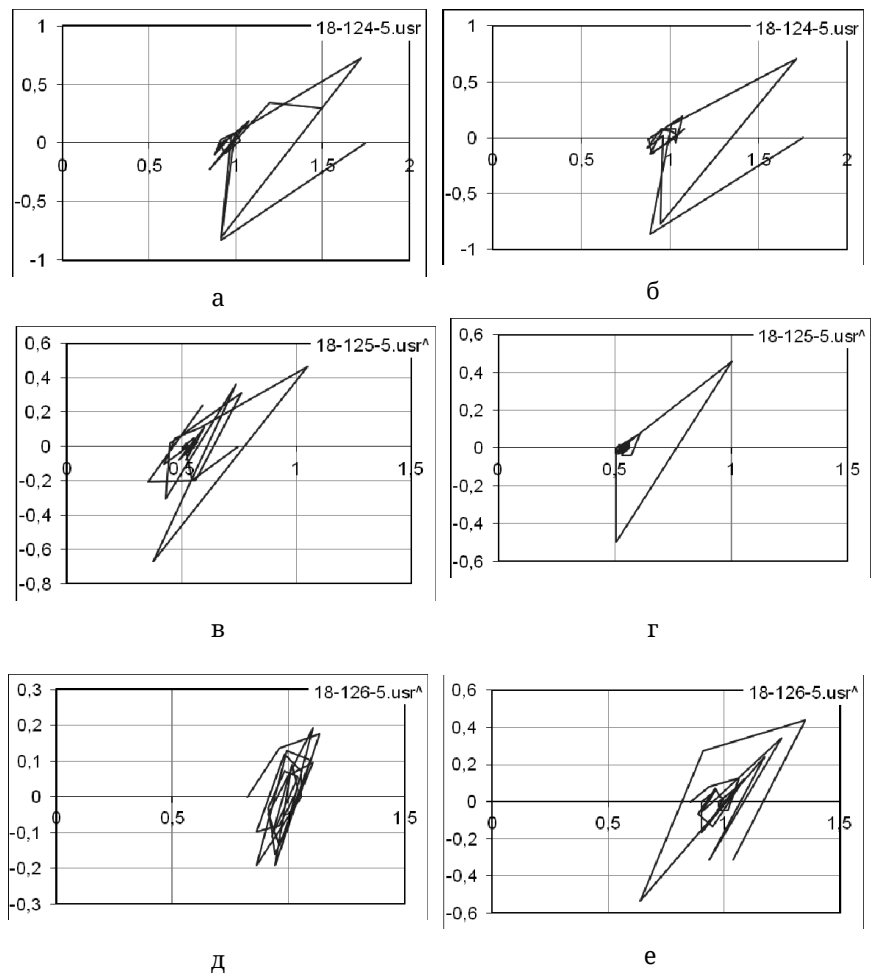
– найточнішого маркера реактивності та резистентності організму [18].

Побудовані скатерограми та хаосограми обстеженого К зображені на рисунках 8.9, 8.10.



**Рис. 8.9.** Скатерограми між максимальними (лівий стовпчик) та мінімальними (правий стовпчик) екстремумами при проведенні проби Руф'є (обстежений К): а, б – до навантаження; в, г – зразу після 30 присідань; д, е – через 2 хвилини після присідань.

Аналіз скатерограм засвідчує зміщення «хмаринки» та хаосограми вліво після фізичного навантаження (рис. 8.9 в, г, 8.10 в, г) як за екстремумами, так і за мінімумами осциляцій. Це свідчить про підвищення тонусу симпатичної ланки автономної



**Рис. 8.10.** Хаосограми між максимальними та мінімальними екстремумами при проведенні проби Руф'є (обстежений К): а, б – до навантаження; в, г – зразу після 30 присідань; д, е – через 2 хвилини після присідань.

нервової системи [18]. Через 2 хвилини після проби (рис. 8.9 д, е, 8.10 д, е) «хмаринка» та хаосограма не лише наблизилась до вихідного рівня, але стали більш сконцентрованими, що указує на підвищення тону су її парасимпатичної ланки [18].

Для підтвердження отриманих даних у обстежуваного визначено індекс Кердо. До навантаження він був 4,3, зразу після присідань – +26,8, через 2 хвилини після проби – +1,6, що указує на деяке підвищення тону су парасимпатичної ланки автономної нервової системи у спокої, збільшення тону су її симпатичної ланки після навантаження та наближення до вихідних – через 2 хвилини і підтверджує отримані вище результати [18, 20].

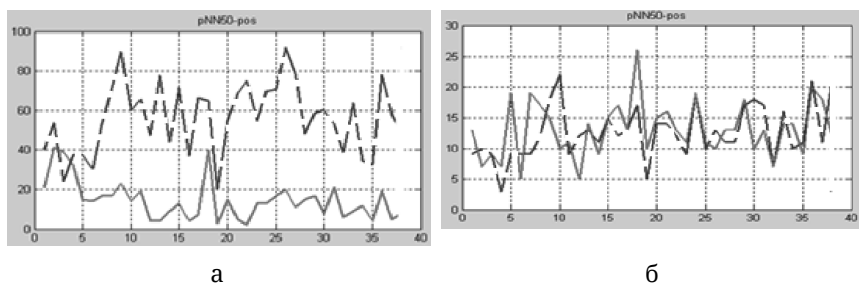
**Показники часового аналізу та варіаційної пульсометрії осцилограм.** У обстеженого К у стані спокою досліджувані показники знаходились у межах середніх для обстежених нами 110 практично здорових осіб, які оцінено як норму (надалі вони подані в дужках).

Зразу після навантаження у обстеженого на максимальних екстремумах зареєстровано зниження показників **SDSD** – від 0,34 мс перед навантаженням до 0,16 мс після нього ( $N = 0,45 \pm 0,02$  мс), **NN50** – від 13 до 3 % ( $N = 10,6 \pm 0,02$ ), **Mo** – від 1,05 до 0,5 ( $N = 0,87 \pm 0,02$  мс).

Водночас, відмічено зростання показників **AMo** – від 23,81 до 72,92 ( $N = 37,1 \pm 1,1$ ), **IVR** – від 52,91 до 145,83 ( $N = 75,2 \pm 7,6$ ), **IN** – від 27,78 до 40,01 ( $N = 32,3 \pm 2,9$ ), **HVR-index** – від 20,0 до 87,27 ( $N = 29,2 \pm 0,12$ ). Показники, відображені суцільною лінією, збігаються [16].

Через 2 хвилини після навантаження зареєстровано зворотну динаміку досліджуваних показників. При цьому, якщо показники **SDSD**, **Mo**, **AMo** наближались до вихідного рівня, то **NN50**, **IVR**, **IN** виявились навіть вищими, ніж до навантаження. На мінімальних екстремумах реєструвались аналогічні показники та їх динаміка.

При часовому аналізі осцилограм 38 практично здорових осіб після проби Руф'є відмічено зниження **SDSD**, **rNN50**, **Mo** та зростання **AMo**, **IVR**, **IN**, **HVR-index** (рис. 8.11).



**Рис. 8.11.** Порівняльний аналіз динаміки показників pNN50 у 38 практично здорових осіб: а – до та після проби Руф'є; б – до проби Руф'є та через 2 хвилини відпочинку.

*Примітка.* Переривчастий графік – до навантаження, графік, відображений суцільною лінією, – після нього.

Аналіз зображених на рисунках графіків дає можливість оцінити динаміку показників pNN50 у 38 практично здорових осіб, визначених до навантаження, зразу після нього та через 2 хвилини відпочинку. Фізичне навантаження сприяло зниженню показника pNN50 у всіх обстежених, через 2 хвилини вони поверталися (чи наближалися) до вихідного, а у обстежених № 5, 7, 18 виявились навіть вищими, ніж до навантаження.

Порівняння зареєстрованих на осцилограмі змін з динамікою показників варіаційної пульсометрії, прийнятої для оцінки електрокардіосигналів [18, 20], дає можливість зробити наступні висновки. Фізичне навантаження сприяє підвищенню тону симпатичної ланки вегетативної нервової системи та зростанню рівня централізації управління системою кровообігу. Повернення уже через 2 хвилини отриманих показників до вихідного рівня свідчить про високу адаптаційну здатність організму обстеженого.

Таким чином, запропоновані нами для аналізу осцилограм показники SDDS, NN50, Mo, AMo, IVR, IN, HVR-index дають можливість оцінити функціональний стан автономної нервової системи, рівень централізації управ-

ління системою кровообігу та гомеостатичні властивості організму.

Для підтвердження отриманих результатів у 110 студентів віком 18–20 років, що не мали скарг на здоров'я, зареєстрований артеріальний тиск, проведений часовий аналіз осцилограм та визначено індекс Кердо. У двох обстежених з найбільш протилежними показниками індексу Кердо (у № 27 – +33 (симпатикотонія), у № 56 – -36 (ваготонія) проведено порівняльний аналіз досліджуваних часових показників. У ваготоніка, порівняно з симпатикотоніком, виявлено підвищення показників **S<sub>SD</sub>** (0,62 мс у першого та 0,40 мс – у другого), **NN50** – відповідно 12 та 6, **Mo** – 0,8 та 0,6. В той же час, у першого відмічено зниження показників **AMo** – 59,2 (у другого – 25), **IVR** (відповідно) – 45,4 та 78,0; **IN** – 18,2 та 23,7; **HVR-index** – 45,0 та 25,0. Отримані показники відповідають динаміці результатів обстеженого М, 18 років (приклад 1), зареєстрованих до (як у ваготоніка) та після 30 присідань (як у симпатикотоніка), які засвідчили підвищення тону симпатичної ланки автономної нервової системи зразу після фізичного навантаження і збігаються з даними Р.М. Баєвського [18, 20].

Отримані результати дають можливість прийти до висновку, що у стані спокою пацієнту притаманне відносне урівноваження тону обох ланок автономної нервової системи. Фізичне навантаження сприяє збільшенню симпато-адреналових впливів та зростанню рівня централізації управління системою кровообігу. Повернення уже через 2 хвилини отриманих показників до вихідного рівня свідчить про високу адаптаційну здатність організму обстеженого.

**Відношення тривалості висхідної частини (анакроти) до тривалості усієї хвилі окремих осциляцій.** Аналіз указаних показників засвідчив наступне. На осцилограмі, записаній до навантаження, найчастіше (50 % випадків) анакрота займала 14,5 % тривалості усієї осциляції. Піс-

ля фізичного навантаження вона зросла до 26 %, через 2 хвилини після навантаження – знизилась до 18 %. Таким чином, фізичне навантаження, що супроводжується підвищенням тону су симпатичної ланки автономної нервової системи, сприяє збільшенню відсотка анакротичної фази у тривалості усієї осциляції, що дає можливість засвідчити підвищення тонічного напруження судинної стінки [22], яке мало тенденцію повернення до вихідного рівня уже через 2 хвилини після закінчення тесту.

**Висновки.** Запропонована інформаційна технологія часового аналізу дозволяє значно розширити можливості процедури вимірювання артеріального тиску за допомогою електронного вимірювача [27, 28]. Отримана інформація дає можливість оцінити стан гемодинамічних процесів, регуляції і управління станом серцево-судинної системи, активність та взаємодію різних ланок нервової системи, рівень функціонування міокардіально-гемодинамічного гомеостазу, тонус та реактивність периферійних судин.

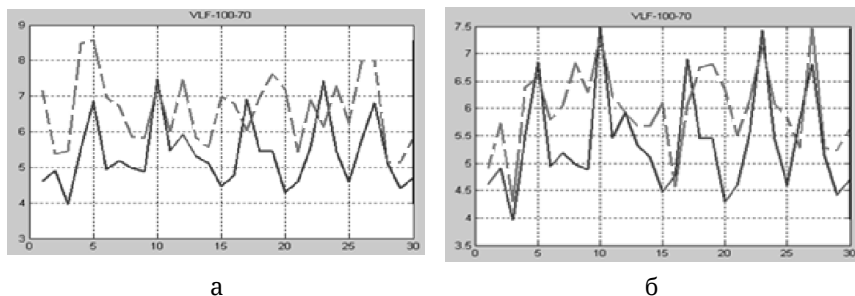
Часовий аналіз осцилограм дає також можливість оцінити адаптаційні можливості системи кровообігу та реакцію периферійних судин у відповідь на компресію манжетою і фізичне навантаження та роль автономної нервової системи при цьому. Як указує Р.М. Баєвський, застосування адекватних показників вегетативного гомеостазу – ефективний метод діагностики донозологічних і преморбідних станів [18, 20]. Запропонована інформаційна технологія може застосовуватися також при вивченні впливів різноманітних факторів (медикаментозної терапії, різних видів фізичного навантаження, мультимедійних чинників тощо).

### **Спектральний аналіз осцилограм**

Спектральний аналіз осцилограм, проведений у 38 осіб (тих, у яких проводили часовий аналіз), які не мали скарг на здоров'я, засвідчив, що фізичні навантаження

викликають напруження адаптаційних механізмів, сприяють підвищенню відсотка низьких і наднизьких частот у загальному спектрі частот. Після припинення дії подразнювальних чинників у переважної більшості здорових осіб зареєстровано швидке повернення їх до вихідного рівня, у окремих (№18) – дещо сповільнене. У обстеженого №10 динаміка була відсутня (рис. 8.12).

Результати проведеного спектрального аналізу артеріальних осцилограм підтверджують показники, притаманні аналізу електрокардіосигналів [16, 17, 49]. Вивчена динаміка показників спектрального аналізу засвідчила, що фізичне навантаження сприяє підвищенню тону симпатичної ланки вегетативної нервової системи та зростанню рівня централізації управління системою кровообігу. Повернення отриманих показників до вихідного рівня уже через 2 хвилини свідчить про відновлення міокардіально-гемодинамічного гомеостазу, зумовленого високою адаптаційною здатністю організму обстежених. Його сповільнення – про зниження адаптаційних можливостей та низьку стресову стійкість організму, що є вегетативним корелятором тривоги (Михайлов В.М., 2002) [49]. Схожа тенденція спостерігається в діапазоні



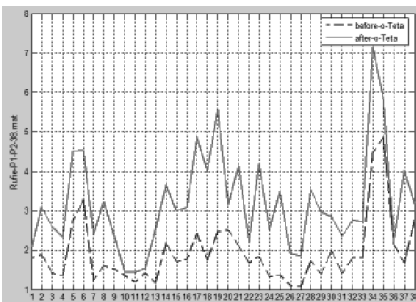
**Рис. 8.12.** Динаміка показників VLF у 38 практично здорових осіб: а – до та після проби Руф'є; б – до навантаження та після 2 хвилин відпочинку після навантаження.

*Примітка.* Суцільна лінія – до навантаження, переривчаста лінія – після навантаження.

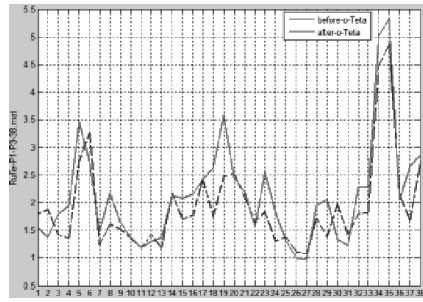
тета-хвиль (5–7 Гц), хоча для появи тенденції до повернення до вихідного стану після проби Руф'є знадобилось 5 хвилин, що вказує на більшу інертність адаптаційних механізмів, пов'язаних з діяльністю на рівні центральної нервової системи (рис. 8.13).

Розглянемо динаміку потужності спектра юнака К, №18, 18 років, здоровий. Пацієнту проведено вимірювання артеріального тиску у стані спокою та після 30 присідань за 45 секунд (проба Руф'є).

На рисунку 8.14, а подано діаграми розподілу потужностей спектра до навантаження, на рисунку 8.14, б – після навантаження, на рисунку 8.14, в – через 2 хвилини після навантаження. До навантаження спостерігалось переважання швидких хвиль HF 62 % (індикатора стану



Збільшення показників тета-хвиль після навантаження свідчить про участь у відновленні фізичного стану та регулювання активності парасимпатичної ланки вегетативної нервової системи (Сівер Д., 2001) [63], (кількість обстежених 30 осіб).



Зменшення показників тета-хвиль через 5 хвилин після присідання свідчить про зменшення участі у відновленні фізичного стану та регулюванні активності парасимпатичної ланки вегетативної нервової системи (кількість обстежених 30 осіб).

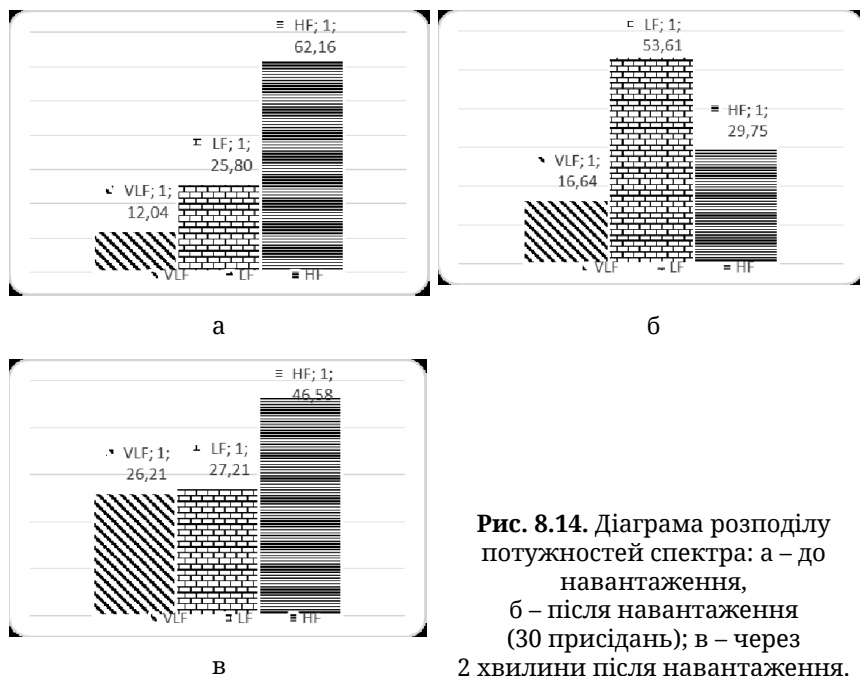
**Рис. 8.13.** Динаміка показників спектрального аналізу осцилограм тета-хвиль (5–7 Гц) при виконанні проби Руф'є (до присідання, зразу після присідання та через 5 хвилин після виконання проби).

*Примітка.* Переривчастий графік – до навантаження, графік, відображений суцільною лінією, – після нього.

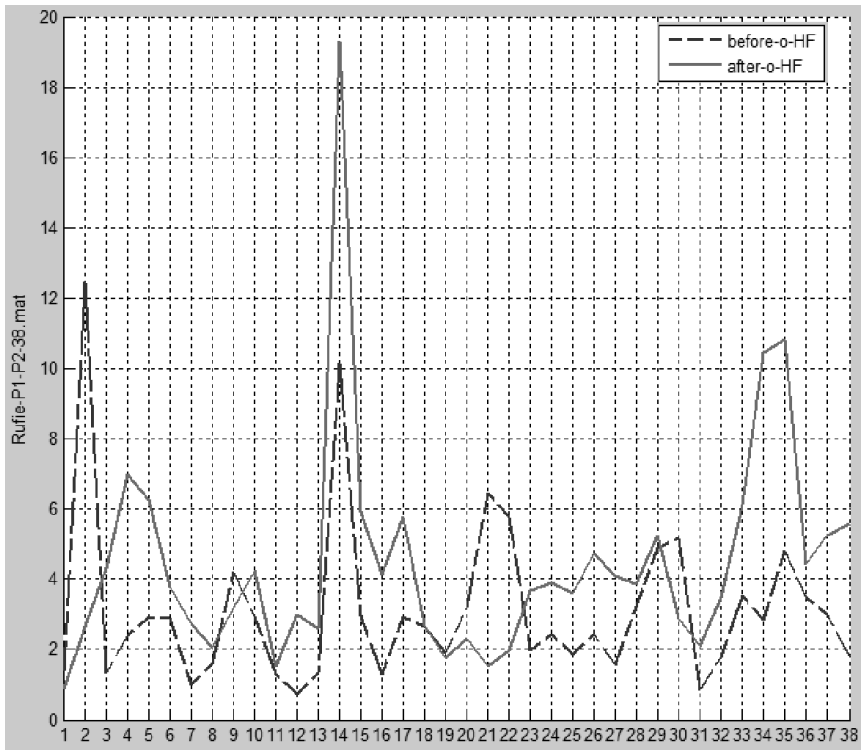


парасимпатичної ланки вегетативної нервової системи), після навантаження потужність спектра HF знизилась до 30 %. Водночас, частка повільних хвиль (LF) у загальному спектрі частот зросла від 26 до 54 %, що свідчить про те, що адаптація до фізичного навантаження супроводжувалась підвищенням тону симпатичної ланки вегетативної нервової системи. Через 2 хвилини після навантаження спостерігалась тенденція до повернення до вихідного стану, що свідчить про високу адаптаційну здатність серцево-судинної системи до фізичного навантаження.

Слід зазначити, що вказана динаміка потужності спектра HF, розрахованої з артеріальної осцилограми до виконання проби Руф'є та зразу після її виконання, не є правилом (рис. 8.15). Вказана особливість потребує подальшого дослідження.



**Рис. 8.14.** Діаграма розподілу потужностей спектра: а – до навантаження, б – після навантаження (30 присідань); в – через 2 хвилини після навантаження.



**Рис. 8.15.** Потужність спектра швидких хвиль HF, визначених у 38 осіб до і після виконання проби Руф'є.

*Примітка.* Переривчастий графік – до навантаження, графік, відображений суцільною лінією, – після нього.

### Кореляційний аналіз

Кореляційному аналізу піддано осцилограми усієї групи обстежених, лише здорових та хворих, до та після фізичного навантаження, масажу, перегляду мультимедійних композицій, після процедури лікувальної фізкультури у хворих, що перенесли інсульт тощо. Після експерименту виявлено кореляції, які не змінилися (нечутливі) внаслідок проведених в експерименті впливів, та унікальні, специфічні, притаманні для певного чин-

ника (які можуть стати маркерами відповідних станів), а також ті, що мали пряму чи обернену залежність. Кореляти, які реєстрували при всіх видах експериментів (незалежно від їх виду) – між Total-04 та %LF, HF-total, HF-70-end; S-Hil-Delta-total та S-Hil-Delta-20; S-Hil-Alpha-total та S-Hil-Alpha-70-end.

### **Кореляційні зв'язки при проведенні проби Руф'є**

Аналізували артеріальні осцилограми, зареєстровані у 68 практично здорових молодих осіб чоловічої (60 %) та жіночої (40 %) статі віком 18–22 років у стані спокою, після фізичного навантаження (проба з 30 присіданнями за 45 с, проба Руф'є) та через 2 хвилини відпочинку після навантаження. При цьому кореляти, спільні для усіх проведених нами досліджень (усього 1600 осцилограм), не підлягали аналізу. В таблиці 8.2 подано розподіл корелят при виконанні проби Руф'є.

**У стані спокою.** При аналізі осцилограм 68 практично здорових молодих осіб чоловічої (60 %) та жіночої (40 %) статі віком 18–22 років у стані спокою зареєстровано 33 пари першого та 1 пара – другого кластера (відповідно, з прямим та зворотним кореляційним зв'язком).

Серед них однойменні показники фрактального портрету зареєстрованих протягом усієї, на початку та в кінці компресії; варіаційного розмаху – з триангулярним індексом та індексом напруження за позитивними екстремумами.

Частотні показники (3 пари) включали відсотковий вміст потужності спектра високочастотних, повільних і надповільних компонент варіабельності спектра в сумарній потужності коливань. Серед абсолютних показників найчастіше (16 випадків) до складу корелят входила потужність високочастотної компоненти спектра ВСР, зареєстрованої в різні періоди компресії судин плеча. У 5 з них указані показники поєднувались між собою; у 4 – із загальною потужністю спектра у діапазонах частот  $\leq 0,4$  Гц, у 3 – з потужністю спектра миттєвої частоти

Таблиця 8.2. Розподіл корелят при виконанні проби Руф'є

Руф'є P1	Руф'є P2	Руф'є P3
33 пари поз.- 1- нег.	27 поз., 2 – нег.	37 поз., 1 – нег.
Hurst-20 --Hurst-total		
Hurst-20- Hurst-70-end		
BP-pos - VPR-pos --		
	RR-pos-mean --RR-pos-std	RR-pos-mean --RR-pos-std
	RR-neg-std --power-osc-stdev	
	RR-neg-std --RR-pos-std	
BP-pos - IN-pos --		
	BP-neg --BP-pos	BP-neg --BP-pos
LF --%VLF		
%LF --%VLF		
--%LF –HF		HF --%LF
Total --power-osc-stdev	Total --power-osc-stdev	Total --power-osc-stdev
%HF --power-osc-stdev	%HF --power-osc-stdev	%HF --power-osc-stdev
		%HF --RR-neg-std
HF - Total-04 --		Total-04 –HF
	Total --RR-neg-std	Total --RR-neg-std
HF-total --%VLF		Total-04 Гц
HF-total –HF		HF-total –HF
HF-20-70 --%LF	HF-20-70 --%LF	HF-20-70 --%LF
HF-20-70 –HF	HF-20-70 –HF	HF-20-70 –HF
HF-20-70 --Total-04	HF-20-70 --Total-04	HF-20-70 --Total-04
HF-20-70 --HF-total	HF-20-70 --HF-total	HF-20-70 --HF-total
HF-100-70 –LF	HF-100-70 --%VLF	
HF-100-70 --Total-04		
HF-70-end --%VLF		HF-100-70 --%VLF
HF-70-end –HF		HF-70-end –HF
HF-70-end --HF-20-70	HF-70-end --HF-20-70	HF-70-end –HF-20-70

дельта-ритму, у двох – з відсотком наднизькочастотної та низькочастотної складових показників спектра ВСР.

Серед показників потужності хвиль мозкової активності реєструвались пари, що включали показники дельта-ритму (6 випадків) у поєднанні з показниками потужності амплітуд та з однойменними показниками. Дельта-ритм у 3 випадках входив також до складу пар з визначеною за методом Гільберта–Хуанга потужністю миттєвого спектра, зареєстрованою в різні періоди компресії. У кожній з них другим корелятом були показники потужності високочастотної складової спектра ВСР, зареєстровані в період наростання компресії судин плеча під час діастоли.

Тета-ритм мозкової активності реєстрували лише у складі корелят, що відображали потужність спектра миттєвої частоти. У двох парах він поєднувався з однойменними показниками, в одному – з потужністю спектра миттєвої частоти дельта-ритму. Бета-ритм зустрічався лише один раз, у поєднанні з триангулярним індексом. Зворотні зв'язки реєструвались у одній парі: між триангулярним індексом та модою за негативними екстремумами.

Таким чином, серед корелят, зареєстрованих у практично здорових осіб у стані спокою, привертало увагу переважання потужності високочастотної складової спектра ВСР та дельта-ритму мозкової активності. При цьому вони поєднувались як у межах власних діапазонів частот, зареєстрованих у різні періоди компресії, так і між собою. Це може підтвердити синхронність ритмічної активності серця та мозку [21].

Привертає увагу (4 випадки) наявність кореляційних зв'язків між показниками потужності амплітуд (*power-osc-stdev*, що дає можливість оцінити ступінь динамічності (потужність) розширення стінки судин під час систоли – швидкістю зміни сили тиску судини на манжету під час систоли) з показниками потужності ритмів мозку (*Total, Delta-total, Delta-70-end*) та серця (*%HF*). Повільні,

надповільні складові спектра ВСР та тета-ритм мозкової активності зустрічались у складі корелят рідше, бета- – лише один раз, альфа- – не реєструвався.

**Після проби Руф'є.** Після присідань зареєстровано 27 пар корелят з позитивними зв'язками, 2 – зі зворотними. При їх аналізі привертає увагу те, що 13 із них виявились стійкими, вони реєструвались і до навантаження. Повністю збереглись кореляти за участю показників потужності амплітуди коливань, потужності високочастотної складової спектра ВСР, дельта- та тета-ритму мозкової активності. Але за вище відміченими показниками певних періодів компресії судин плеча їх виявилось менше: у першому випадку – 7 (з 16 до навантаження), у другому – 3 (з 6), у останньому – 2 (з 3). Зникли пари з показниками відсоткового вмісту низькочастотної та наднизькочастотної складових спектра ВСР та ті, які поєднували показники хвильової активності серця і мозку.

Серед нових пар корелят, що з'явилися на артеріальних осцилограмах, зареєстрованих зразу після фізичного навантаження, насамперед привертає увагу збільшення (на 2 випадки) потужності амплітуд. З'явилися також кореляти, що включали показники тривалості інтервалів, варіаційного розмаху, тривалості середньоквадратичних та арифметичних відхилень інтервалів між позитивними та негативними екстремумами. До складу нових пар корелят увійшли однойменні показники потужності дельта- та тета-ритму, зареєстрованих на початку та в кінці компресії судин плеча. Альфа-ритм у складі корелят був відсутній. Бета-хвилі реєструвались лише 1 раз, вони (як і до навантаження) збереглись у поєднанні з триангулярним індексом. Зворотний кореляційний зв'язок реєструвався між триангулярним індексом і модою (як і до навантаження) та індексом напруження і показниками вегетативного розмаху.

**Через 2 хвилини відпочинку після навантаження** у обстежених відновлювалась переважна більшість (60 %)

кореляційних зв'язків, притаманних показникам до навантаження, що свідчить про високий рівень адаптаційної здатності ССС, тобто про високий показник рівня функціонування міокардіально-гемодинамічного гомеостазу обстежуваного [18, 22]. На осцилограмах, зареєстрованих через 2 хвилини після фізичного навантаження, реєструвалося 37 пар корелят. Серед них 14 були найбільш стійкими, вони зберігались до, зразу після навантаження та через 2 хвилини відпочинку. Серед них привертала увагу наявність у 5 випадках показників потужності амплітуд, у 2 випадках – потужності миттєвої частоти тета-ритму (у поєднанні з однойменним показником дельта-ритму). У період відпочинку наближалась до вихідного кількість пар корелят з високочастотною складовою спектра ВСР, які переважно поєднувались з однойменними показниками та з дельта-хвилями. В загальному, після відпочинку в парах корелят збільшилась як абсолютна кількість дельта-хвиль, так і потужність спектра їх миттєвої частоти (зареєстрованих в період зростання та максимальної компресії судин плеча). Останні реєструвались у парі як з однойменними показниками, так і з тета-хвилями. Після відпочинку зникли показники зі зворотним кореляційним зв'язком між індексом напруження та варіаційним розмахом за позитивними екстремумами і залишились ті, що були до навантаження – між триангулярним індексом та модою за негативними екстремумами.

Указані факти свідчать про включення до пристосувально-адаптаційного процесу реакції на фізичне навантаження більш високих рівнів керування адаптаційними процесами [14].

Отримані дані дають можливість створити кореляційний портрет для маркування рівня взаємодії регуляторних механізмів у стані спокою та при дозуванні навантажень. Так, при проведенні фізичної реабілітації хворих, які перенесли інсульт, позитивна динаміка клінічної симптоматики супроводжувалась зменшенням

на  $(32,1 \pm 2,7)$  % кількості корелят у досліджуваному діапазоні, зареєстрованих на ураженій верхній кінцівці, що може свідчити про адекватність підбраного фізичного навантаження. При оптимальній регуляції для забезпечення адаптації організму задіяна мінімальна кількість рівнів системи (Ярілов С.В., 2001) [72].

Порівняння зареєстрованих на осцилограмі змін з динамікою показників варіаційної пульсометрії, прийнятої для оцінки електрокардіосигналів (Баевский Р.М., 2001; Михайлов В.М., 2002; Яблучанский Н.И. 2010), дає можливість зробити наступні висновки. Фізичне навантаження сприяє збільшенню симпато-адреналових впливів та зростанню рівня централізації управління системою кровообігу (Р.М. Баєвський, 1997, 2001). У свою чергу, фізичне навантаження, що супроводжується підвищенням тону симпатичної ланки автономної нервової системи, сприяло збільшенню відсотка анакротичної фази у тривалості усієї осциляції, що дає можливість засвідчити підвищення тонічного напруження судинної стінки [37], яке мало тенденцію до повернення до вихідного рівня уже через 2 хвилини після закінчення тесту. Швидке повернення досліджуваних показників до вихідного рівня свідчить про високий рівень адаптаційної здатності ССС. Отримані результати відповідають динаміці визначених автором показників індексу Кердо і дають можливість оцінити рівень адаптаційної здатності серцево-судинної системи. Застосування адекватних показників вегетативного гомеостазу – ефективний метод діагностики донозологічних і преморбідних станів (Баевский Р.М., 2001; Михайлов В.М., 2002).

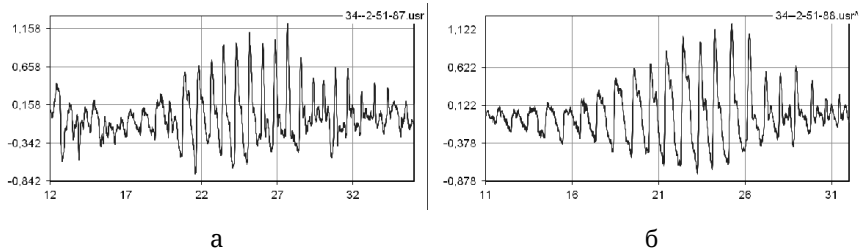
### **Вплив диференційованого масажу на стан периферійних судин**

Вплив процедури диференційованого сегментарно-рефлекторного масажу вивчено у 40 осіб різного віку з клінічними ознаками остеохондрозу шийного відділу хребта. Артеріальні осцилограми реєстрували безпосередньо до та після 3 чи 4 процедури масажу спини.



**Морфологічний аналіз.** Для прикладу використана артеріальна осцилограма обстеженого № 34 (35 років, жіночої статі), зареєстрована до та після 4 процедури масажу спини (рис. 8.16).

Морфологічний аналіз наведених осцилограм дає можливість звернути увагу на наступні фактори. Осцилограму, зареєстровану до масажу, можна віднести до III-го, після нього – до I-го типу. До масажу реєструються порушення гармонійності осциляцій, найвираженіші – у першій та останній фазах компресії. Порушені рівномірність зростання амплітуди та ритмічність пульсацій, форми вершин, розміщення дикротичних та додаткових хвиль. Початок компресії судин плеча у фазі систоли викликає порушення рівномірного зниження амплітуди пульсацій, розміщення дикротичної хвилі. Відмічені особливості артеріальної осцилограми свідчать про складність в адаптації судин плеча до зростаючої компресії. Після процедури масажу указані відхилення зникають. Це наочно свідчить про підвищення адаптаційної здатності усіх механізмів керування діяльністю серцево-судинної системи, зумовлене адекватно підбраною і проведеною процедурою диференційованого сегментарно-рефлекторного масажу.



**Рис. 8.16.** Артеріальні осцилограми обстеженого №34:  
а – зареєстровані до процедури сегментарно-рефлекторного масажу ділянки спини; б – зареєстровані після процедури сегментарно-рефлекторного масажу ділянки спини.

Часовий та спектральний аналіз осцилограм, зареєстрованих до та після процедури масажу у 40 осіб, засвідчив достовірне зниження АМо, IVR, IN, HVR-index, VLF та зростання SDSD, рNN50, Мо, HF. Зростає також середнє квадратичне відхилення амплітуд (power\_osc\_stdev) – потужність амплітуди та RR-pos-std – середнє квадратичне відхилення інтервалів позитивних екстремумів.

Часовий і частотний аналіз артеріальної осцилограми дав можливість прийти до висновку, що вплив сегментарно-рефлекторного масажу ділянки спини проявляється у підвищенні активності парасимпатичної ланки вегетативної системи, зниженні рівня централізації управління діяльністю ССС, зростанні ступеня динамічності розширювання стінки судин – швидкості зміни сили тиску судини на манжету під час систоли. Динаміка указаних показників, інтерпретована на такі ж, отримані при аналізі електрокардіосигналу [21], дає можливість відмітити адекватність підібраної методики та якості проведення масажу.

Отримані результати цілком відповідають аналогічним показникам часового та спектрального аналізу електрокардіосигналів, зареєстрованих автором у 42 осіб за допомогою цифрового аналізатора біоритмів до та після процедури сегментарно-рефлекторного масажу [27, 28]. Крім цього, висновки, зроблені за допомогою цифрового аналізатора біоритмів, засвідчили зростання після масажу інтегрального показника стану на 52,7 %. Аналіз окремих кількісних показників указує на те, що позитивний вплив масажу проявляється у його стимулюючому впливі на всі рівні регуляції серцевої діяльності. Рееструвався найбільший ріст показників рівня адаптації (60,4 %) та вегетативної регуляції (53,1 %). Це дає можливість пов'язати позитивну динаміку функціонального стану із зростанням рівня адаптації, який зумовлений переважним впливом масажу на стан вегетативної нер-

вової системи (ВНС) та зниженням участі більш високих рівнів регуляції [18, 64].

Симпатична модуляція здійснюється двома підконтуррами – нервовим вегетативним симпатичним і гуморальним симпатичним (викид катехоламінів наднирковими залозами тощо), які підтримують і певною мірою доповнюють один одного [71]. Керуючись відміченим, було поставлене завдання підтвердити отримані результати аналізу осцилограм ще і вивченням впливу процедури масажу на функціональний стан вегетативної нервової системи за показниками біохімічного аналізу крові та сечі у хворих з неврологічними проявами остеохондрозу шийного відділу хребта. Дослідження показали, що хворим з неврологічними синдромами ОШВХ притаманне достовірне підвищення вмісту адреналіну (на 126 %) та норадреналіну (на 46,1 %) в сечі ( $P < 0,05$ ) та зниження активності ацетилхолінестрази в крові ( $P < 0,05$ ), що свідчить про підвищення тону симпатичної та зниження тону парасимпатичної ланки вегетативної нервової системи. Процедура масажу сприяла нормалізації функціонального стану вегетативної нервової системи: зниженню екскреції адреналіну та норадреналіну в сечі та підвищенню активності ацетилхолінестрази в крові ( $P < 0,05$ ), і як результат – зворотному розвитку клінічної симптоматики [29].

Аналіз отриманих результатів дав можливість зробити висновок, що процедура масажу сприяє зменшенню напруження адаптаційних механізмів та регуляторних систем діяльності серцево-судинної системи, зниженню рівня централізації управління серцевим ритмом та тону симпатичної ланки вегетативної нервової системи; збільшенню потужності дихальних хвиль, і як наслідок – позитивній динаміці функціонального стану систем організму, підвищенню рівня адаптаційної здатності та стресової стійкості хворих з неврологічними синдромами остеохондрозу шийного відділу хребта

після процедури масажу, що свідчить про його високу ефективність.

Проведений математичний аналіз електрокардіосигналів, біохімічний аналіз крові та сечі підтверджують результати, отримані при аналізі артеріальних осцилограм, що засвідчує правомірність останніх.

Таким чином, морфологічний, часовий, спектральний аналіз артеріальних осцилограм дає можливість визначити вихідний стан пацієнта, вивчити адекватність та оцінити ефективність проведеної хворому процедури масажу. Можливості осцилографічного методу надалі можна безмежно поглиблювати. Це дозволить підвищити ефективність застосування масажу, як безпечного методу превентивної реабілітації, у лікуванні гострих, підгострих, хронічних патологічних процесів. Об'єктивізація досліджень сприятиме підвищенню рівня теоретичної та практичної підготовки фахівців з масажу.

Результати вивчення впливу масажу за допомогою пристрою фірми Нуга Бест (у 24 осіб похилого віку) засвідчили різнонаправлену реакцію усіх показників у різних обстежених, що свідчить про необхідність більшої індивідуалізації в дозуванні масажних впливів. Саме цьому може сприяти застосування запропонованих методів аналізу артеріальних осцилограм.

**Алгоритм діяльності лікаря з використанням показників часового та спектрального аналізу артеріальних осцилограм** (на прикладі застосування диференційованого масажу)

**Завдання 1.** Ознайомтеся з таблицею 8.3. Оцініть рівень відхилень отриманих показників артеріальної осцилограми обстеженого від середніх, визначте рівень функціонування вегетативної нервової системи.

Таблиця 8.3. Показники часового та спектрального аналізу артеріальних осцилограм та їх зв'язок зі станом ВНС: норма (від -1 до 1) та рівні відхилень від неї (від -5 до +1 та від 1 до 5)

Категорія	Стан ВНС	Досліджуваний показник							
		RMSSD, мс	pNN50%	Amo50, %/50 мс	TP, мс <sup>2</sup>	HF, мс <sup>2</sup>	LF, мс <sup>2</sup>	VLF, мс <sup>2</sup>	
	Узагальнене зростання центральної регуляції	Зниж.	Зниж.	Зрост.	Зниж.	Зниж.	Зрост.	Зрост.	
-4-5	Виражений вплив центральної регуляції	0,01–0,059	1–4,9	51–70	0–1,9	0,01–0,75	0–3,9	0–0,7	
-2-3	Помірний вплив центральної регуляції	0,06–0,09	5–8,9	40,1–50	7,9–2	0,8–2,3	4,0–5,9	0,8–1,8	
-1-+1	Середні показники (ейтонія)	0,1–0,25	9–12	25–40	8–11	2,4–2,8	6,0–7,0	2–3	
+2-+3	Помірний вплив автономної регуляції	0,26–0,4	12,1–17	24,9–10	11,1–18	2,9–5,2	7,1–11,0	3,1–7,0	
+4-+5	Виражений вплив автономної регуляції	0,41–0,8	17,1–25	9,5–1,0	18,1–40	5,3–7,0	11,1–30,0	7,1–30,0	
	Узагальнене зростання автономної регуляції	Зрост.	Зрост.	Зниж.	Зрост.	Зрост.	Зниж.	Зниж.	

**Завдання 2.** Ознайомтеся з фізіологічною інтерпретацією отриманих даних (табл. 8.4). У таблиці відображена оцінка стану різних відділів і ланок регуляторного механізму за показниками ВСР та їх біокібернетична інтерпретація (за Р.М. Баєвським, 2004 [19]).

**Завдання 3.** Відповідно до визначення функціонального стану вегетативної нервової системи зіставте отриману інформацію з клінічною симптоматикою, зумовленою фізіологічною дією вегетативної нервової системи за допомогою таблиці 8.5 (за О. Глезером, В.А. Даліхо, 1965 [33]).

**Завдання 4.** Залежно від завдань та отриманої інформації щодо стану вегетативної нервової системи виберіть методи впливу засобами фізичної реабілітації (масажем) згідно з ознаками, що визначають метод нормалізації функціонального стану вегетативної нервової системи при застосуванні масажу (табл. 8.6) [50, 51].

**Завдання 5.** Після визначення методу масажу ознайомтеся з таблицею 8.7 і уточніть його дозування залежно від вихідного стану (індивідуальних особливостей) пацієнта [29, 30].

**Завдання 6.** Оцініть результати вивчення стану вегетативної нервової системи, визначених показань до вибору методу масажу та з урахуванням індивідуальних особливостей пацієнта виберіть метод проведення процедури масажу за допомогою таблиці 8.8 [29, 30].

**Завдання 7.** Відповідно до проведених обстежень та оцінки їх результатів оформіть направлення у кабінет масажу, вкажіть у ньому метод і дозування масажу.

Таблиця 8.4. Показники ВСР і їхня фізіологічна інтерпретація (за Р.М. Баєвським, 2004)

Контури керування	Відділи й ланки регуляторного механізму	Статистичні показники	Спектральні показники	Інтерпретація змін показників	
				зменшення	збільшення
Автономний	Парасимпатичний відділ вегетативної нервової системи	rNN50 RMSD	HF	Зниження активності механізмів саморегуляції	Ріст активності механізмів саморегуляції
Центральний	Симпатичний відділ вегетативної нервової системи	Amo SI	LF/HF 1C	Зниження активності центрального контуру керування	Ріст активності центрального контуру керування
Центральний	Симпатичний відділ вегетативної нервової системи		LF	Зниження активності симпатичного судинного центру	Активність симпатичного судинного центру
Центральний	Центри терморегуляцій енергометаболического обміну		VLF	Зниження активності центрів енергометаболического обміну	Активність центрів енергометаболического обміну
Центральний	Вищі вегетативні центри гіпоталамо-гіпофізарного рівня	SDNN	TP	Мобілізація функціональних резервів організму	Активність нижчерозміщених рівнів керування

Таблиця 8.5. Фізіологічна дія вегетативної нервової системи (за О. Глезером, В.А. Даліхо, 1965)

Орган	Збудження симпатичного нерва	Збудження парасимпатичного нерва
Серце	Прискорює скорочення, розширює коронарні судини	Сповільнює серцеву діяльність, звужує коронарні судини
Судини	Звужує	Розширює
Бронхи	Розширює	Звужує
Стравохід	Розслаблює	Спазмує
Шлунок і кишечник	Гальмує перистальтику і функцію залоз	Стимулює перистальтику і функцію залоз
Сечовий міхур	Затримує сечовипускання	Вільне сечовипускання
Статеві органи	Звужує судини	Розширює судини (ерекція)
Зіниці	Розширює	Звужує
Очна щільина	Розширюється	Звужується
Слинні залози	Сприяє незначному виділенню в'язкої слини	Викликає виділення водянистої слини
Потові залози	Сприяє незначному виділенню липкого поту	Викликає виділення водянистого поту
Надиркові залози	Стимулює виділення адреналіну	Гальмує виділення адреналіну
Щитоподібна залоза	Стимулює секрецію	Гальмує секрецію



Таблиця 8.6. Ознаки, що визначають метод нормалізації функціонального стану вегетативної нервової системи при застосуванні масажу

Ознаки	Рекомендовано	
	збуджувальний метод впливу	заспокійливий метод впливу
Захворювання, що супроводжуються підвищенням тонусу симпатго-адреналової системи	Не проводиться	Підвищення тонусу судин, м'язів, гіпертонія, спастичні коліти, судоми м'язів, стан збудження нервової системи
Захворювання, що супроводжуються зниженням тонусу симпатго-адреналової системи	Гіпотонічні стани, атонія кишечника, зниження тонусу м'язів, астеничний синдром	Не проводиться
Характер і форма захворювання	Хронічна хвороба	Гостра форма, початкова стадія, період видужання
Стан хворого	Зниження функцій (атонія, гіпотонія, парези, зниження секретії тощо)	Підвищення функцій (підвищення тонусу м'язів, підвищення секретії, підвищення артеріального тиску), больовий синдром. Відсутність функцій (паралічі). При безсонні, виснаженні нервової системи масажувати дуже обережно
Алергічна готовність організму	Не проводиться	Алергічні хвороби

Таблиця 8.7. Індивідуальні особливості, що впливають на чутливість пацієнта до масажу

Ознаки	Рекомендовано	
	сильніший вплив	слабший вплив
Стать	Чоловікам	Жінкам
Вік	Дорослим	Дітям, особам старшого віку
Тілобудова, фізична сила	Здоровим, фізично сильним	Астенікам, фізично слабким
Місце проживання	Сільським жителям	Жителям міста
Професія	Робітникам фізичної праці	Робітникам розумової праці
Характер	Сильним, відкритим, незалежним	Вразливим
Відношення до температури зовнішнього середовища	Схильність до гарячих ванн, легка переносимість спеки	Схильність до прохолодних ванн, погана переносимість спеки
Шкіра	Товста, суха, слабка гіперемія	Еластична, тонка, помірно волога, швидка гіперемія

Таблиця 8.8. **Визначення методу масажу залежно від стану вегетативної нервової системи**

Стан вегетативної нервової системи	Метод масажу
Виражений вплив центральної регуляції	Заспокійливий
Помірний вплив центральної регуляції	Помірно заспокійливий
Ейтонія	Гармонізуючий
Помірний вплив автономної регуляції	Помірно тонізуючий
Виражений вплив автономної регуляції	Тонізуючий

Запропонований алгоритм призначення та оцінки ефективності діяльності масажиста при проведенні процедури диференційованого масажу на основі аналізу артеріальної осцилограми. Алгоритм визначення функціонального стану вегетативної нервової системи може бути застосований для вибору інших засобів (медикаментозної та немедикаментозної) реабілітації.

### **Вплив термічних факторів на стан периферійних судин**

При вивченні впливу на периферійний кровообіг перебування у лазні записано 50 осцилограм (10 осіб чоловічої статі віком 19–20 років без скарг на стан здоров'я взяли участь у 5 стандартних експериментах). Алгоритм досліджень наступний:

- до відвідування лазні;
- після 10-хвилинного перебування в сауні (температура 90°, вологість 20 %);
- після 10-хвилинного перебування у парній лазні (температура 70°, вологість 80 %);
- після занурювання в басейн (температура 22 °);

– після повернення з лазні.

Між сауною та парною юнаки відпочивали 10 хвилин. Вимірювання артеріального тиску проводили до і після експерименту та після кожного з його етапів.

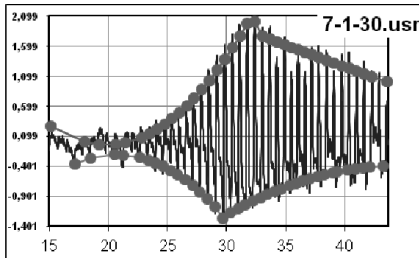
Виявлено різноспрямовану реакцію ССС у окремих обстежених. Найбільш демонстративні з них представлені на рисунку 8.17. Для прикладу порівняно осцилограми обстежених №7 та №9. Як видно з рисунка, до експерименту у обох обстежених морфологічний стан осцилограм відрізнявся незначно. Реакція периферійних судин на перебування у лазні значно відрізнялась. На осцилограмах обстеженого №7 після вологої лазні і басейну реєструється гармонійне зростання амплітуди пульсацій, їх частоти та ритму (перший тип осцилограм), після сауни – незначне зменшення амплітуди перед досягненням максимальних осциляцій, що зникає в процесі подальшої компресії (II тип осцилограми). У обстеженого №9 реакція на суху та парну лазню супроводжувалась порушенням гармонійності пульсацій судин (IV тип). Найсприятливіший вплив мало занурювання у басейн, коли тип осцилограми наблизився до вихідної.

Після всіх процедур у обстеженого №9 (на відміну від обстеженого №7) осцилограма не повернулася до початкового рівня.

Порівняльний аналіз типів осцилограм у процесі дослідження зображений на рисунку 8.18 та у таблиці 8.9.

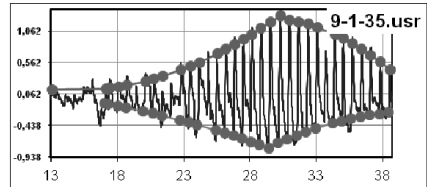
Як видно з рисунків та таблиці 8.9, найбільша різниця типів осцилограм реєструвалась після перебування у сухій та парній лазні. Якщо після сухої лазні I та II типи зафіксовано у 50 % обстежених, то після парної – лише у 30 %, IV тип – у 20 та 60 % випадків відповідно. Таким чином, морфологічний аналіз осцилограм засвідчив найбільше відхилення від гармонійності після вологої, менше – сухої лазні. Сприятливий вплив на критерії морфологічного аналізу викликало перебування у басейні.

Обстежений № 7

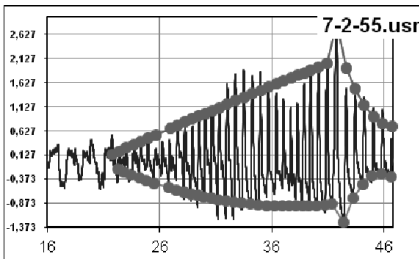


а) АТ-146/79, ЧСС-96, ИК=18

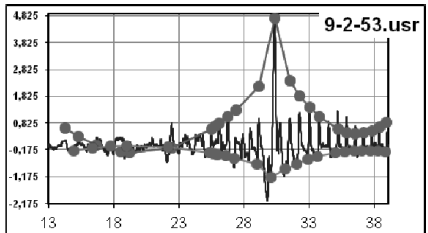
Обстежений № 9



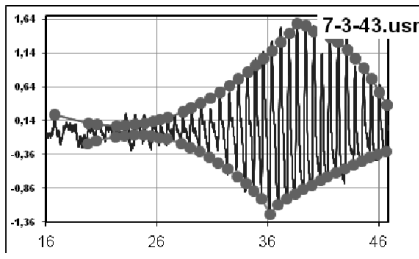
АТ-134/74, ЧСС-88, ИК=16



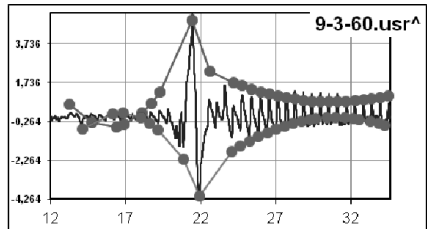
б) АТ-167/92, ЧСС-85, ИК=-8



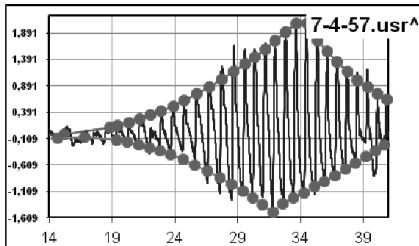
АТ-125/75, ЧСС-86, ИК=13



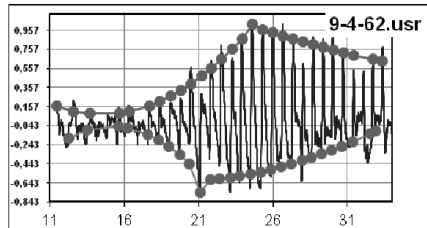
в) АТ - 152/98, ЧСС - 80, ИК=-23



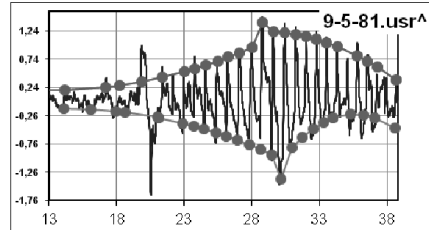
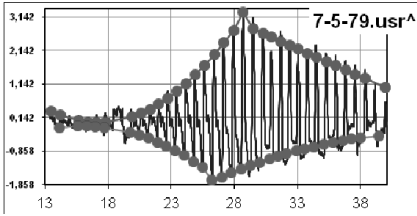
АТ - 120/61, ЧСС - 106, ИК=43



г) АТ - 141/83, ЧСС - 72, ИК=-12,5



АТ - 111/61, ЧСС - 89, ИК=32

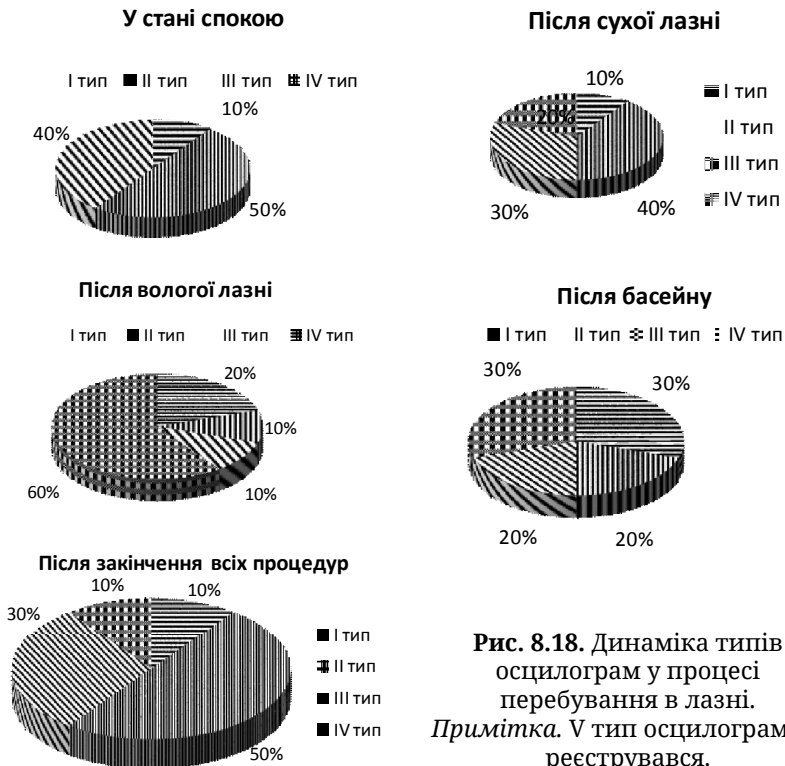


д) АТ – 139/81, ЧСС – 72, ІК=-12,5

АТ – 112/77, ЧСС – 74, ІК=-4

**Рис. 8.17.** Осцилограми обстежених № 7 та № 9: а – до лазні; б – після сухої лазні; в – після вологої лазні; г – після басейну; д – після всіх процедур.

*Примітка.* ІК – індекс Кердо, П – пульсовий тиск, ЗС – відношення систолічного тиску до діастолічного (для порівняння з «золотим перерізом»), ІР – індекс Робінсона.



**Рис. 8.18.** Динаміка типів осцилограм у процесі перебування в лазні.  
*Примітка.* V тип осцилограм не реєструвався.

**Таблиця 8.9. Типи осцилограм, визначені за критеріями морфологічного аналізу, зареєстровані до та після перебування у лазні**

Типи	У стані спокою, %	Після сухої лазні, %	Після вологої лазні, %	Після басейну, %	Після закінчення усіх процедур, %
I тип	10	10	20	30	10
II тип	50	40	10	20	50
III тип	40	30	10	20	30
IV тип	0	20	60	30	10

*Примітка.* V тип осцилограм не реєструвався (був відсутній).

Зареєстровані в процесі експериментів показники ЧСС, артеріального тиску та індексу Кердо представлені у таблиці 8.10.

Як видно з таблиці, найбільш виражена реакція вегетативної нервової системи (за індексом Кердо) спостерігалась після парної (вологої) лазні, що підтверджує результати, отримані при морфологічному аналізі осцилограм.

Для порівняння демонструються осцилограми осіб, у яких під час перебуванні у лазні зафіксовані найвищі показники індексу Кердо (рис. 8.19).

Таблиця 8.10. Показники артеріального тиску, частоти серцевих скорочень та індексу Кердо, визначених у процесі проведення експериментів

№	Ма- са тіла	До експерименту			Суха лазня			Волога лазня			Басейн			Після експерименту		
		ІК	АТ	ЧСС	ІК	АТ	ЧСС	ІК	АТ	ЧСС	ІК	АТ	ЧСС	ІК	АТ	ЧСС
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17
1	70,6	10	115/76	69	30	124/59	80	5	121/61	64	-20	118/79	66	-20	120/79	67
	70,1															
2	94,5	10	133/70	79	0	128/79	79	29	145/65	92	20	135/70	89	40	116/57	95
	94,1															
3	67,6	8	125/78	84	10	127/81	91	37	120/65	103	20	128/75	90	18	111/68	83
	66,9															
4	73	20	123/79	99	30	135/79	107	25	128/74	98	20	115/79	102	4	126/77	80
	72,4															
5	116,4	-9	151/81	74	6	121/71	75	21	150/79	99	-5	138/77	73	-4	139/78	75
	116															
6	60	-6	132/84	79	4	131/84	87	14	135/86	100	30	134/74	108	-2	117/84	82
	59,5															

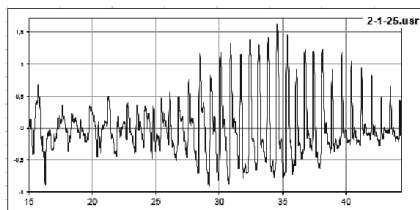


Продовження табл. 8.10

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17
7	74,9	18	146/	96	-10	167/	85	-22	152/	80	-15	141/	72	-2	139/	81
	74,1		79	92	98	92	99	50	98	83	83	83	83	83	83	83
8	89,5	30	139/	102	10	136/	99	50	149/	130	20	132/	96	24	136/	88
	89		70	92	68	92	99	50	68	81	81	81	81	81	67	67
9	66,9	20	134/	88	13	125/	86	52	120/	106	30	111/	89	-4	112/	74
	66		74	75	51	75	86	52	51	61	61	61	61	61	77	77
10	73,6	30	113/	85	12	120/	79	40	117/	93	10	116/	88	0	103/	69
	73,1		61	70	60	70	79	40	60	83	83	83	83	83	69	69
Середні		12	131/	85	9	131/	87	25	134/	96	12	117/	87	5	112/	79
			75	85	9	78	87	25	70	70	12	76	87	5	74	74

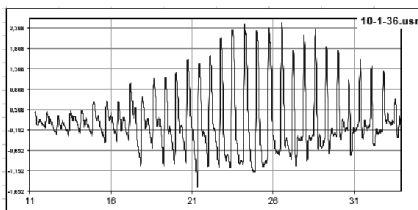
Примітка. ІК – індекс Кердо; у графі «Маса тіла» в чисельнику – маса тіла до ланні, у знаменнику – після неї.

Обстежений №2  
(№ осцилограм 25, 39, 47, 66, 76)

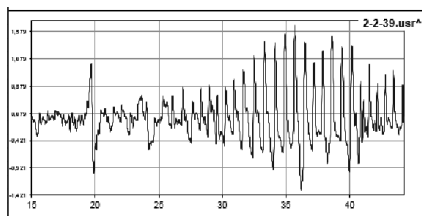


а) АТ – 133/70, ЧСС – 79, ИК=10

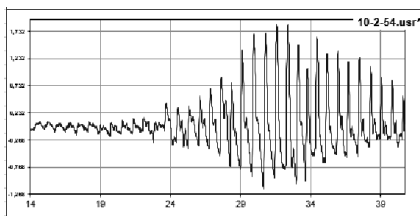
Обстежений №10  
№ 36, 54, 61, 64, 67



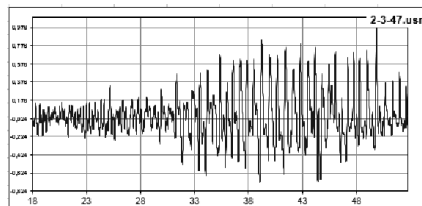
АТ – 113/81, ЧСС – 85, ИК=5



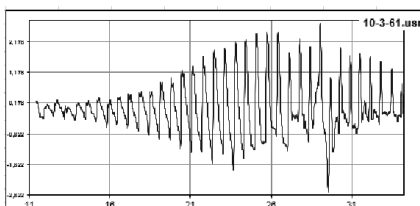
б) АТ – 128/79, ЧСС – 79, ИК=0



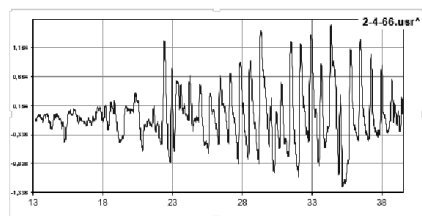
АТ – 120/70, ЧСС – 79, ИК=12



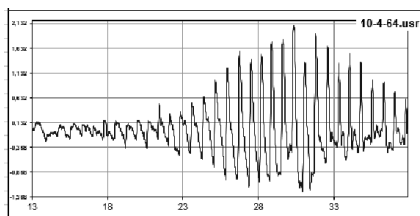
в) АТ – 145/65, ЧСС – 92, ИК=29



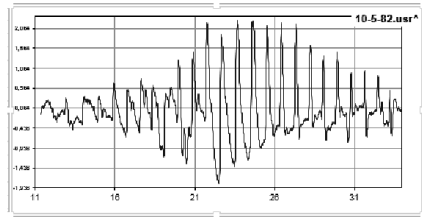
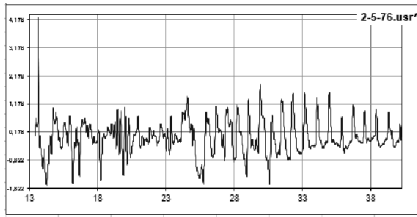
АТ – 117/60, ЧСС – 93, ИК=36



г) АТ – 135/70, ЧСС – 89, ИК=20



АТ – 116/83, ЧСС – 88, ИК=10



д) АТ – 116/57, ЧСС – 95, ІК=40

АТ – 103/69, ЧСС – 69, ІК=0

**Рис. 8.19.** Артеріальні осцилограми з показниками артеріального тиску (АТ), частоти серцевих скорочень (ЧСС) та індексу Кердо (ІК) двох осіб у процесі відвідування лазні.

*Примітка.* а – до лазні; б – після сауни; в – після парної; г – після басейну; д – після повернення з лазні.

Як видно з рисунка, у обстеженого №2 високий показник індексу Руф'є при вираженій симпатикотонії (ІК – 40) супроводжувався порушенням морфологічної структури артеріальної осцилограми, яке реєструвалося після проходження усіх експериментів. Водночас у обстеженого №10 морфологічний стан осцилограми при ІК 36 (після парної лазні) був навіть кращим, ніж після усіх експериментів при ейтонії (ІК – 0).

Часовий і спектральний аналіз осцилограм засвідчив також найбільш виражену реакцію симпато-адреналової системи на вологу, менше – на суху лазню. Найсприятливіший вплив реєструвався після перебування у басейні.

Морфологічний, часовий і спектральний аналіз осцилограм, зареєстрованих у процесі перебування в лазні, засвідчує різнохарактерну реакцію судинної системи на однотипні види навантаження, навіть при однаковому її типі у стані спокою. Отримані результати засвідчують різні рівні адаптаційної здатності серцево-судинної системи до впливу однотипних термічних факторів і підтверджують необхідність індивідуального підходу до вибору загальновідомих засобів впливу. Людина зовні може не проявляти хвилювання, виглядати абсолютно спокій-

ною, але в її внутрішньому світі у цей час приховуватися буря. Природа цієї бурі може бути найрізноманітнішою, від порушення у психічній сфері до проблем в окремих ланках регуляції на периферії. Ретельне клінічне обстеження пацієнта дає можливість встановити джерело і природу бурі, що є передумовою якісного лікування [71].

### **Аудіовізуальні впливи на адаптаційну здатність серцево-судинної системи за станом периферійних судин згідно з концепцією У-Сін ТКМ**

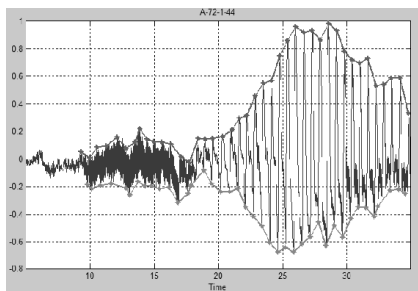
Проведено аналіз динаміки зміни артеріальних осцилограм під впливом музичних композицій при їх прослуховуванні згідно з послідовністю принципів кола У-Сін з традиційної китайської медицини (ТКМ). У експерименті взяли участь 96 осіб віком від 18 до 24 років. Обстежені впродовж 20 хвилин почергово прослуховували 7 музичних композицій, виконаних на народних китайських інструментах, які використовують для збалансування стихій згідно з концепцією У-Сін, в наступній послідовності: «Вода», «Дерево», «Вогонь», «Земля», «Метал», «Вода».

**Приклад 1.** До проведеного експерименту (серед 96 випадків) спостерігались артеріальні осцилограми серед зареєстрованих осцилограм (12 випадків) (рис. 8.20, а), з дрібними осциляціями та різною інтенсивністю.

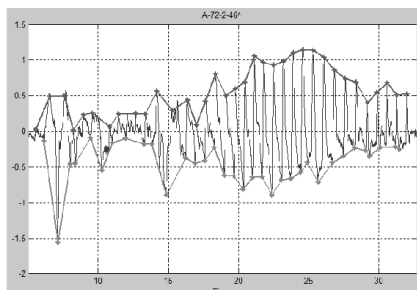
Для прикладу використано осцилограми здорового обстеженого № 11, 23 роки.

**Візуальний аналіз осцилограм.** На осцилограмі (рис. 8.20, а), зареєстрованій до експерименту, на початку спостерігається велика кількість дрібних осциляцій, які після прослуховування впродовж 2 хвилин музичної композиції «Вода» зникають (рис. 8.20, б). Вказана тенденція спостерігалась в усіх виявлених випадках.

На рисунку подано розклад за перетворенням Фур'є артеріальних осцилограм пацієнта М до та після прослуховування аудіовізуальної композиції, пацієнта В (21 рік)



а

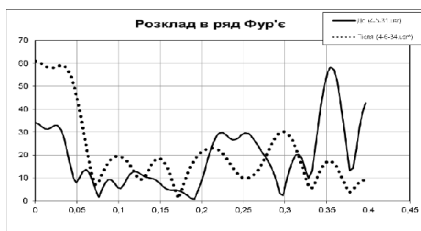


б

**Рис. 8.20.** Артеріальні осцилограми до та після прослуховування композиції «Вода» впродовж 2 хвилин: а – до експерименту; б – після експерименту.

із записом перетікання води в струмку протягом 2-х хвилин.

З рисунка видно, що основний частотний спектр, який був чутливий до прослуховування музичної композиції із записом перетікання води в струмку впродовж 2 хвилин, лежав у межах від 6 до 14 Гц (альфа- та тета-ритми).

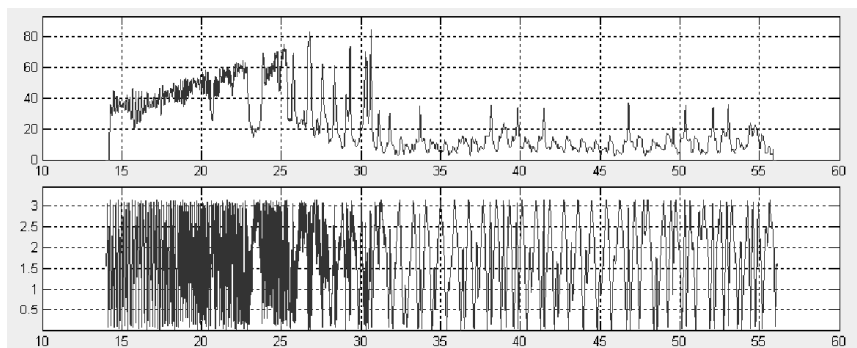


а

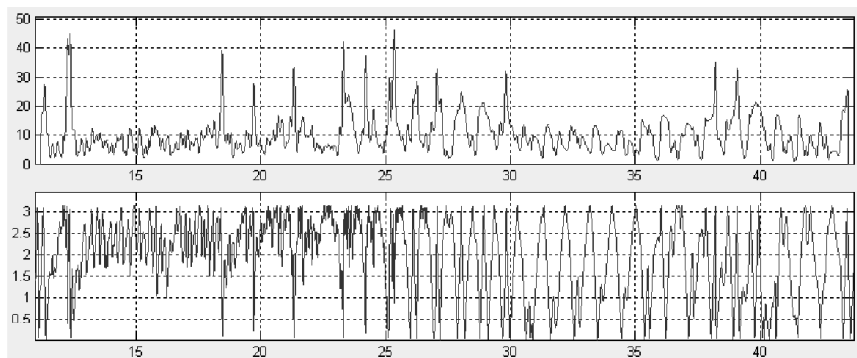


б

**Рис. 8.21.** Динаміка зміни частотного спектра пацієнта В (21 рік), розрахованого за Фур'є-перетворенням осцилограми до та після прослуховування аудіовізуальної композиції із записом перетікання води в струмку протягом 2 хвилин: а – в діапазоні від 0 до 0,4 Гц; б – в діапазоні від 0 до 30,27 Гц.



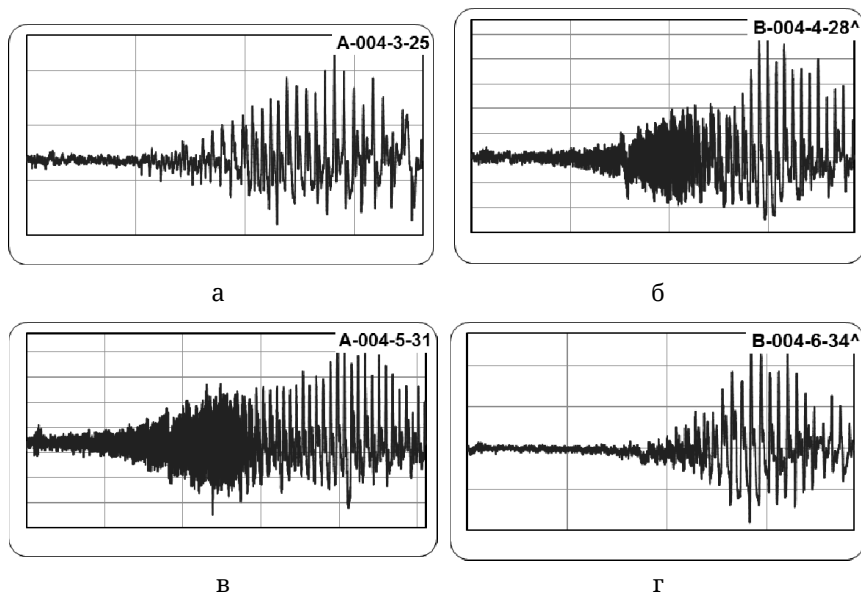
а



б

Рис. 8.22. Динаміка зміни миттєвої частоти та миттєвої фази осцилограми, розрахованих за перетворенням Гільберта–Хуанга до та після прослуховування аудіовізуальної композиції із записом перетікання води у струмку впродовж 2 хвилин: а – до експерименту частотного (верхній графік) та фазового (нижній графік) спектра; б – після експерименту частотного (верхній графік) та фазового (нижній графік) спектра.

**Приклад 2.** Розглянемо артеріальні осцилограми пацієнта В (20 років) після прослуховування музичних композицій «Дерево», «Вогонь», «Земля» та «Метал», зображені на рисунку 8.23.



**Рис. 8.23.** Артеріальні осцилограми пацієнта В (20 років) після прослуховування музичної композиції: а – «Дерево»; б – «Вогонь»; в – «Земля»; г – «Метал».

Подані на рисунку артеріальні осцилограми вказують на динаміку реакції судин плеча на прослуховування музичних композицій. Слід зазначити, що, згідно з концепцією У-Сін, до органів, пов'язаних з принципом «Вогонь», відносять серце, до тканин – судини. Пацієнт В виявив чутливість до впливу вказаної композиції, що призвело до зростання тонічного напруження гладкої мускулатури судин плеча, яке повернулось до вихідного стану лише після прослуховування музичних композицій «Земля» та «Метал».

**Приклад 3.** Для прикладу демонструємо показники АТ, ЧСС та інші показники, отримані при їх взаєморозрахунку, здорового обстеженого №8 (22 роки) (табл. 8.11).

**Таблиця 8.11. Показники артеріального тиску, частоти серцевих скорочень та похідних, отриманих при їх взаєморозрахунку**

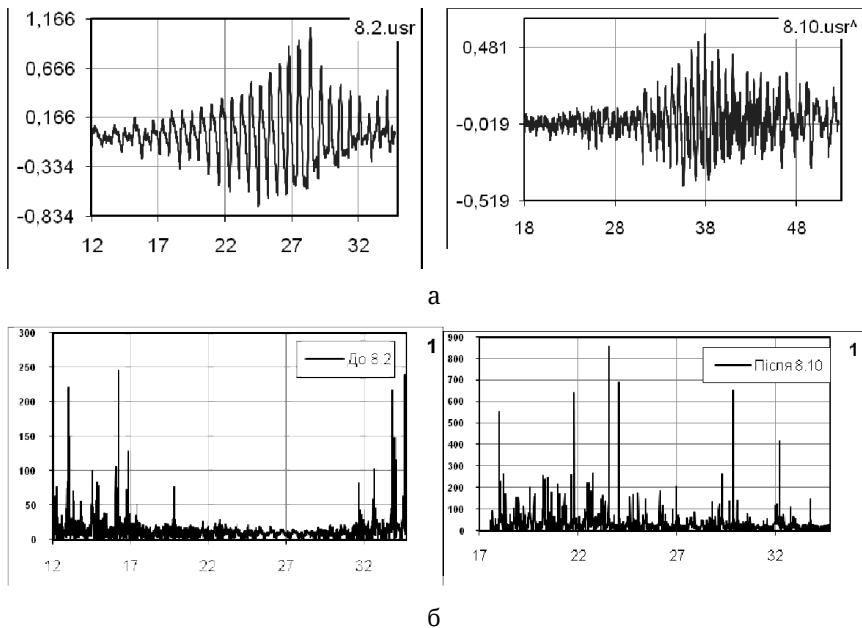
Показники	До експерименту	Після експерименту
Систолічний тиск (мм рт. ст.)	102	116
Діастолічний тиск (мм рт. ст.)	64	60
ЧСС	81	89
Індекс Кердо	21	25
Інднес Робінсона	82	93
Золотий переріз	1,59	1,9
Пульсовий тиск	38	56

Як видно з таблиці, адаптація організму до перегляду відео з полум'ям у каміні викликало підвищення систолічного та пульсового тиску, тону су симпатичної ланки вегетативної нервової системи, індексу Робінсона, зрушення з стану рівноваги «золотого перерізу» у бік його зростання. Отримані дослідження підтверджуються аналізом осцилограм (рис. 8.24).

Як видно з рисунка, після перегляду відео з полум'ям у каміні збільшилась тривалість 1-ї фази компресії, досягнення максимуму амплітуд зросло з 28 с до 38 с, що свідчить про напруження адаптаційної здатності організму обстеженого.

**Приклад 3.** Проведено аналіз динаміки зміни артеріальних осцилограм під впливом музичних композицій при їх прослуховуванні згідно з послідовністю принципів кола У-Сін з традиційної китайської медицини (ТКМ). У експерименті взяли участь 96 осіб віком від 18 до 24 років.





**Рис. 8.24.** Осцилограми, арестровані у пацієнта К: а – до (зліва) та після (справа) перегляду відео з полум'ям у каміні; б – спектр миттєвої частоти представлених осцилограм, отриманий перетворенням Гільберта–Хуана.

**Таблиця 8.12. Розподіл потужності спектра миттєвої частоти за перетворенням Гільберта-Хуанга пацієнта К (рис. 8.2.)**

Характер пульсацій, що підлягають аналізу	Період обстеження	
	до експерименту	після експерименту
Переважає більшість	до 20 Гц	до 150 Гц
Середня кількість	70–100 Гц	200–250 Гц
Максимальні осциляції	220–250 Гц	500–850 Гц

Впродовж 20 хвилин почергово прослуховувалось 7 музичних композицій, виконаних на народних китайських інструментах, які використовують для збалансування стихій згідно з концепцією У-Сін, в наступній послідовності: «Вода», «Дерево», «Вогонь», «Земля», «Метал», «Вода».

Музика є одним з найбільш потужних видів втручання в регуляцію. Нею можна успішно користуватися у всіх випадках її порушення. З використанням технологій осцилометрії можна підібрати і запропонувати пацієнту музичні твори, які найбільше відповідають здоров'ю, будуть покращувати його і створювати сприятливу базу для інших, чисто лікарських втручань [63].

Узагальнення результатів впливу відмічених нами факторів дало можливість зробити висновок, що реакція серцево-судинної системи навіть у випадку відносно однотипного вихідного стану і впливу однакових факторів не є однозначною, що об'єктивно підтверджує необхідність подальших досліджень.

### **Порівняльний аналіз кореляційних портретів здорових та хворих**

Проведено кореляційний аналіз 1600 артеріальних осцилограм, зареєстрованих у всіх групах (здорових і хворих) обстежених. Зареєстровано 26 пар корелят, що виявились найбільш стійкими: зберігались у всіх груп обстежених як в стані спокою, так і після впливу різних факторів. У подальших результатах досліджень кореляти, спільні для усіх проведених нами експериментів, не включали для проведення аналізу.

Серед показників варіаційної пульсометрії у 4 з 5 випадків реєструвались прямі кореляційні зв'язки між показниками позитивних і негативних екстремумів: варіаційного розмаху (BP), триангулярного індексу (HVR), а також між ступенем напруження регуляторних систем (ступінь переваги активності центральних механізмів регуляції над автономними, IN) та індексами вегетативної рівноваги (IBP), між середнім арифметичним і квадратичним відхиленням позитивних екстремумів амплітуд. Синхронність змін між указаними показниками може спрямовувати на думку щодо достовірності отриманих результатів.

При спектральному аналізі артеріальних осцилограм виявлено наступне. Потужність спектра високочастотної та наднизькочастотної складових входили до складу пар корелят із сумарним рівнем активності різних ланок регуляторного механізму кровообігу та між собою. Низькочастотна складова спектра не реєструвалась.

Серед хвиль мозкової активності найчастіше реєструвались відсоткові та абсолютні показники (зареєстровані у різні періоди компресії плеча) тета- та дельта-хвиль: у складі однойменних пар, між собою та з сумарним рівнем активності різних ланок регуляторного механізму.

Окрему групу складала визначена за методом Гільберта–Хуанга потужністю спектра миттєвої частоти альфа-, бета-, дельта-хвиль та частоти 25–60 Гц у складі 2–3 пар однойменних корелят. У кожній з груп були присутні кореляти, зареєстровані на початку та в кінці компресії судин плеча, абсолютні значення однойменного спектра та сумарного рівня активності різних ланок регуляторного механізму діяльності системи кровообігу.

Таким чином, із абсолютних та відсоткових показників спектрального аналізу найчастіше до складу пар корелят входили показники дельта- та тета-ритмів, сумарного рівня активності різних ланок регуляторного механізму діяльності системи кровообігу. Бета- та альфа-хвилі при цьому не реєструвались.

Визначена за методом Гільберта–Хуанга потужність спектра миттєвої частоти альфа-, бета-, дельта-хвиль та частоти 25–60 Гц у складі 2–3 пар відмічена лише між однойменними корелятами. Тета-хвилі при цьому не реєструвались.

### **Аналіз кореляційних зв'язків показників осцилограм здорових осіб, зареєстрованих під час вимірювання артеріального тиску**

При проведенні кореляційного аналізу артеріальних осцилограм, зареєстрованих у 380 здорових осіб у стані

спокою, виявлено 26 пар корелят, що належали до першого та до другого кластерів (відповідно, з прямим і зворотним кореляційним зв'язком).

У прямому кореляційному зв'язку перебували наступні показники:

- ЧСС та триангулярний індекс (HVR-index) за позитивними і негативними екстремумами;

- між середнім арифметичним значенням інтервалів екстремумів позитивних осциляцій (*RR-pos-mean*) та потужністю амплітуд (*power-osc-stdev* - ступенем динамічності (потужністю) розширювання стінки судин під час систоли (швидкістю зміни сили тиску судини на манжету під час систоли).

**Із показників спектрального аналізу до складу корелят входять:**

- відсоток високочастотної складової у структурі загальної потужності спектра в діапазоні -0,15 – 0,4 Гц (**%HF**), що в ЕКГ відповідає рівню активності парасимпатичної ланки регуляції;

- сумарний рівень потужності спектра від 0 до 100 Гц (**Total**);

- ритми мозкової активності з частотою 0,5–4 Гц (**Дельта-найповільніші хвилі мозкової активності**);

- ритми мозкової активності з частотою 5–7 Гц (**Тета-ритм**).

**Кожен з них входив до пари корелят, які включали:**

- потужність амплітуди (**power-osc-stde**);

- середні арифметичні значення інтервалів між екстремумами (**RR-pos-mean**);

- середнє квадратичне значення інтервалів між екстремумами позитивних (**RR-pos-std**), останнє – ще і негативних (**RR-neg-std**) екстремумів.

Зворотний кореляційний зв'язок реєструвався між триангулярним індексом (**HVR-index-pos**) та **модю (Mo)**, зареєстрованими за позитивними та негативними екстремумами.

Здорові до експерименту (380)	Здорові після експериментів (380)	Здорові до експерименту (380) <i>продовження</i>	Здорові після експериментів (380)
BPM --HVR-index-pos	1	Delta-total --RR-pos-mean	1
BPM --HVR-index-neg	1	Delta-total --RR-neg-std	1
RR-pos-mean --power-osc-stdev	1	Delta-20 --RR-pos-mean	1
	BP-neg --BP-pos		Delta-total --RR-neg-std
%HF --power-osc-stdev	1	%HF --power-osc-stdev	1
%HF --RR-pos-std	1		Delta-20-70 --%HF
%HF --RR-pos-mean	1	Delta-70-end --pow-osc-stdev	1
%HF --RR-neg-std	1	%HF --RR-neg-std	1
	Total-04 --%VLF	1	Delta-20-70 --Delta-total
	HF-20-70 --%LF	1	Delta-20-70 --Delta-total
	HF-20-70 --Total-04	1	Delta-70-end --pow-osc-stdev
	HF-20-70 --HF-total	1	Delta-70-end --RR-pos-std
	HF-100-70 --%VLF	1	Delta-70-end --RR-pos-mean
	HF-70-end --HF-20-70	1	Delta-70-end --RR-neg-std
%Delta --RR-pos-mean	1		Delta-70-end --Delta-20-70
%Teta --RR-pos-mean	1		
Total --power-osc-stdev	1		S-Hil-Teta-tot-S-Hil-Delt-20
Total --RR-pos-std	1		S-Hil-Teta-20-S-Hil-Teta-to
Total --RR-pos-mean	1		S-Hil-Tet-S-H-S-Hil-DeS-H
Total --RR-neg-std	1		S-Hil-Tet-D-en-S-Hil-Del-D
Delta-total --power-osc-stdev	1	Delta-total --power-osc-stdev	S-Hil-Tet-S-en-S-Hil-Tet-D
Delta-total --RR-pos-std	1	S-Hil-Bet-20-70-S-Hil-Bet-to	S-Hil-Beta-D-H-HVR-in-po
		HVR-index-pos --Mo-pos	
		HVR-index-neg --Mo-neg	

**Рис. 8.25.** Кореляційний портрет показників осцилограм практично здорових осіб до та після експериментів (усіх видів).

Стан кореляційних зв'язків після проведених експериментів.

У обстежених осіб без відхилень у стані здоров'я виявлені стійкі кореляції, які зберігались у всіх випадках застосування різноманітних впливів: фізичних (фізичні вправи, масаж) термічних (лазня сухоповітряна та парна, моржування), аудіовізуальних тощо. Виявлено 23 пари корелят.

До тих, що не змінились порівняно зі станом до експериментів, належать пари: %HF з *RR-neg-std* та *power-osc-stde*.

Потужність амплітуди (*power-osc-stde*) збереглась і у парі: із *Дельта* хвилями (їх загальним спектром (*Delta-total*) та в період максимальної компресії судин плеча під час систоли (*Delta-70-end*)).

Нові кореляти, які з'явилися у відповідь на зовнішні впливи, спільні для усіх експериментів. До їх складу увійшла (ще 6 випадків) високочастотна складова структура загальної потужності спектра ритмограми (*HF*), зареєстрована впродовж усієї компресії плеча та у окремі її періоди у парі з відсотком низькочастотних (*%LF*), наднизькочастотних коливань (*%VLF*) та з однойменними параметрами.

Частіше за інші також реєструвались показники дельта-ритму (10 випадків), які входили до пар корелят з однойменними показниками, *%HF* хвиль, середнім квадратичним значенням інтервалів екстремумів негативних пульсацій (*RR-neg-std*). Дельта-ритм реєструвався у складі потужності миттєвої частоти, найчастіше у парі з такими ж показниками тета-ритму.

Привертає увагу поява кореляційних зв'язків між показниками ритму мозку та високочастотною складовою ритму серця (*Delta-20-70 --%HF*)

Таким чином, якщо зважити на кількість обстежених (380) практично здорових осіб віком 17–23 роки, можна прийти до висновку, що аналіз артеріальних осцилограм дає можливість визначити кореляти, які можуть стати маркерами для оцінки стану периферійних судин та рівня централізації управління системою кровообігу.

**Аналіз корелят, зареєстрованих при аналізі осцилограм, отриманих під час вимірювання артеріального тиску у хворих, що перенесли гостре порушення мозкового кровообігу.** Обстеженню підлягали 40 осіб, що перенесли гостре порушення мозкового кровообігу в басейні середньої (лівої, правої) мозкової артерії, гострий період, розширений ліжковий режим рухової активності. Лівобічний геміпарез діагностовано у 34 хворих. Осцилограми реєстрували на хворій (ураженій) та симетричній (здоровій) верхній кінцівці, у стані спокою та після виконання комплексу активних і пасивних вправ, підібраних індивідуально (відповідно до періоду захворювання,

клінічних проявів та індивідуальних особливостей) для кожного хворого.

**Ліва, «хвора» верхня кінцівка – у стані спокою.** На осцилограмах, зареєстрованих у стані спокою на «хворій» кінцівці, реєструвалось 108 пар корелят. Їх умовно можна поділити на ті, що включають показники часового, спектрального аналізу та поєднання між ними.

Вивчення кореляційних зв'язків між показниками статистичного аналізу осцилограм дає можливість оцінити стан вегетативної регуляції діяльності серцево-судинної системи. Прямі кореляційні зв'язки реєструвались між *VPR-pos* –*BP-pos*, *IVR-neg* –*AMo-neg*, *RMSSD* –*SDSD-pos*, *RMSSD* –*SDSD-neg*.

Серед показників часового аналізу найчастіше реєстрували кореляти, що характеризують інтервали позитивних, а також негативних екстремумів, середні арифметичні та квадратичні відхилення (*RR-neg-std* –*RR-pos-std*, *RR-neg-std* –*RR-pos-mean*, *RR-neg-std* –*power-osc-stdev*). Вони переважно корелюють з потужністю спектра в діапазоні від 0,4 до 4,0 Гц (дельта-хвилі) в період досягнення максимальної компресії судин плеча під час діастолі і зберігаються на початку компресії судин плеча під час систолі. У трьох випадках вони були у парі з хвилями HF, по одному – із значенням максимальної компресії судин плеча під час систолі та середнім квадратичним відхиленням амплітуд. Останній показник, що відображає швидкість зміни сили тиску судини на манжету під час систолі (їх потужність), входив до складу 5 пар корелят.

Серед 108 корелят переважали показники частотного аналізу (99 % пар корелят). Вони характеризують відсоткові та абсолютні показники, зареєстровані у різні періоди компресії плеча, та визначену за методом Гільберта-Хуанга потужність спектра миттєвої частоти.

Привертає увагу наявність серед них 40 пар показників потужності спектра в діапазоні від 0,003 до 0,4 Гц. Якщо зважити на те, що хвилі спектра HF, LF, VLF свідчать про

рівень централізації управління діяльністю серця, можемо припустити, що він також відображає участь окремих ланок вегетативної нервової системи в процесі адаптації судин плеча до компресії в указаному спектрі. Найчастіше (33 випадки) в парах зустрічаються показники високочастотної складової потужності спектра в діапазоні від 0,15–0,4 Гц (HF хвилі). Вони корелюють з показниками LF, VLF, Total 0,4 та HF (зареєстровані у різні періоди компресії судин плеча), середнім квадратичним відхиленням амплітуд, а також з показниками більш високих частот. Показники спектра менших частот реєструвались значно рідше. LF входили до складу 10, VLF – 7 пар корелят.

Серед показників ритму більш високої потужності найчастіше реєструвалась потужність ритму в діапазоні від 0,4 до 4,0 Гц (дельта-хвилі – 32 пари) та 5–7 Гц (тета-хвилі – 30 пар). Вони поєднувались між собою, з HF та рідше – з LF і VLF хвилями. Альфа-хвилі зустрічались лише у складі однієї пари. Привертає увагу наявність у 2 парах обох показників потужності миттєвої фази частот 25 – 60, 60 Гц і більше.

Наступними за повторюваністю (30 випадків) були ті, що характеризують визначену за методом Гільберта–Хуанга потужність спектра миттєвої частоти. До них переважно належить потужність спектра частот тета- (28) та дельта-хвиль (22), які поєднувались між собою і з абсолютними та відсотковими показниками більш повільних хвиль, визначеними у різні періоди компресії судин плеча. Найчастіше – це HF хвилі.

Таким чином, при аналізі артеріальних осцилограм хворих, що перенесли гостре порушення мозкового кровообігу (зареєстрованих на плечі «хворої» верхньої кінцівки) у стані спокою виявлено, що найчастіше виникають кореляційні зв'язки між наступними показниками: з часових показників це інтервали між екстремумами, амплітуда осциляцій, з частотних – хвилі в діапазоні HF та тета- і дельта-частот. Вони включали абсолютні і



відсоткові показники у різних періодах компресії судин плеча, а частотні – ще і визначену за методом Гільберта–Хуанга потужність спектра миттєвої частоти. Таким чином, при порушенні мозкового кровообігу зміни ритмічної активності мозку, а саме тета- і дельта-частот, супроводжуються синхронними змінами високочастотної складової ритмів серця (HF).

### **Ліва, «хвора» верхня кінцівка після фізичного навантаження**

Вивчена наявність кореляційних зв'язків показників осцилограми, зареєстрованої на «хворому» плечі після виконання комплексу активних і пасивних фізичних вправ, підібраних індивідуально відповідно до призначеного режиму рухової активності.

Зареєстрована 71 пара корелят. 68 з них виявилися стійкими до впливу фізичних вправ, після навантаження не змінилися. Із нових пар корелят зареєстровано лише одну. Вона характеризує синхронність інтервалів середніх арифметичних та квадратичних відхилень позитивних осциляцій. Серед менш стійких пар корелят, тобто тих, що не збереглися, були наступні. Показники миттєвої потужності різних періодів компресії тета- та дельта-ритмів у поєднанні між собою, з HF хвилями. Крім цього, не збереглися пари корелят, до складу яких входили показники частот у 60 Гц і більше та 25–60 Гц. Зникають також пари корелят, які включають показники потужності миттєвої фази у період наростання компресії судин плеча під час діастоли (20–70) з показниками дельта-, тета- та альфа-ритму.

Якщо зважити на те, що процедура ЛФК сприяла покращенню різного ступеня рухової здатності хворих та їх психічного стану, то можна перебачити, що позитивний вплив фізичних вправ супроводжується зменшенням кількості пар корелят, до складу яких входять показники потужності миттєвої фази тета-, дельта- та HF хвиль і хвиль з частотою 25–60 Гц та більше.

Привертала увагу наявність зворотних кореляційних зв'язків, які реєструються між показниками триангулярного індексу та модою, визначеними за негативними екстремумами як до, так і після фізичного навантаження.

### **Права, «здорова» верхня кінцівка у стані спокою**

Стан кореляційних зв'язків на осцилограмах, зареєстрованих на правій, «здоровій» руці до навантаження при лівобічному геміпарезі дещо відрізнявся від таких на «хворій». Усього реєструвалось 47 пар корелят. 41 з них відповідала показникам «хворої» руки. Серед тих, що не реєструвались на «хворій» руці, найчастіше були показники інтервалів між позитивними та негативними екстремумами. Крім цього – хвилі тета- та дельта-ритму, їх потужність миттєвої фази у різні періоди компресії у поєднанні між собою та у парах з показниками HF хвиль (найчастіше). Жодної нової пари корелят зареєстровано не було.

Можна припустити, що зникнення на «хворій» руці вищезазначених корелят може стати прогностичним маркером щодо відновних процесів в ураженій верхній кінцівці.

### **Права, «здорова» верхня кінцівка після фізичного навантаження**

На осцилограмах, зареєстрованих на «здоровій» руці після фізичного навантаження (46 пар), як і на «хворій» руці, з'явилися пари корелят, що характеризують інтервали середніх арифметичних та квадратичних відхилень інтервалів позитивних і негативних екстремумів, потужність амплітуд (*power-osc-stdev*). Зникають кореляти, що включають показники HF хвиль різних періодів компресії між собою та з %LF та %VLF.

При цьому привертає увагу те, що показників потужності спектра частот HF хвиль, зареєстрованих у період наростання компресії судин плеча під час систоли на «здоровій» руці у стані спокою менше, ніж на «хворій» (як у стані спокою, так і після виконання вправ). Після

фізичного навантаження вони зникають цілком. Аналогічна ситуація з корелятами, які характеризують визначену за методом Гільберта–Хуанга потужність спектра миттєвої частоти тета-хвиль.

Це дає можливість передбачити, що зникнення в корелятах показників HF та потужності тета-спектра в період максимальної компресії судин плеча під час систоли також можуть стати маркером позитивної динаміки захворювання.

Як і на «хворій» руці, після навантаження також зникають кореляти, які характеризують потужність миттєвої фази з частою хвиль 25–60 Гц і більше. Якщо оцінити отримане хворими навантаження як адекватне, то вважаємо, що це також може стати позитивним прогностичним критерієм.

Реєструвались пари корелят, які не змінювались під впливом фізичних вправ як на осцилограмах «хворого», так і «здорового» плеча. До їх складу входили показники потужності спектра в діапазоні від 0,15 до 0,4 Гц (HF) на початку компресії судин плеча під час діастоли.

Залишались незмінними при всіх експериментах (у 6 парах корелят) показники потужності спектра в діапазоні від 0,4 до 4 Гц (дельта-) з середніми квадратичними відхиленнями тривалостей інтервалів за позитивними і негативними екстремумами, з показниками загальної потужності спектра (0–100 Гц) та HF хвилями.

Таким чином, аналіз літературних джерел та власних досліджень підтвердив актуальність вивчення стану периферійних судин. Реакція судин передпліччя на компресію у стані спокою та після впливу різнохарактерних факторів дає можливість оцінити стан нервово-ендокринної регуляції діяльності серцево-судинної системи, рівень функціонування вегетативної нервової системи, функціональну здатність серця, рефлекторну реакцію серцево-судинної системи, стан русла периферійних судин (тонус, еластичність, прохідність), активність механізмів термі-

нової реакції на компресію (барорецепторні, хеморецепторні, рефлекс на ішемію) тощо. Отримані результати дають можливість підвищити інформативність діагностики стану серцево-судинної системи шляхом аналізу артеріальної осцилограми, зареєстрованої в процесі вимірювання артеріального тиску із застосуванням морфологічного, часового, кластерного аналізу у кожного пацієнта, тобто у 100 % обстежених.

Зважаючи на те, що процедура вимірювання артеріального тиску при профілактичних оглядах, при первинній діагностиці проводиться дуже часто, то результати проведених досліджень можуть бути використані як методи визначення адаптаційних можливостей організму, ранньої діагностики захворювань, у клінічній, експериментальній, спортивній медицині; для виявлення захворювань серцево-судинної системи та порушення її функціональної здатності, оцінки результатів лікування (у тому числі фізичної реабілітації).

## *Розділ 9*

### **Програмне забезпечення аналізу артеріальних осцилограм**

Методи часового, спектрального, морфологічного аналізу реалізовано у блоці аналізу артеріальних осцилограм інформаційної системи медичної (фізичної) реабілітації. Експертна система забезпечує біокібернетичну інтерпретацію отриманих результатів, Блок звітів забезпечений великим переліком варіантів звітів, що забезпечить максимально повне відображення результатів вимірювань для різних медичних працівників, пацієнтів та керівників медичних закладів [13, 53–55].

Результати використання інформаційної системи медичної (фізичної) реабілітації можуть бути використані як у клінічній, так і в експериментальній медицині для виявлення захворювань серцево-судинної системи та порушення її функціональної здатності і супроводу здорових та хворих при їх фізичній реабілітації, що допоможе запланувати профілактичні та реабілітаційні заходи та запобігти розвитку патологічного процесу, що приведе до значної економії коштів при наданні допомоги в стаціонарі.

Запропонована програмно-інформаційна технологія може застосовуватися також при вивченні впливів різноманітних факторів (медикаментозної терапії, різних видів фізичного навантаження, масажу, сауни, мультимедійних чинників тощо), застосування яких допоможе підвищити якість та ефективність медичної допомоги.

Для впровадження запропонованої науково-технічної продукції необхідна наявність електронних вимірювачів артеріального тиску з можливістю експорту записаних значень вимірювання, наприклад, ВАТ-41-2 (виробник «ИКС-Техно», Україна). Програмне середовище – «Інформаційна система медичної (фізичної) реабілітації» з Блоком аналізу артеріальних осцилограм.

**Опис Блоку аналізу артеріальних осцилограм, програмного середовища «Інформаційна система медичної (фізичної) реабілітації»** Насамперед опишемо структуру Блоку аналізу артеріальних осцилограм, яка складається з 7-ми блоків:

A. Інформація про пацієнта:

1. паспортні дані;
2. анамнез;
3. антропометричні дані;

B. Блок Аналізу даних:

1. блок Імпорт даних;
2. блок корегування екстремумів та огинаючих;
3. блок Морфологічний аналіз;
4. блок Часовий аналіз;

C. Блок Часовий аналіз:

1. аналіз ВСР;
2. побудова графіків;

D. Блок Спектральний аналіз:

1. аналіз ВСР;
2. побудова графіків;

E. Блок Оцінка достовірності;

F. Блок Дисперсійний аналіз;

G. Блок Кореляційний аналіз;

H. Блок Кластеризація (k-mean);

I. Експертна система;

J. Звіти;

K. Інформаційна підтримка;

1. використані методи аналізу;
2. підходи до інтерпретації даних;
3. методи реабілітації;

L. Допомога;

N. Підсистема контролю прав доступу та аудиту.

Для відображення парадигми розробленого блоку аналізу біосигналів інформаційної системи медичної (фізичної) реабілітації скористаємось уніфікованою мовою моделювання **UML**. Узагальнену структуру Блок-схеми блоку аналізу біосигналів подано на рисунку 9.1.

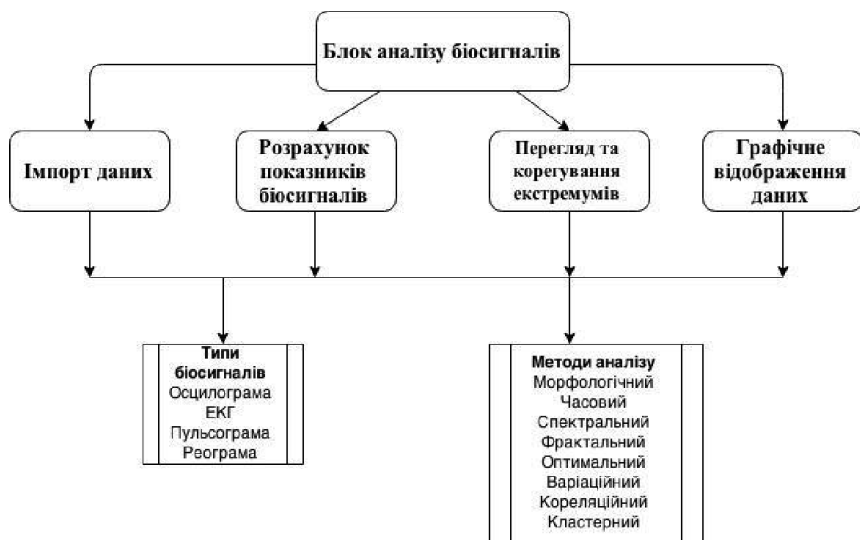


Рис. 9.1. Блок-схема блоку аналізу біосигналів.

Блок-схему експертної системи блоку аналізу біосигналів зображено на рисунку 9.2.

Блок Інформація про пацієнта включає можливість введення та корегування паспортних даних, анамнезу пацієнта та його антропометричних даних (рис. 9.3).

Блок імпорту даних (рис. 9.4) передбачає можливість імпортувати біосигнали.

Нижче наведено перелік можливих видів вимірювань, типів даних, які можливі для імпорту та для подальшого аналізу.

**Вид вимірювання:**

- Артеріальна осцилограма;
- ЕКГ;
- Реограма;
- Пульсограма;

У блоці імпорту передбачена можливість вибору методів аналізу біосигналів (рис. 9.4).

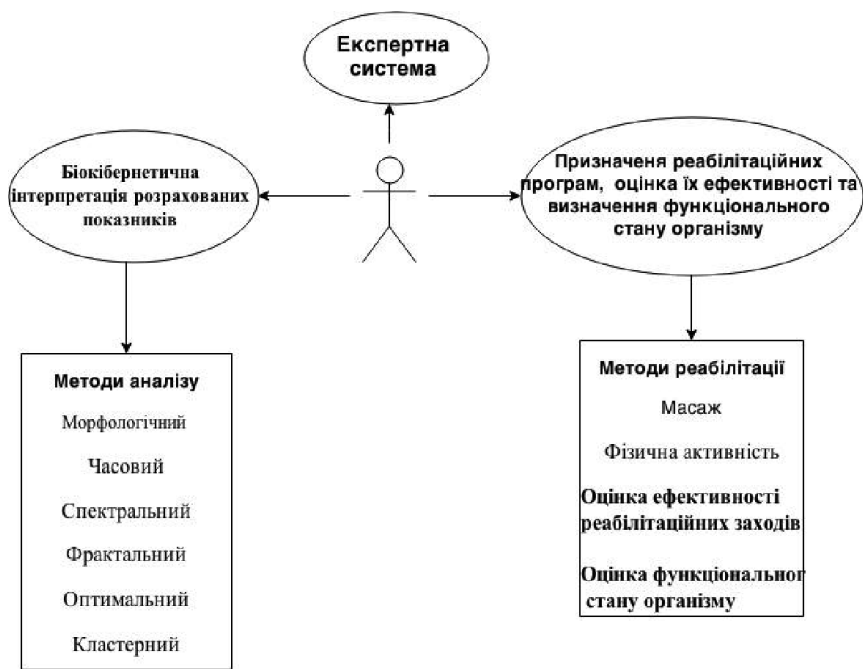


Рис. 9.2. Блок-схема експертної системи блоку аналізу біосигналів.

### Блок вибору методів аналізу:

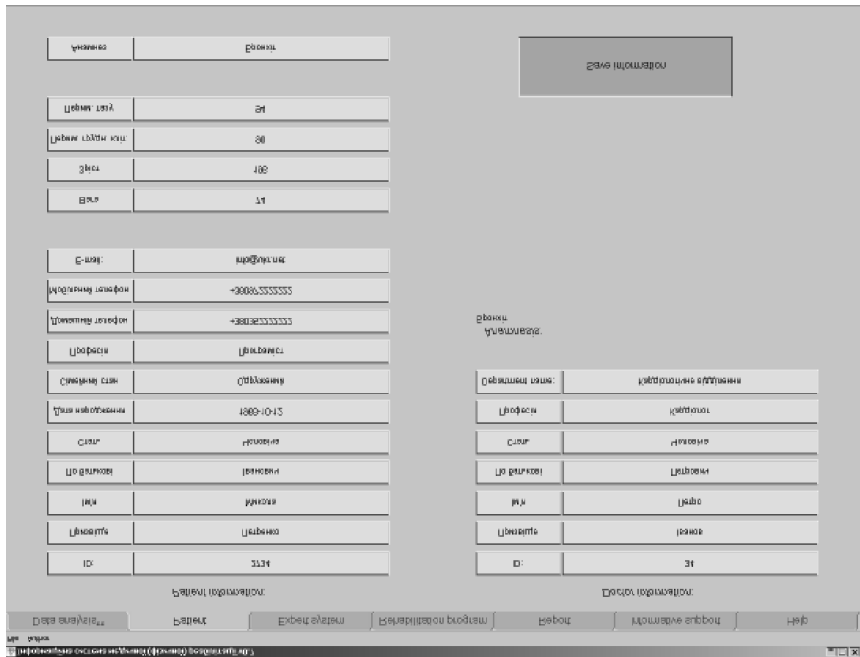
- поодинокий аналіз;
- порівняльний аналіз;

### вибір методів аналізу:

- морфологічний аналіз;
- часовий аналіз;
- спектральний аналіз;
- оцінка достовірності;
- дисперсійний аналіз;
- кореляційний аналіз;
- кластерний аналіз (k-mean).

На рисунку 9.5 зображено вікно інтерфейсу вибору типу аналізу та виду досліджуваного сигналу серед наступних комбінацій: артеріальна осцилограма, електро-

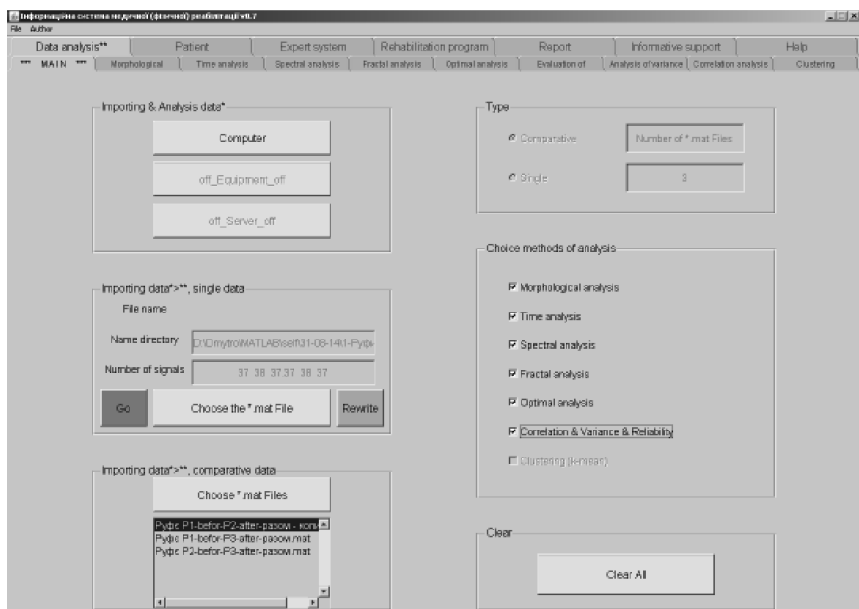




**Рис. 9.3.** Інтерфейс блоку інформації про пацієнта включає можливість введення та корегування анамнезу, паспортних та антропометричних даних пацієнта.

кардіограма, реограма в різних попарних комбінаціях. Також є можливість вибору кількості груп досліджуваних сигналів, опції завантаження сигналу, та початку проведення розрахунку.

Згідно з рекомендацією південноамериканської асоціації кардіологів [6], при аналізі ЕКГ сигналу необхідно передбачити можливість візуального корегування автоматично знайдених екстремумів ЕКГ. У блоці корегування екстремумів та огинаючих передбачена ця можливість не тільки для ЕКГ-сигналу, ідентифікації піків P, R, T, їх початків та завершень та початку і завершення QRS комплексу, а й для реограми й артеріальної осцилограми, верхніх та нижніх екстремумів та їх огинаючих. При



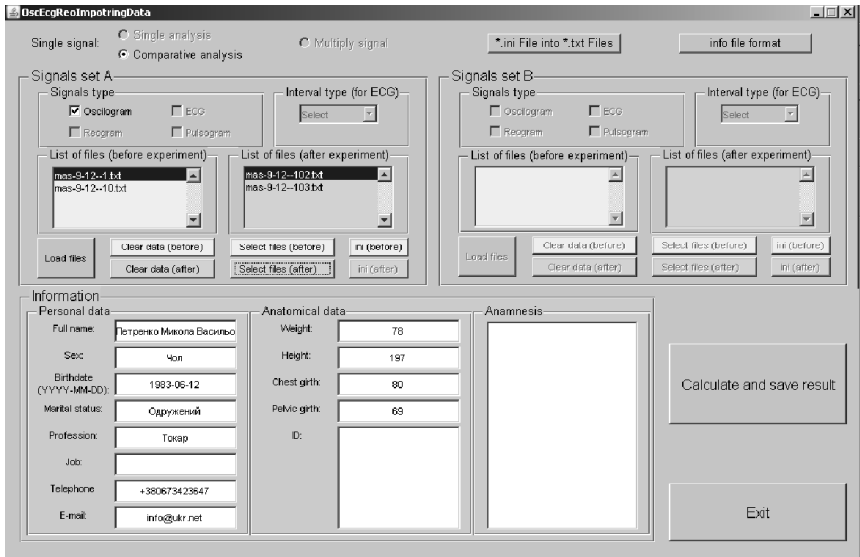
**Рис. 9.4.** Інтерфейс Блоку імпорту даних.

аналізі реограми та пульсограми передбачена можливість ідентифікації піків, інцизур та дикротичних зубців (рис. 9.6).

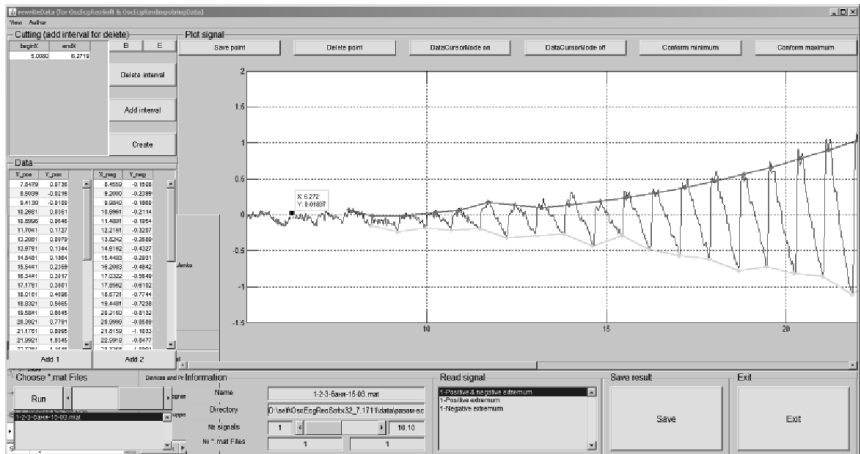
У Блоці аналізу даних – блок імпорту даних призначений для імпорту та проведення аналізу біосигналів. Морфологічний аналіз дозволяє візуально оцінити ступінь відхилення від норми в п'ятибальній системі по різних критеріях, залежно від типу біосигналу.

Перелік критеріїв морфологічного аналізу артеріальних осцилограм:

1. Аналіз огинаючої;
2. За величиною аритмії;
3. Реакція судин на початок компресії (до досягнення діастолічного тиску);
4. Реакція тканин ділянки плеча на компресію за амплітудою, кількістю та наявністю екстремаль-



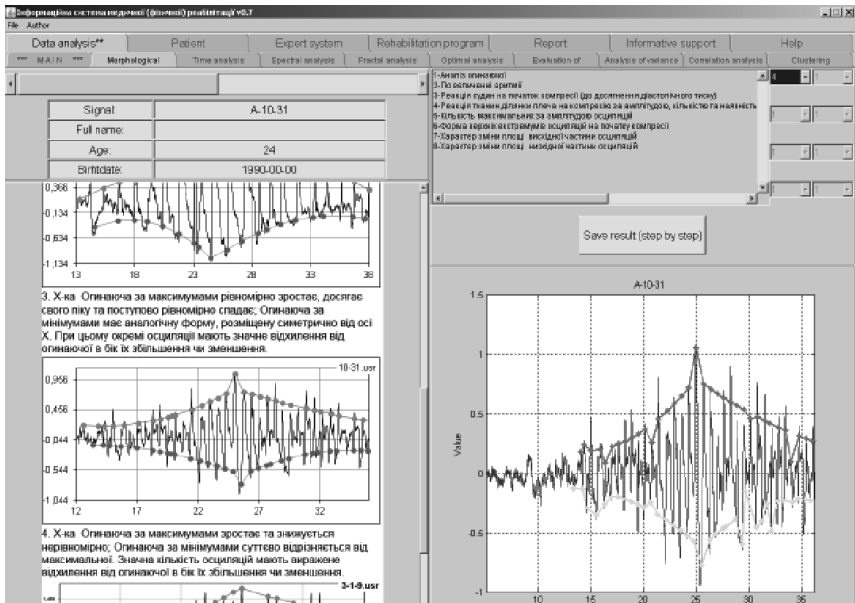
**Рис. 9.5.** Вікно інтерфейсу вибору типу аналізу та виду досліджуваного сигналу, в даному випадку артеріальної осцилограми, кількості груп досліджуваних сигналів та типу сигналу.



**Рис. 9.6.** Інтерфейс Блоку корегування екстремумів та огинаючих.

- них (з нерівномірним збільшенням амплітуд) осциляцій;
- 5. Кількість максимальних за амплітудою осциляцій;
- 6. Форма верхніх екстремумів осциляцій на початку компресії;
- 7. Характер зміни площі висхідної частини осциляцій;
- 8. Характер зміни площі низхідної частини осциляцій.

Вищевказані критерії оцінки артеріальних осцилограм реалізовано в Блоці морфологічного аналізу, де передбачена можливість вибору шляхом порівняння отриманої осцилограми з поранжованими осцилограмами за ступенем відхилення від норми та внесення отриманого значення у відповідну графу (рис. 9.7).

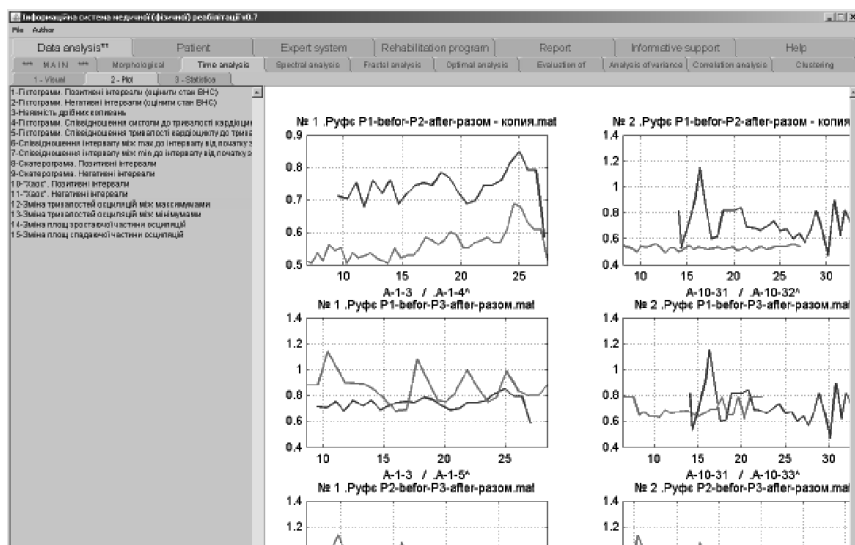


**Рис. 9.7.** Інтерфейс Блоку морфологічного аналізу артеріальних осцилограм.

Рекомендації [6] були застосовані для часового та спектрального аналізу ЕКГ сигналів, при аналізі артеріальної осцилограми та реограми ми скористались показниками, прийнятими в ЕКГ, та доповнили їх згідно з особливостями кожного сигналу. На рисунку 9.8 для прикладу подано інтерфейс Блоку часового аналізу, закладки «Графіки», де відображено тривалості осциляцій між максимумами для порівняння трьох етапів експерименту.

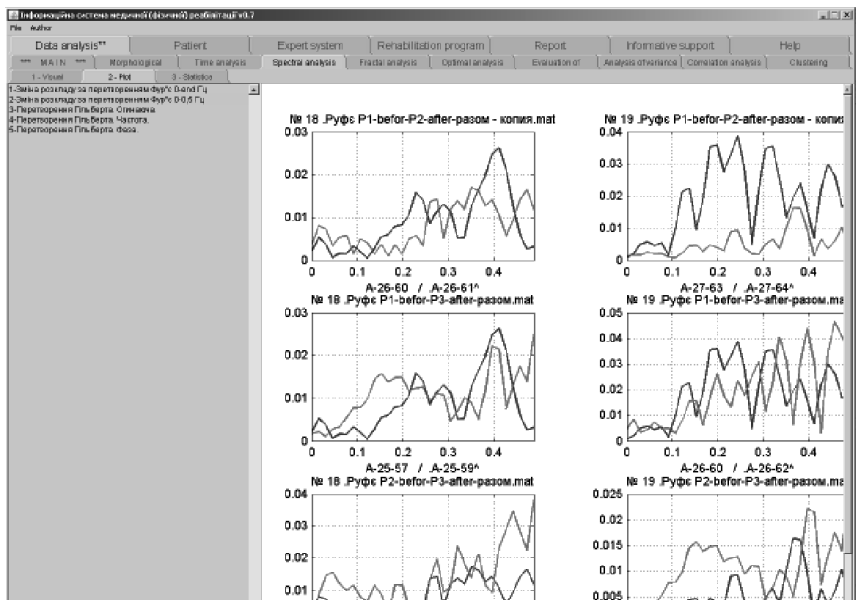
Результати розрахунку показників варіабельності серцевого ритму відображаються в Блоці часового аналізу, закладки статистичних даних і закладки артеріальної осцилограми, при аналізі 37 вимірювань (рис. 9.9).

Ліворуч відображено назви показників для позитивних та негативних екстремумів, їх значення, та передбачено можливість графічної візуалізації вибраних показників.



**Рис. 9.8.** Інтерфейс Блоку часового аналізу, закладки «Графіки», де відображено тривалості осциляцій між максимумами для порівняння трьох етапів експерименту.





**Рис. 9.10.** Інтерфейс блоку спектрального аналізу артеріальних осцилограм, закладки «Графіки», розкладу перетворення Фур'є в інтервалі від 0 до 0,5 Гц для трьох етапів експерименту.

В блоках часового та спектрального аналізу підпрограми «Аналіз даних» передбачена можливість візуалізації досліджуваних показників в динаміці терапії або експерименту одного або декількох сигналів.

Блок аналізу артеріальних осцилограм включає ще блоки фрактального аналізу та оцінки ступеня оптимальності. У блоці фрактального аналізу зібрано результати розрахунків, отриманих за методом Херста, які відображають ступінь самоподібності біосигналу на різних фазах компресії плеча (рис. 9.12).

У блоці оцінки ступеня оптимальності зібрано розрахунки співвідношень між етапами скорочення серця для артеріальної осцилограми – тривалості анакrotи до тривалості кардіоциклу (рис. 9.13).

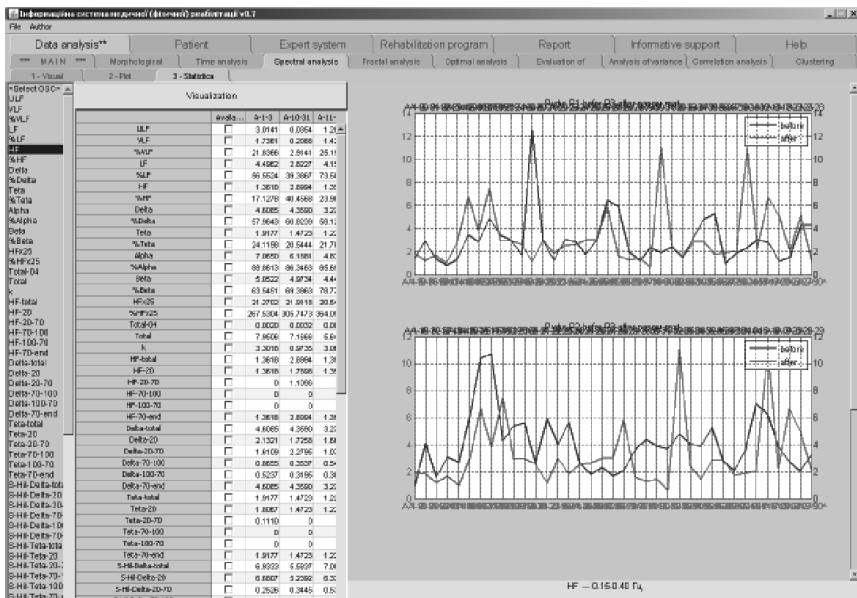
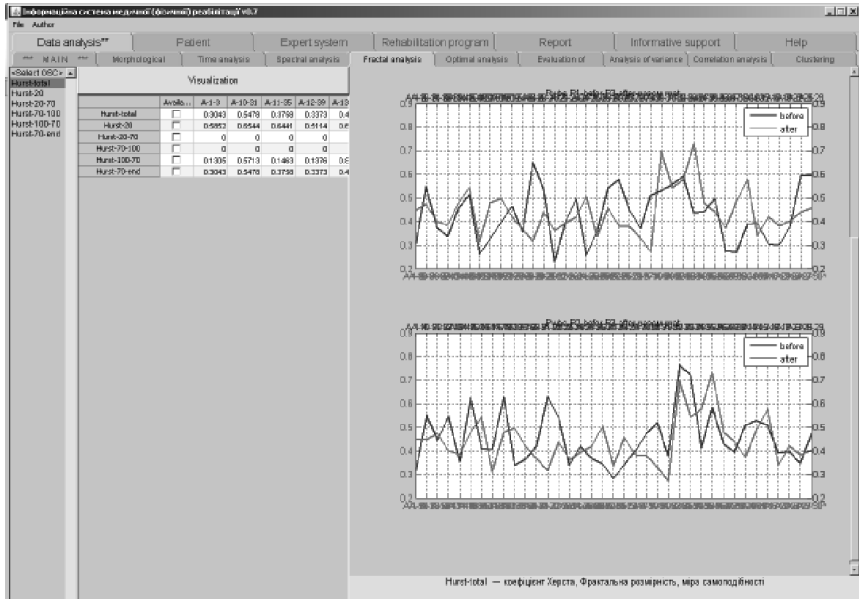


Рис. 9.11. Інтерфейс Блоку спектрального аналізу артеріальних осцилограм, закладки статистичних даних, показника HF, отриманого з швидкого перетворення Фур'є в діапазоні від 0,15 до 0,4 Гц.

Наступний Блок аналізу даних – оцінка достовірності зміни досліджуваних параметрів достовірності впливу досліджуваних чинників та їх графічна візуалізація. Для перевірки достовірності використали методи P-value [33], для розрахунку кореляції між отриманими результатами всередині всіх визначених параметрів одного сигналу та при сумісному записі декількох біосигналів – між ними. Проводиться відсіювання малозначущих значень кореляції, від -0,8 до +0,8, лише при багатоетапних експериментах, якщо значення кореляції хоч в одному з етапів експерименту попадало в межі значущості, тоді всі значення кореляції між цими корелятами бралися до уваги при графічному відображенні (рис. 9.14) та подальшому кластерному аналізі.





**Рис. 9.12.** Інтерфейс Блоку фрактального аналізу артеріальних оцилограм, отриманих за методом Херста, на всьому проміжку запису артеріальної оцилограми.

Для зручнішої оцінки динаміки кореляційного аналізу використали методи кластерного аналізу – метод K-mean [2]. Цей метод застосовується при наявності двох і більше груп даних та більше 10 пацієнтів (наприклад, оцінка динаміки адаптації організму після фізичного навантаження). Передбачено кластерний аналіз груп корелят окремо до експерименту та після експерименту, і до та після експерименту разом для виявлення характерних значень кореляційних портретів під впливом різних чинників.

Експертною системою виводяться отримані дані при розрахунку та пропонується біокібернетична інтерпретація отриманих даних рисунку 9.16, морфологічний аналіз.

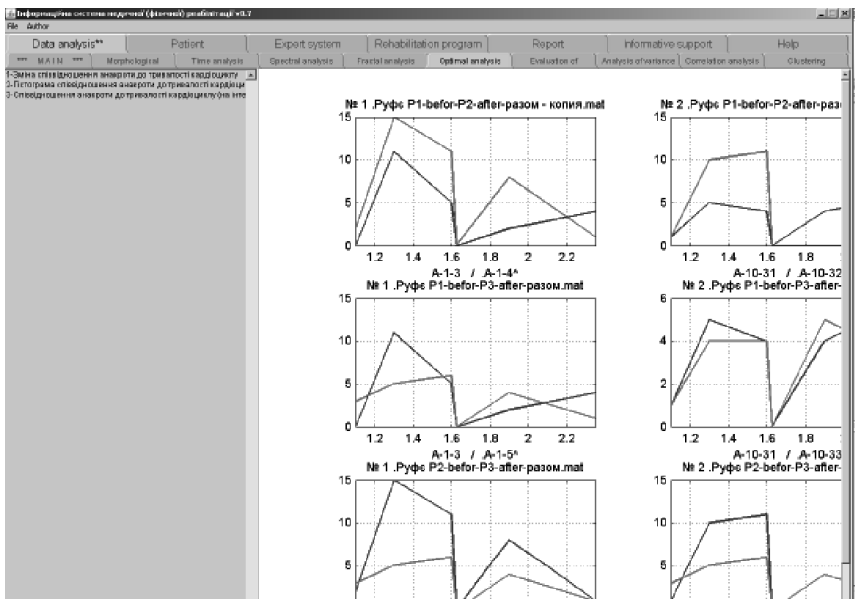
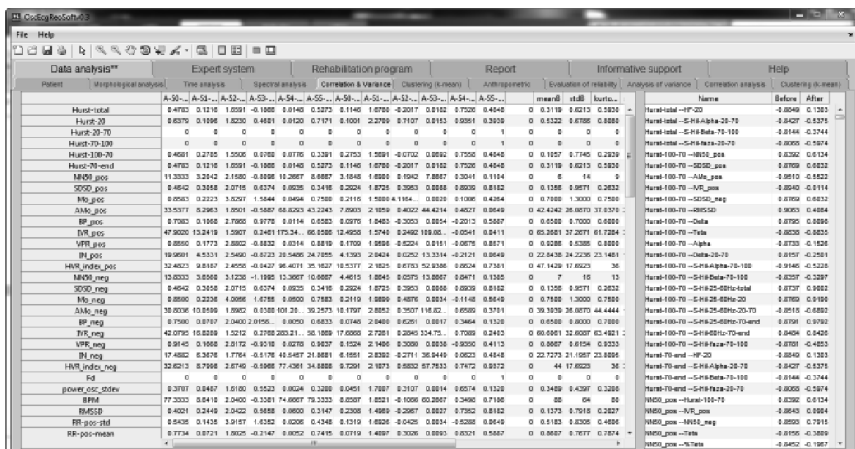


Рис. 9.13. Інтерфейс Блоку оцінки ступеня оптимальності, розрахунку співвідношення тривалості анакроту до тривалості кардіоциклу.







## Висновки

Запропоновані методи морфологічного, часового, спектрального, кластерного аналізу осцилограм дозволяють значно розширити інформаційні можливості процедури вимірювання артеріального тиску за допомогою електронного вимірювача артеріального тиску [13, 26, 27, 28].

Морфологічний аналіз осцилограм: ритмічність, частота, форма, амплітуда осциляцій, а також наявність, розміри, локалізація дикротичного зубця і додаткових хвиль на низхідній частині осциляцій, їх динамка в процесі зростання компресії дають можливість оцінити не лише рівень артеріального тиску, але і стан периферійних судин та функціональну спроможність організму адаптуватися до компресії судин передпліччя [26].

Реакція судин передпліччя на компресію свідчить про стан нервово-ендокринної регуляції діяльності серцево-судинної системи, рівень функціонування вегетативної нервової системи, функціональну здатність серця, рефлекторну реакцію серцево-судинної системи, стан русла периферійних судин (тонус, еластичність, прохідність), активність механізмів термінової реакції на компресію (барорецепторні, хеморецепторні, рефлекс на ішемію) тощо.

Морфологічний аналіз осцилограм до, після фізичного навантаження та інших впливів дає можливість визначити резервні можливості серцево-судинної системи, диференціювати органічні та функціональні причини порушення її стану.

Запропонований спосіб часового аналізу осцилограм дає можливість оцінити стан гемодинамічних процесів, регуляції і управління станом серцево-судинної системи, активність та взаємодію різних ланок нервової системи, рівень функціонування міокардіально-гемодинамічного гомеостазу. Часовий аналіз осцилограм дає також можливість оцінити адаптаційні можливості системи кровообігу та реакцію периферійних судин у відповідь на компресію манжетою і фізичне (та інші види) навантаження й роль автономної нервової системи при цьому. Як указує Р.М. Баєвський, застосування адекватних показників вегетативного гомеостазу – ефективний метод діагностики донозологічних і преморбідних станів [17, 18].

Указані методи можуть застосовуватися також при вивченні впливів різноманітних факторів (медикаментозної терапії, різних видів фізичного навантаження, мультимедійних чинників тощо).

Метод спектрального аналізу дозволяє значно розширити інформаційні можливості процедури вимірювання артеріального тиску за допомогою електронного вимірювача [27]. Отримана інформація дає можливість оцінити стан периферійних судин, гладкої мускулатури артерій, серцеву діяльність, активність та взаємодію різних ланок нервової системи, адаптаційні можливості організму до процесу вимірювання артеріального тиску.

Оцінений за ступенем кореляції взаємозв'язок між показниками часового та спектрального аналізу синхронно зареєстрованої артеріальної осцилограми та електрокардіограми (під час вимірювання артеріального тиску) дав можливість прийти до наступних висновків. Динаміка досліджуваних однойменних показників може мати **сильний кореляційний зв'язок (Мо, ЧСС); переважна кількість показників має в окремих випадках сильний кореляційний зв'язок (АМо, RMSSD, LF – 0,04 Гц – 0,15 Гц, вага альфа 8–13 Гц в спектрі від 0 Гц до 60 Гц тощо); може відрізнитися на порядки при збереженні попереднього випадку зв'язку (RR-std – середньоквадратичне відхилення інтервалів між сусідніми осциляціями осцилограми, VLF – 0,003 Гц до 0,04 Гц, альфа 8 Гц –13 Гц та ін.); кореляційний зв'язок може бути відсутній.**

Останнє свідчить про те, що безпосередня реакція судин плеча на компресію залежить як від стану судин, так і від багатьох нервово-рефлекторних факторів, тому не завжди супроводжується синхронними змінами показників частотного та спектрального аналізу ЕКГ та ОГ. Досліджувані показники у першій фазі компресії мають схильність до синхронних змін. Ступінь взаємозв'язку між однойменними показниками в експерименті (при вивченні впливу мультимедійних чинників) змінювався не завжди однаково, що свідчить про залучення різних механізмів та рівнів регуляції діяльності серцево-судинної системи при впливі зовнішніх чинників та адаптаційну здатність організму. Збіг показників АМо на ЕКГ та ОГ може свідчити не лише про рівень централізації управління ритмом серця [18], але і «периферійним серцем».

Проведений аналіз показників осцилограми, зареєстрованої в процесі компресії судин плеча в стані спокою, після навантаження та через дві хвилини відпочинку у практично здорових осіб, дав можливість створити кореляційний портрет для маркування рівня взаємодії регуляторних механізмів у стані спокою та при дозуванні фізичних навантажень.

Запропоновані алгоритми можуть бути використані при оцінці впливу внутрішніх чи зовнішніх подразників на групи пацієнтів, наприклад для оцінки об'єктивності призначення фізичної групи школярам (для відвідування уроків фізкультури) або для оцінки впливу медикаментозних препаратів на периферійні судини та серцево-судинну систему загалом тощо.

На основі узагальнення результатів морфологічного, часового та спектрального аналізу понад 1680 осцилограм (записаних у 446 осіб різного віку у стані спокою, після фізичного навантаження, масажу, сауни та під впливом різних мультимедійних чинників) автором запропоновано достатньо інформативні критерії їх оцінки, обґрунтовано застосування. Створені критерії норми, дана характеристика і оцінка осцилограм, що відхиляються від норми. Сформовані додаткові вагові критерії аналізу окремих осцилограм. Вивчено кореляційний зв'язок між показниками часового, а також спектрального аналізу синхронно записаних під час вимірювання артеріального тиску електрокардіограм і осцилограм. Трактування авторської думки підтверджується великою кількістю малюнків (осцилограм, графіків, гістограм, скатерограм, хаосограм тощо) та їх детальним аналізом.

Розроблено Інформаційне середовище медичної (фізичної) реабілітації з блоком аналізу артеріальних осцилограм для різних учасників медичного процесу, пов'язаних зі спостереженням та з лікуванням захворювань серцево-судинної системи. Вона забезпечує інформацією лікарів стаціонару, сімейних лікарів, реабілітологів, молодший медичний персонал, дає можливість оцінити адаптаційні можливості організму для занять фізичною культурою в школі та у професійному спорті. Інформаційне середовище включає можливість введення інформації про пацієнта – паспортних даних, біометричних вимірювань, анамнезу, результатів вимірювання біосигналів (артеріальна осцилограма, ЕКГ, реограма, пульсограма), проведення часо-

вого, частотного, морфологічного аналізу та кореляційного і кластерного аналізу для різних груп сигналів.

Таким чином, адаптація існуючих методів аналізу пульсограм та реовазограм, математичного аналізу ЕКГ та ЕЕГ, поєднана з реєстрацією, вивченням та оцінкою автором 1680 артеріальних осцилограм, зареєстрованих за допомогою електронного вимірювача тиску, значно розширює інформаційні можливості процедури вимірювання артеріального тиску [27, 53–55]. Отримана інформація дає можливість оцінити стан периферійних судин, стан гладкої мускулатури артерій, серцеву діяльність, активність та взаємодію різних рівнів регуляції діяльності серцево-судинної системи, адаптаційні можливості організму до процесу вимірювання артеріального тиску та впливу різнохарактерних факторів зовнішнього середовища.

Результати досліджень можуть бути використані як методи ранньої діагностики захворювань, у клінічній, експериментальній, спортивній медицині, для виявлення захворювань серцево-судинної системи та порушення її функціональної здатності, оцінки результатів лікування. З огляду на те, що процедура вимірювання артеріального тиску є обов'язковим методом обстеження і при профілактичних оглядах, то отримана інформація допоможе виявити як зниження загальної адаптаційної здатності організму, так і захворювання серцево-судинної системи на ранніх стадіях.



## Джерела інформації

1. Brigham E. O. The Fast Fourier Transform / E. O. Brigham. – New York : Prentice-Hall, 2002.
2. David Arthur How Slow is the k-means Method? / David Arthur, Sergei Vassilvitskii // Proceedings of the 2006 Symposium on Computational Geometry (SoCG). – Sedona, Arizona, USA, 2006. – P. 15–21.
3. European Heart Journal, Mar. – 1996.– Vol. 17. – P. 354–381.
4. Fisher R. A. Studies in crop variation. II. The manurial response of different potato varieties / R. A. Fisher, W. A. Mackenzie // Journal of Agricultural Science. – 1923. – Vol. 13. – P. 311–320.
5. Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation and clinical use // Circulation. – 1996. – Vol. 93. – P. 1043–1065.
6. Heart rate variability: Standards of measurement, physiological interpretation and clinical use. Task Force of European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology // Circulation. – 1996. – P. 1043–1065.
7. Huang N. E. Hilbert-Huang Transform and its applications / N. E. Huang. – World Scientific Publishing, 2005. – 291 с.
8. Kérdö I. Ein aus Daten der Blutzirkulation kalkulierter Index zur Beurteilung der vegetativen Tonuslage / I. Kérdö // Acta neurovegetativa. – 1966. – Bd. 29, № 2. – S. 250–268.
9. Malik M. Components of heart rate variability – what they really mean and what we really measure / M. Malik, A. J. Camm // Am. J. Cardiol. – 1993. – № 72 (11). – С. 821–822.
10. Marzeniuk V. P. System analysis is methods of medical and biological processes / V. P. Marzeniuk, A. G. Nakonechny. – Ternopil : Ukrmedknyha, 2003. – 241p.
11. Mirkes E. M., K-means and K-medoids applet / E. M. Mirkes. – University of Leicester, 2011.
12. US Patent 7907996 B2. Система і метод для обробки та подання інформації аритмії при виявленні та лікуванні аритмії / Klaus Forstner заявник, Microlife Intellectual Property Gmbh патентовласник USA – US 11/739,037 ; заявл. 23.04.2007 ; опубл. 15. 03.2011.

13. А. с. № 59105 Україна. Комп'ютерна програма «Інформаційна система медичної (фізичної) реабілітації» / Вакуленко Д. В., Марценюк В. П. ; дата реєстрації 01.04.15.
14. Амосов Н. М. Моделирование мышления и психики / Н. М. Амосов. – К. : Наукова думка, 1965. – 304 с.
15. Аринчин Н. И. Периферические «сердца» человека. – Н. И. Аринчин. – Мн. : Наука и техника, 1980. – 236 с.
16. Бабунц И. В. Азбука анализа вариабельности сердечного ритма / И. В. Бабунц, З. М. Мириджанян, Ю. А. Машаех. – Компакт-диск. Электронная версия книги. – Ставрополь, 2002.
17. Баевский Р. М. Вариабельность сердечного ритма : теоретические аспекты и возможности клинического применения / Р. М. Баевский, Г. Г. Иванов // Ультразвуковая и функциональная диагностика. – 2001. – № 3. – С. 106–127.
18. Баевский Р. М. Оценка адаптационных возможностей организма и риск развития заболеваний / Р. М. Баевский, А. П. Берсенева. – М. : Медицина, 1997. – 256 с.
19. Баевский Р. М. Анализ вариабельности сердечного ритма: история и философия, теория и практика / Р. М. Баевский // Клінічна інформатика і телемедицина. – 2004. – № 1. – С. 54–64.
20. Баевский Р. М. Анализ вариабельности сердечного ритма при использовании различных электрокардиографических систем : методические рекомендации / Р. М. Баевский, Г. Г. Иванов, Л. В. Чирейкин // Вестник аритмологии. – 2001. – № 24. – С. 65–86.
21. Баевский Р. М. Оценка уровня здоровья и риска развития заболеваний с помощью цифрового анализатора биоритмов «Омега-М» : [Електронний ресурс]. – Режим доступу: [http://www.dyn.ru/media/upload/Assessment\\_of\\_the\\_level\\_of\\_health\\_through\\_the\\_Omega.Medicine.pdf](http://www.dyn.ru/media/upload/Assessment_of_the_level_of_health_through_the_Omega.Medicine.pdf)
22. База стандартів медичної допомоги в Україні / Офіційний сайт МОЗ України : [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <http://www.moz.gov.ua/ua/main/-docID=12144>.
23. Бердник О. В. Wychowanie zdrowotne miodzieiy: od humanizacji oñwiaty do humanizacji spoieczerstwa / О. В. Бердник, В. Ю. Зайковська, О. В. Добрянська // Międzynarodowy Sympozjum Naukowy. Iripiec, 2009. – S. 9–12.

24. Бороноев В. В. Физические основы пульсовой диагностики заболеваний в тибетской медицине : автореф. дис. на соискание ученой степени д-р тех. наук / В. В. Бороноев. – Улан-Удэ, 1999.
25. Булич Элла Спортивная медицина и лечебная физкультура: сопротивление среды и запросы общества / Элла Булич, Игорь Муравов // Всеукраїнська науково-практична конференція «Фізичне виховання, спорт та здоров'я людини: досвід і сучасні технології», 2–4 жовтня 2014 р. : матеріали конференції. – Запоріжжя, 2014. – С. 159–172.
26. Вакуленко Д. В. Застосування інформаційних технологій морфологічного аналізу осцилограмми для визначення функціональних резервів серцево-судинної системи / Д. В. Вакуленко // Медична інформатика та інженерія. – 2014. – № 4. – С. 98–104.
27. Вакуленко Д. В. Інформативне значення окремих показників осцилограм судин верхньої кінцівки, зареєстрованих в процесі вимірювання артеріального тиску / Д. В. Вакуленко // Медична інформатика та інженерія. – 2013. – № 4. – С. 67–80.
28. Вакуленко Д. В. Інформаційна технологія оцінки стану серцево-судинної системи з використанням методів часового аналізу осцилограм / Д. В. Вакуленко, Л. О. Вакуленко // Медична інформатика та інженерія. – 2014. – № 3. – С. 80–89.
29. Вакуленко Л. О. Лікувальний масаж / Л.О. Вакуленко, Г. В. Прилуцька, Д. В. Вакуленко. – Тернопіль : ТДМУ, 2006. – 468 с.
30. Вакуленко Л. О. Атлас масажиста / Л. О. Вакуленко, Г. В. Прилуцька, Д. В. Вакуленко. – Тернопіль : Укрмедкнига, 2005. – 306 с.
31. Вариабельность сердечного ритма: теоретические аспекты и возможности клинического применения : методические рекомендации – М.; СПб. : Институт медико-биологических проблем, Московская медицинская академия им. И. М. Сеченова; Научно-исследовательская лаборатория «Динамика», 2002. – 44 с.
32. Воробьев К. П. Теоретические основы использования параметров variability сердечного ритма для оценки

- функціонального стану організму // Загальна патологія та патологічна фізіологія. – 2011. – Т. 6, № 4. – С. 5–17.
33. Глезер О. Сегментарный массаж ; пер. с нем. / О. Глезер, В. А. Далихо. – М. : Медицина, 1965. – 124 с.
  34. Зайцев О. О. Очерки пульсовой диагностики: техника, синдромология, лечение. – Кишинев : Картя Молдовиняскэ, 1991. – 140 с.
  35. Зарубин В. А. Новая методика анализа сфигмографической кривой / В. А. Зарубин // Сб. науч. трудов Ин-та мед. климатологии и климатотерапии. – Ялта, 1958. – С. 261–267.
  36. Каро К. Механика кровообращения / К. Каро, Т. Педли, Р. Роттер ; пер. с англ. – М. : Мир, 1981. – 624 с.
  37. Комплекс аппаратно-программный неинвазивного исследования центральной гемодинамики методом объемной компрессионной осциллометрии «КАП ЦГ «Глобус». Инструкция по применению. – Белгород : ООО «Глобус», 2004. – 51 с.
  38. Корнацький В. М. Проблеми здоров'я суспільства та продовження життя / В. М. Корнацький. – К. : Ін-т кардіології ім. М. Д. Стражеска, 2006. – 46 с.
  39. Куршаков Н. А. М. В. Яновский: к столетию со дня рождения (1854–1954) / Н. А. Куршаков, Л. М. Прессман. – М. : [Б. и.], 1954. – 60 с.
  40. Луцник У. Б. Обґрунтування потреби інноваційних медичних технологій у сучасних інформаційних програмних носіях на прикладі технологій діагностики та корекції серцево-судинної патології / У. Б. Луцник, В. В. Новицький // Запорозький медичний журнал. – 2013. – №1 (76). – С. 97–100.
  41. Луцник У. Б. Деякі аспекти прикладної гемодинаміки в епоху прижиттєвих візуалізуючих технологій / У. Б. Луцник, В. В. Новицький. – К. : [Б. в.], 2005. – 136 с.
  42. Марценюк В. П. Інформативне значення індексу Кердо для визначення рівня порушень вегетативної регуляції при остеохондрозі шийного відділу хребта / В. П. Марценюк, Д. В. Вакуленко, Л. О. Вакуленко // Медична інформатика та інженерія. – 2013. – № 1. – С. 42–47.
  43. Матвейков Г. П. Клиническая реография / Г. П. Матвейков, С. С. Пшоник. – Минск : Беларусь, 1976. – 175 с.

44. Медицинские приборы. Разработка и применение / под ред. Ревенко С. В. – М. : Медицинская книга, 2004. – 330 с.
45. Медична реабілітація : сучасні стандарти, тести, шкали та критерії ефективності. Низькоінтенсивна резонансна фізіотерапія і її застосування в реабілітаційній медицині : посібник / [В. П. Лисенюк, І. З. Самосюк, Л. І. Фісенко та ін.] – К. : Видавничо-поліграфічний центр «Київський університет», 2007. – 264 с.
46. Местеллер Ф. Анализ данных и регрессия / Ф. Местеллер, Д. Тьюки. – М. : Финансы и статистика, 1982. – 306 с.
47. Местные механизмы регуляции кровообращения : [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://fiziologiya.info/nozdrachev-kniga-vtoraya/8-6-1-mestnye-mexanizmu-regulyacii-krovoobrashheniya.html> с. 241.
48. Минцер О. П. Медицинские информационные системы: пути развития и перспективы в реальной жизни / О. П. Минцер // Кибернетика и вычислительная техника. – 2001. – № 2. – С. 37–60.
49. Михайлов В. М. Вариабельность ритма сердца: опыт практического применения метода / В. М. Михайлов. – изд. 2-е, перераб. и доп. – Иваново : Иван. гос. мед. академия, 2002. – 290 с.: ил.
50. Научно-производственная фирма «ДИНАМИКА». Комплекс компьютерный для оценки функционального состояния организма человека «ДИНАМИКА» Модель «ОМЕГА-ЭКСПЕРТ» Документация пользователя Санкт-Петербург, 2011 г. [www.dyn.ru](http://www.dyn.ru) Санкт-Петербург, 2011 г. [www.dyn.ru](http://www.dyn.ru)
51. Обрезан А. Г. Теория «периферического сердца» профессора М. В. Яновского: классические и современные представления / А. Г. Обрезан, Т. Н. Шункевич // Вестник Санкт-Петербургского университета. – Сер. 11. – 2008. – Вып. 3 – С. 14–22.
52. Панченко О. А. Применение информационных технологий в современной реабилитологии / О. А. Панченко, О. П. Минцер. – К. : КВИЦ, 2013. – 136 с.
53. Пат. на корисну модель № 98210 Україна, МПК А61В 5/02 (2006.01). Спосіб оцінки стану серцево-судинної системи з використанням методів спектрального аналізу осцилограми / Д. В. Вакуленко ; Державний вищий навчальний заклад «Тернопільський державний медичний університет

- імені І. Я. Горбачевського МОЗ України». – u201410489; заявл. 27.09.2014 ; опубл. 27.04.2015, бюл. № 8.
54. Пат. на корисну модель № 99425 Україна, МПК А61В 5/02 (2006.01). Спосіб оцінки стану серцево-судинної системи з використанням методів часового аналізу осцилограми / Д. В. Вакуленко ; Державний вищий навчальний заклад «Тернопільський державний медичний університет імені І. Я. Горбачевського МОЗ України». – u201410486; заявл. 25.09.2014 ; опубл. 10.06.2015; бюл. № 11.
55. Пат. на корисну модель № 99426 Україна, МПК А61В 5/02 (2006.01). Спосіб оцінки стану серцево-судинної системи з використанням методів морфологічного аналізу осцилограми / Д. В. Вакуленко; Державний вищий навчальний заклад «Тернопільський державний медичний університет імені І. Я. Горбачевського МОЗ України». – u201410489; заявл. 25.09.2014; опубл. 10.06.2015, бюл. № 11.
56. Патент РФ № 2360596 Способ определения артериального давления, параметров гемодинамики и состояния сосудистой стенки с использованием осциллометрии высокого разрешения / Цупко Игорь заявитель, Цупко Игор патенто-обладатель ; заявл. 24.01.2008; опубл. 10. 07.2009.
57. Патент РФ № 2441581 Способ измерения артериального давления / Чернякова Александра Анатольевна (RU), Стебенькова Ольга Сергеевна (RU), Глинкин Евгений Иванович (RU) подача заявки : 10.12.2009. публикация патента : 10.02.2012.
58. Педли Т. Гидродинамика крупных кровеносных сосудов / Т. Педли ; пер. с англ. – М. : Мир, 1983. – 400 с.
59. Покровский А. В. Клиническая ангиология / А. В. Покровский. – М. : Медицина, 1979. – 366 с.
60. Прессман Л. П. Клиническая сфигмография / Л. П. Прессман. – М. : Медицина, 1974. – 128 с.
61. Рогоза А. Н. Современные неинвазивные методы измерения артериального давления для диагностики артериальной гипертензии и оценки эффективности антигипертензивной терапии : пособие для врачей / А. Н. Рогоза, Е. В. Ощепкова, Е. В. Цагарейшвили. – М. : МЕДИКА, 2007. – 72 с.
62. Савицкий Н. Н. Биофизические основы кровообращения и клинические методы изучения гемодинамики / Н. Н. Савицкий. – Л. : Медгиз, 1963. – 403 с.

63. Сивер Дэвид. Майнд машины. Открываем заново технологию ABC / Д. Сивер. – Электрон. текстовые данные. – М. : [б. и.], 2000. – [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://www.mindmachine.ru/book/>, вільний.
64. Смирнов И. В. Функциональная диагностика. ЭКГ, реография, спирография / И. В. Смирнов, А. М. Старшов. – Издательство: Эксмо, 2008. – 224 с.
65. Смирнов К. Ю. Разработка и исследование методов математического моделирования и анализа биоэлектрических сигналов / К. Ю. Смирнов, Ю. А. Смирнов. – СПб. : Научно-исследовательская лаборатория «ДИНАМИКА», 2010. – 60 с.
66. Физиология человека. В 3-х томах / под ред. Р. Шмидта и Г. Тевса ; пер. с англ. – 3-е изд. – М. : Мир, 2005. – Т. 3 – 228 с.
67. Чащин А. В. Использование биологической обратной связи в современных методах управления и контроля артериального давления / А. В. Чащин // Известия СПб. ГЭТУ. Биотехнические системы в медицине и экологии. – 2005. – Вып. 1. – С. 82–84.
68. Шабанова Е. В. Амплитудно-временные характеристики пульсограммы лучевой артерии : автореф. дисс. на соискание ученой степени канд. физ.-мат. наук / Е. В. Шабанова. – Улан-Удэ, 1994. – 16 с.
69. Шлык Н. И. Сердечный ритм и центральная гемодинамика при физической активности у детей / Н. И. Шлык. – Ижевск : [б. и.], 1991. – С. 417.
70. Щепотин Б. М. Методические рекомендации по определению основных параметров гемодинамики и тонуса сосудов методом тетраполярной, трансторакальной, импедансной реоплетизмографии / Б. М. Щепотин, С. В. Волосюк, М. И. Гуревич. – К. : Наукова думка, 1980. – 19 с.
71. Яблучанский Н. И. Вариабельность сердечного ритма в помощь практическому врачу. Для настоящих врачей / Н. И. Яблучанский, А. В. Мартыненко. – Харьков [Б. и.], 2010. – 131 с.
72. Ярилов С. В. Физиологические аспекты новой информационной технологии анализа биофизических сигналов и принципы технической реализации / С. В. Ярилов. – СПб. : Российская военно-медицинская академия научно-исследовательская лаборатория «ДИНАМИКА», 2001. – 47 с.
73. Яруллин Х. Х. Клиническая реоэнцефалография / Х. Х. Яруллин. – М. : Медицина, 1983. – 271 с.

## ДОДАТКИ

### Додаток 1

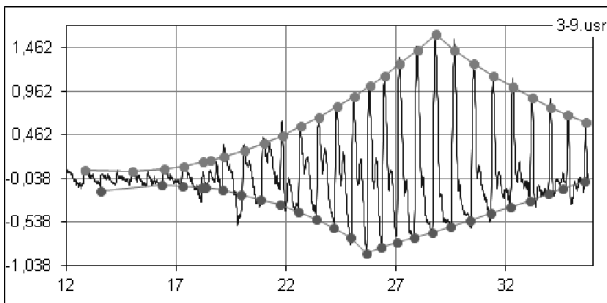
#### Вагові візуальні критерії для оцінки ступеня відхилення від норми осцилограм при морфологічному аналізі

Перелік візуальних критеріїв морфологічного аналізу.

1. Аналіз огинаючої.
2. Наявність позачергових пульсацій.
3. Реакція судин на початок компресії (до досягнення діастолічного тиску).
4. Реакція тканин ділянки плеча на компресію за амплітудою, кількістю та наявністю екстремальних (з нерівномірним збільшенням амплітуди) осциляцій.
5. Кількість максимальних за амплітудою осциляцій.
6. Форма верхніх екстремумів осциляцій на початку компресії.
7. Характер зміни площі висхідної частини осциляцій.
8. Характер зміни площі низхідної частини осциляцій.

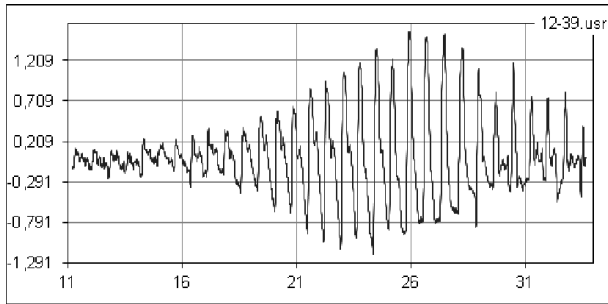
Взірець.

А. Осцилограма з огинаючою.

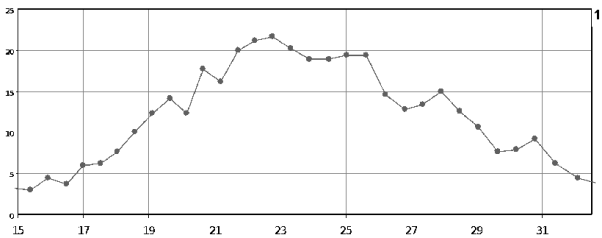




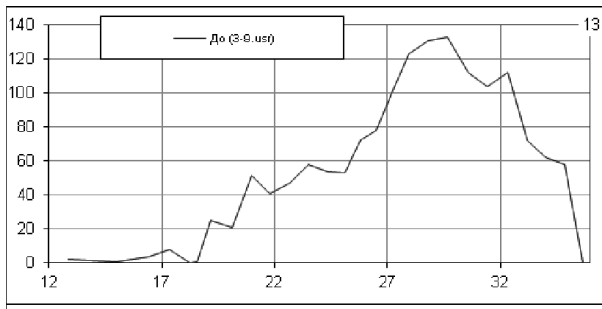
В. Осцилограма без огинаючої.



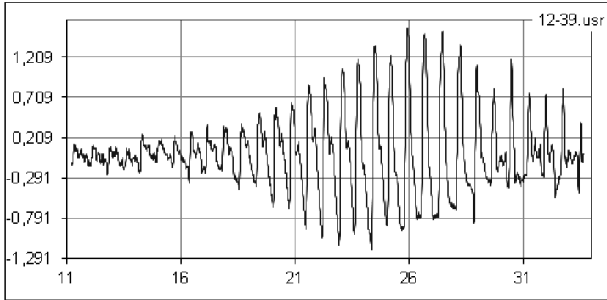
С. Характер зміни площі висхідної частини осциляцій.



Д. Характер зміни площі низхідної частини осциляцій.

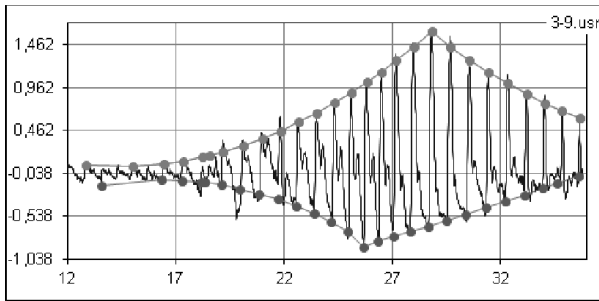


## Е. Форма верхніх екстремумів осциляцій.

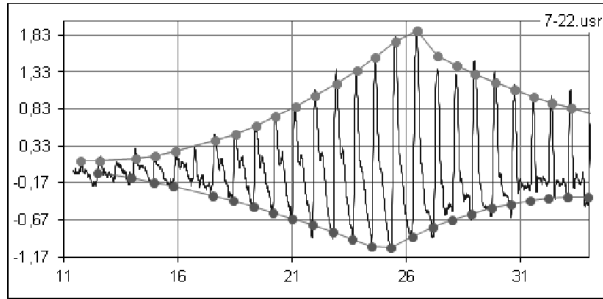


## ПЕРЕЛІК, ВАГОВІ ВІДМІННОСТІ ТА ВІЗУАЛЬНІ ЕКВІВАЛЕНТИ ДЛЯ ПРОВЕДЕННЯ МОРФОЛОГІЧНОГО АНАЛІЗУ

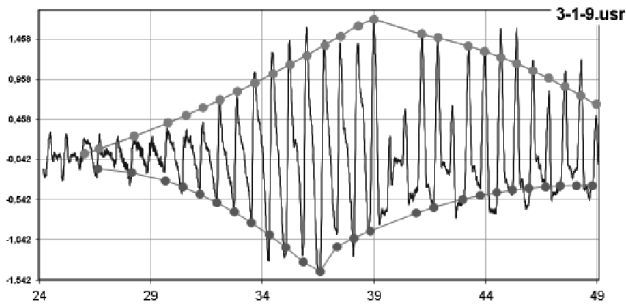
### А. Аналіз огинаючої. Шкала від 1–5.



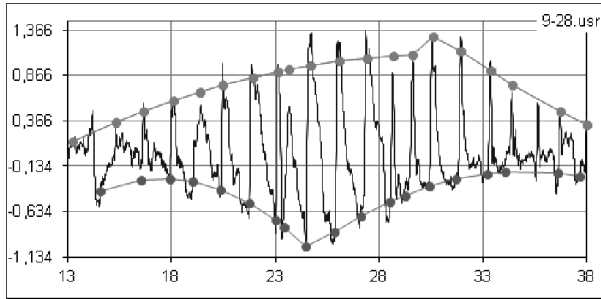
1. Огинаюча за максимумами рівномірно зростає, досягає свого піку та поступово рівномірно спадає; огинаюча за мініму-мамаи має аналогічну форму, розміщену симетрично від осі X.



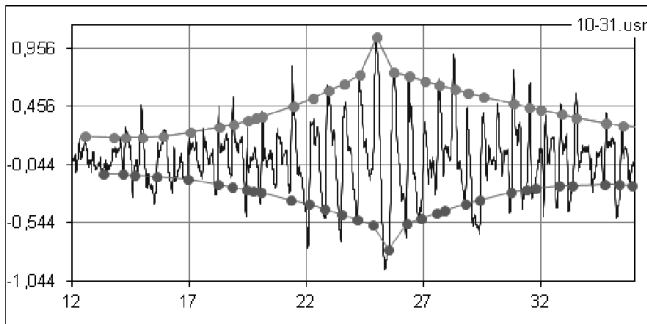
2. Огинаюча за максимумами рівномірно зростає, досягає свого піку та поступово рівномірно спадає; огинаюча за мінімумами має аналогічну форму, розміщену симетрично від осі X. Лише окремі максимуми осциляцій незначно відхиляються від неї (розміщені вище чи нижче від огинаючої).



3. Огинаюча за максимумами рівномірно зростає, досягає свого піку та поступово рівномірно спадає; огинаюча за мінімумами має аналогічну форму, розміщену симетрично від осі X. При цьому окремі осциляції значно відхиляються від огинаючої в бік їх збільшення чи зменшення.

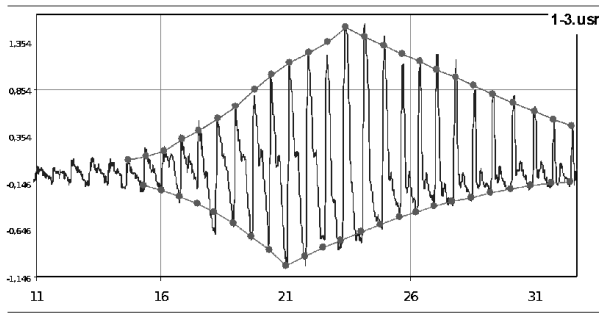


4. Огинаюча за максимумами зростає та знижується нерівномірно; огинаюча за мінімумами суттєво відрізняється від максимальної. Значна кількість осциляцій мають виражене відхилення від огинаючої в бік їх збільшення чи зменшення.

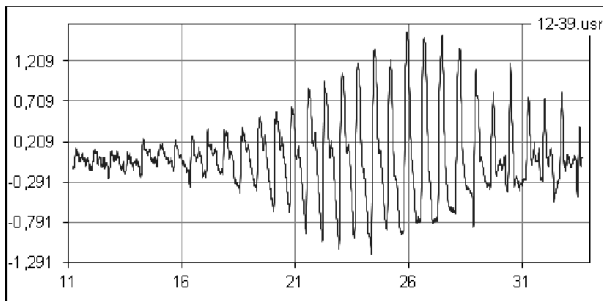


5. Огинаюча за максимумами зростає, досягає свого піку та спадає; огинаюча за мінімумами відрізняється від максимальної. При цьому переважна кількість осциляцій мають виражений хаотичний характер, відхиляються від огинаючої в бік їх збільшення чи зменшення.

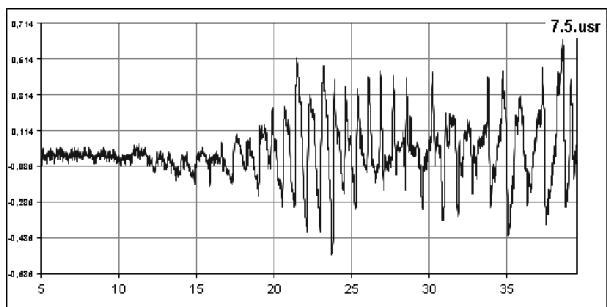
В. Реакція судин на початок компресії (до досягнення діастолічного тиску). Шкала від 1–5.



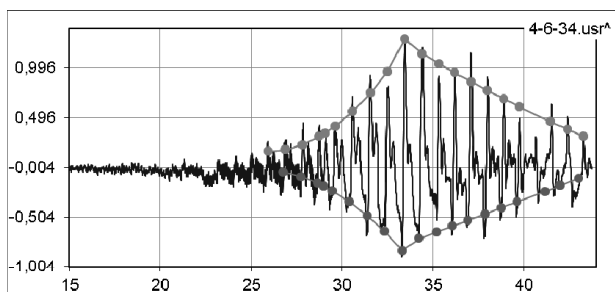
1. На початку компресії амплітуда осциляцій рівномірно зростає, на висхідній частині осциляції додаткові хвилі відсутні, на низхідній частині реєструється незначна кількість рівномірно розміщених однотипних дрібних осциляцій.



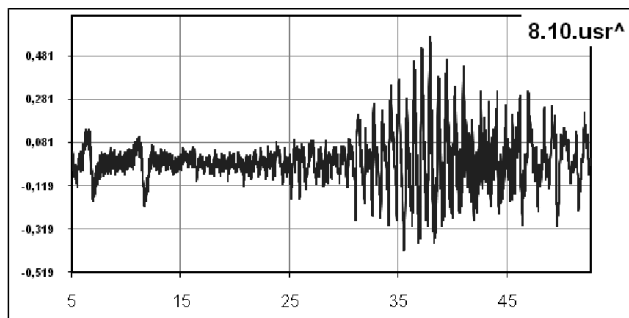
2. На початку компресії амплітуда осциляцій змінюється нерівномірно, на висхідній частині осциляції додаткові хвилі відсутні, на низхідній частині реєструються різнохарактерні дрібні осциляції.



3. На початку компресії амплітуда осциляцій змінюється нерівномірно, на висхідній частині осциляції можуть зустрічатися додаткові хвилі, на низхідній частині реєструються різноманітні дрібні осциляції.

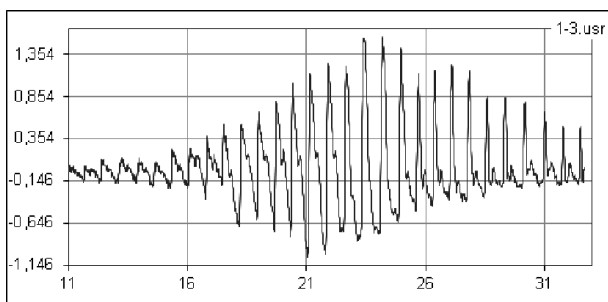


4. На початку компресії амплітуда осциляцій змінюється нерівномірно, на висхідній частині осциляції реєструється велика кількість дрібних осциляцій, на низхідній частині – значна кількість різноманітних дрібних осциляцій.

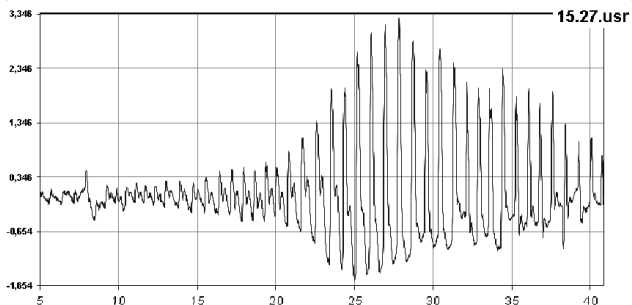


5. На початку компресії реєструються хаотичні за амплітудою, частотою та формою осциляції.

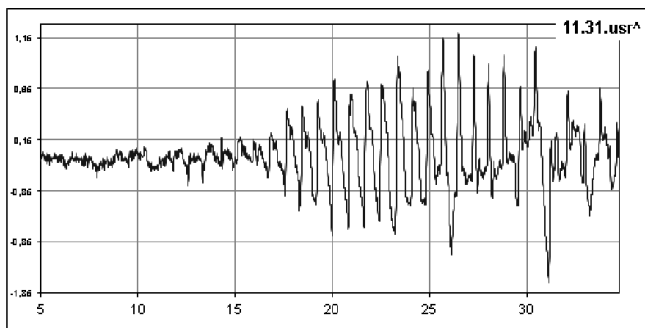
С. Реакція тканин ділянки плеча на компресію за амплітудою, кількістю та наявністю екстремальних (з нерівномірним збільшенням амплітуд) осциляцій. Шкала від 1–5.



1. Осцилограмі притаманне рівномірне зростання амплітуди осциляцій, досягнення піку та зниження її. Відсутні екстремальні осциляції.

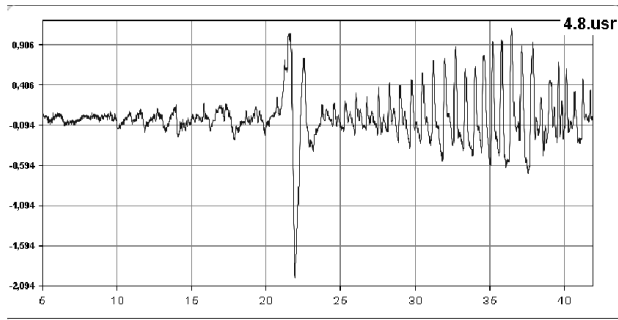


2. Спостерігаються поодинокі осциляції зі зростанням їх амплітуди не більше ніж на 50 % від поруч розміщених.

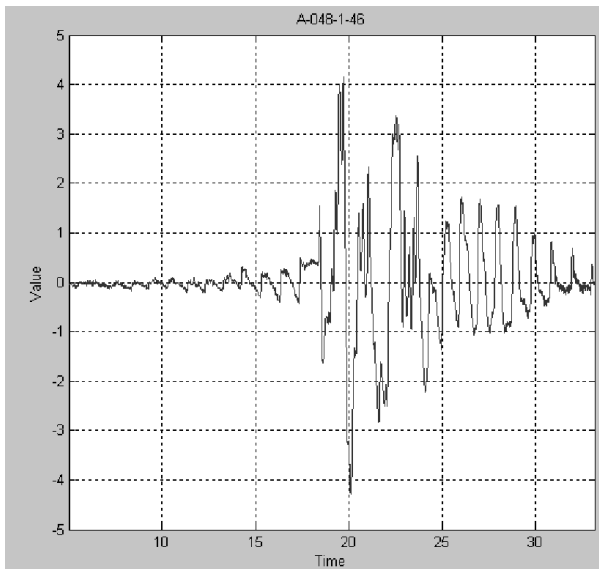


3. На осцилограмі спостерігаються декілька осциляцій зі зростанням їх амплітуди не більше ніж на 50 % від поруч розміщених.



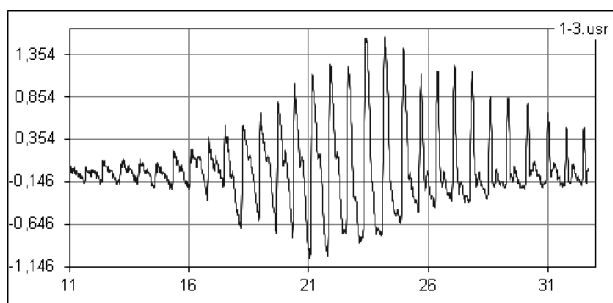


4. У процесі компресії в різних частинах осцилограми спостерігаються окремі осциляції зі зростанням їх амплітуди більше ніж на 50 % від поруч розміщених.

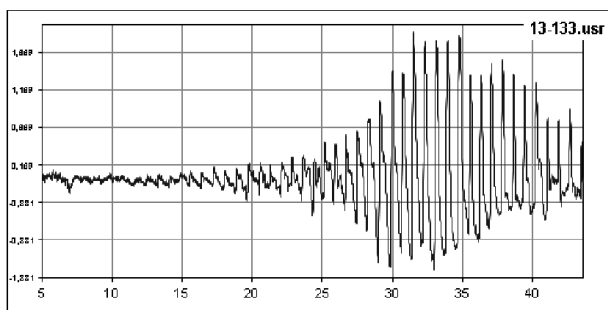


5. У процесі компресії в різних частинах осцилограми спостерігаються значна кількість осциляцій зі зростанням їх амплітуди більше ніж на 50 % від поруч розміщених.

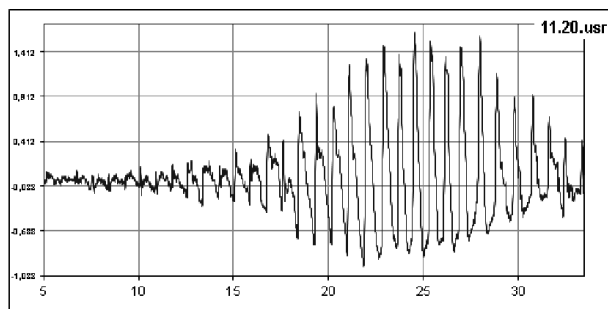
D. Кількість максимальних за амплітудою осциляцій. Шкала від 1–5.



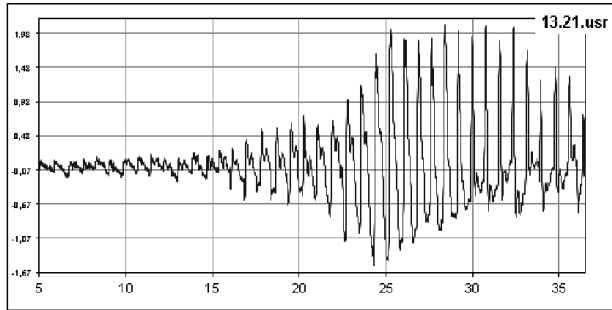
1. Кількість максимальних осциляцій – 1-2



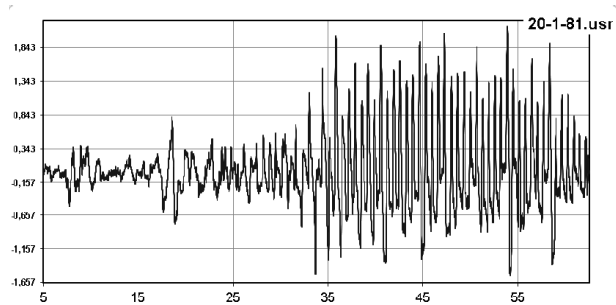
2. Кількість максимальних осциляцій, які за амплітудою незначно відрізняються – 3–5.



3. Кількість максимальних осциляцій, які за амплітудою незначно відрізняються – 6–9.

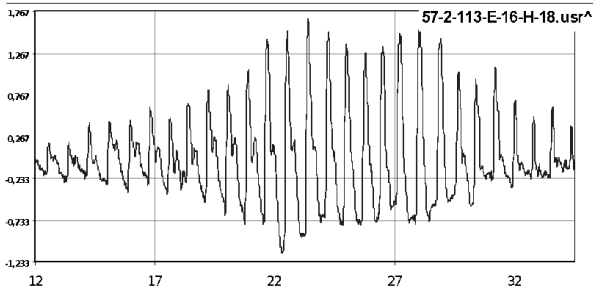


4. Кількість максимальних осциляцій, які за амплітудою незначно відрізняються – 10–20.

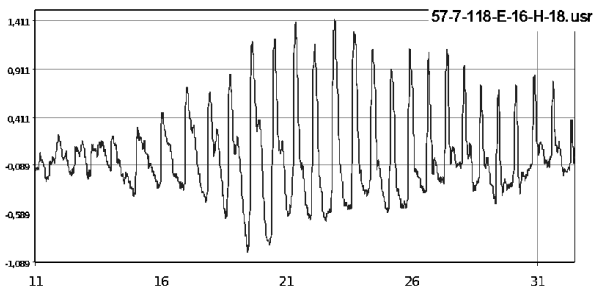


5. Відсутність явно виражених двох або більше поруч розміщених осциляцій з максимальними амплітудами. Максимальні амплітуди періодично реєструються впродовж тривалого часу.

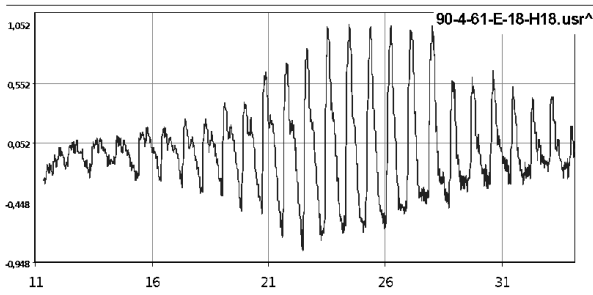
Е. Форма верхніх екстремумів осциляцій на початку компресії. До появи діастолічного тиску. Шкала від 1–5.



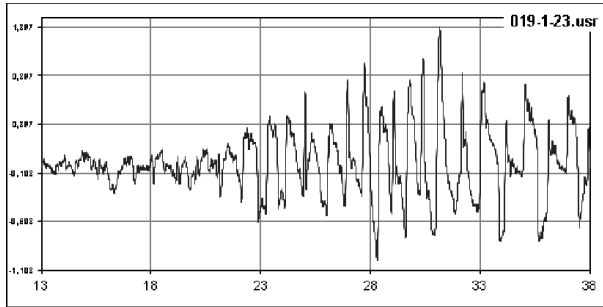
1. Вершини загострені та однотипні.



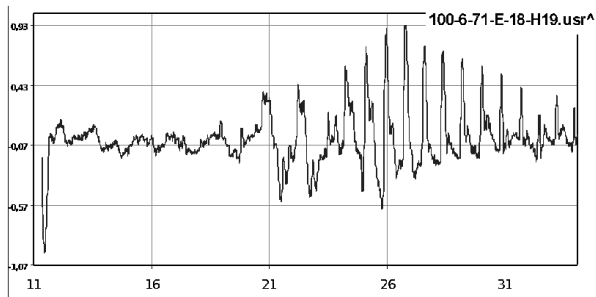
2. Дикротичний зубець розміщений біля вершини, в окремих випадках перевищує її, вершини двогорбі.



3. Дикротичний зубець розміщений біля вершини, зберігається в процесі компресії – перевищує її, вершини двогорбі.

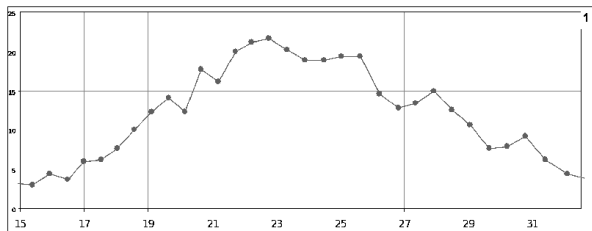


4. Вершини сплюснені за рахунок додаткових хвиль.



5. Виявити будь-які характеристики, притаманні вершинам осциляцій, не вдалося.

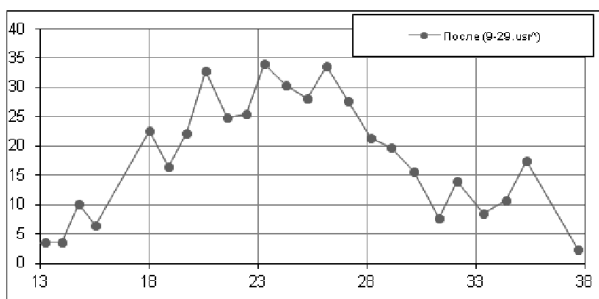
Г. Величина зміни площі висхідної частини осциляцій. Градація від 1 до 5.



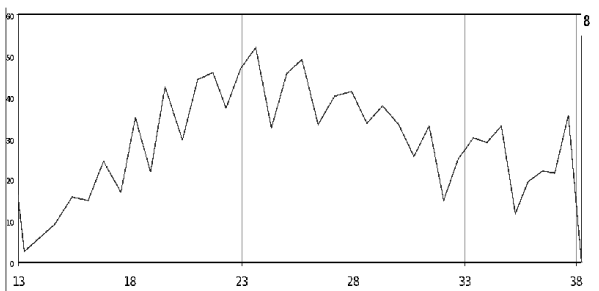
1. Площа осциляцій рівномірно зростає, досягає максимуму і поступово зменшується, коливання площ незначні.



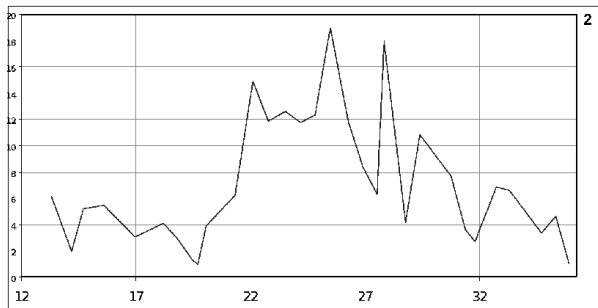
2. Площа осциляцій зростає нерівномірно, коливання площ більш виражені.



3. Площа осциляцій змінюється нерівномірно, коливання площ значні.

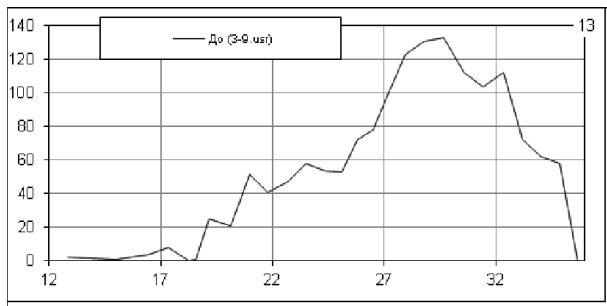


4. Площа осциляцій змінюється хаотично.

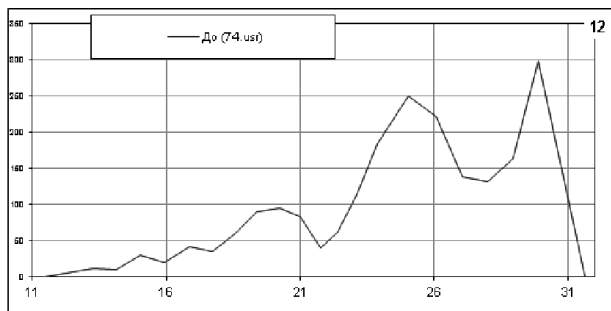


5. Площа осциляцій змінюється значно та хаотично.

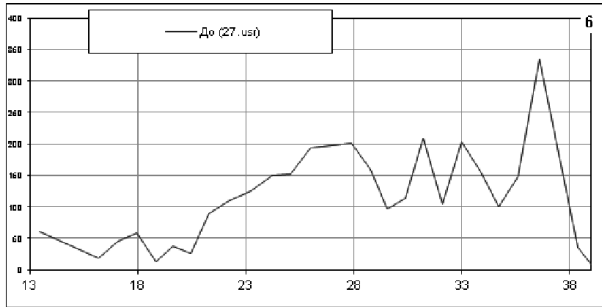
Г. Характер зміни площі низхідної частини осциляцій у процесі компресії. Градація від 1 до 5.



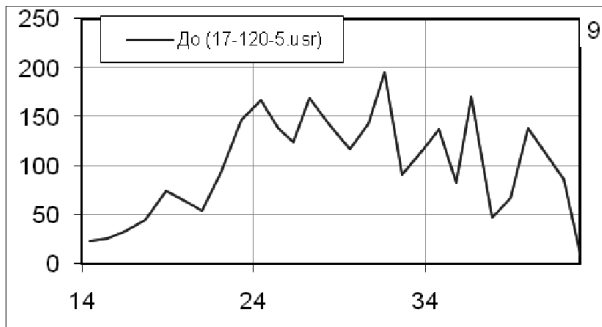
1. Площа осциляцій рівномірно зростає, досягає максимуму і поступово зменшується, коливання площі незначні.



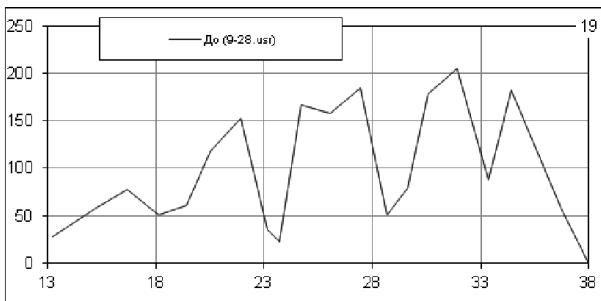
2. Площа осциляцій зростає нерівномірно, коливання площі більш виражені.



3. Площа осциляцій змінюється нерівномірно, коливання площ значні.



4. Площа осциляцій змінюється хаотично.



5. Площа осциляцій змінюється значно та хаотично.



Додаток 2

Розширена таблиця показників спектрального аналізу: норма (від -1 до 1) та рівні відхилень від неї (від -5 до -1 та від 1 до 5) залежно від періоду компресії судин плеча

Назва показника	-5	-4	-3	-2	-1	1	2	3	4	5
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
HF	0,01	0,40	0,80	1,20	2,40	2,80	4,00	5,20	6,40	7,60
HF-до діастол	0,00	0,10	0,60	1,00	1,40	1,80	2,20	4,00	8,00	15,00
HF-діастол до 70 % ампл.	0,00	0,05	0,20	0,50	0,80	1,00	3,00	7,00	18,00	30,00
HF-70 % ампл. до 100 % ампл.	0,00	0,02	0,03	0,04	0,05	0,07	0,10	1,00	10,00	30,00
HF-100 % ампл. до систол	0,00	0,30	0,50	0,70	0,90	1,10	1,30	1,50	10,00	30,00
HF - систол до кінця вимірювання	0,00	0,20	0,60	1,20	2,40	2,80	4,00	5,20	10,00	30,00
LF	0,00	3,00	4,00	5,00	6,00	7,00	9,00	11,00	13,00	30,00
LF-до діастол	0,00	3,00	4,00	5,00	6,00	7,00	9,00	11,00	13,00	30,00
LF-діастол до 70 % ампл	0,00	0,10	0,20	0,30	0,40	0,60	0,70	0,80	10,00	30,00
LF-70 % ампл до 100 % ампл	0,00	0,01	0,02	0,03	0,05	0,09	0,10	0,20	10,00	30,00
LF-100 % ампл до систол	0,00	1,50	2,50	3,50	4,50	7,00	9,00	11,00	13,00	30,00
LF - систол до кінця вимірювання	0,00	1,50	2,50	3,50	4,50	7,00	9,00	11,00	13,00	30,00
k=LF/HF	0,00	0,10	0,30	0,60	0,80	1,30	3,00	4,00	10,00	30,00
LF/HF-до діастол	0,00	0,10	0,30	0,60	0,80	1,30	3,00	4,00	10,00	30,00

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
LF/HF-діастол до 70% ампл	0,00	0,10	0,30	0,60	0,80	1,30	3,00	4,00	10,00	30,00
LF/HF-70 % ампл до 100 % ампл	0,00	0,10	0,30	0,60	0,80	1,30	3,00	4,00	10,00	30,00
LF/HF-100 % ампл до систол	0,00	0,10	0,30	0,60	0,80	1,30	3,00	4,00	10,00	30,00
LF/HF - систол до кінця вимірювання	0,00	0,10	0,30	0,60	0,80	1,30	3,00	4,00	10,00	30,00
VLF	0,00	0,40	0,80	1,20	2,00	3,00	4,00	7,00	13,00	30,00
VLF-до діастол	0,00	0,40	0,80	1,20	2,00	3,00	4,00	7,00	13,00	30,00
VLF-діастол до 70 % ампл	0,00	0,10	0,20	0,30	0,50	0,70	1,00	4,00	13,00	30,00
VLF-70 % ампл до 100 % ампл	0,00	0,01	0,01	0,03	0,05	0,09	1,00	4,00	13,00	30,00
VLF-100 % ампл до систол	0,00	0,10	0,20	0,30	0,50	0,70	2,00	4,00	10,00	30,00
VLF - систол до кінця вимірювання	0,00	0,40	0,80	1,20	2,00	3,00	4,00	7,00	10,00	30,00
TP	0,00	1,00	2,00	5,00	8,00	11,00	14,00	18,00	25,00	40,00
TP-до діастол	0,00	1,00	2,00	5,00	8,00	11,00	14,00	18,00	25,00	40,00
TP-діастол до 70 % ампл.	0,00	0,10	0,20	0,30	0,50	0,70	2,00	4,00	10,00	30,00
TP-70 % ампл до 100 % ампл	0,00	0,01	0,01	0,03	0,05	0,09	1,00	4,00	10,00	30,00
TP-100 % ампл до систол	0,00	0,50	1,00	2,00	3,00	5,00	8,00	14,00	25,00	40,00

Продовження дод. 2

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
ТР - систол до кінця вимірювання	0,00	1,00	2,00	5,00	8,00	11,00	14,00	18,00	25,00	30,00
Delta	0,47	1,00	2,00	3,50	5,00	8,00	10,40	12,80	14,40	56,11
Delta-до діастол	0,14	0,40	0,80	1,40	2,00	4,00	5,20	6,40	7,20	9,04
Delta-діастол до 70 % ампл	0,12	0,40	0,80	1,40	2,00	4,00	5,20	6,40	7,20	25,92
Delta-70 % ампл до 100 % ампл	0,05	0,16	0,32	0,56	0,80	1,20	1,56	1,92	2,16	22,61
Delta-100 % ампл до систол	0,02	0,10	0,20	0,35	0,50	0,80	1,04	1,28	1,44	3,39
Delta - систол до кінця вимірювання	0,47	1,00	2,00	3,50	5,00	8,00	10,40	12,80	14,40	56,11
Teta	0,11	0,26	0,52	0,91	1,30	1,90	2,47	3,04	3,42	5,84
Teta-до діастол	0,11	0,26	0,52	0,91	1,30	1,90	2,47	3,04	3,42	5,84
Teta-діастол до 70 % ампл	0,00	0,008	0,01	0,01	0,02	0,03	0,04	0,05	0,05	0,54
Teta-70 % ампл до 100 % ампл	0,00	0,008	0,01	0,01	0,02	0,03	0,04	0,05	0,06	0,90
Teta-100 % ампл до систол	0,00	0,008	0,01	0,01	0,02	0,03	0,04	0,05	0,06	0,90
Teta - систол до кінця вимірювання	0,11	0,26	0,52	0,91	1,30	1,90	2,47	3,04	3,42	5,84
Alpha	0,37	0,98	1,96	3,43	4,90	6,65	8,65	10,64	11,97	19,59
Alpha-до діастол	0,37	0,98	1,96	3,43	4,90	6,65	8,65	10,64	11,97	19,59
Alpha-діастол до 70 % ампл	0,00	0,00	0,008	0,01	0,02	0,03	0,04	0,05	0,06	0,90

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
Alpha-70 % ампл до 100 % ампл	0,00	0,00	0,008	0,01	0,02	0,03	0,04	0,05	0,06	0,90
Alpha-100 % ампл до систол	0,00	0,00	0,008	0,01	0,02	0,03	0,04	0,05	0,06	0,90
Alpha - систол до кінця вимірювання	0,37	0,98	1,96	3,43	4,90	6,65	8,65	10,64	11,97	19,59
Beta	0,45	0,92	1,84	3,22	4,60	6,23	8,10	9,97	11,21	21,64
Beta-до діастол	0,45	0,92	1,84	3,22	4,60	6,23	8,10	9,97	11,21	21,64
Beta-Діастол до 70% ампл	0,00	0,00	0,008	0,01	0,02	0,03	0,04	0,05	0,06	0,90
Beta-70 % ампл до 100 % ампл	0,00	0,00	0,008	0,01	0,02	0,03	0,04	0,05	0,06	0,90
Beta-100 % ампл до систол	0,00	0,00	0,008	0,01	0,02	0,03	0,04	0,05	0,06	0,90
Beta - систол до кінця вимірювання	0,45	0,92	1,84	3,22	4,60	6,23	8,10	9,97	11,21	21,64
S-Nil-Delta	0,55	1,50	3,00	5,25	7,50	10,24	13,31	16,38	18,43	26,57
S-Nil-Delta-до діастол	0,53	1,38	2,76	4,83	6,90	9,35	12,16	14,96	16,83	22,05
S-Nil-Delta-діастол до 70 % ампл	0,00	0,12	0,24	0,42	0,60	0,80	1,04	1,28	1,44	4,52
S-Nil-Delta-70 % ампл до 100 % ампл	0,00	0,00	0,01	0,01	0,02	0,04	0,05	0,06	0,07	0,89
S-Nil-Delta-100 % ампл до систол	0,00	0,00	0,01	0,01	0,02	0,04	0,05	0,06	0,07	0,90

Продовження дод. 2

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
S-Nil-Delta - систол до кінця вимірювання	0,00	1,46	2,92	5,11	7,30	10,00	13,00	16,00	18,00	26,36
S-Nil-Teta	2,55	6,20	12,40	21,70	31,00	43,00	55,90	68,80	77,40	84,05
S-Nil-Teta-до діастол	2,04	5,20	10,40	18,20	26,00	37,00	48,10	59,20	66,60	72,73
S-Nil-Teta-діастол до 70 % амплі	0,02	0,70	1,40	2,45	3,50	4,90	6,37	7,84	8,82	15,99
S-Nil-Teta-70 % амплі до 100 % амплі	0,00	0,14	0,28	0,49	0,70	1,10	1,43	1,76	1,98	7,81
S-Nil-Teta-100 % амплі до систол	0,00	0,00	0,008	0,01	0,02	0,04	0,05	0,06	0,07	1,84
S-Nil-Teta - систол до кінця вимірювання	0,00	0,00	0,008	0,01	0,02	0,04	0,05	0,06	0,07	83,40
S-Nil-Alpha	6,46	10,00	20,00	35,00	50,00	70,00	91,00	112,00	126,00	141,77
S-Nil-Alpha-до діастол	4,18	7,60	15,20	26,60	38,00	53,00	68,90	84,80	95,40	106,68
S-Nil-Alpha-діастол до 70 % амплі	0,17	1,80	3,60	6,30	9,00	14,00	18,20	22,40	25,20	29,28
S-Nil-Alpha-70 % амплі до 100 % амплі	0,00	0,62	1,24	2,17	3,10	4,40	5,72	7,04	7,92	12,79
S-Nil-Alpha-100% амплі до систол	0,00	0,12	0,24	0,42	0,60	0,90	1,17	1,44	1,62	5,72
S-Nil-Alpha - систол до кінця вимірювання	0,00	10,00	20,00	35,00	50,00	70,00	91,00	112,00	126,00	140,31

Продовження дод. 2

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
S-НіІ-Beta	7,32	16,00	32,00	56,00	80,00	120,00	156,00	192,00	216,00	262,32
S-НіІ-Beta-до Діастил	4,89	13,00	26,00	45,50	65,00	95,00	123,50	152,00	171,00	191,85
S-НіІ-Beta-Діастил до 70 % амплі	0,00	3,00	6,00	10,50	15,00	25,00	32,50	40,00	45,00	68,82
S-НіІ-Beta-70 % амплі до 100 % амплі	0,00	0,48	0,96	1,68	2,40	3,30	4,29	5,28	5,94	18,36
S-НіІ-Beta-100 % амплі до систолі	0,00	0,10	0,20	0,35	0,50	0,80	1,04	1,28	1,44	9,52
S-НіІ-Beta - систолі до кінця вимірювання	5,82	17,40	34,80	60,90	87,00	120,00	156,00	192,00	216,00	261,79
S-НіІ-25-60Hz	0,85	10,60	21,20	37,10	53,00	73,00	94,90	116,80	131,40	357,25
S-НіІ-25-60Hz-до Діастил	0,73	10,00	20,00	35,00	50,00	70,00	91,00	112,00	126,00	346,51
S-НіІ-25-60Hz-Діастил до 70 % амплі	0,00	0,40	0,80	1,40	2,00	2,80	3,64	4,48	5,04	16,67
S-НіІ-25-60Hz-70 % амплі до 100 % амплі	0,00	0,01	0,02	0,04	0,05	0,07	0,09	0,11	0,13	2,58
S-НіІ-25-60Hz-100 % амплі до систолі	0,00	0,02	0,03	0,06	0,08	0,10	0,13	0,16	0,18	30,34
S-НіІ-25-60Hz - систолі до кінця вимірювання	0,00	10,00	20,00	35,00	50,00	70,00	91,00	112,00	126,00	357,25
S-НіІ-60Hz	0,39	7,40	14,80	25,90	37,00	51,00	66,30	81,60	91,80	656,95
S-НіІ-60Hz-до Діастил	0,26	7,40	14,80	25,90	37,00	51,00	66,30	81,60	91,80	655,60

Продовження дод. 2

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
S-НіІ-60Hz-діастол до 70 % амплі	0,00	0,01	0,03	0,05	0,07	0,09	0,12	0,14	0,16	4,82
S-НіІ-60Hz-70 % амплі до 100 % амплі	0,00	0,00	0,008	0,01	0,02	0,04	0,05	0,06	0,07	0,60
S-НіІ-60Hz-100 % амплі до систола	0,00	0,00	0,008	0,01	0,02	0,04	0,05	0,06	0,07	1,23
S-НіІ-60Hz - систол до кінця вимірювання	0,00	4,00	8,00	14,00	20,00	30,00	39,00	48,00	54,00	639,73
S-НіІ-faza	6,25	6,80	13,60	23,80	34,00	48,00	62,40	76,80	86,40	96,52
S-НіІ-faza-до діастол	5,77	6,40	12,80	22,40	32,00	45,00	58,50	72,00	81,00	91,19
S-НіІ-faza-діастол до 70 % амплі	0,08	0,34	0,68	1,19	1,70	2,30	2,99	3,68	4,14	4,53
S-НіІ-faza-70 % амплі до 100 % амплі	0,00	0,04	0,08	0,14	0,20	0,30	0,39	0,48	0,54	0,61
S-НіІ-faza-100 % амплі до систола	0,00	0,004	0,008	0,01	0,02	0,04	0,05	0,06	0,07	0,20
S-НіІ-faza - систол до кінця вимірювання	6,25	6,80	13,60	23,80	34,00	48,00	62,40	76,80	86,40	96,52

Наукове видання

**Вакуленко Дмитро Вікторович**

**ІНФОРМАЦІЙНА СИСТЕМА МОРФОЛОГІЧНОГО,  
ЧАСОВОГО, ЧАСТОТНОГО ТА КОРЕЛЯЦІЙНОГО  
АНАЛІЗУ АРТЕРІАЛЬНИХ ОСЦИЛОГРАМ У ФІЗИЧНІЙ  
РЕАБІЛІТАЦІЇ**

*Монографія*

Редагування і коректура	<i>Л. П. Капкаєва</i>
Технічний редактор	<i>С. Т. Демчишин</i>
Дизайн обкладинки	<i>П. С. Кушик</i>
Комп'ютерне верстання	<i>І. Т. Петрикович</i>

Підп. до друку 15.05.2015. Формат 60x84/16.  
Папір офсет. № 1. Гарн. «Noto Serif». Друк офсет.  
Ум. друк. арк. 12,32. Обл.-вид. арк. 11,05.  
Тираж 600 пр. Зам. № 186.

Видавець і виготівник  
ДВНЗ «Тернопільський державний медичний  
університет імені І. Я. Горбачевського МОЗ України».  
Майдан Волі, 1, м. Тернопіль, 46001, Україна.

Свідоцтво про внесення до Державного реєстру суб'єктів  
видавничої справи ДК № 2215 від 16.06.2005 р.