

УДК 519. 876.2: 611.018.4

ІНФОРМАТИВНЕ ЗНАЧЕННЯ ОКРЕМИХ ПОКАЗНИКІВ ОСЦИЛОГРАМ СУДИН ВЕРХНЬОЇ КІНЦІВКИ, ЗАРЕЄСТРОВАНИХ В ПРОЦЕСІ ВИМІРЮВАННЯ АРТЕРІАЛЬНОГО ТИСКУ

Д. В. Вакулєнко

*ДВНЗ «Тернопільський державний медичний університет імені І. Я. Горбачевського
МОЗ України»*

Запропоновано нові підходи та параметри оцінки серцево-судинної системи в процесі процедури вимірювання артеріального тиску електронним вимірювачем тиску ВАТ41–2. Вони є інформативними та перспективними напрямками для експрес-діагностики, добового моніторингу, спостереженні ефективності лікування та наукових досліджень. Розраховувалась кореляція для оцінки ступеня взаємодії між різними показниками серцево-судинної системи та показано її актуальність. Розглянутий в цій статті напрямок потребує більш глибокого вивчення та інтерпретації отримуваних показників.

Ключові слова: крива тиску, серцево-судинна система, осцилограма, експрес-діагностика, адаптаційні можливості.

ІНФОРМАТИВНОЕ ЗНАЧЕНИЕ ОТДЕЛЬНЫХ ПОКАЗАТЕЛЕЙ ОСЦИЛЛОГРАММ СОСУДОВ ВЕРХНЕЙ КОНЕЧНОСТИ, ЗАРЕГИСТРИРОВАННЫХ В ПРОЦЕССЕ ИЗМЕРЕНИЯ АРТЕРИАЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯ

Д. В. Вакулєнко

*ГВУЗ «Тернопольский государственный медицинский университет
имени И. Я. Горбачевского МОЗ Украины»*

Предложены новые подходы и параметры оценки сердечно-сосудистой системы в процессе процедуры измерения артериального давления электронным измерителем давления ВАТ41–2. Они являются информативными и перспективными направлениями для экспресс-диагностики, суточного мониторинга, наблюдения эффективности лечения и научных исследований. Рассчитывалась корреляция для оценки степени взаимосвязи между разными показателями сердечно-сосудистой системы и показана ее актуальность. Рассматриваемые в этой статье направления требуют более глубокого изучения и интерпретации получаемых показателей.

Ключевые слова: кривая давления, сердечно-сосудистая система, осциллограмма, экспресс диагностика, адаптационные возможности.

INFORMATIVE VALUES OF CERTAIN PARAMETERS OSCILLOGRAMS REGISTERED VESSELS OF THE UPPER EXTREMITY DURING MEASUREMENT OF BLOOD PRESSURE

D. V. Vakulenko

SHEI «Ternopil State Medical University by I. Ya. Horbachevsky of MPH of Ukraine»

New approaches and valuation parameters of the cardiovascular system during the procedure blood pressure electronic pressure meter VAT41–2. They are informative and promising directions for rapid diagnosis, daily monitoring, monitoring the effectiveness of treatment and research. Correlation was calculated to assess the interaction between different value cardiovascular system and show its relevance. Presented in this paper direction requires deeper study and interpretation of the obtained parameters.

Key words: curve pressure, cardiovascular system, oscillogram, express diagnostics, adaptive capacity.

Вступ. Концепція здоров'я, що розвивається в даний час в валеології, розглядає перехід від здоров'я до хвороби як процес зниження адаптаційних можливостей організму[1].

© Д. В. Вакулєнко

За літературними даними, сьогодні на планеті від артеріальної гіпертензії страждають близько 2 мільярдів чоловік і, на жаль, менш ніж 30 % знають про своє захворювання, та лише половина з тих, хто знає, правильно лікується.

До 2025 року, згідно з прогнозами вчених, уже 6 мільярдів людей будуть страждати від гіпертензії. Це захворювання називають мовчазним і таємничим убивцею. Мовчазним – оскільки воно часто ніяк себе не виявляє. Таємничим – тому що дотепер так і не ясні причини її виникнення. Але як би ми не називали цю недугу, «убивця» щорічно забирає життя близько 60 мільйонів людей в усьому світі [2, 3]. Тим часом основним фактором ризику розвитку серцево-судинних катастроф і є підвищений артеріальний тиск, вимірювання якого почали займатися ще за часів Римської імперії.

Дослідження артеріального пульсу з діагностичною метою почали практикувати в Олександрії в 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 в 300 р. до н.е. З того часу методи і технології значно вдосконалились, що дає можливість досліджувати набагато більше вимірюваних параметрів.

Одним з досягнень сучасних технологій в електронних вимірювачах артеріального тиску є можливість експортувати значення тиску в манжеті під час вимірювання артеріального тиску. Ця можливість не притаманна всім моделям електронних вимірювачів артеріального тиску, але при стрімкому прогресі сучасних технологій це питання найближчого майбутнього.

У медицині вимірювання АТ використовують, як один із початкових параметрів діагностики стану пацієнта. Отримання під час процедури вимірювання тиску набагато більшої кількості інформації про стан серцево-судинної системи, про адаптаційні можливості організму принесло б неоціненну допомогу у встановленні діагнозу, призначенні подальшого плану обстеження та моніторингу процесу лікування, реабілітації тощо.

Мета даного дослідження – вивчити можливі напрямки дослідження кривої тиску, отриманої в процесі процедури вимірювання артеріального тиску електронним вимірювачем артеріального тиску ВАТ41-2 та запропонувати фізіологічні інтерпретації отримуваних показників.

Матеріали та методи. Досліджень щодо аналізу осцилограм ми зустрічали багато [4]. Ці досліджен-

ня стрімко розвивались в 60 – 90 роках минулого сторіччя, як правило, вони зводились до аналізу осцилометричного індексу. Артеріальна осцилографія є одним з найбільш поширених методів дослідження периферійної артеріальної системи. Нормальна осцилограма має вигляд трикутника, що складається з групи зубців, які підвищуються, а потім знижуються. Висота максимального зубця осцилограми в міліметрах називається осцилометричним індексом (ОІ) і є основним показником осцилограми [5].

Обладнання, яке використовувалось для отримання осцилограм, мало велику інертність, через це інформативність була невисокою. Точність та чутливість ВАТ 41–2 та іншого обладнання, побудованого з використанням осцилометричного методу, значно вищі від обладнання, яке використовувалось в минулому сторіччі для запису осцилограм, тому можливості аналізу кривої тиску значно розширились.

Осцилометричний метод, який широко використовується в сучасних електронних вимірювачах артеріального тиску [6], так само використовується і у ВАТ 41–2.

Суть методу 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 (рис. 1), де крива тиску, після видалення з неї складової тиску, внесеної діяльністю компресора, використовується для визначення систолічного та діастолічного значення артеріального тиску та значення частоти серцевих скорочень.

В цій роботі ми розглянемо інформаційне значення та можливі подальші перспективи застосування кривої тиску (осцилограми), отриманої за допомогою вимірювача артеріального тиску ВАТ41–2 та програми Algorithm Debugger, отриманої від виробника ВАТ 41–2 Компанії «ІКС-ТЕХНО», що дає можливість експортувати записані дані в формат *.usr для кожного вимірювання. Отримані дані за допомогою розробленої програми в середовищі Matlab R2010 та макросів Microsoft Excel формували в звіти для подальшого аналізу та порівняння.

Було проведено більше 800 вимірювань в різних групах пацієнтів, які відрізнялися за віком, статтю, рівнем здоров'я. При проведенні експерименту використовували різні чинники впливу, такі як процедура масажу, проба Руф'є, занурювання кистей рук у холодну та теплу воду, перегляд та прослуховування різноманітних мультимедійних композицій тощо. Було відібрано ті ознаки, які змінювались впродовж проведених експериментів та були значущими.

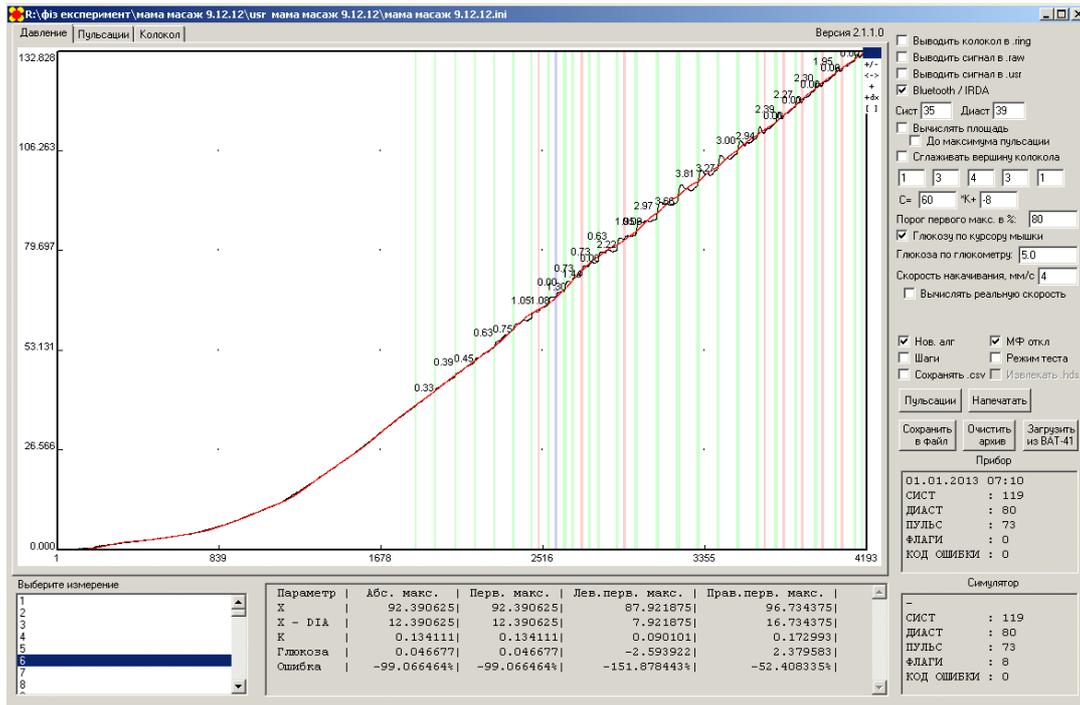


Рис. 1. Вікно інтерфейсу програми Algorithm Debugger, де відображається крива тиску після експорту з вимірювача артеріального тиску ВАТ 41–2. По осі X відображається відлік часу в секундах, по осі Y – значення коливань тиску в манжеті, мм рт. ст.

Зображення осцилограми (рис. 2), отриманої шляхом віднімання постійної зростаючої складової тис-

ку в манжеті під дією компресора від кривої тиску (рис. 1).

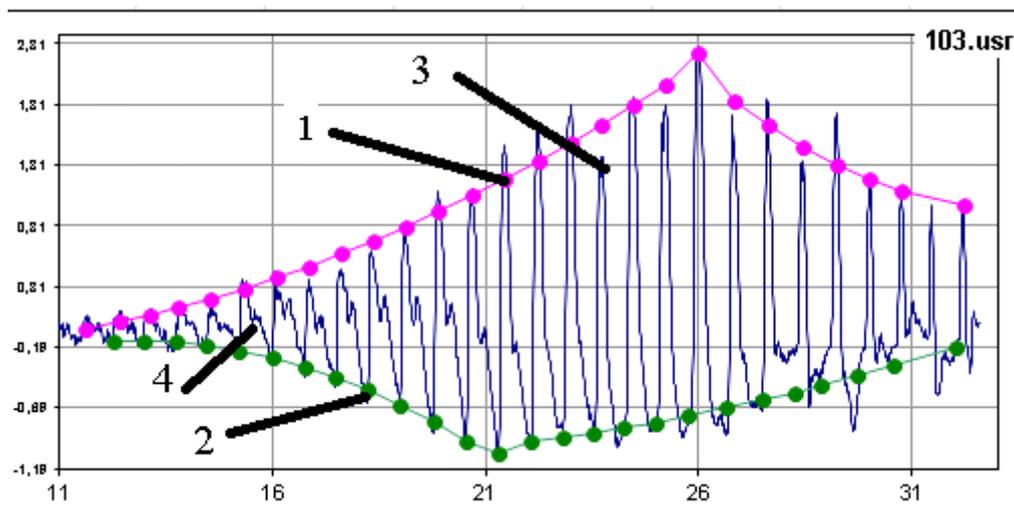


Рис. 2. Осцилограма, отримана з кривої тиску. По осі X відображаються відліки часу в секундах, по осі Y – значення коливань тиску в манжеті, мм рт. ст., під впливом судинної стінки артерії: 1 – огинаюча верхньої частини осцилограми, 2 – огинаюча нижньої частини осцилограми, 3 – осциляція, яка відхиляється від верхньої частини огинаючої осцилограми, 4 – дикротичний зубець (термін запозичений з реографії).

Процес вимірювання тиску можна розглядати, як навантаження на організм людини. Під час цього

відбувається перерозподіл кровотоку в організмі, больовий стрес під час перетискання манжеткою

вимірюваної області, з дистальної, перетиснутої ділянки кінцівки поступають сигнали від різноманітних рецепторів про відсутність кровотоку, обміну киснем, поживними речовинами тощо. Вимірюючи тиск, аналізуючи осцилограму ми можемо оцінити адаптаційні можливості організму на навантаження, в яке втягуються нервова, серцево-судинна системи, щодо інших поки невідомо.

Оскільки достатньої кількості термінології, яка б описувала ознаки та результати розрахунків для опису осцилограми тиску ми не зустрічали, то ми скористаємось термінами та методами дослідження з суміжних напрямків досліджень серцево-судинної системи, таких як реографія та електрокардіографія.

Аналізуючи отримані дані можна виокремити наступні підходи:

1. Морфологічний аналіз осцилограми (рис. 2)
2. Спектральний аналіз осцилограми.

3. Кількісна оцінка відхилення від огинаючої осцилограми максимумів (рис. 2, 1) та мінімумів (рис. 2, 2).

4. Часовий аналіз інтервалів між максимумами та мінімумами осциляцій.

5. Статистичний аналіз.

1. Морфологічний аналіз осцилограми.

- Форма осцилограми по обидві сторони осі X, швидкість зростання та спадання пульсацій;

- Наявність провалів в окремих осциляціях (рис. 2, 3);

- Наявність дикротичних зубів, їх форма, місце появи, зникнення, значення тиску, якому вони відповідають (рис. 2, 4);

- Форма осциляцій;

- Наявність дрібних осциляцій, місце та їх кількість (рис. 3, 1);

- Оцінка потужності скорочення зростаючої та спадаючої частин осцилограми.

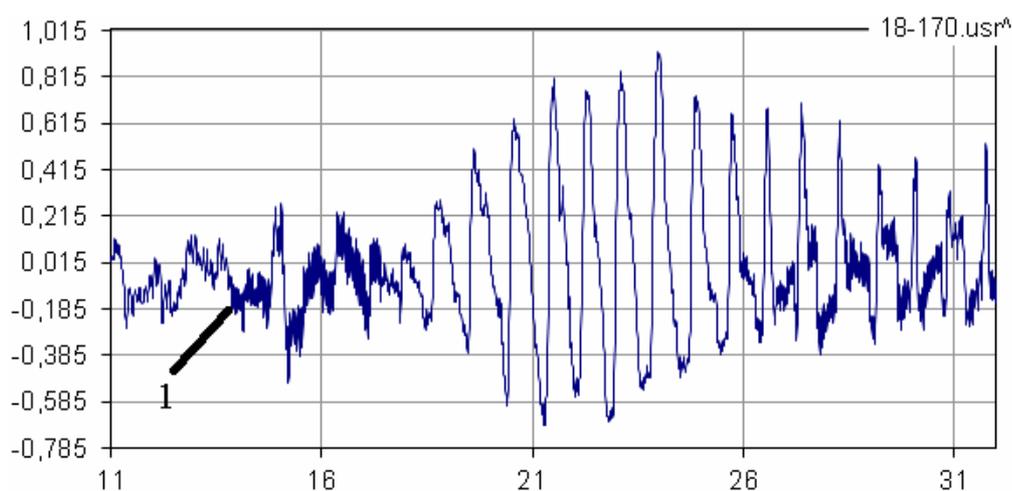
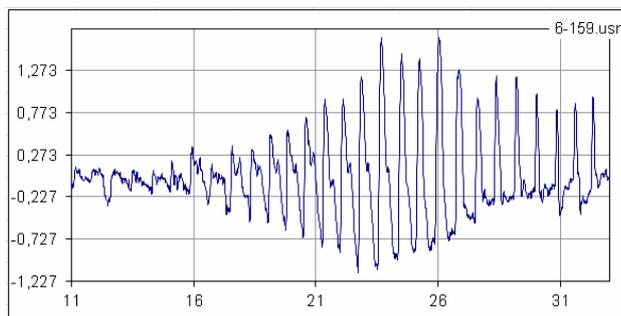


Рис. 3. Осцилограма, отримана з кривої тиску. Цифра 1 позначає дрібні осциляції на осцилограмі.

Як ми зазначали вище, осцилографія широко використовувалась для оцінки стану периферійних судин серцево-судинної системи [1]. У доступних нам джерелах ми не зустрічали аналізу екстремумів нижче осі X. Згідно з нашими спостереженнями, форма, амплітуда, періодичність можуть відрізнятися від цих показників вище осі X (рис. 4). На рисунку 4 в нижньому екстремумі праворуч з'являються дрібні осциляції, що можна пов'язати з тремором гладких м'язів артерії плеча під манжетою. Форма екстремумів також дещо змінилася, як максимумів, так і мінімумів. Можна також відмітити зменшення значення максимальної амплітуди після експерименту майже на 30 %, після експерименту зник провал в

осциляціях на максимальному зростанні амплітуди осцилограми. Збільшилось значення випадання осциляції на зростанні після експерименту та зменшилось значення відхилення від огинаючої після досягнення максимальної амплітуди до експерименту. Аналізуючи осцилограми до та після експерименту можна зробити висновок про зниження адаптаційних ресурсів серцево-судинної системи. Дикротичний зубець в осцилограмі до експерименту був присутній довше, практично до досягнення максимального значення амплітуди, в свою чергу, після експерименту дикротичний зубець зник при початку зростання амплітуди осцилограми, що свідчить про збільшення тону м'язів гладкої мускулатури судин, це припущення та-

кож підтверджується наявністю дрібних осциляцій в осцилограмі після експерименту. Такий тремор може



бути присутній лише в м'язовій тканині з підвищеним тонусом.

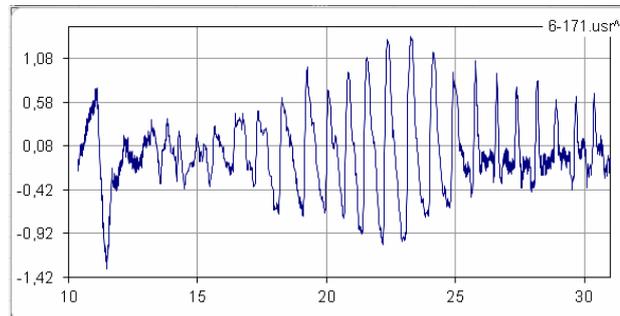
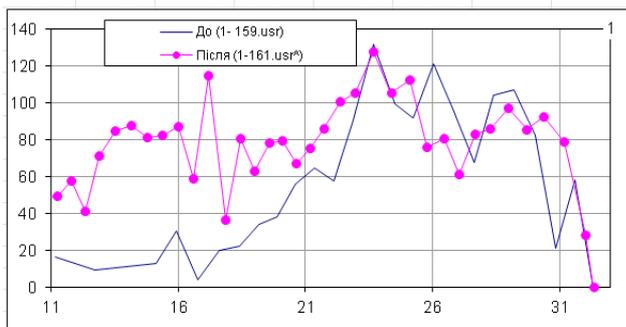


Рис.4. Осцилограма пацієнта П. до (ліворуч) та після (праворуч) перегляду відео з полум'ям.

Оцінка потужності скорочення зростаючої та спадаючої частин осцилограми так само виявилась досить інформативною, ми порівнювали між собою

площі зростаючих частин осциляцій до та після експерименту та спадаючої так само. Приклад таких графіків показано на рисунку 5.

Зміна площ зростаючої частини осциляцій



Зміна площ спадаючої частини осциляцій

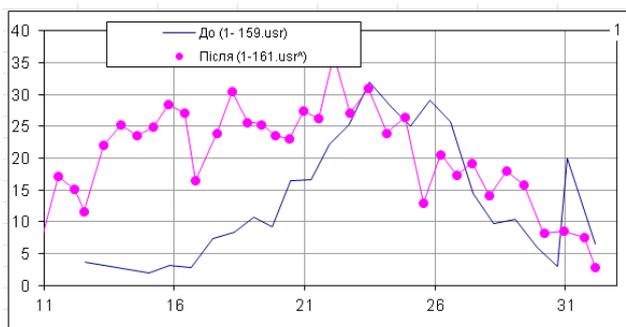


Рис. 5. Графік зміни площ зростаючої (ліворуч) та спадаючої (праворуч) частин осциляції пацієнта П. до та після перегляду відео з полум'ям.

Наприклад, на рисунку 5 ми можемо побачити значно більшу потужність (площу) після експерименту до моменту максимального значення амплітуди, після чого потужність вирівнюється. Так само варто відмітити більш активну участь нижчих ланок ЦНС в акті регуляції роботи серцево-судинної системи в першій половині вимірювання артеріального тиску, про що свідчать швидкі перепади в потужності систоли та діастолі.

2. Спектральний аналіз осцилограми.

Спектральний аналіз ґрунтується на фізичному перетворенні коливань осцилограми (швидке перетворення Фур'є). В електрокардіографії аналізуються інтервали між зубцями, при цьому послідовність серцевих скорочень перетворюється в спектр потужності коливань тривалості інтервалів R-R, що представляють собою послідовність частот (у Гц), які характеризують динаміку ритмів серця, кожній з яких відповідає певна щільність (амплітуда) коливань [7].

Ми використовували перетворення Фур'є для аналізу осцилограми, оскільки кількість інтервалів між екстремумами 15–30, чого недостатньо для перетворення Фур'є.

Для аналізу спектрограми ми обмежили досліджуваний інтервал від 0 до 0,4 Гц. На цьому інтервалі визначають в ЕКГ такі показники, як потужність (площа) кожної ділянки: HF: 0,15–0,40 Гц; LF: 0,04–0,15 Гц; k=LF/HF; VLF: 0,003–0,04 Гц; Total <0,40 Гц; нами ще було розраховано значення потужності на інтервалах >0,40 Гц та <0,003 Гц. Ці показники відображають стан ланок вегетативної нервової системи.

На рисунку 6 показане зображення спектрограми в інтервалі частот від 0 до 0,4 Гц. Ми можемо припустити, що прийняті вище описані показники в ЕКГ можуть також використовуватись і для аналізу потужності спектра в осцилограмі. В подальших дослідженнях ми покажемо це.

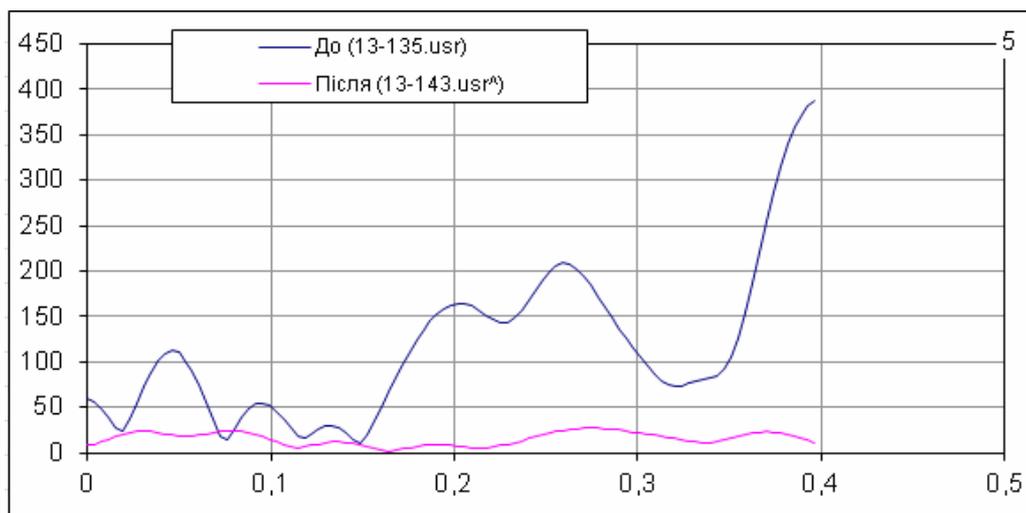


Рис. 6. Спектрограма до та після 20 присідань (проба Руф'є) пацієнта П.

Коливання активності парасимпатичної системи породжують зміни серцевого ритму з частотою 0,15–0,4 Гц і більше, формуючи так звані швидкі (високочастотні, дихальні) хвилі (HF – high frequency) (рис. 7).

Підвищення симпатичної активності викликає збільшення ЧСС. Сталий рівень ЧСС досягається лише через 30–60 секунд після початку стимуляції

симпатичних волокон. Таким чином, симпатична система регуляції кровообігу є повільною системою регулювання. Відповідно і хвилі, зумовлені коливанням симпатичної системи, називаються повільними (низькочастотними) хвилями (LF – low frequency). Частота коливань повільних хвиль – 0,04–0,15 Гц (2,4–9 коливань на хвилину) [8].

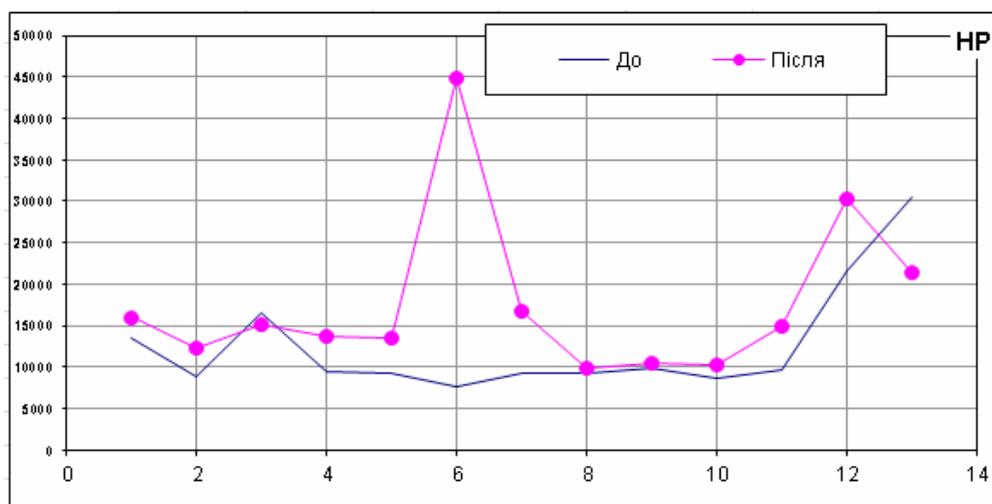


Рис. 7. Графік зміни показника HF (потужність в діапазоні високих (0,15–0,4 Гц) частот) після масажу комірцевої зони та після масажу спини в 13 пацієнтів.

Найповільнішою системою регуляції кровообігу є гуморально – метаболічна система. Вона пов'язана з активністю як циркулюючих гормонів в крові, так і активних речовин в самій тканині (тканинних гормонів). Її регулюючий вплив пов'язаний з наступною активністю тканин: одне коливання в хвилину і рідше, що відповідає діапазону частот менш 0,04 Гц – так звані дуже повільні (низькочастотні) хвилі (VLF – very low frequency) (рис. 8) [8].

Ще одним способом спектрального аналізу є перетворення Гільберта.

Перетворення Гільберта дозволяє розкласти вихідний процес на дві складові – амплітудну та фазову. Приклад такого розкладу показано на рисунку 9. Амплітуда гармонійної функції не змінюється в часі, а фаза лінійно зростає з коефіцієнтом пропорційності, який має назву частоти. Частота визначає число періодів (повторень значень функції) в одиницю часу і є

постійною в часі величиною. Амплітуда і фаза гармонійної функції відображають різну інформацію: амплітуда описує енергію, а фаза характеризує по-

вторюваність процесу в часі, і в цьому сенсі вони можуть розглядатися як незалежні характеристики гармонійної функції.

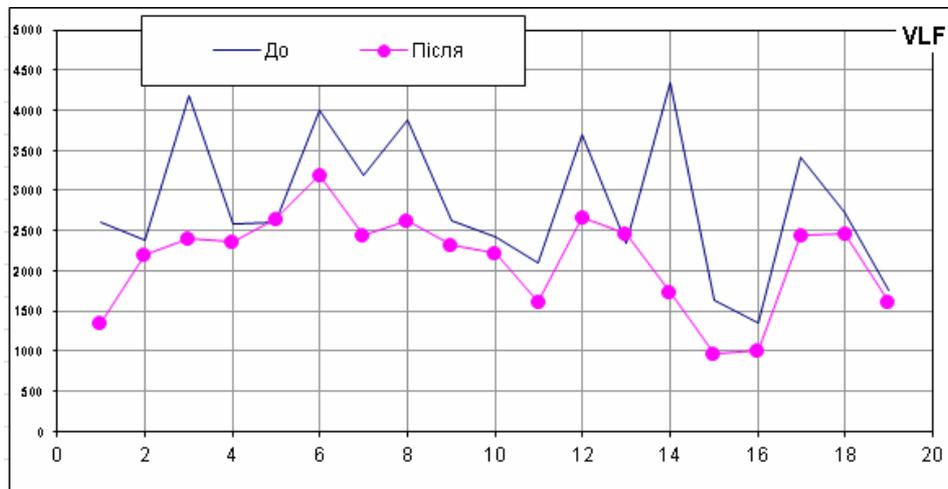


Рис. 8. Графік зміни показника VLF (потужність в діапазоні дуже низьких (0,003–0,04 Гц) зразу після присідання та в кінці третьої хвилини після 20 присідань (проба Руф'є) в 19 пацієнтів.

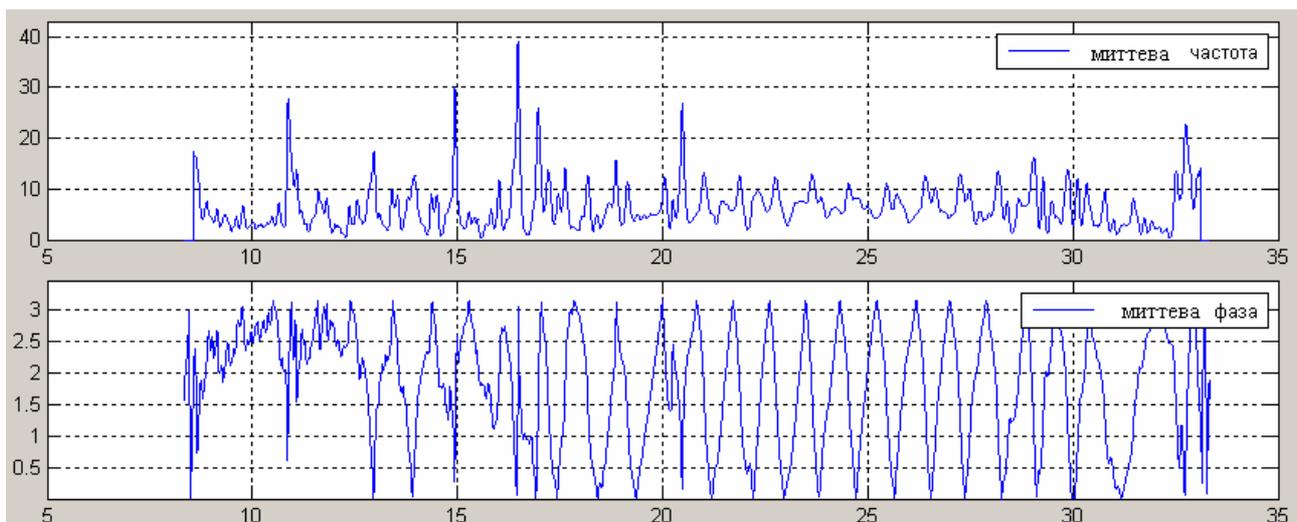


Рис. 9. Графік відхилень від огинаючої нижніх та верхніх екстремумів осцилограми.

3. Кількісна оцінка відхилення від огинаючої осцилограми максимумів (рис. 2,1) та мінімумів

(рис. 2,2) показала неоднорідність реакції серцево-судинної системи на процес вимірювання тиску.

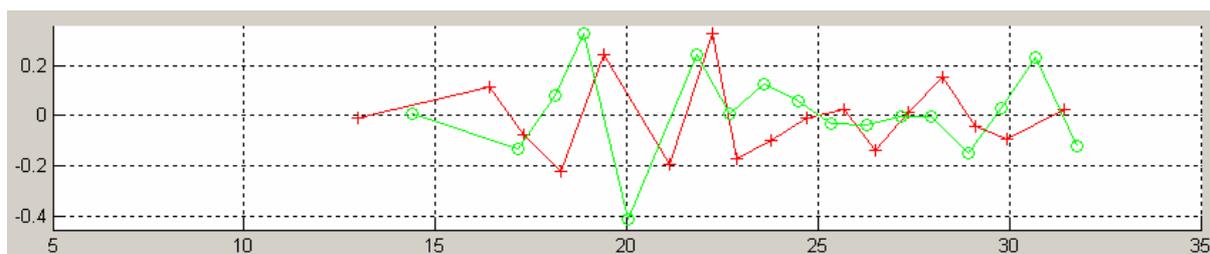


Рис. 10. Графік відхилень від огинаючої нижніх та верхніх екстремумів осцилограми.

Насамперед варто звернути увагу на несиметричність відхилень від огинаючої, вони мають різну амплітуду. Значення до та після експерименту набувають позитивних та негативних значень. Це означає, що мають місце осциляції як з малою потужністю, так і з великою, які значно більше від сусідніх осциляцій. Ми можемо говорити про якість регуляції вегетативної нервової системи, та стан виконавців – м'язів гладкої мускулатури, їх злагоженість, тонус тканин, які знаходяться між артерією та манжеткою, та, звичайно, серця.

4. Часовий аналіз інтервалів між максимумами та мінімумами осциляцій.

Спочатку розглянемо SSA (Singular spectrum analysis або аналіз сингулярного спектра) – метод аналізу

часових рядів, заснований на перетворенні одновимірного часового ряду в багатовимірний ряд з подальшим застосуванням до отриманого багатовимірного тимчасового ряду методу головних компонент.

Спосіб перетворення одновимірного ряду в багатовимірний являє собою «згортку» часового ряду в матрицю, що містить фрагменти часового ряду, отримані з деяким зрушенням. Загальний вигляд зсувової процедури нагадує «гусеницю», тому сам метод нерідко так і називають – «Гусениця»: довжина фрагмента називається довжиною «гусениці», а величина зсуву одного фрагмента щодо іншого – кроком «гусениці». Приклад розрахунку з використанням цього методу подано на рисунку 11.

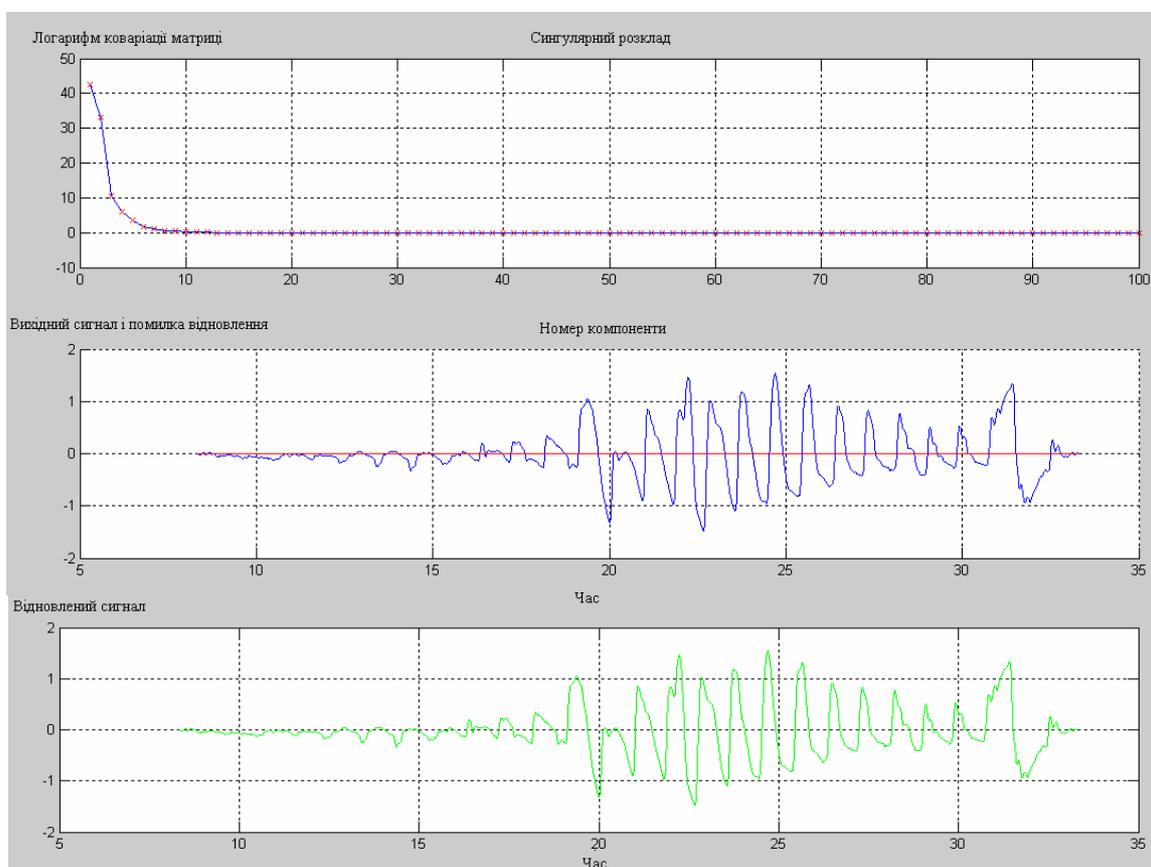


Рис. 11. Графіки розрахунків за допомогою методу «Гусениці» при аналізі осцилограми.

Оцінка зміни тривалостей осциляцій між максимумами та мінімумами.

Тривалість вимірювання артеріального тиску ВАТ 41–2 складає в середньому 40 секунд, з них корисного сигналу приблизно 25 секунд вимірювання (рис. 4). Під час розробки програмного середовища ми зіткнулись зі складністю ідентифікації екстремумів при малих значеннях сигналу. Аналіз ділянок від 10–20

секунди є вкрай цікавим. Незважаючи на складності та появу помилок в ідентифікації екстремумів ми залишили цю ділянку для подальшого аналізу та дослідження.

Частота серцевих скорочень після присідань зросла (рис. 12), відповідно інтервали між екстремумами зменшилась. Крива графіку, що відображає зміни інтервалів між максимумами (ліворуч) та мінімума-

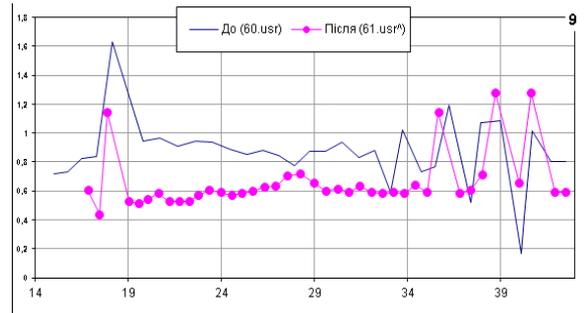
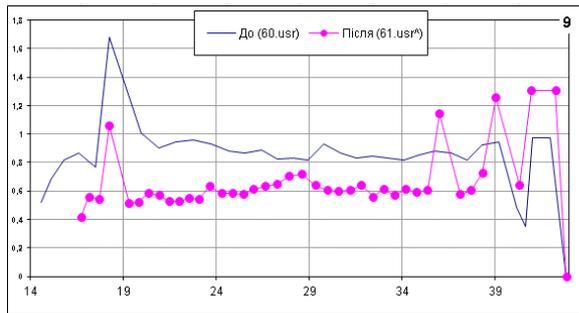


Рис.12. Графіки зміни інтервалів між максимумами (ліворуч) та мінімумами (праворуч) осцилограми пацієнта К. до та після виконання проби Руф'є (проби з 20 присіданнями).

ми (праворуч) осцилограми знаходиться нижче. Слід звернути увагу на різну поведінку інтервалів, при оцінці максимумів (ліворуч) в правій частині осцилограми після присідання ми бачимо набагато частішу зміну інтервалів між максимумами, що свідчить про залучення до регуляції нижніх ланок ЦНС. Праворуч –

осциляції мали більш симетричний характер. Можна зробити висновок про різні механізми регулювання, задіяні в процесі адаптації до вимірювання артеріального тиску, які відповідають за «організацію» нижніх та верхніх екстремумів.

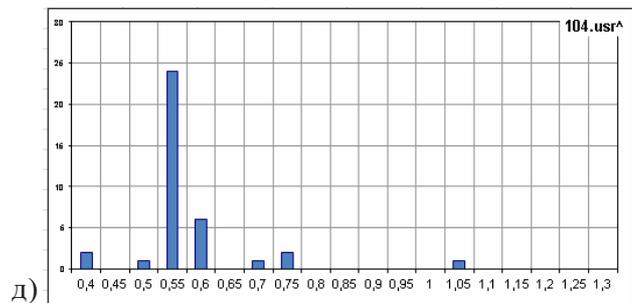
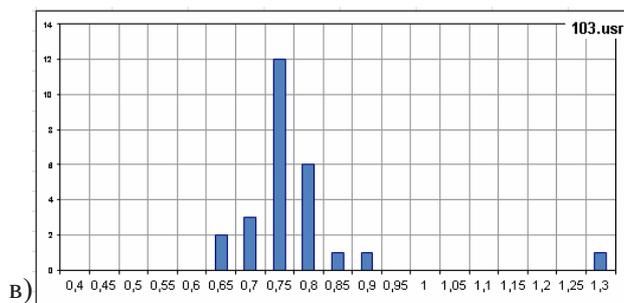
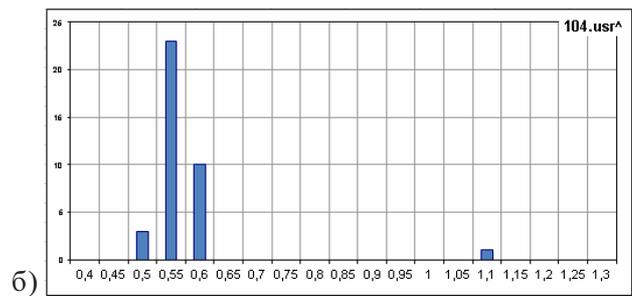
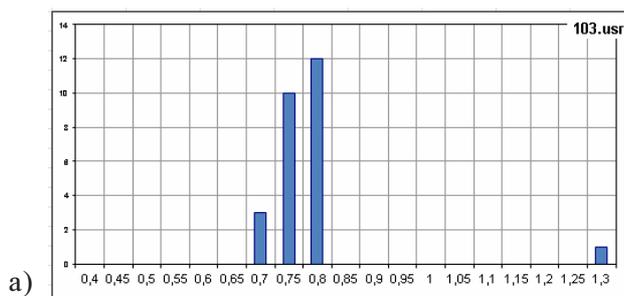


Рис. 13. Гістограми розподілу інтервалів осцилограми між максимумами (ліворуч а, в) та мінімумами (праворуч б, д) пацієнта К. до та після виконання проби Руф'є (проби з 20 присіданнями).

На побудованій гістограмі можна побачити, використовуючи підходи побудови гістограм розподілу R-R інтервалів з ЕКГ, гістограму розподілу інтервалів осцилограми між максимумами (рис. 13, ліворуч а, в) та мінімумами (рис. 13, праворуч б, д). Згідно з теорією, закладеною Баєвським Р. М. [9], про оцінку стану рівноваги ланок вегетативної нервової системи до та після експерименту – симпатична ланка вегетативної нервової системи почала працювати ще активніше. Варто звернути увагу на тільки часткову

симетричність між гістограмами максимумів та мінімумів.

Зміна співвідношення систоли до тривалості кардіоциклу. На дослідження цього співвідношення нас надихнули роботи, направлені на вивчення золотого перерізу [10, 11]. Одним із співвідношень, де автори вказують на наявність золотого перерізу, є співвідношення тривалості систоли до тривалості кардіоциклу. Осцилограма за своєю структурою нагадує реограму, де можна побачити основні елемен-

ти реограми: анакроду, катакроду, інцизуру та дикротичний зубець. Систола триває від початку анакроду до моменту інцизури, а діастола триває від початку інцизури до початку анакроду [12]. Особливістю осцилограми є швидка зміна тиску в манжеті, що призводить до невеликої кількості осциляцій, які мають вигляд звичайної реограми та інцизура і дикротичний зубець не завжди присутні. В зв'язку з цим, за кінець

систоли ми приймали момент перетину з віссю X, ми розуміємо, що не завжди цей момент буде відповідати кінцю систоли та початку діастоли. Для аналізу осцилограм ми побудували графіки значень співвідношень (рис. 14). А для аналізу частоти їх появи побудували гістограми, де по осі Y відкладається частота появи однакових значень співвідношень (рис. 15).

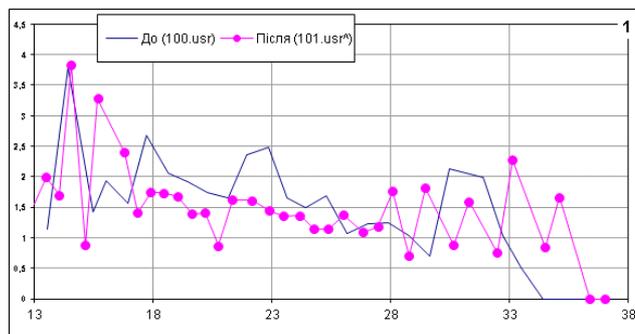


Рис. 14. Графік зміни співвідношень систоли до тривалості кардіоциклу пацієнта М. до та після виконання проби Руф'є (проби з 20 присіданнями).

Аналізуючи графік (рис. 14) співвідношення можна відмітити зростання значень співвідношення від 18 до 25 секунди. А в наступній частині графіка мож-

на спостерігати швидку зміну значень співвідношення після експерименту.

На рисунку 15 ми можемо бачити зміщення значень співвідношень до та після навантаження.

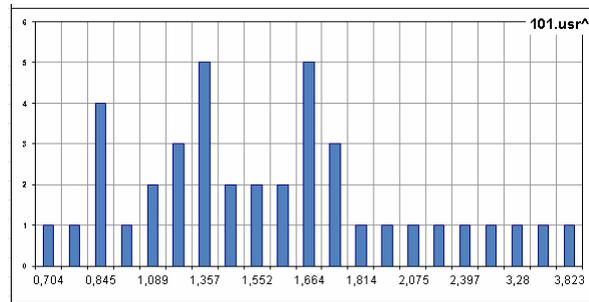
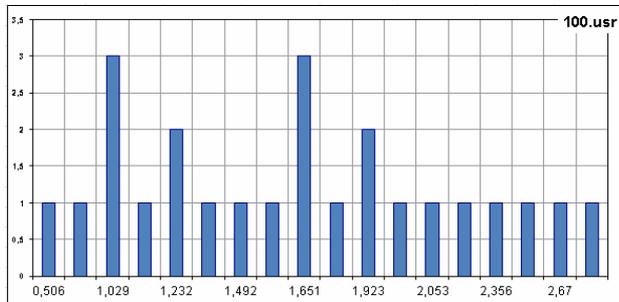


Рис.15. Гістограми зміни співвідношень систоли до тривалості кардіоциклу пацієнта М. до (ліворуч) та після (праворуч) виконання проби Руф'є (проби з 20 присіданнями).

Аналіз варіабельності серцевого ритму

Суть часового аналізу ВРС полягає в обробці статистичними методами певних масивів послідовних інтервалів R-R (normal to normal – N–N) і визначенні ступеня їх коливань. Було використано ці підходи для аналізу осцилограми, хоча деякі з них використовують в галузі електрокардіографії в більш тривалих дослідженнях. Розрахували такі показники:

- SDD – стандартне відхилення різниць між сусідніми нормальними екстремумами (рис.13);
- $pNN50$ – відсоток послідовних інтервалів максимумів та мінімумів, різниця між якими перевищує 50 мс;
- Мода (Mo) (рис.13, а);

- Амплітуда моди (Амо)
- Варіаційний розмах (ВР)
- ІВР (індекс вегетативної рівноваги), $ІВР = АМо / ВР$;
- ВПР (вегетативний показник ритму) ($ВПР = 1 / Мо \times ВР$);
- ІН – індекс напруги ($ІН = Мо * АМо / 2ВР$)
- HRV – індекс – триангулярний індекс ВРС, обчислюється за гістограмою, побудований з інтервалом у 8 мс шляхом ділення загальної кількості аналізованих інтервалів між осциляціями на частоту появи екстремумів відповідної моди (рис.13, б).

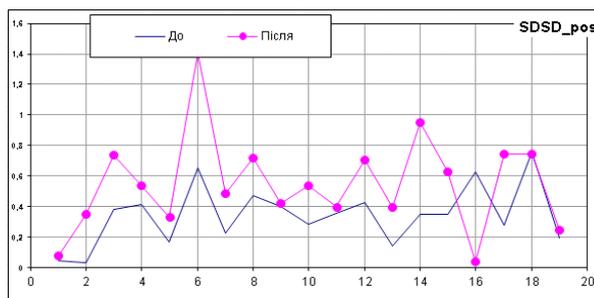
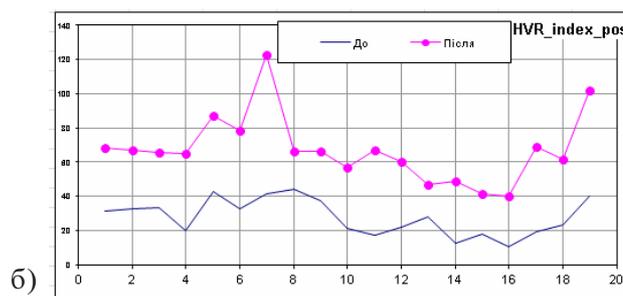
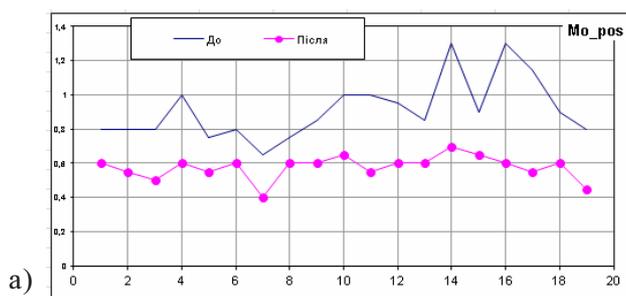


Рис. 16. Графік зміни стандартного відхилення різниць між сусідніми максимальними значеннями екстремумів до та після прослуховування групою з 20 осіб запису потоку води в струмку.



а)

б)

Рис. 17. Графік зміни Моді (Mo) (а) та HRV – індекса (б) для максимальних значень екстремумів до та після 20 присідань (Проба Руф'є) групою з 19 осіб.

5. Статистичний аналіз.

Для оцінки ефективності впливу досліджуваних чинників впливу на показники серцево-судинної системи в пацієнтів ми використовували методи статистичного аналізу, а саме методи перевірки статистичних. Так, нульовою гіпотезою в нашому випадку,

наприклад, були: вплив на рівень слуху лівого вуха мультимедійними чинниками є значимий. Альтернативною гіпотезою відповідно: вплив на рівень слуху лівого вуха мультимедійними чинниками є не значимий. Результат перевірки статистичних гіпотез подано на рисунку 18.

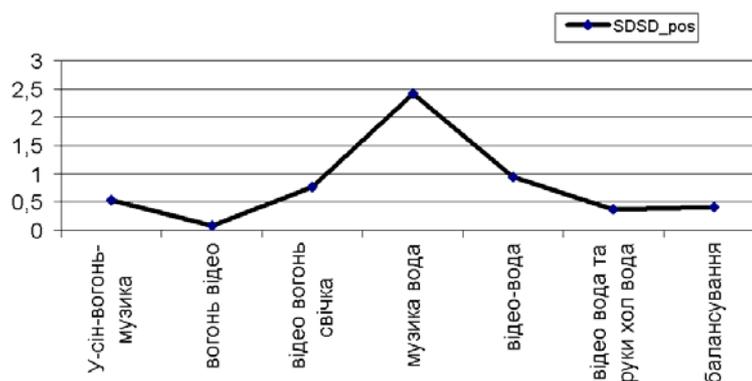


Рис. 18. Графік зміни розрахункового значення t-критерію Стьюдента значень SDSD (стандартне відхилення різниць між сусідніми екстремумами) під впливом різних мультимедійних композицій.

Згідно з результатами розрахунку, тільки музична композиція, виконана на китайських народних інструментах, з назвою “Вода” спричинила достовірні зміни на SDSD показник. На нашу думку, важливо відмітити різність впливу різних мультимедійних чинників на різні показники серцево-судинної системи.

Дисперсійний та кореляційний аналіз

В останні десятиліття стрімко розвивається холістичний підхід до організму людини та світобудови. Розвиток холістичної медицини: Поняття «холізм» і «холістичний» походять від грецького слова «Холон», що означає «цілісність». Відповідно і весь світ, і все

живе з точки зору холізму – це єдине ціле. Концепція цього руху полягає в тому, що людина неподільна і являє собою єдине ціле в просторово-часовому континуумі. Алгоритм цілісності сформулював ще давньогрецький вчений Геракліт в V столітті до н. е.: “З одного – все, з усього – одне” .

Саме виявити та оцінити взаємозв’язок між різними ланками серцево-судинної системи та усього організму покликане це дослідження.

В наведених рисунках 19, 20, 21 можна побачити, що на вплив різних мультимедійних чинників різні

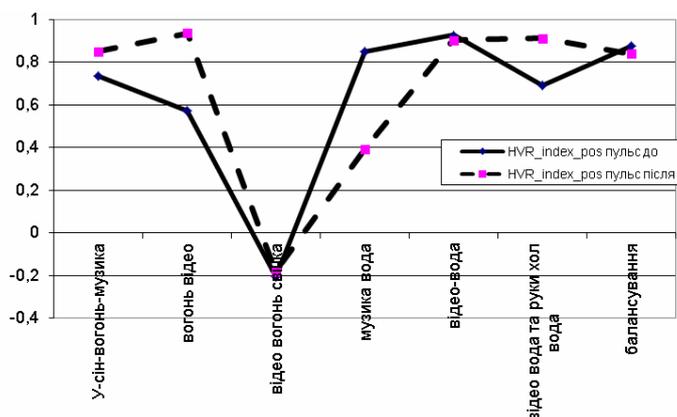


Рис. 19. Графік зміни кореляції між триангулярним індексом ВРС та пульсом до та після впливу різних мультимедійних чинників.

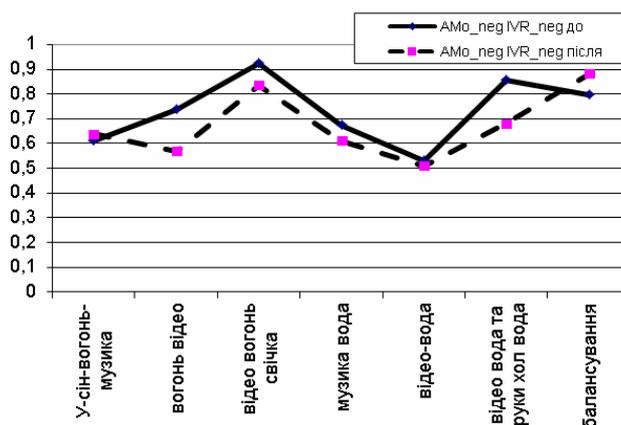


Рис. 20. Графік зміни кореляції між амплітудою моди (Амо) та індексом варіаційного розмаху (IVR) до та після впливу різних мультимедійних чинників.

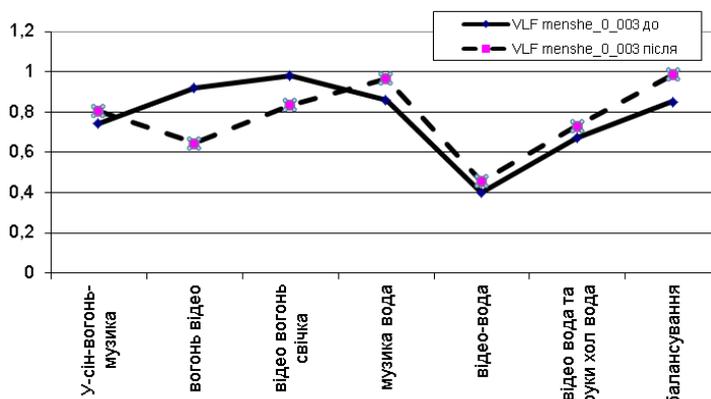


Рис. 21. Графік зміни кореляції між потужністю в діапазоні дуже низьких (0,003–0,04 Гц (VLF) до значення потужності <0,003 Гц до та після впливу різних мультимедійних чинників.

регуляторні механізми серцево-судинної системи реагують по різному. Так, наприклад, під впливом перегляду відео з полум'ям в каміні протягом 3 хв значення кореляції між триангулярним індексом і пульсом зменшились з 0,58 до 0,97, а кореляція між значеннями потужності в діапазоні дуже низьких (0,003 – 0,04 Гц (VLF) до значення потужності < 0,003 Гц зросло від 0,63 до 0,93. Цих декілька прикладів показують наявність складних механізмів, чутливих до впливу мультимедійних чинників.

Оцінка дисперсії між показниками серцево-судинної системи під впливом різних чинників. Ще одним важливим показником є оцінка злагодже-

ності реакції організму на різні впливи. Так, наприклад, на рисунку 22 показано, що прослуховуючи мультимедійні композиції в навушниках з однаковою гучністю дисперсія рівня слуху в лівому та правому вухах змінювалися по різному. При прослуховуванні музики з записом звуку струмка можна спостерігати протилежну зміну дисперсії в рівні слуху в лівому та правому вухах.

На рисунку 23 видно, що тільки мультимедійна композиція «балансування» призвела до зменшення дисперсії в показниках стандартного відхилення різниць між сусідніми максимумами до та після впливу різних мультимедійних чинників.

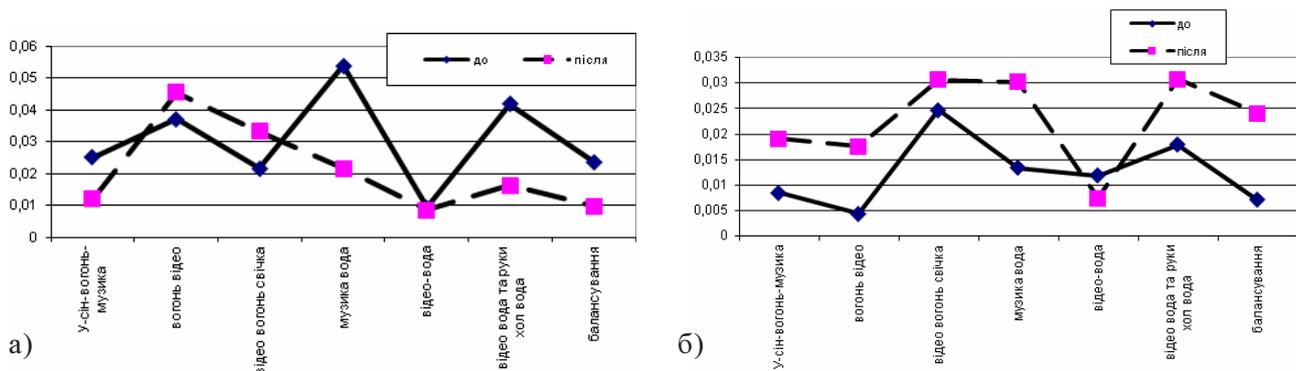


Рис. 22. Графік зміни дисперсії між показниками рівня чутливості до та після впливу різних мультимедійних чинників а) лівого вуха; б) правого вуха.

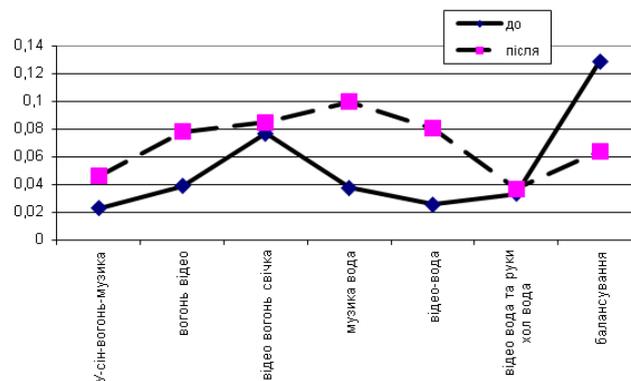


Рис. 23. Графік зміни дисперсії між показниками стандартного відхилення різниць між сусідніми максимумами до та після впливу різних мультимедійних чинників.

Висновки:

За результатами проведеного дослідження можна зробити наступні висновки:

Використання кривої тиску, отриманої в процесі процедури вимірювання артеріального тиску електронним вимірювачем тиску ВАТ41–2, є інформативним та перспективним напрямком для експрес-діагностики.

Описані в статті підходи та параметри оцінки серцево-судинної системи потребують більш глибокого вивчення та інтерпретації отримуваних показників.

Запропонований підхід до вивчення ступеня взаємодії між різними ланками серцево-судинної системи є актуальним та перспективним.

Описано можливість для оцінки функціональних резервів серцево-судинної системи використовувати процес вимірювання тиску.

Література

1. Баевский Р. М. Оценка адаптационных возможностей организма и риск развития заболеваний / Р. М. Баевский, А. П. Берсенева. – М. : Медицина, 1997.
2. 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.
3. Marzeniuk V. P. System analysis methods of medical and biological processes. / V. P. Marzeniuk, A. G. Nakonechny. – Ternopil : Ukrmedknyha, 2003. – 241 p.
4. Покровский А. В. Клиническая ангиология : руководство / под ред. А. В. Покровского. – в двух томах. – Т. 1. – М. : ОАО «Издательство «Медицина», 2004. – 808 с.
5. Суточное мониторирование артериального давления при гипертонии. / А. Н. Рогоза, В. П. Никольский, Е. В. Ощепкова [и др.]. – М. : изд. РКНПК МЗ РФ, 1996. – С. 45.
6. Свищенко Е. П. Артериальная гипертензия : практическое руководство / Е. П. Свищенко, В. Н. Коваленко ; под ред. В. Н. Коваленко. – К. : Моріон, 2001. – 528 с.
7. Явелов И. С. Изменения variability ритма сердца, оцененной за короткое время в стандартных условиях у больных, перенесших инфаркт миокарда / И. С. Явелов, Е. Е. Травина, Н. А. Грацианский // Кардиология. – 1999. – № 5. – С. 4–12.
8. Михайлов В. М. Variability ритма сердца: опыт практического применения метода / В. М. Михайлов. – изд. 2-е, перераб. и доп. – Иваново : Иван. гос. мед. академия, 2002. – 290 с. : ил.
9. Баевский Р. М. Variability сердечного ритма: теоретические аспекты и возможности клинического применения / Р. М. Баевский, Г. Г. Иванов // Ультразвуковая и функциональная диагностика. – 2001. – № 3. – С. 106–127.
10. Цветков В. Д. Сердечные циклы млекопитающих: гармония, оптимальность, симметрия / В. Д. Цветков // «Академия Тринитаризма», М., Эл № 77-6567, публ. 14288, 14.03.2007.
11. Сороко Э. М. Золотые сечения, процессы самоорганизации и эволюции систем : введение в общую теорию гармонии систем / Э. М. Сороко. – Изд. 2. – М. : КомКнига, 2006. – 264 с.
12. Смирнов И. В. Функциональная диагностика. ЭКГ, реография, спирография / И. В. Смирнов, А. М. Старшов. – Издательство: «Эксмо», 2008. – 224 с.