

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ  
 НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ  
 "КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ ІМ. ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО"  
 Факультет електроніки  
 Кафедра електронної інженерії

"На правах рукопису"

«До захисту допущено»

Завідувач кафедри

УДК \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_ В.І. Тимофєєв

“ ” \_\_\_\_\_ 20\_\_ р.

## Магістерська дисертація

зі спеціальності 153 мікро- та наносистемна техніка

на тему «Аналіз стабілограм людини методом орієнтованих фрактальних  
 компонентів»

Виконав: студент 2 курсу, групи ДМ-11мп

Алекперов Ельдар Натікович

(прізвище, ім'я, по батькові)



(підпис)

Науковий керівник доц. каф. ЕІ, доц., к.т.н. А.О. Попов

(посада, вчене звання, науковий ступінь, прізвище та ініціали)



(підпис)

Консультант \_\_\_\_\_

(назва розділу)

(вчені ступінь та звання, прізвище, ініціали)

(підпис)

Рецензент доц. каф. АМЕС, к.н.т., доц. П.В. Попович

(посада, вчене звання, науковий ступінь, прізвище та ініціали)



(підпис)

Засвідчую, що у цій магістерській дисертації  
 немає запозичень з праць інших авторів без  
 відповідних посилань.

Студент \_\_\_\_\_

(підпис)

Київ - 2022 року

**Національний технічний університет України  
“Київський політехнічний інститут ім. Ігоря Сікорського”**

Факультет електроніки  
Кафедра електронної інженерії  
Рівень вищої освіти – другий (магістерський) за освітньо-професійною  
програмою  
Спеціальність 153 мікро- та наносистемна техніка

**ЗАТВЕРДЖУЮ**

Завідувач кафедри

\_\_\_\_\_ В. І. Тимофєєв

“ \_\_\_ ” \_\_\_\_\_ 20\_\_ р.

**З А В Д А Н Н Я  
НА МАГІСТЕРСЬКУ ДИСЕРТАЦІЮ СТУДЕНТУ**

\_\_\_\_\_ Алекперову Ельдару Натіковичу \_\_\_\_\_

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема дисертації Аналіз стабілограм людини методом орієнтованих  
фрактальних компонентів

Науковий керівник Попов А.О., доц., к.т.н \_\_\_\_\_,  
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

затверджені наказом по університету від “ 08 ” листопада 2022 року № 4092-с

2. Строк подання студентом дисертації 16.12.2022

3. Об'єкт дослідження Сигнали стабілограм

4. Предмет дослідження Методи та засоби аналізу сигналів стабілограм

5. Перелік питань, які потрібно розробити

Визначення поняття балансу людини; вивчення основних методів дослідження балансу; вивчення методів оцінки рівноваги тіла людини; вивчення основних методів аналізу стабілограм; проведення численного експериментального дослідження стабілограм методом аналізу OFSCA (орієнтований аналіз компонентів фрактального масштабування) для аналізу балансу людини під час виконання фізичних вправ.

6. Перелік графічного (ілюстративного) матеріалу  
Рисунки в тексті пояснювальної записки, ілюстрації до захисту

7. Орієнтовний перелік публікацій

8. Консультанти розділів дисертації

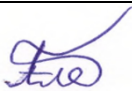
Розділ	Прізвище, ініціали та посада Консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв

9. Дата видачі завдання 27.10.2022

### КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва етапів виконання магістерської дисертації	Строк виконання етапів роботи	Примітка
1	Отримання завдання з магістерської дисертації	27.10.2022	
2	Дослідження балансу тіла людини	28.10-10.11	
3	Методи дослідження та аналізу балансу тіла людини	11.11-24.11	
4	Експериментальне дослідження стану людини під час виконання фізичних вправ	25.11-11.12	
5	Оформлення та підготовка магістерської дисертації до захисту	12.12-16.12	


Студент

  
(підпис)

Алекперов Е.Н.

(прізвище та ініціали)

Науковий керівник роботи

  
(підпис)

Попов А.О.

(прізвище та ініціали)

## РЕФЕРАТ

Дисертацію викладено на 78 сторінках, вони містять 3 розділи, 21 ілюстрації, 13 таблиць, 29 джерел в переліку посилань.

СТАБІЛОГРАФІЯ, СТАБІЛОГРАФІЧНА ПЛАТФОРМА, МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ БАЛАНСУ, МЕТОДИ АНАЛІЗУ СТАБІЛОГРАМ, МЕТОД АНАЛІЗУ ORIENTED FRACTAL SCALING COMPONENT ANALYSIS (OFSCA).

Об'єктом дисертації є здатність людини підтримувати баланс тіла. Предмет дисертації – методи та технічні засоби дослідження балансу тіла людини.

Метою дисертації є експериментальне дослідження стабілограм спортсменів та їх аналіз методом аналізу OFSCA (орієнтований аналіз компонентів фрактального масштабування) для аналізу балансу людини під час виконання фізичних вправ.

У першому розділі надані теоретичні відомості про сенсорну систему підтримки балансу людини, також наведені сфери застосування дослідження балансу тіла людини. У другому розділі наведено метод стабілометрії як метод дослідження балансу тіла людини, методи оцінки рівноваги тіла людини, а також методи аналізу даних стабілограм з посиланням на наукові роботи, в яких вони застосовуються, де описано як та для чого вони застосовуються. У третьому розділі описаний експеримент, який був проведений з використанням стабілографічної платформи для перевірки балансу, та застосуванням методу аналізу стабілограм Oriented Fractal Scaling Component Analysis (OFSCA).

## ABSTRACT

The thesis is presented on 78 pages, they contain 3 parts, 21 figures, 13 tables, 29 references.

STABILOGRAPHY, STABILOGRAPHIC PLATFORM, METHODS OF RESEARCH OF BALANCE, METHODS OF ANALYSIS STABILOGRAMS, METHOD OF ANALYSIS ORIENTED FRACTAL SCALING COMPONENT ANALYSIS (OFSCA).

Disturbance of balance - short-term or permanent inability to control the position of the body in space, manifested by unsteady gait, unexpected falls, swaying, and impaired coordination.

Balance is the ability to keep the center of mass of the body above the support base. Three main sensory systems are involved in balance and posture: the vision system, the vestibular system, the somatosensory system.

Studies of balance function, proprioceptive system, visual analyzer, vestibular apparatus and other body functions directly or indirectly related to maintaining balance are widely used in medicine and sports.

Stabilometry is a method of researching the state of the vestibular system, which is carried out using an apparatus for recording fluctuations of the projection of the center of mass of a person on the plane of support, signal transformation and real-time transmission of measurement data for decoding and analysis in a processing unit (computer), with the aim of obtaining objective information for the diagnosis and assessment of the conditions of the motor-coordination sphere, the system of spatial orientation, as well as for the purpose of carrying out restorative treatment, or training, or special functional tests.

Detrended fluctuation analysis (DFA) is used to study the behavior of the time series of the position of the center of pressure COP based on the activity of the human postural control system.

In this thesis considers a new class of mixed oscillations with different directions and features of fractal scaling as a model for anisotropic two-dimensional (2D) trajectories, which occur mainly in complex systems. In order to decompose such similar mixed oscillations into orthogonally oriented components, was developed an analysis of oriented fractal scale components (OFSCA).

The DMA algorithm propose as an alternative method for quantifying long-range correlations.

The purpose and aim of the experiment was to determine the balance of the human body and the position of the center of mass of the body. The experiment was conducted on the basis of the National University of Physical Education and Sport of Ukraine in a special laboratory. Athletes of different skill levels took part in the experiment. As a result of the experiment, it was necessary to find out how the training and level of the athlete affects the position of the center of mass, and how the position depends on the various exercises during which this result is recorded.

Parameters are fixed using the Wii board. Everyone who participates in the experiment must get up on the platform and start performing the exercises specified by a particular experiment for a certain time, to fix the necessary parameters. After receiving the results, perform only their processing using selected method Oriented Fractal Scaling Component Analysis (OFSCA).

During the experiment, files were obtained with data on the position of the center of mass of the person when performing the specified exercises.

To analyze the obtained exponents during the calculation in the experimental part, the t-test and t-test of Wilcoxon were performed.

## ЗМІСТ

СКРОЧЕННЯ ТА УМОВНІ ПОЗНАКИ.....	9
ВСТУП.....	10
1 ДОСЛІДЖЕННЯ БАЛАНСУ ТІЛА ЛЮДИНИ.....	12
1.1 Поняття балансу тіла людини.....	12
1.2 Використання досліджень балансу тіла людини в медицині.....	18
1.3 Дослідження балансу тіла людини в фізичній культурі та спорті.....	19
1.4 Висновки до розділу 1.....	25
2 МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ ТА АНАЛІЗУ БАЛАНСУ ТІЛА ЛЮДИНИ ..	27
2.1 Стабілометрія як метод дослідження балансу тіла людини .....	27
2.2 Методи оцінки рівноваги тіла людини .....	33
2.2.1 Тест Ромберга.....	34
2.2.2 Загострений тест Ромберга.....	36
2.2.3 Тест балансу Берга.....	37
2.2.4 Тест балансу Flamingo.....	38
2.2.5 Тест зі стрибком-приземленням.....	39
2.3 Методи аналізу даних стабілограм .....	40
2.3.1 Метод аналізу Detrended fluctuation analysis (DFA).....	40
2.3.2 Метод аналізу Oriented Fractal Scaling Component Analysis (OFSCA).....	41
2.3.3 Метод аналізу Detrended moving average (DMA).....	48
2.4 Висновки до розділу 2.....	50
3 ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНЕ ДОСЛІДЖЕННЯ СТАНУ ЛЮДИНИ ПІД ЧАС ВИКОНАННЯ ФІЗИЧНИХ ВПРАВ.....	51
3.1 Опис експерименту.....	51
3.2 Обробка результатів експерименту.....	53
3.3 Аналіз отриманих результатів.....	55
3.4 Проведення чисельних експериментів .....	61

3.4 Висновки до розділу 3.....	70
ВИСНОВКИ .....	71
ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАННЯ .....	75



## СКОРОЧЕННЯ ТА УМОВНІ ПОЗНАКИ

ЦМ - центр мас

ЦТ - центр тиску

BBS - Berg balance scale (шкала рівноваги Берга)

COM - centre of mass (центр мас)

COP - Center of pressure (центр тиску)

CV - coefficient of variation (коефіцієнт варіації)

DMA - Detrended Moving Average (ковзна середня без тренду )

DFA - Detrended fluctuation analysis (аналіз флуктуації без тренду)

ICC - intra-class correlation Coefficient (внутрішньокласовий коефіцієнт кореляції)

OFSCA- Oriented Fractal Scaling Component Analysis (аналіз орієнтованих фрактальних масштабних компонентів)

## ВСТУП

Підтримка рівноваги людини є складним завданням і має величезне значення в життєдіяльності людини. Підтримка рівноваги – це процес, який здійснюється єдиною нервово-м'язово-скелетною системою та вимагає нелінійного керування з тимчасовими затримками, де центральній нервовій системі доводиться забезпечити стабільність та точність у частки секунди. Щоб розв'язати це складне завдання, центральна нервова система створює синергетичні м'язові стратегії у вигляді навчання і згадує ці стратегії, коли необхідно виконувати різні завдання балансування. Ці стратегії широко вивчалися теоретично та експериментально.

Збалансоване положення тіла є частиною повсякденних дій і деяким чином пов'язане з кожним рухом. Втрата балансу дуже сильно позначається на самопочутті людини. Так як баланс - це складний фізіологічний процес, що передбачає взаємодію багатьох органів тіла і захворювання цих органів можуть привести до порушення рівноваги, що вплине на повсякденне життя людей, то вивчення балансування людини має велике значення в діагностиці захворювань і реабілітаційному лікуванні, а також в фізичній культурі та спорті.

Балансуючі здібності можна перевірити за допомогою функціонального підходу для перевірки наявних проблем з балансуванням та оцінити ризик падіння. Такі методи оцінки забезпечують цінну інформацію про поточну ефективність координації рухів людини. Поки функціональні тести практичні з точки зору невеликої кількості необхідних пристроїв та інструментів, вони по суті суб'єктивні, так як більшість з них не використовують інструментальні засоби [1].

Дослідження балансу обстежуваного в положенні основної стійки залишається найбільш затребуваним у клінічній практиці та спорті завдяки тому, що таке дослідження значно простіше технічно. Воно також дозволяє отримати значну кількість клінічно цінної інформації. Підтримка балансу тіла при стоянні

являється динамічним процесом. Тіло людини, що стоїть, може здійснювати як практично невидимі, так і добре помітні коливальні рухи в різних площинах [2].

Дослідження вертикальної пози людини стало актуальною задачею при розробці методів діагностики та лікування різних порушень функцій центральної нервової системи і рухового апарату людини. В процесі вивчення рухових дій людини використовуються різні методи досліджень[2].

В даний час для оцінки стійкості вертикальної пози застосовується метод комп'ютерної стабілометрії, що полягає у реєстрації положення проекції загального центру мас на площину опори. Стабілографічний підхід поряд з іншими методами та моделями (електроміографія під час стояння, вплив аферентної стимуляції стоп на якість контролю вертикальної пози, електроенцефалографія, усунення платформи, на якій стоїть випробуваний) дозволили сформулювати уявлення про підтримку вертикальної пози як однієї з рухових функцій. Стійкість пози визначають такі показники стабілограми: число коливань тіла та середній період коливань на хвилину; траєкторія коливання загального центру мас тіла [1].

Темпо-ритмову структуру рухових дій, біомеханічні характеристики техніки рухових дій, рівновагу та силу м'язів досліджують за допомогою сучасного обладнання, програмного забезпечення для сфери дослідження балансу.

Задачами дисертації є:

1. Визначення поняття балансу людини;
2. Огляд основних методів дослідження та аналізу балансу тіла людини;
3. Застосування методу аналізу OFSCA (орієнтований аналіз компонентів фрактального масштабування) для аналізу балансу людини під час виконання фізичних вправ.

## 1 ДОСЛІДЖЕННЯ БАЛАНСУ ТІЛА ЛЮДИНИ

Порушення рівноваги чи постурального балансу (постуральна нестійкість) значно погіршує якість життя людини, обмежує професійну діяльність, тому постуральна нестійкість має високу соціальну значимість.

Порушення балансу – короткочасна чи постійна нездатність до управління положенням тіла у просторі, виявляється нестійкою ходою, несподіваними падіннями, похитуванням, порушенням координації. Тому правильно функціонуюча система балансу дозволяє людям ясно бачити під час руху, визначати орієнтацію по відношенню до гравітації, визначати напрямок і швидкість руху і виконувати автоматичні коригування пози для підтримки постави і стабільності в різних умовах і при різних заняттях.

### 1.1 Поняття балансу тіла людини

Той факт, що люди двоногі і пересуваються по землі з опорою на одну ногу (ходьба), без опори на ногу (біг) або на обидві ноги на опорі (стояння), створює серйозну проблему для нашої системи контролю рівноваги. Оскільки дві третини маси нашого тіла розташовані на висоті двох третин висоти тіла над землею, то ми за своєю природою нестабільна система, якщо система управління не діє постійно.

Баланс - це загальний термін, що описує динаміку положення тіла для запобігання падінню. Це пов'язано з інерційними силами, що діють на тіло, та інерційними характеристиками сегментів тіла.

Три основні сенсорні системи беруть участь у рівновазі та поставі.

Зір (рис.1.1) — це система, насамперед задіяна у плануванні нашого пересування та уникнення перешкод на шляху. Сенсорні рецептори сітківки ока називають паличками та колбочками. Вважається, що палички краще

налаштовані для бачення в умовах слабкого освітлення (наприклад, у нічний час), а колбочки допомагають сприймати колірний зір і дрібні деталі нашого світу. Коли світло потрапляє на палички та колбочки, вони надсилають імпульси в мозок, які дають візуальні підказки, що визначають, як людина орієнтується відносно інших об'єктів. Наприклад, коли пішохід йде вулицею міста, навколишні будівлі виглядають вертикально вирівняними, а кожна вітрина магазину, яку минаємо, спочатку потрапляє в зону периферійного зору, а потім виходить за її межі [3].

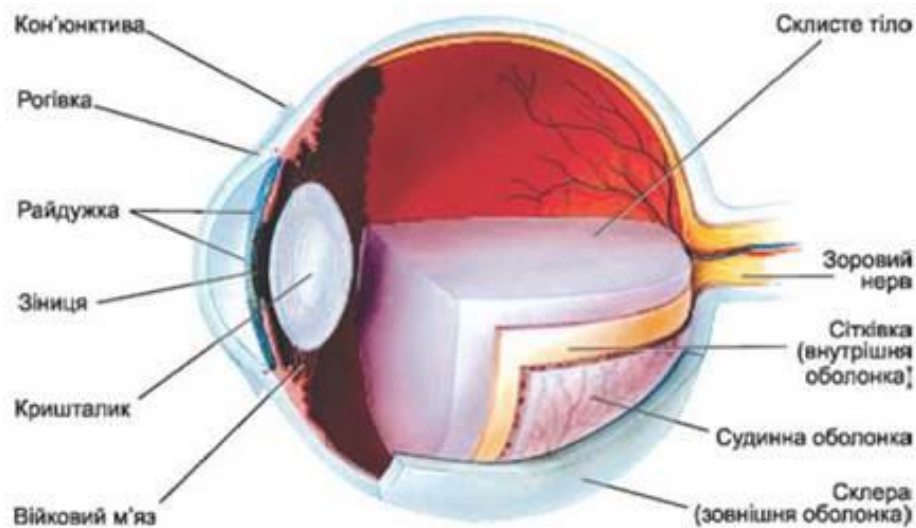


Рисунок 1.1 - Зорова система людини

Вестибулярна система (рис.1.2) - це наш «гіроскоп», що сприймає лінійні та кутові прискорення. Сенсорна інформація про рух, рівновагу та орієнтацію в просторі забезпечується вестибулярним апаратом, який у кожному вусі включає утрикулу, мішечок і три напівкруглі канали. Утрикул і мішечок виявляють силу тяжіння (інформація у вертикальній орієнтації) і лінійний рух. Напівкруглі канали, які визначають обертальний рух, розташовані під прямим кутом один до одного і заповнені рідиною, яка називається ендолімфою. Коли голова обертається в напрямку, який відчуває певний канал, ендолімфатична рідина в

ній затримується через інерцію та чинить тиск на сенсорний рецептор каналу. Потім рецептор посилає в мозок імпульси про рух із певного каналу, який стимулюється. Коли вестибулярні органи з обох боків голови функціонують належним чином, вони посилають симетричні імпульси в мозок (імпульси, що надходять з правого боку, узгоджуються з імпульсами, що походять з лівого боку) [3].



Рисунок 1.2 - Слухова система людини

Соматосенсорна система (рис.1.3) являє собою безліч датчиків, що сприймають положення та швидкість всіх сегментів тіла, їх контакт (співдарення) із зовнішніми об'єктами (включаючи землю) та орієнтацію сили тяжіння. Соматосенсорна система інформують нас про об'єкти в нашому зовнішньому середовищі через дотик (тобто фізичний контакт зі шкірою) і про положення та рух частин нашого тіла (пропріоцепція) через стимуляцію м'язів і суглобів. Соматосенсорна система також контролює температуру тіла, зовнішніх предметів і навколишнього середовища, а також надає інформацію

про больові, сверблячі та лоскітні стимули. Сенсорна інформація, оброблена соматосенсорною системою, проходить різними анатомічними шляхами залежно від інформації, що передається. Наприклад, задній колонно-медіальний лемнісальний шлях передає дискримінаційний дотик і пропріоцептивну інформацію від тіла, а головний сенсорний трійчастий шлях переносить цю інформацію від обличчя. Тоді як спинно-таламічні шляхи передають грубу інформацію про дотик, біль і температуру тіла, а спинномозковий трійчастий шлях передає цю інформацію з обличчя [4].

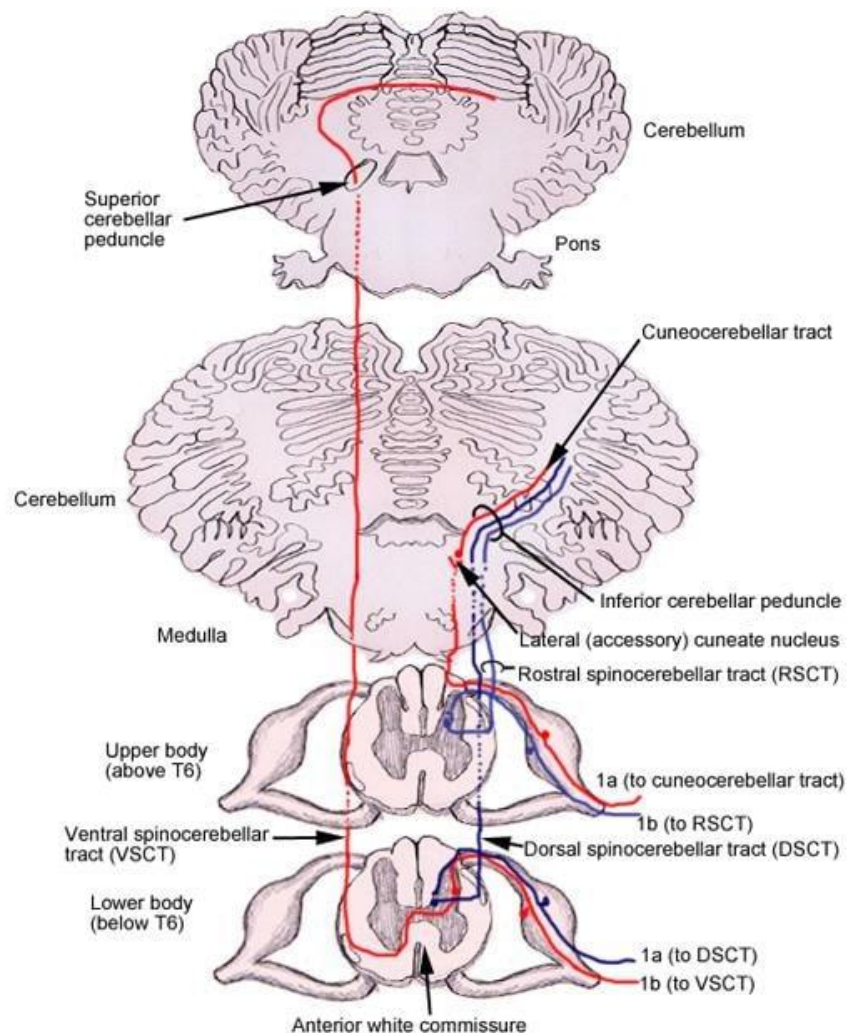


Рисунок 1.3 - Соматосенсорна система людини

Нейрофізіологи розробили безліч експериментів, щоб виявити внесок кожної з цих систем і навіть намагалися збити систему з пантелику, надаючи суперечливі або помилкові сенсорні дані. Поза визначає орієнтацію будь-якого сегмента тіла щодо гравітаційного вектору. Це кутовий захід від вертикалі. Але незважаючи на епідеміологічні дані про те, що більшість падінь відбувається під час тієї чи іншої форми пересування, з'явилася велика кількість досліджень балансу людини під час спокійного та неспокійного стояння. Це дослідження дало велику інформацію про роль кожної з трьох сенсорних систем і про те, як результуюча надмірність може допомогти, коли одна із систем виходить з ладу або пошкоджена [4].

Центр мас (СОМ) - це точковий еквівалент загальної маси тіла у глобальній системі відліку та середньозважене значення СОМ кожного сегмента тіла у тривимірному просторі. Це пасивна змінна, контрольована системою контролю балансу. Вертикальну проекцію ЦМ на землю часто називають центром тиску (ЦТ). Його одиниці – метри (м).

Центр тиску (СОР) - це точка розташування вертикального вектора сили реакції землі. Він являє собою середньозважене значення всіх тисків на поверхню площі, що стикається із землею. Він повністю незалежний від СОМ. Якщо одна нога на землі, чистий СОР знаходиться в межах цієї ноги. Якщо обидві ступні стикаються із землею, чистий СОР знаходиться десь між двома ступнями, залежно від відносної ваги, що припадає на кожен ступню. Таким чином, коли обидві ступні стикаються, під кожною ногою знаходиться окремий СОР. При використанні однієї силової платформи доступний лише чистий СОР. Дві силові платформи необхідні для кількісної оцінки змін СОР у межах кожної стопи [4].

Під час стояння у вертикальному положенні людське тіло має відносно високий центр гравітації і відносно малу базу підтримки, що ускладнює проблему підтримки стабільності. Для неживого об'єкта, якщо лінія тяжіння випадає з бази підтримки, сила тяжіння диктує, що цей об'єкт впаде (або переміститься). Однак, коли у людини лінія тяжіння випадає з базою підтримки,



людське тіло має властиву здатність відчувати загрозу стабільності та використовувати м'язову активність для протидії силі тяжіння, щоб запобігти падінню. Таким чином, людина контролює рівновагу («контроль рівноваги» або, частіше, «контроль постави»), тоді як неживий об'єкт цього не робить. Контроль постави є необхідною умовою для підтримки безлічі поз і видів діяльності. Проте було виявлено, що контроль рівноваги пов'язаний із трьома широкими класами людської діяльності [5].

- 1) Підтримка певної пози, наприклад сидячи або стоячи.
- 2) Довільний рух, наприклад рух між позами.
- 3) Реакція на зовнішні перешкоди, такі як спіткнення, ковзання або поштовх [5].

Ці класифікації охоплюють дії підтримки, досягнення або відновлення лінії тяжіння в межах бази підтримки. Механічне визначення стабільності стосується «внутрішньої здатності» об'єкта залишатися в стані рівноваги або повертатися до нього, причому «вроджена здатність» відноситься до фізичних властивостей об'єкта, таких як положення його центру гравітації відносно бази підтримки. Стабільність людини можна визначити як «вроджену здатність» людини підтримувати, досягати або відновлювати стан рівноваги, але в цьому випадку «вроджена здатність» охоплює сенсорні та моторні системи людини, на додаток до фізичних властивостей центру гравітації і бази підтримки. Таким чином, постуральний контроль можна визначити як акт підтримки, досягнення або відновлення стану рівноваги під час будь-якої пози чи діяльності [5].

Спостереження або оцінка дисфункції здатності людини підтримувати, досягати або відновлювати стан рівноваги передбачає дефіцит постурального контролю. Будь-яке когнітивне, сенсорне або моторне порушення може призвести до дефіциту постурального контролю. Поінформованість про різні класифікації видів діяльності, що вимагають постурального контролю, і різні стратегії постурального контролю повинні допомогти в точній оцінці,

діагностиці, документуванні та інтерпретації проблем з рівновагою, а також призвести до покращення догляду за пацієнтами.

## 1.2 Використання досліджень балансу тіла людини в медицині

В медицині широко застосовують дослідження балансу тіла людини, а саме функції рівноваги, соматосенсорної і зорової систем, вестибулярного апарату та інших функцій організму, які прямо або побічно пов'язані з підтримкою рівноваги.

Дослідження балансу тіла людини широко застосовується в ортопедії-травматології. Вони дозволяють визначити наявність асиметрій опорно-рухового апарату, аномалій суглобів і хребта. Дослідження балансу тіла людини в травматологічній практиці дає можливість дізнатися функціональний стан пошкоджених нижніх кінцівок або хребта, визначити опорну здатність кінцівок.

Також дослідження балансу тіла людини мають велике значення при хворобі Паркінсона (прогресуюче нейродегенеративне захворювання). Ця хвороба супроводжується тремором, постуральною нестабільністю і ригідністю. У пацієнтів найчастіше спостерігаються порушення ходи, труднощі з плавним з'єднанням рухів і епізоди завмирання, порушення рівноваги, що призводить до збільшення числа падінь. Фізіотерапія при хворобі Паркінсона фокусується на переміщенні тіла, поставі, функціях верхніх кінцівок, рівновазі, ході і фізичних можливостях. В залежності від того, які результати дослідження балансу тіла будуть отримані, використовуються методики підказок, методики когнітивних рухів і вправи для підтримки або підвищення безпеки та якості життя [6,7].

Серед людей похилого віку основним джерелом захворюваності і смертності, а також травм, переломів, що призводять до госпіталізації і навіть смерті, - є падіння. Страх повтореного падіння часто приводить до втрати впевненості, обмежень домашньої і соціальної активності, і це найчастіше

приводить до повної ізоляції і самотності. Причиною падінь являється порушення ходи та балансу тіла. Тому виявлення цих аномалій важливе на ранніх стадіях для запобігання падінь. Всебічна і точна оцінка ходи включає кваліфіковану клінічну оцінку, включаючи збір анамнезу та обстеження. Однак порушення ходи і рівноваги іноді досить незначні і підлягають індивідуальній інтерпретації. Клінічне спостереження за ходою може бути суб'єктивним, якісним і іноді непослідовним, особливо коли спостерігачі не дуже досвідчені. Тому для отримання додаткової об'єктивної інформації бажані прості методи дослідження ходи і рівноваги у літніх людей [8].

### 1.3 Дослідження балансу тіла людини в фізичній культурі та спорті

Баланс як здатність до збереження стійкості пози може виявлятися як у статичних так і динамічних умовах, при наявності опори чи в безопорному положенні. В більшості видів спорту підтримка вертикальної пози є найважливішою умовою вдосконалення техніки спортсмена, так як виконання складних спортивних дій неможливо без утримання рівноваги. Позна стійкість не є повністю автоматичним процесом, оскільки вимагає певного рівня уваги, особливо у міру збільшення складності завдання, що потребує балансу. Підтримка балансу у спортсменів під час виконання фізичних вправ істотно ускладнюється розвитком нейром'язового стомлення [9].

Особливі вимоги до балансу пред'являють такі види спорту, як гімнастика й акробатика, різні види боротьби, спортивні ігри (особливо зв'язані з жорстким силовим єдиноборством, наприклад, хокей на льоду), гірськолижний спорт (слалом, слалом гігант, швидкісний спуск), стрибки у воду, настільний теніс. У кожному з цих видів спорту баланс виявляється при самих різних положеннях тіла, у статичних і динамічних умовах при наявності опори та у безопорному положенні.

В інших видах спорту прояви балансу менш різноманітні, однак здатність до збереження стійкості пози грає винятково важливу роль для досягнення високих спортивних результатів. Для цього досить проаналізувати арсенал тренувальних і змагальних рухових дій у важкій атлетиці, легкоатлетичних метаннях і стрибках, велосипедному спорті, лижних гонках, бігу, веслуванні, плаванні. Кожний із зазначених видів висуває свої вимоги до балансу і вимагає відповідної методики удосконалювання цієї здатності [10].

В наш час подальший ріст спортивних результатів не вирішується тільки шляхом збільшення інтенсивності та обсягу учбово-тренувального процесу, тому необхідний пошук нових шляхів підвищення його якості. Одним із таких шляхів вважається дослідження та оцінка біомеханічних резервів спортивної техніки, вивчення резервів на основі більш глибокого проникнення в біомеханічну сутність елементів спортивної техніки як одного з основних способів вирішення рухової задачі [10].

Спортивну техніку можна розглядати як сукупність окремих поз, які приймає спортсмен у процесі вирішення рухової задачі. Розрізняють два основних типи поз: статичні й динамічні. Статична – це поза, при якій координати всіх ланок тіла зберігають постійні значення відносно системи відліку, а при динамічній позі швидкість зміни координати хоча б одної з ланок не дорівнює нулю [10].

Спортивна техніка розглядається як програма чергування статичних і динамічних поз спортсмена, тому біомеханічним аналізом спортивної техніки є дослідження та оцінка статичних і динамічних поз тіла спортсмена.

У кожній зі спортивних спеціалізацій є безліч прикладів статичних поз. До них відносяться різні стійки, виси, упори в спортивній гімнастиці, стартові пози в легкій атлетиці, плаванні та інших локомоторних видах спорту, пози штангіста, стрілка і тощо. Роль цих поз як елемента спортивної техніки може бути різною: якщо розглядати три основні фази руху (початкову, проміжну і кінцеву), то в залежності від приналежності досліджуваної статичної пози до однієї з цих фаз можна конкретно оцінити її роль в ефективному рішенні рухової задачі. Про

значну роль статичних поз у спорті говорить і той факт, що правилами змагань регламентується фіксація статичних поз [11,12].

Здатність до підтримки ефективної пози і збереженню стійкості визначається рядом специфічних факторів, характерних для різних видів спорту. Наприклад, у різних видах боротьби це величина площі опори, величина механічного впливу з боку суперника, уміння своєчасне створювати великий кут стійкості в потрібному напрямку, змінювати позу щодо площі опори, знижувати загальний центр ваги. У гімнастиці і гірськолижному спорті велика роль приділяється здібності диференціювати просторові часові та динамічні параметри рухів, а також балансувати в суглобах (у гімнастиці – у гомілковостопних, плечових, у гірськолижному спорті - колінних тазостегнових), не порушуючи положення всього тіла. У стрільбі з положення стоячи велика роль приділяється здібності стабілізувати положення гомілковостопних, колінних і тазостегнових суглобів, статечній силі і силовій витривалості м'язів ніг, тулуба, плечового пояса і рук. Велике значення мають також умови зовнішнього середовища: особливості трас — у гірськолижному спорті, велоспорті; стан поверхні води і вітру – у вітрильному спорті, воднолижному спорті; особливості техніко-тактичних дій суперників - у різних видах єдиноборств і спортивних ігор (в умовах силового протиборства) [10].

Настільний теніс – вид спорту, в якому однією з найважливіших фізичних якостей для досягнення високих результатів є координаційні здібності, зокрема здатність до підтримання рівноваги (рис.1.4).



Рисунок 1.4 – Гра в настільний теніс

Для виконання правильного удару верхня частина тіла повинна бути практично вертикальною з невеликим нахилом вперед, підборіддя в горизонтальному положенні, а ноги знаходяться у стійкому положенні з опорою на передню частину стоп. Якщо таке положення (перебування центру тяжкості над точкою опори) не дотримується, то порушується координація рухів і кількість неточних ударів по м'ячу зростає. Це часто спостерігається, коли тенісист важко дотягується до віддалених м'ячів і йому доводиться значно переносити вагу тіла вперед або вбік. Однак і теніристи-початківці при виконанні ударів по "зручних" м'ячах часто не контролюють свій баланс, а потім дивуються чому не потрапили по м'ячу центром струнної поверхні ракетки. Щоб посилити удар, також потрібний стійкий баланс тіла. Справа в тому, що для передачі з максимальною ефективністю кінетичної енергії рушійної ракетки м'ячу необхідно збалансувати тіло так, щоб двома ногами можна було легко відштовхнутися від землі. Саме сила відштовхування через ноги та тулуб збільшує силу удару. У фізиці це явище відоме як Третій закон Ньютона (закон "дії та протидії"). Зберегти баланс необхідно й у процесі швидкого пересування, так звану динамічну рівновагу. Воно притаманно стрімкому бігу (у будь-якому напрямі), коли центр тяжкості тіла переміщується на передній край точки опори, що межує зі станом нестійкого балансу. А при наближенні до м'яча баланс

необхідно перевести в положення, характерне для ударного руху. Оптимальним способом пересування є так звані "приставний крок" (при русі в сторони) і "перехресний крок" (при русі вперед і назад), коли тіло постійно перебуває практично в ідеальній рівновазі [13].

В роботі [14] автори методами стабілометрії тестують певні різновиди координаційних здібностей тенісистів, такі як здатність до підтримки статичної та динамічної рівноваги, здатність до диференціації м'язових зусиль, здатність до швидкого перебудови діяльності ефективні. Як вихідне становище під час тестування рівноваги було обрано «американську модель», коли стопи досліджуваних розташовуються паралельно друг другу. Така модель, на думку авторів, є найбільш підходящою для тестування спортсменів, крім того, таке положення стоп відбиває модель вихідного становища настільного тенісу. Як тести для оцінки рівноваги та деяких інших координаційних здібностей було обрано два базові тести, які проводилися після п'ятихвилинної розминки на велоергометрі [14].

Статодинамічна стійкість тіла гімнастки та системи тіл гімнастка-предмет є основою технічної підготовленості, що позитивно впливає на якість виконання композиції. Рівновага у художній гімнастиці виконується в умовах, що потребують розвинених навичок збереження стійкості. Найбільші труднощі викликають стійки на одній нозі, що потребують активної гнучкості, спеціальної сили, добре розвиненого відчуття балансу в умовах роботи з предметами (система тіл) і мінливого орієнтування у просторі (рис.1.5).



Рисунок 1.5 – Художня гімнастика

Відомо, що показники амплітуди та частоти коливань загального центру тиску стоп на опору мають велике значення. Зі збільшенням амплітуди коливань стійкість тіла зменшується, тобто, якщо менше амплітуда коливань, то краще стійкість, оскільки зменшується ймовірність того, що проекція загального центру мас тіла у якийсь час перейде край площі опори тіла спортсменки. Системи організму, які відповідають за керування рухами, мають більшу чутливість, що дозволяє вирішувати складні рухові завдання на рівні мікроколивань, а підвищення частоти коливань дозволяє своєчасно вносити до характеру та структури руху відповідні корективи [15].

Автори роботи [15] за допомогою методу стабілометрії реєстрували взаємодію гімнасток з опорою, зокрема, переміщення загального центру тиску стоп на опору – координати в різні моменти часу, що відображають особливості статодинамічної стійкості як основи аналізу та оцінки коливальних процесів тіла



випробуваних. Виконано три базові тести на рівновагу: тест 1 – вертикальна стійка, стопи зімкнуті, руки вгору; тест 2 – вертикальна рівновага, нога назад у шпагат, захоплення двома руками; тест 3 – вертикальна рівновага, нога назад у шпагат, захоплення однією рукою, інша нагору. При фіксації випробуваними базових рівноваг показники біомеханічного аналізу стабілограм свідчать про те, що управління стійкістю досягається макро- і мікроколиваннями тіла, за рахунок формування механізмів регуляції пози в умовних секторах простору (центральному, передньолівому, переднеправому), а також керованого співвідношення довжини на опору по фронталі та сагіталі, що може свідчити про рухові та технічні можливості спортсменок успішно розвивати та вдосконалювати виконання рівноваг.

## 1. Висновки до розділу 1

В балансі людини беруть участь такі три основні сенсорні системи, такі як зорова система, вестибулярна система та соматосенсорна система. Безліч експериментів дало велику інформацію про роль кожної з трьох сенсорних систем і про те, як результуюча надмірність може допомогти, коли одна із систем виходить з ладу або пошкоджена. Головний мозок отримує інформацію про баланс від вхідної сенсорної інформації, обробляє та інтегрує її, а після цього до скелетно - м'язової системи посилає відповідні сигнали для підтримки центру ваги.

Дослідження функції балансу, соматосенсорної, зорової і вестибулярної систем та інших функцій організму, прямо або побічно пов'язаних з підтриманням балансу, широко застосовують в медицині, фізкультурі та спорті. В більшості видів спорту підтримка вертикальної пози є найважливішою умовою вдосконалення техніки спортсмена, так як виконання складних спортивних дій неможливо без утримання рівноваги. В більшості видах спорту здатність до

збереження стійкості пози грає винятково важливу роль для досягнення високих спортивних результатів.

В другій частині дисертації будуть розглядатися методи дослідження та аналізу балансу тіла людини, а також методи аналізу отриманих даних стабілограм.

## 2 МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ ТА АНАЛІЗУ БАЛАНСУ ТІЛА ЛЮДИНИ

### 2.1 Стабілометрія як метод дослідження балансу тіла людини

В останні роки стабілометрія досить успішно використовується як метод дослідження механізмів постурального контролю, диференційної діагностики при вирішенні медико-біологічних завдань та контролю за реабілітаційними та тренувальними процесами. Дослідження найчастіше проводяться в умовах прямої вертикальної стійки, яку в стабілографії звичайно позначають терміном «основна стійка». Тіло людини, що стоїть, виконує коливальні рухи, інколи непомітні, в різних площинах. Підтримання рівноваги, тобто балансу тіла при стоянні – активний динамічний процес, в якому беруть участь різні функціональні системи організму, насамперед опорно-рухова та нервова (центральна та периферична), а також задіяні органи чуття – пропріоцептивний, зоровий та частково вестибулярний апарат. Характеристики коливань (амплітуда, частота, напрямок) є чутливими параметрами, що відображають стан різних систем, які беруть участь у підтриманні балансу тіла.

Підвищення інформативності стабілографічної методики може бути досягнуто в результаті порівняльного аналізу постуральних характеристик, отриманих при різних модифікаціях пози стояння, а також із застосуванням додаткових методів обробки результатів, насамперед спектрального аналізу постуральних коливань [16].

Стабілометрія - це метод дослідження стану вестибулярної системи, що здійснюється за допомогою апарату для реєстрації коливань проекції центру мас людини на площину опори, трансформації сигналу та передачі в реальному часі даних вимірювань для розшифровки та аналізу в обробний блок (комп'ютер), з метою отримання об'єктивної інформації для діагностики та оцінки станів рухово - координаційної сфери, системи просторової орієнтації, а також з метою

проведення відновного лікування, або тренувань, або спеціальних функціональних проб.

При проведенні стабілометричних досліджень використовують спеціальне приміщення, площа якого повинна бути не менше  $3 \times 4 \text{ м}^2$  для запобігання акустичної орієнтації пацієнта в просторі. Для проведення дослідження обов'язковою умовою є наявність стабілографічної платформи, яка встановлюється на відстані від 1 метра від будь-якої стіни.

Стабілографічна платформа - це прилад, що являє собою платформу, яка забезпечена датчиками вимірювання вертикальної складової тиску для визначення центру тиску, який створюється людиною, що стоїть на платформі. Аналіз переміщень центру мас дозволяє отримувати об'єктивну інформацію про зміни пози. Методикою визначено, що випробувана людина або пацієнт розташовується на стабілографічній платформі в положенні стоячи або сидячи. За допомогою трьох або чотирьох датчиків сили, що вбудовані в стабілоплатформу, вимірюються реакції опор, а потім обчислюються координати центру тиску. Фактично за допомогою комп'ютерного стабілографа реєструється траєкторія центру тиску, що чиниться людиною на площину опори, тобто на силосприймаючу поверхню стабілоплатформи [6,7].

Після установки стоп на платформу людина приймає вертикальне положення, по можливості, прямо (рис.2.1).



Рисунок 2.1 - Процес вимірювання на платформі

До початку реєстрації результатів дослідник інструктує людину про те, що потрібно робити і які дії слід виключити, а також куди направити погляд. В процесі реєстрації з відкритими очима людина фокусує погляд на спеціальному маркері (коло з діаметром 5 см на дистанції 3 метри прямо перед очима людини), при цьому вона стоїть, по можливості, рівно і прямо, але в зручному для себе положенні. Будь-які засоби додаткової опори виключаються. Під час проведення стабілометричних досліджень повинні бути виключені такі дії: повороти голови, питання, будь-яка мова, покашлювання, почісування, зміна напрямку погляду [6,7].

В якості стабілографічної платформи автори роботи [17] представили платформу для перевірки балансу Wii Balance Board (рис.2.2), яка була

розроблена для гри у відеоігри Wii та Wii U. Суть цих ігр полягає в тому, що вони потребують від гравців повної взаємодії з тілом. Завдяки цьому, використовуючи ці ігри, можна покращити здоров'я та самопочуття. Ігри Wii включають складні задачі для підвищення рівня активності користувачів за допомогою зміцнення м'язів, розтяжки, аеробних вправ та тренування рівноваги. Система постійно забезпечує візуальний зворотний зв'язок, а виконання завдань вказує на загальну продуктивність користувача [7].

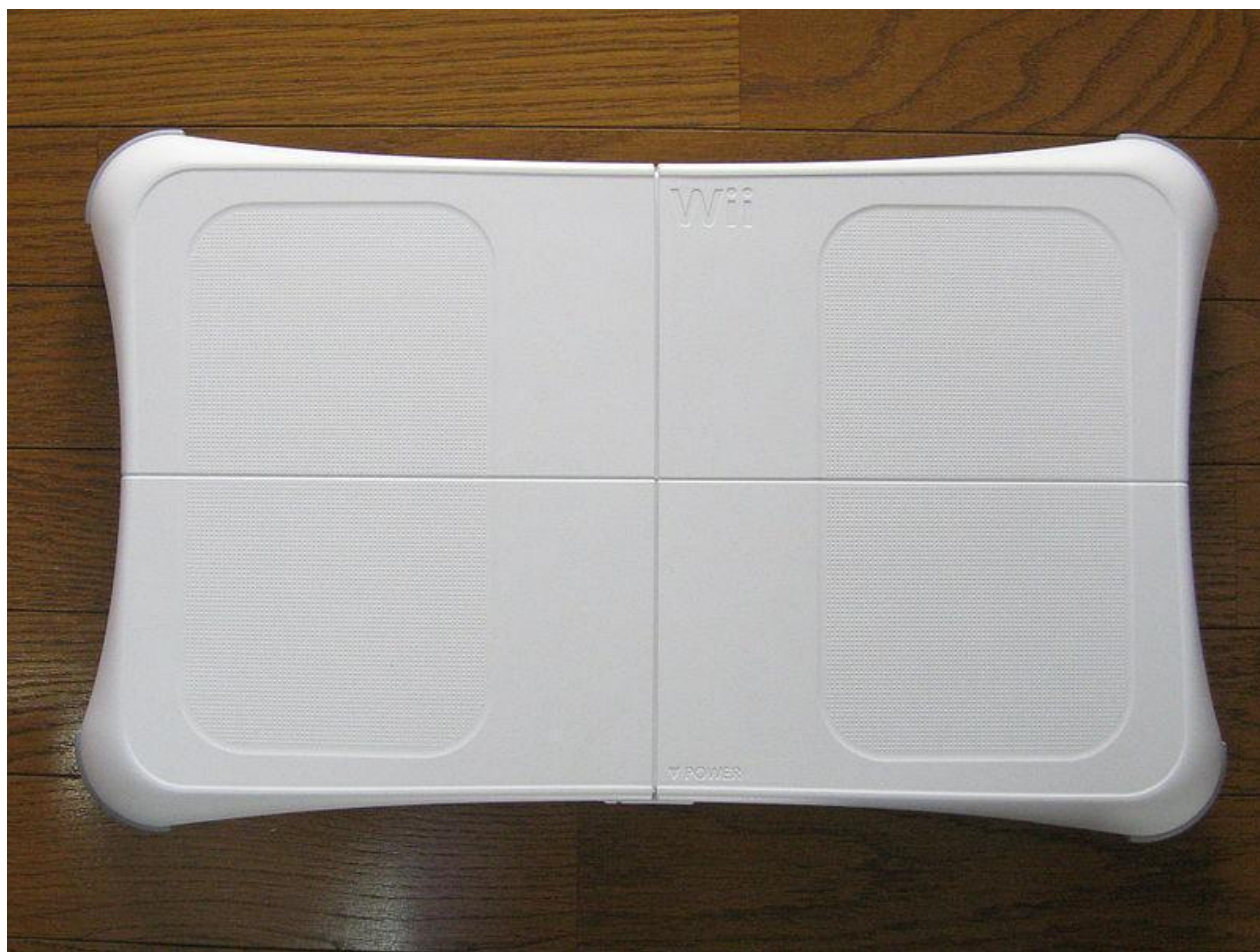


Рисунок 2.2 - Платформа Wii Balance Board зверху

Для платформи Wii Balance Board в якості джерела живлення використовують 4 батареї AA, які тримають заряд до 60 годин (рис.2.3). Так як плата використовує технологію Bluetooth і містить чотири датчика тиску, то можна спостерігати схожість між Wii Balance Board та силовими платформами. Панельні датчики можуть вимірювати вагу до 150 кг. Фактично фізична

структура панелі може витримати значно більше навантаження, приблизно до 300 кг [7,18,19,20].

Завдяки ідеї використання платформи Wii Balance Board з'являється змога створення системи оцінки балансу, яка буде мати широке розповсюдження та доступність, а також буде використовуватись в якості інструменту для перевірки балансу в клінічних умовах [18,19,20].



Рисунок 2.3 - Платформа Wii Balance Board знизу

В роботі [21] дослідили, що балансувальна дошка Wii Balance Board може надійно визначати кількісну кінематику центру тиску у стійці. У попередніх дослідженнях використовувалися такі маніпуляції як стійка на одній нозі або на двох, а також відкриті чи заплющені очі. Автори [21] прагнули визначити, чи Wii Balance Board може надійно виявляти постуральні зміни, пов'язані з тонкими варіаціями зорових завдань. Здорові люди похилого віку стояли на Wii Balance Board під час виконання одного з двох зорових завдань. У завданні «Огляд» вони

тримали свій погляд у межах безвиразної цілі. У завданні «Пошук» вони підраховували кількість позначених цільових літер у блоці тексту. Згідно з попередніми дослідженнями з використанням традиційних силових платформ, позиційна мінливість центру тиску була зменшена під час виконання завдання «Пошук» відносно руху під час виконання завдання «Огляд». Використовуючи аналіз флуктуацій без тренду, було виявлено, що траєкторії COP були більш передбачуваними під час виконання завдання «Пошук», ніж під час виконання завдання «Огляд». Результати показують, що Wii Balance Board чутливий до ледь помітних коливань як величини, так і динаміки коливань тіла, які пов'язані з варіаціями зорових завдань, які виконуються під час стояння [21].

Wii Balance Board — це недорога надійна технологія, яку можна використовувати для оцінки тонких характеристик коливання тіла у великих або широко розсіяних зразках [21].

Загалом стабілометрію поділяють на динамічну і статичну. Динамічна стабілометрія досліджує основну стійку в зовнішніх умовах (переміщення і нахили платформи, рух навколишнього простору), а статична стабілометрія представлена тестами на рівновагу. Проводять дослідження на стабілографічній платформі з відкритими і закритими очима з використанням між платформою і стопою обстежуваного різних геометричних предметів, що зменшують стійкість (різні ролики, піраміди і ін.) [6,22].

Таким чином, метод стабілометрії може широко застосовуватися в ортопедії, травматології, неврології, офтальмології, отоларингології, реабілітації, оскільки дозволяє проводити оцінку балансу тіла, досліджувати функцію рівноваги, вивчати вклад різних систем у підтримці вертикальної стійки, що впливають на постуральні реакції. Протипоказання нечисленні та відносні: неможливість самостійного утримання рівноваги; виражений когнітивний дефіцит; візуальні (шумові) перешкоди під час дослідження.



## 2.2 Методи оцінки рівноваги тіла людини

Існують різні методи, які використовуються для оцінки балансу тіла людини.

Існує чотири різні форми надійності: надійність паралельних форм і надійність внутрішньої узгодженості, надійність між оцінювачами та між спостерігачами, надійність повторного тестування та надійність паралельних форм використовується для оцінки узгодженості результатів двох тестів, побудованих у так само з того самого домену вмісту. Його можна використати для вибору найкращого тесту серед вибраних тестів для однакових, тобто, ймовірно, подібних функціональних здібностей. Однак це не обов'язково означає, що цей тест є найкращим для конкретної проблеми. Надійність між оцінювачами використовується для оцінки ступеня, до якого різні оцінювачі/екзаменатори дають послідовні оцінки того самого явища [23].

Тестування балансу зазвичай виконується різними екзаменаторами, тому важливо знати про можливі помилки, що виникають через низьку надійність між оцінювачами. Надійність тесту-повторного тестування використовується для оцінки узгодженості вимірювання від одного часу до іншого. Це просто надійність між двома або більше випробуваннями, які виконує той самий екзаменатор на тому самому предметі. Цей тип надійності найчастіше перевіряється в методах оцінки балансу тіла, рівноваги та пози. Надійність внутрішньої узгодженості використовується для оцінки узгодженості результатів між предметами в рамках тесту. Його можна використовувати для перевірки надійності певного показника тесту в групі суб'єктів.

Найбільш часто використовуваними коефіцієнтами надійності є внутрішньокласовий коефіцієнт кореляції (ICC) і коефіцієнт варіації (CV). Валідність тесту описується як ступінь релевантності тесту, до якого інструмент вимірює те, що він претендує на вимірювання. Його можна оцінити шляхом порівняння результатів, отриманих перевіреним тестом, із тестом золотого

стандарту для конкретної проблеми. Валідність виражається у вигляді коефіцієнтів кореляції між ними. Якщо тест балансу недійсний, його не можна використовувати для оцінки балансу та рівноваги [23].

Клінічні та прості тести людської рівноваги - це тести, які не потребують зовсім або мало обладнання, дуже дешеві та можуть бути виконані швидко. Різна кількість завдань, які оцінюються або за допомогою балів за заздалегідь визначеною якісною шкалою, підраховуючи втрату балансу або простий вимірювання часу. Тести виконуються на предметі, якість виконання різних завдань якого оцінюється експертом. Ці процедури оцінювання базуються на стандартизованих протоколах тестування; однак на них все ще впливає людський фактор (суб'єктивність), оскільки вони базуються на критеріях спостереження екзаменатора. Більш складні тести (тест Фламінго, загострений тест Ромберга тощо) також використовуються в протоколах спортивного тестування та скринінгу, тоді як менш вимогливі тести часто повідомляються в дослідженнях, зосереджених на для людей похилого віку, які мають ризик падінь, таких як оцінка балансу за Бергом [23].

### 2.2.1 Тест Ромберга

Тест базується на передумові, що людині потрібні принаймні два з трьох базових органів чуття, які є вирішальними для підтримки рівноваги стоячи, а саме пропріоцепція (здатність пізнавати своє тіло в просторі), екстероцепція (здатність відчувати дотик або тиск) і зір (який можна використовувати для моніторингу змін балансу). Суб'єкт, у якого є проблеми з пропріоцепцією, все ще може підтримувати рівновагу, використовуючи екстероцептивні відчуття та зір.

Тест Ромберга — це тест відчуття положення тіла (пропріоцепція), який вимагає здорового функціонування дорсальних стовпів спинного мозку. Окрім перевірки рівноваги, він також використовується як індикатор можливого

водіння в стані алкогольного або наркотичного сп'яніння та неврологічної декомпресійної хвороби. Щоб виконати тест, суб'єкта просять стояти прямо, ноги разом і закриті очі (рис.2.4) [23].

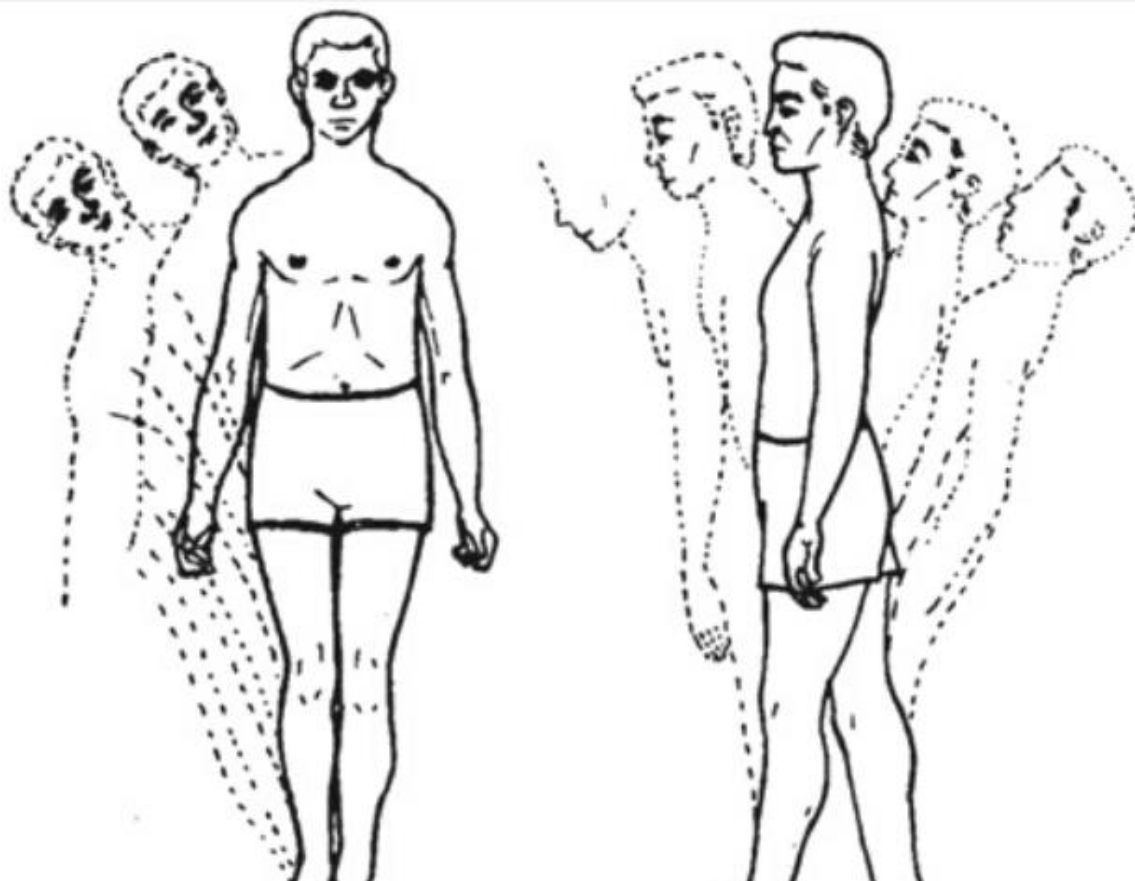


Рисунок 2.4 -Тест Ромберга

Рекомендується, щоб екзаменатор або асистент стояли близько до обстежуваного як запобіжний захід, щоб він не впав і не поранився. Спостерігайте за рухом тіла відносно перпендикулярного об'єкта позаду об'єкта (кут кімнати, двері, вікно тощо). Позитивна ознака відзначається, коли відбувається коливання, іноді нерівномірне коливання і навіть перекидання. Важливою особливістю є те, що суб'єкт стає більш хитким із закритими очима. Спочатку суб'єкт стоїть, з'єднавши ноги, розплющивши очі та розвівши руки по

боках. Потім обстежуваний закриває очі, поки екзаменатор спостерігає протягом цілої хвилини.

Проба Ромберга є позитивною, якщо суб'єкт хитається або падає, коли очі суб'єкта закриті. Кажуть, що суб'єкти з позитивним результатом демонструють ознаку Ромберга. Їх також можна охарактеризувати як позитив Ромберга. Основою цього тесту є те, що баланс виникає в результаті поєднання кількох неврологічних систем, а саме пропріоцепції, вестибулярного введення та зору. Якщо будь-які дві з цих систем працюють, суб'єкт повинен бути в змозі продемонструвати достатній рівень рівноваги. Ключ до тесту полягає в тому, що зір втрачається, якщо попросити суб'єкта закрити очі. Це залишає лише дві з трьох систем, і якщо є вестибулярний розлад (лабіринт) або сенсорний розлад (пропріоцептивна дисфункція), суб'єкт стане набагато більш дисбалансованим [23].

### 2.2.2 Загострений тест Ромберга

Також відомий як тест тандемної стійки, був розроблений на основі тесту Ромберга. У цьому випадку досліджуваного просять встати п'ятами до ніг (положення тандему), схрестивши руки так, щоб розкрита долоня лягла на протилежне плече. Суб'єкт закриває очі, коли стає стабільним. Він намагається зберегти це положення цілу хвилину. Оцінка така ж, як і за тестом Ромберга.

Тест використовується для оцінки здатності суб'єкта виконувати конкретні завдання та в основному використовується як прогностичний показник для падінь. Найчастіше він використовується для людей похилого віку, які мають найбільший ризик падіння, і для виконання та оцінки потрібно приблизно 10-15 хвилин. Тест виконується з двох частин – рівноваги та ходи. Суб'єкта просять виконати дуже конкретні завдання, перелічені та описані у формі інструменту оцінювання. Терапевт спостерігає за виконанням кожного завдання та оцінює

суб'єкта за шкалою 0-2 на основі того, як завдання виконано. Оцінка 0 означає найбільше порушення, тоді як 2 буде означати незалежність суб'єкта. Наприкінці кожної частини терапевт підсумовує загальний бал суб'єктів і порівнює його з діапазонами попередньої оцінки тесту. Загальна можлива оцінка за частину рівноваги становить 16 балів, а загальна можлива оцінка за частину ходи – 12 балів. Суб'єкти, які набрали загальну суму 19 балів або нижче, мають високий ризик падіння, тоді як суб'єкти, які набрали від 19 до 24 балів, мають помірний ризик падіння, а суб'єкти з результатами вище 24 балів мають обмежений ризик падіння. Інструменти, необхідні для цієї оцінки, включають стілець, секундомір і 5-метрову доріжку [23].

### 2.2.3 Тест балансу Берга

Тест балансу Берга (або Шкала рівноваги Берга - BBS) був розроблений для вимірювання рівноваги серед людей похилого віку з порушенням функції рівноваги шляхом оцінки виконання функціональних завдань. Це дійсний інструмент, який використовується для оцінки ефективності втручань і для кількісного опису функції в клінічній практиці та дослідженнях.

Тест балансу Берга складається з 14 тестів (кожен має п'ятибальну шкалу від 0 до 4), призначених для вимірювання рівноваги літньої людини в клінічних умовах. Необхідне обладнання включає лінійку, два стандартних стільці (один з підлокітниками, другий без), підніжку або сходинку, секундомір або наручний годинник і 5-метрову доріжку (рис.2.5) [23].



Рисунок 2.5 - Тест балансу Берга

Виконання тесту з одного предмета займає 15-20 хвилин. Суб'єкти, які досягли 0-20, 21-40 і 41-56, мають високий, середній і низький ризик падіння відповідно. Багато досліджень BBS показують, що для виявлення справжньої зміни функції між двома оцінками серед людей похилого віку потрібна зміна на 8 балів BBS. Люди похилого віку, які набрали більше балів за граничний бал, мали менше шансів впасти, ніж ті дорослі, які набрали нижче граничного балу. Зниження балів, однак, не передбачало збільшення частоти падінь [23].

#### 2.2.4 Тест балансу Flamingo

Тест балансу Flamingo відповідає вимогам простоти, низької вартості та підходить для масових досліджень. Він використовується для оцінки здатності успішно тримати рівновагу на одній нозі. Цей тест є складнішим, ніж ті, що описані вище, і він найчастіше використовується як польовий моторний тест рівноваги на здорових суб'єктах або спортсменах. Для виконання тесту необхідний тільки секундомір і вузький луч (5 см) з нековзкою поверхнею. Іноді перевірка проводиться на широкій поверхні, а не на балці. У цьому тесті випробуваний стоїть на балці на своїй ступні, згинає вільну ногу назад і тримає задню частину стопи рукою з того самого боку, стоячи як фламінго. Процедура

така: запускають секундомір, коли об'єкт знаходиться в описаній позі, зупиняють секундомір кожного разу, коли суб'єкт втрачає рівновагу (відпустить утримувану ногу), починайте відлік часу знову, поки він не втратить рівновагу, і підраховуйте кількість падінь за 60 секунд балансування. Якщо протягом перших 30 секунд відбувається більше 15 падінь, тест припиняється і виставляється нульова оцінка [23].

### 2.2.5 Тест зі стрибком-приземленням

Тест зі стрибком-приземленням є простим тестом динамічної постуральної стабільності, який можна визначити як здатність людини зберігати рівновагу під час переходу від динамічного до статичного стану. Тест проводиться на силовій пластині. Суб'єкт виконує стрибок обома ногами, приблизно на 50% від максимальної висоти, і приземляється на одну ногу. Після приземлення суб'єкт залишається нерухомим у положенні на одній нозі протягом заздалегідь визначеного часу (зазвичай від 10 до 30 секунд). Для цього тесту можна розрахувати декілька параметрів. Найпоширенішим параметром, який розраховується, є час до стабілізації. Час до стабілізації визначається як час, необхідний для мінімізації результуючих сил реакції ґрунту під час приземлення в стрибку в діапазоні базових (статичних) сил реакції ґрунту. Як аспект моторного контролю нижньої кінцівки, час до стабілізації залежить від пропріоцептивного зворотного зв'язку та попередньо запрограмованих м'язових патернів, а також рефлекторних і довільних м'язових відповідей. Іншим параметром для тесту на приземлення в стрибку є індекс динамічної постуральної стабільності. Цей параметр ґрунтується на попередніх оцінках стійки на одній нозі та тестів на стабілізацію стрибка на одній нозі з основною передумовою, що динамічна постуральна стабільність залежить від кінематики

нижніх кінцівок при приземленні, а також від моделей м'язової активації та ексцентричного контролю [23].

## 2.3 Методи аналізу даних стабілограм

### 2.3.1 Метод аналізу Detrended fluctuation analysis (DFA)

Метод аналізу Detrended fluctuation analysis (DFA) використовується для вивчення поведінки часового ряду положення центру тиску COP виходячи з діяльності системи постурального контролю людини. Результати показують, що ці траєкторії представляють собою перехід у своїх властивостях масштабування від постійної (для високих частот, короткого тимчасового масштабу) до антипостійної (для низьких частот, довгого тимчасового масштабу) поведінки. Система контролю постави людини поєднує різні механізми, що запобігають падінню людського тіла як у статичних, так і в динамічних умовах. Інформація, що надходить від пропріоцептивної, вестибулярної та зорової систем, для цієї мети інтегрується та проявляється у постуральних коливаннях. Ці три системи включають резервну процедуру, яка забезпечує правильний баланс тіла у разі відмови деяких із них [24].

Метою роботи авторів [24] є застосування Методу аналізу Detrended fluctuation analysis (DFA) до набору експериментальних даних, що включає 20 вимірювань для кожного з 20 суб'єктів, що становлять групу вибірки, та отримання більше кількісних результатів для властивостей масштабування траєкторій CoP. Складність центру тиску (ЦТ) дає важливу інформацію про механізми постурального контролю, що лежать в основі. Взаємозв'язок між складністю COP та ефективністю балансування повністю не встановлений і може залежати від обмежень задачі та декомпозиції фільтрації сигналу COP.

У дослідженні [25] авторами оцінювалася складність COP при різних обмеженнях завдання, і оцінювалося, чи відрізняється динаміка коливань COP, що виникає, відповідно до фракційних компонентів COP, пов'язаних з



периферичним або центральним регулюванням. Сто шістдесят два учасники виконали два завдання на сидячий баланс. Потрібна точність при відстеженні мети, яка рухалася по медіолатеральній або по переднезадній осі. Динаміка складності COP була розглянута за допомогою аналізу коливань без тренду (DFA) на осі, обмеженої вимогами до точності, та на осі без обмежень. DFA низькочастотних та смугових компонентів COP на обмеженій осі були пов'язані між собою від малої до помірної, щоб збалансувати продуктивність. DFA компонент верхніх частот COP показала протилежну залежність по обох осях (з обмеженнями і без обмежень). Це дослідження свідчить, що складність COP пов'язані з підвищенням продуктивності. [25].

### 2.3.2 Метод аналізу Oriented Fractal Scaling Component Analysis (OFSCA)

В роботі [26] автори пропонують новий клас змішаних коливань з різним направленням та особливостями фрактального масштабування у якості моделі для анізотропних двомірних (2D) траєкторій, що виникають переважно в комплексних системах. Для того, щоб розкласти такі подібні змішані коливання на ортогонально орієнтовані компоненти, автори розробили аналіз орієнтованих фрактальних масштабних компонентів (OFSCA). В OFSCA початкові орієнтації компонентів виявляються на основі принципів, згідно яких вихідні кути ортогональні кутам з мінімальним та максимальним масштабними показниками змішаних коливань. В цьому аналізі властивості масштабування, що залежать від кута, оцінюються з використанням на основі фільтру Савицького-Голея аналізу DMA, який має більш високий порядок видалення тренда, ніж звичайний DMA на основі фільтра ковзного середнього. Щоб проілюструвати OFSCA, автори демонструють, що чисельно згенеровані часові ряди процесів змішаного дробного гауссова шуму (fGn) з неортогональною орієнтацією і різними показниками масштабування успішно розкладаються на вихідні компоненти fGn. Також демонструється наявність орієнтованих

компонентів в двовимірних траєкторіях, на прикладах застосування OFSCA до реальних часових рядів, таких як коливання положення людини під час вертикальної стійки [7,26].

В майбутньому використання методу аналізу OFSCA можливе для аналізу постуральних коливань, який використовується для медичної діагностики і діагнозу пацієнтів з неврологічними і руховими розладами. Коли у людини є сенсорний розлад, який дає асиметричний вплив на стійкість стояння, оцінка залежності від напрямку траєкторії CoP може надати корисну інформацію про стабілізуючу здатність і дисфункцію [7].

**Розкладання змішаних коливань з тривалими кореляціями.** Авторами роботи [26] пропонується новий клас двовимірних корельованих процесів, що відображають особливі орієнтації та метод декомпозиції орієнтації для таких процесів. Вони демонструють цей підхід, припускаючи змішану модель fGn, що відображає анізотропні тривалі кореляції (рис.2.6). Ця модель складається з двох незалежних процесів fGn  $\{\epsilon_1[i]\}$  та  $\{\epsilon_2[i]\}$  з двома різними показниками Херста  $H_1$  та  $H_2$  ( $H_1 > H_2$ ) відповідно (рис.2.6а,б). Це модель змішаних процесів, орієнтованих на кути  $\theta_1$  і  $\theta_2$  до вісі  $x$  (рис.2.6в,г) [7]:

$$\begin{bmatrix} x^{(1)}[i] \\ x^{(2)}[i] \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \theta_1 & \cos \theta_2 \\ \sin \theta_1 & \sin \theta_2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \epsilon_1[i] \\ \epsilon_2[i] \end{bmatrix} \quad (2.1)$$

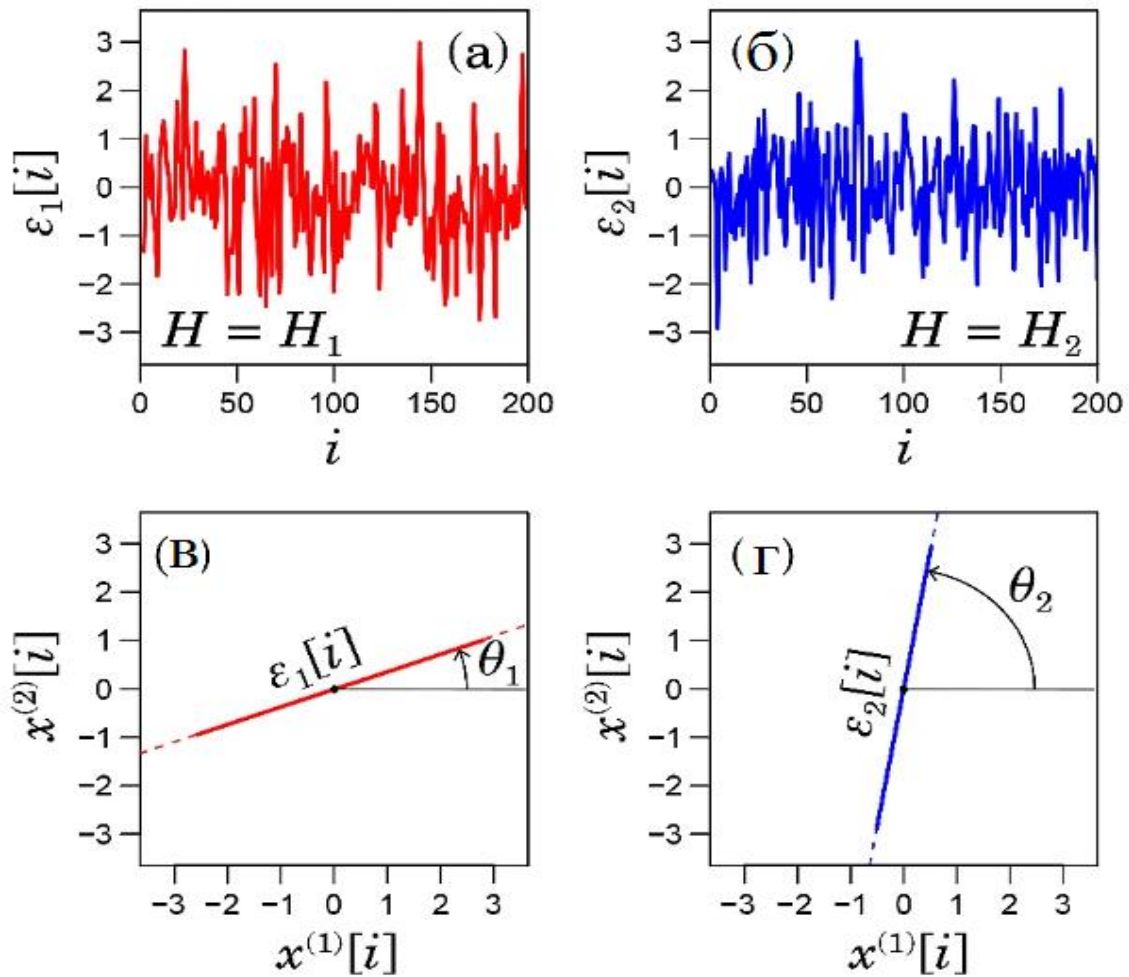


Рисунок 2.6 - Змішана модель fGn

Метод аналізу OFSCA автори ілюструють наступним чином (рис.2.7). В рівнянні (2.1) прогнозований часовий ряд задається як:

$$x^{(\theta)}[i] = \varepsilon_1[i] \cos(\theta - \theta_1) + \varepsilon_2[i] \cos(\theta - \theta_2) \quad (2.2)$$

Це рівняння вказує, що коли  $\theta = \theta_1 \pm \pi/2$ ,  $x^{(\theta)}[i]$  є ортогональним і не залежить від  $\varepsilon_1[i]$  (рис.2.7в). Тобто отримуємо

$$x^{(\theta_1 + \pi/2)}[i] = \varepsilon_2[i] \cos\left(\theta_1 - \theta_2 + \frac{\pi}{2}\right), \quad (2.3)$$

який пропорційний вихідному  $\epsilon_2[i]$  з  $H_2$ . З тієї ж причини  $x^{(\theta_1+\pi/2)}[i]$  є ортогональною до  $\epsilon_2[i]$  і пропорційною до  $\epsilon_1[i]$  з  $H_1$ . На відміну від цього, коли  $\theta \neq \theta_1 \pm \pi/2$  та  $\theta \neq \theta_2 \pm \pi/2$ ,  $F^{(\theta)}(s)$  показує перехрещення масштабування експоненти (рис.2.12б). Лінійна апроксимація до ламаних ліній в лог-лог площині  $F^{(\theta)}(s)$  від  $s$  дає нахил в діапазоні  $(H_1, H_2)$ . Тому, шукаючи дві основні орієнтації,  $\hat{\theta}_{\min}$  і  $\hat{\theta}_{\max}$ , відповідно, з мінімальним та максимальним значенням  $\alpha(\theta)$ , ми можемо оцінити вихідні орієнтації  $\epsilon_1[i]$  та  $\epsilon_2[i]$  як  $\hat{\theta}_1 = \hat{\theta}_{\min} \pm \pi/2$  та  $\hat{\theta}_2 = \hat{\theta}_{\max} \pm \pi/2$  відповідно. В даній роботі верхнє значення визначає величину відповідного числа як:

$$\begin{bmatrix} \hat{\epsilon}_1[i] \\ \hat{\epsilon}_2[i] \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sin \hat{\theta}_2 / \sin(\hat{\theta}_2 - \hat{\theta}_1) & \cos \hat{\theta}_2 / \sin(\hat{\theta}_1 - \hat{\theta}_2) \\ \sin \hat{\theta}_1 / \sin(\hat{\theta}_1 - \hat{\theta}_2) & \cos \hat{\theta}_1 / \sin(\hat{\theta}_2 - \hat{\theta}_1) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x^{(1)}[i] \\ x^{(2)}[i] \end{bmatrix} \quad (2.4)$$

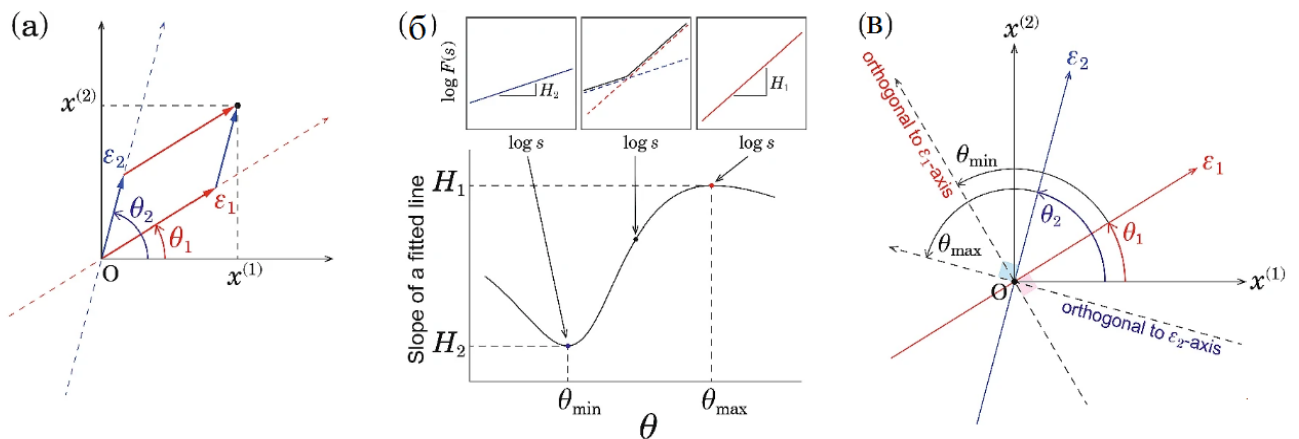


Рисунок 2.7 - Метод аналізу OFSCA

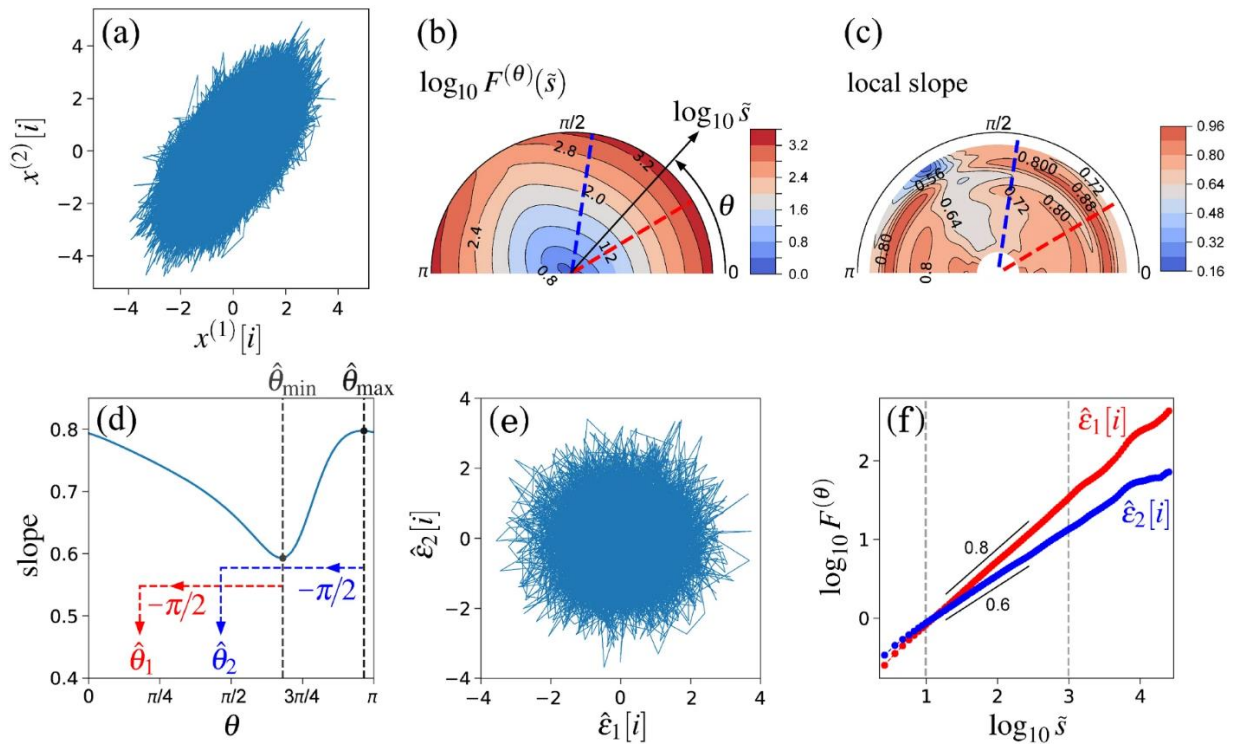


Рисунок 2.8 – Орієнтаційний розклад змішаної моделі fGn (Рівняння (2.1))

Авторами роботи [26] продемонстровано існування анізотропного масштабування, аналізуючи реальні часові ряди, такі як постуральні коливання людини під час стояння застосовуючи метод аналізу OFSCA до людини траєкторії центру тиску (CoP) у положенні стоячи. CoP — це проекція центроїда розподілу вертикальної сили на площину землі. Характеристики CoP були широко вивчені, щоб оцінити дисфункцію рівноваги у пацієнтів з неврологічними та руховими розладами та зрозуміти механізм постурального контролю. Щоб отримати компоненти орієнтованого масштабування з характеристик CoP, авторами біло проаналізовано траєкторії CoP, виміряні в двох положеннях стоячи: спокійне стояння з відкритими очима (рис.2.9) і довільне коливання зі стійкого положення в положення праворуч-назад з відкритими очима (рис.2.10).

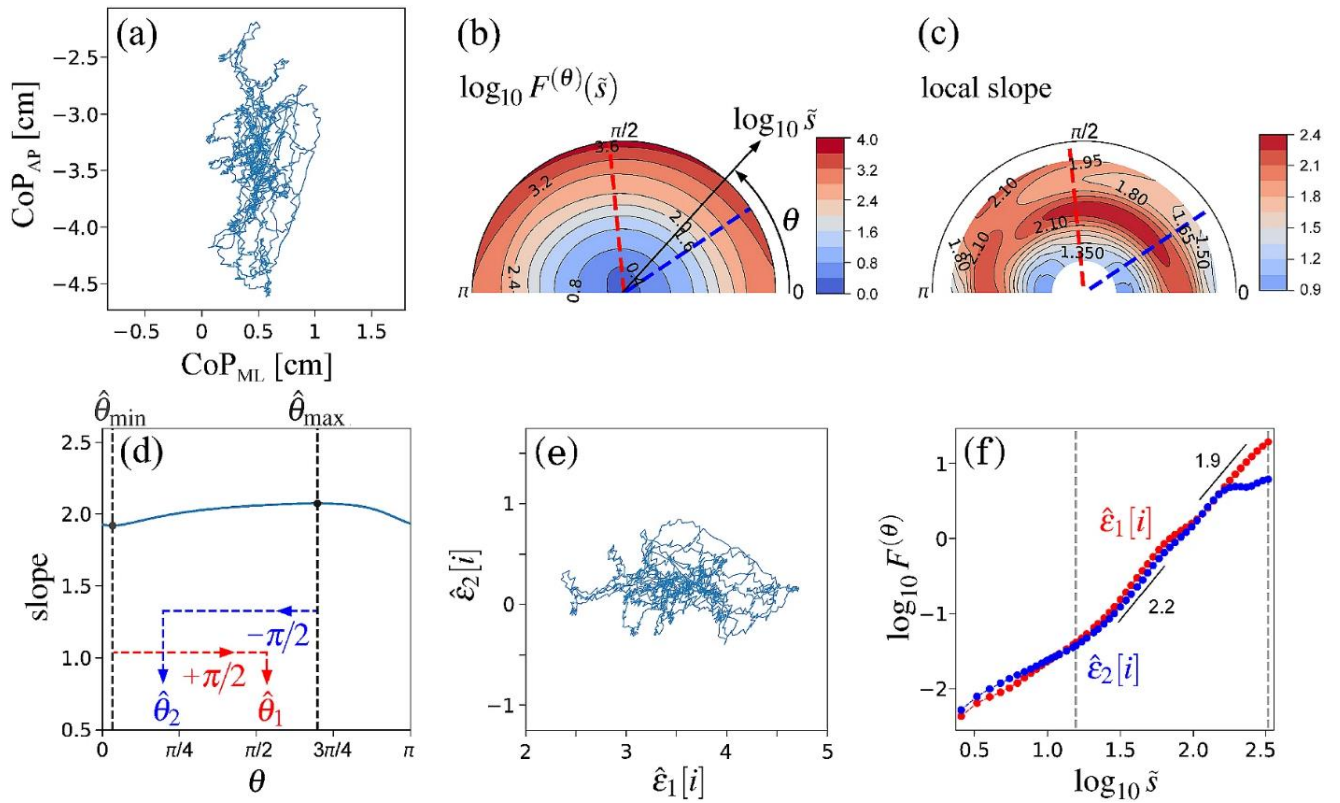


Рисунок 2.9 - Орієнтаційна декомпозиція траєкторії центру тиску (CoP) суб'єкта, який тихо стоїть із відкритими очима

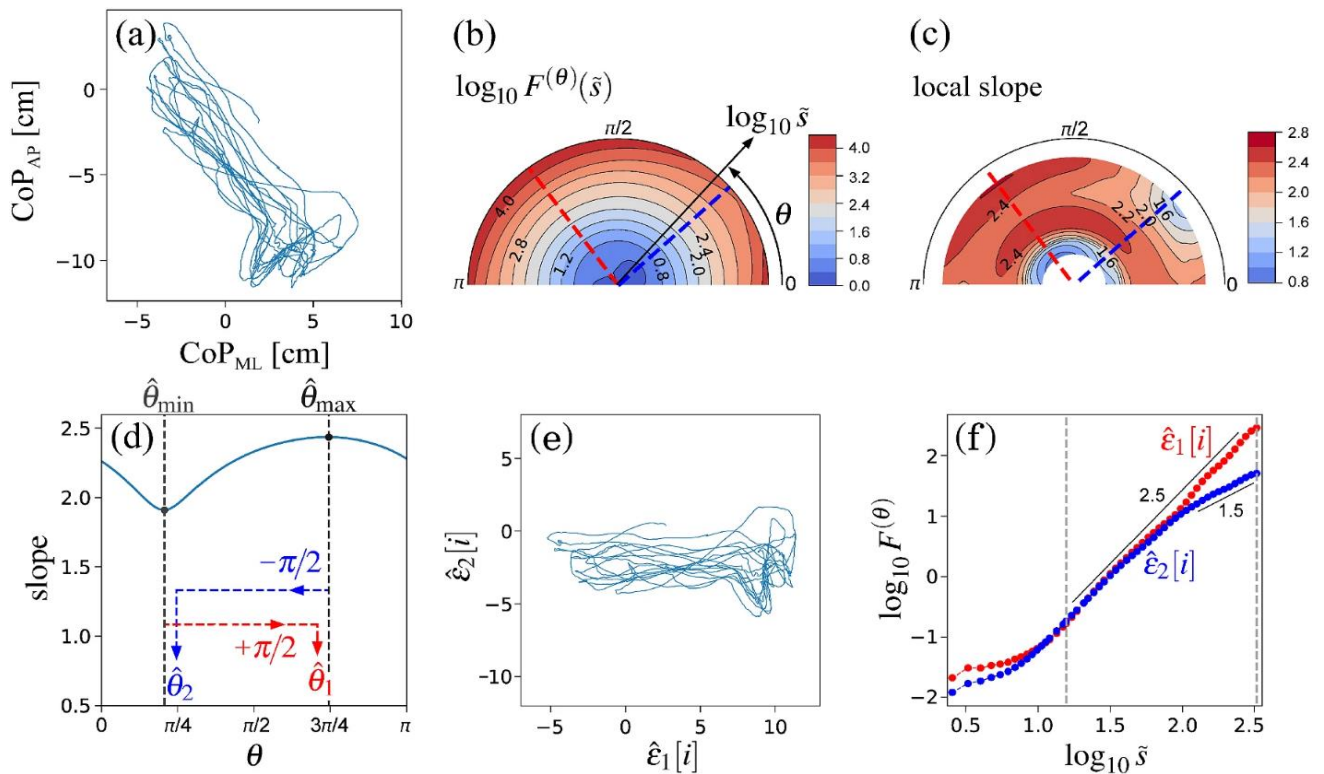


Рисунок 2.10 - Орієнтаційна декомпозиція траєкторії CoP суб'єкта, який виконує довільне погойдування зі стійкого положення в положення праворуч-назад з відкритими очима.

Подальше застосування OFSCA можливе для аналізу поструральних коливань, який використовується для медичної діагностики та прогнозу пацієнтів з неврологічними та руховими розладами. Коли суб'єкт має моторні/сенсорні розлади (такі як геміплегія або неповне ушкодження спинного мозку), що має асиметричний вплив на стійкість стоячи, оцінка спрямованої залежності траєкторії CoP може надати корисну інформацію щодо стабілізуючої здатності та дисфункції.

В роботі [27] автори, застосовуючи метод аналізу OFSCA (орієнтований аналіз компонентів фрактального масштабування), показали існування анізотропних властивостей у часових рядах центру тиску, зареєстрованих під час виконання суб'єктами чотирьох різних завдань, а саме, проаналізували траєкторії CoP, виміряні в чотирьох положеннях стоячи: спокійне стояння з

відкритими очима, спокійне стояння із закритими очима, стояння з поворотом голови та відкритими очима, стояння з поворотом голови та закритими очима.

Обидва повороти голови виконувалися проти годинникової стрілки, у відповідному ритмі, приблизно один раз на секунду ( $\sim 1$ Гц). Зміни координат CoP реєстрували за допомогою стабілізаграфічної силової платформи, оснащеної чотирма датчиками сили та комп'ютером. Запис та аналіз стабілізаграфічних коливань за чотирма каналами проводили за допомогою інтерфейсу NI 6070E (National Instruments, США) та програмного забезпечення, написаного на мові LabView. Частота дискретизації становила 100 Гц.

Для опису залежних від кута властивостей часових рядів CoP і було застосовано метод OFSCA (Oriented Fractal Scaling Component Analysis [27]).

### 2.3.3 Метод аналізу Detrended moving average (DMA)

Метод аналізу Detrending Moving Average (DMA) широко використовується в декількох варіантах для характеристики дальніх кореляцій випадкових сигналів і множин (одновимірних послідовностей чи масивних масивів) протягом часу або простору.

Автори роботи [28] пропонують алгоритм DMA як альтернативний метод кількісної оцінки дальніх кореляцій. За допомогою аналітичного підходу, заснованого на безперервному наближенні часу та одночастотному відгуку DMA автори дають роз'яснення таким методологічним особливостям як характеристики DMA, особливо вищого порядку, та зв'язок між DMA та спектральним аналізом потужності. На основі точного розрахунку одночастотної функції відгуку в умовах неперервного наближення часу можна отримати прямий зв'язок між DMA та спектральним аналізом потужності. Потім такі співвідношення використовуються для отримання ряду характеристик масштабування, таких як ступінь зниження потужності, частотна



характеристика, асимптотична поведінка, верхня межа показника масштабування та поведінка кінцевого діапазону шкали [7].

Авторами [28] було продемонстровано, що DMA з центром нульового порядку має хороші характеристики для характеристики дальньої кореляції та поведінки масштабування фракталів. У практичному застосуванні до реальних часових рядів вищий ступінь зниження потужності був би дуже важливим для підвищення точності оцінки та підтвердження спостережуваної поведінки масштабування. Отже, ці результати сприятимуть подальшому застосуванню вищого порядку DMA [7].

При аналізі за допомогою DMA з використанням фільтру Савіцького-Голея спочатку обчислюють інтегральний ряд  $\{x[i]\}$ .

$$y[i] = \sum_{j=1}^i x[j] \quad (2.5)$$

Якщо  $\{x[i]\}$  є траєкторією fBm, то можемо пропустити інтегрування та проаналізувати  $\{x[i]\}$  в  $y[i]$  у наступному розрахунку.

Потім ми обчислюємо функцію спрямованих коливань,  $F(s)$ , визначену як

$$F(s) = \sqrt{\frac{1}{N-s+1} \sum_{i=(s+1)/2}^{N-(s-1)/2} (y[i] - \tilde{y}_{SG}^{(m,s)}[i])^2}, \quad (2.6)$$

де  $m$  – поліном степені;

$s$  – довжина вікна;

$\tilde{y}_{SG}^{(m,s)}[i]$  – сигнали згладжені з використанням фільтру Савіцького-Голея;

$y[i]$  – часовий ряд.

Рівняння (2.6) представляє згладжену версію отриману після застосування Фільтру Савицького - Голя з поліномом ступеня  $m$  і довжиною вікна  $s$ . У рівнянні, сигнали локально згладжуються за допомогою фільтру Савицького – Голя, видаляються з часового ряду, щоб послабити нестационарність базової лінії, вбудованої в спостережуваний часовий ряд. Фільтр Савицького - Голя згладжує зашумлений сигнал, регулюючи частково поліноміальну функцію зі степенем  $m\tilde{y}_{SG}^{(m,s)}$  до сигналу і може видалити поліноміальні тренди до порядку  $(m+1)$  [7,28].

## 2.4 Висновки до розділу 2

Існує багато методів дослідження та аналізу балансу тіла людини. В цій частині магістерської дисертації розглянуто стабілометрію як метод дослідження балансу тіла людини в вертикальній стійці. Для проведення стабілографічних досліджень обов'язковою умовою є наявність стабілографічної платформи, яка представляє собою платформу та забезпечена датчиками вимірювання вертикальної складової тиску для визначення центру тиску, який створюється людиною, що стоїть на платформі.

Також було розглянуто методи оцінки рівноваги тіла людини та методи аналізу даних стабілограм, а саме: метод аналізу Detrended fluctuation analysis (DFA), метод аналізу Oriented Fractal Scaling Component Analysis (OFSCA) та Метод аналізу Detrended moving average (DMA).

В експериментальній частині магістерської дисертації також буде використовуватись метод стабілометрії. В якості стабілометричної платформи буде представлена платформа для перевірки балансу Wii Balance Board, яка була розроблена для відеоігр Wii та Wii U. Для аналізу даних стабілограм буде застосовуватись метод аналізу OFSCA (орієнтований аналіз компонентів фрактального масштабування).

## 3 ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНЕ ДОСЛІДЖЕННЯ СТАНУ ЛЮДИНИ ПІД ЧАС ВИКОНАННЯ ФІЗИЧНИХ ВПРАВ

### 3.1 Опис експерименту

Метою та ціллю експерименту було дослідження стабілограм спортсменів, отриманих під час виконання фізичних вправ, та їх аналіз методом орієнтованих фрактальних компонентів (OFSCA). Експеримент проводився на базі Національного університету фізичного виховання і спорту України в спеціальній лабораторії. В експерименті брали участь спортсмени різного рівня майстерності. В результаті експерименту необхідно було дізнатися, як впливає підготовка та рівень спортсмена на положення центра мас, та як залежить положення при різних вправах, під час яких фіксується цей результат [7].

За допомогою платформи Wii борду відбувається фіксування параметрів. Кожний учасник експерименту повинен встати на платформу та почати виконувати вправи, які задані певним експериментом впродовж певного часу, для фіксації необхідних параметрів. Після отримання результатів, виконуємо тільки їх обробку за допомогою обраних методів.

Особиста участь в декількох експериментах показана на рисунку 3.1, але ці показники не входять в загальний експеримент, вони були використані для налаштування програмного забезпечення, яке використовувалося для аналізу отриманих результатів [7].



Рисунок 3.1-Участь в експерименті

### 3.2 Обробка результатів експерименту

В експерименті брало участь 17 спортсменів різного виду діяльності. Ці спортсмени вставали на платформу, та починали виконувати необхідні вправи, які задає експериментатор. Вправи виконуються в певному порядку, тобто маємо певний порядок реєстрації. В таблиці 3.1 порядок реєстрації, шифри експерименту та пояснення експерименту:

Таблиця 3.1 - Порядок реєстрації, шифри експерименту та пояснення експерименту

Порядок реєстрації експерименту			Пояснення експерименту	
1	a1	OSOG	Основна стійка, відкриті очі (контроль на початку експерименту)	upright stance, opened eyes <b>opened_eyes_1</b>
2	a2	OSOG	Основна стійка, закриті очі (контроль на початку)	upright stance, closed eyes <b>closed_eyes_1</b>
3	a11	OSOG	Основна стійка, откриті очі (повторний контроль на початку)	upright stance, opened eyes <b>opened_eyes_2</b>
4	a22	OSOG	Основна стійка, закриті очі (повторний контроль на початку)	upright stance, closed eyes <b>closed_eyes_2</b>

Продовження таблиці 3.1

5	vrg1	VRG OG	Обертання головою (проти годинникової стрілки, в зручному ритмі, близько 2 раз в секунду), відкриті очі	head rotation, opened eyes <b>head_rotation_opened_eyes</b>
6	apv1		Основна стійка, відкриті очі, зразу після закінчення обертання головою	<b>opened_eyes_3</b>
7	apv11		Основна стійка, відкриті очі, через 1 хв після закінчення обертання головою	<b>opened_eyes_4_1min</b>
8	a222		основна стійка, закриті очі (контроль)	<b>closed_eyes_3</b>
9	vrg2	VRG ZG	обертання головою (проти годинникової стрілки), закриті очі	<b>head rotation, closed eyes</b> <b>head_rotation_closed_eyes</b>
10	apv2		основна стійка, закриті очі, відразу після закінчення обертання головою	<b>closed_eyes_4</b>
11	apv22		основна стійка, закриті очі, через 1 хв після закінчення обертання головою	<b>closed_eyes_5_1min</b>
12	a111		основна стійка, відкриті очі (контроль в кінці експерименту)	<b>opened_eyes_5</b>

### 3.3 Аналіз отриманих результатів

В OFSCA вихідні орієнтації виявляються на основі принципів, згідно яких вихідні кути ортогональні кутам з мінімальним та максимальним масштабними показниками змішаних коливань. В цьому аналізі властивості масштабування, що залежать від кута, оцінюються з використанням на основі фільтру Савицького-Голея аналізу DMA, який має більш високий порядок видалення тренда, ніж звичайний DMA на основі фільтра ковзного середнього. Щоб проілюструвати OFSCA чисельно згенеровані часові ряди процесів змішаного дробного гауссового шуму (fGn) з неортогональною орієнтацією і різними показниками масштабування успішно розкладаються на вихідні компоненти fGn. Використання методу аналізу OFSCA надалі можливе для аналізу поступальних коливань, який використовується для медичної діагностики і діагнозу пацієнтів з неврологічними і руховими розладами. Коли у людини є сенсорний розлад, який дає асиметричний вплив на стійкість стояння, оцінка залежності від напрямку траєкторії CoP може надати корисну інформацію про стабілізуючу здатність і дисфункцію. На рисунках 3.2.- 3.6 зображено:

- a) CoP траєкторія;
- b) флуктуаційна поферхність;
- c) поверхня локального схилу;
- d) кутова залежність кривизни тета в діапазоні;
- e) часовий ряд декомпозованих компонентів;
- f) напрямок (кут) компонент.

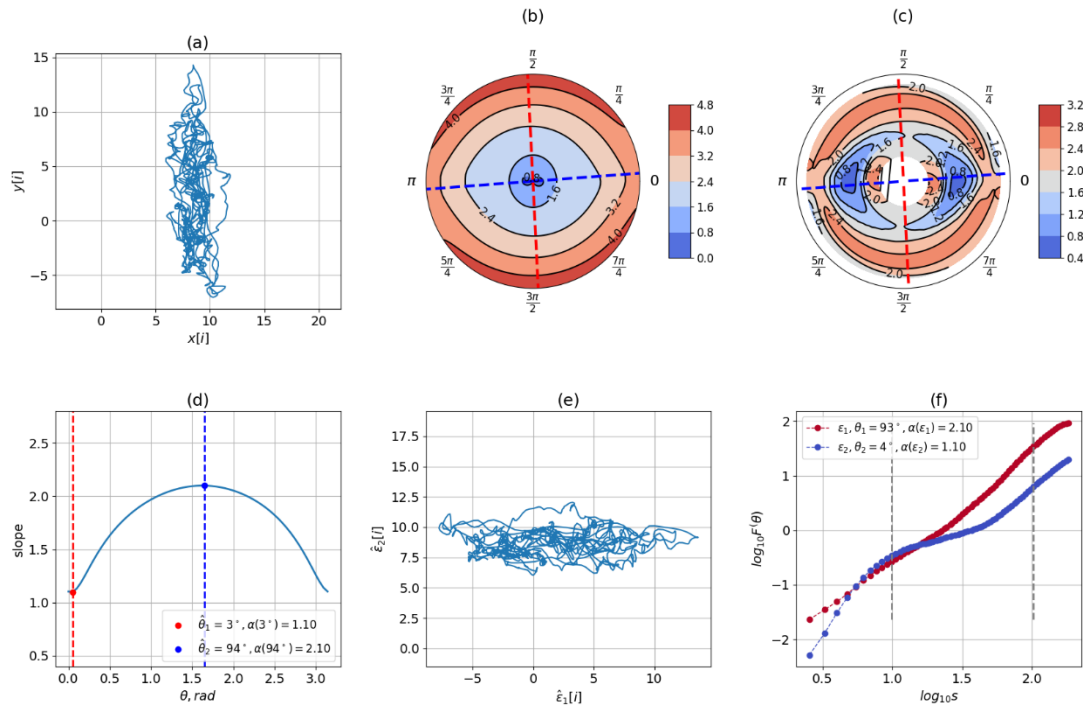


Рисунок 3.2- Участник 1 closed\_eyes\_1

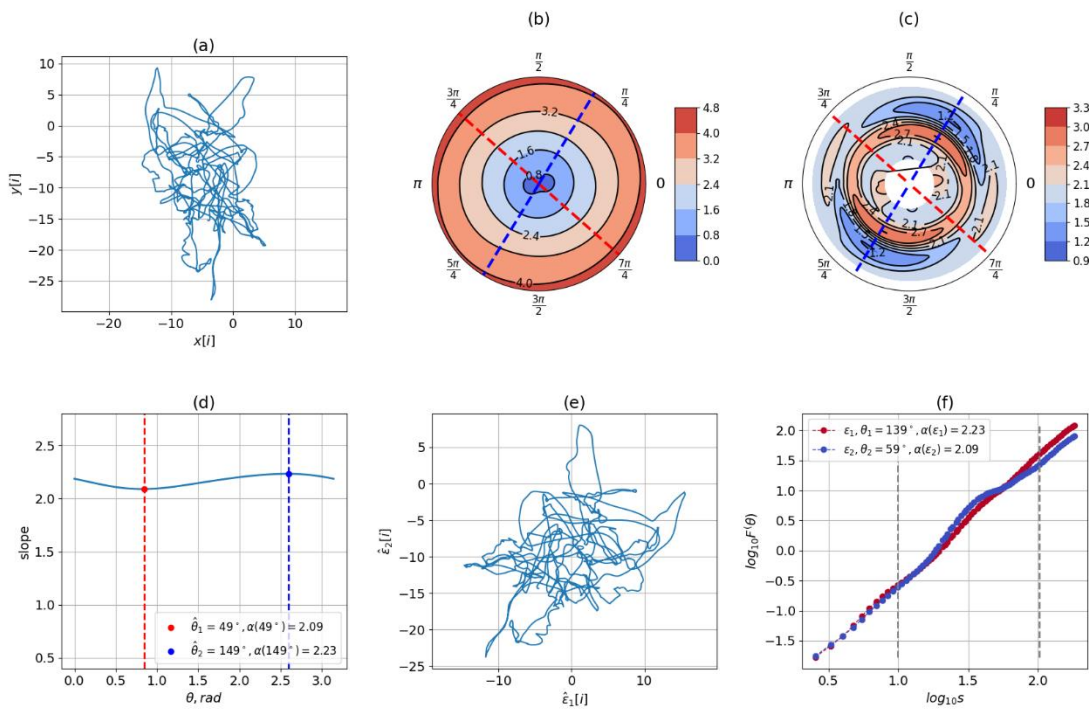


Рисунок 3.3- Участник 2 head\_rotation\_opened\_eyes



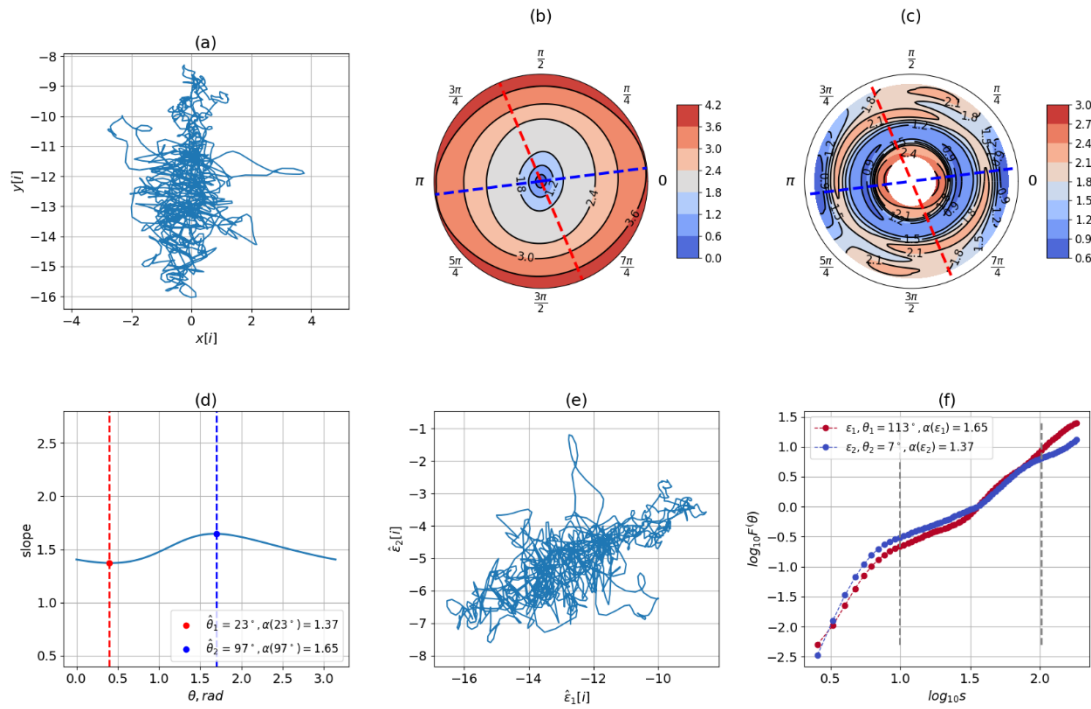


Рисунок 3.4- Участник 3 closed\_eyes\_5\_1min

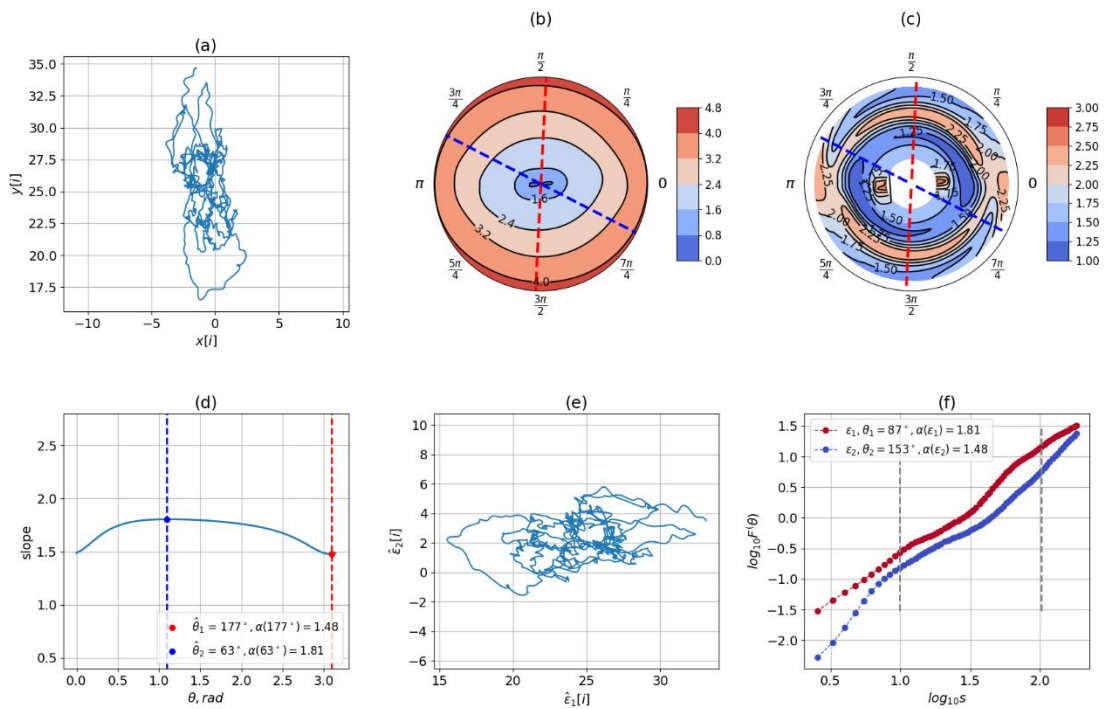


Рисунок 3.5- Участник 4 opened\_eyes\_1

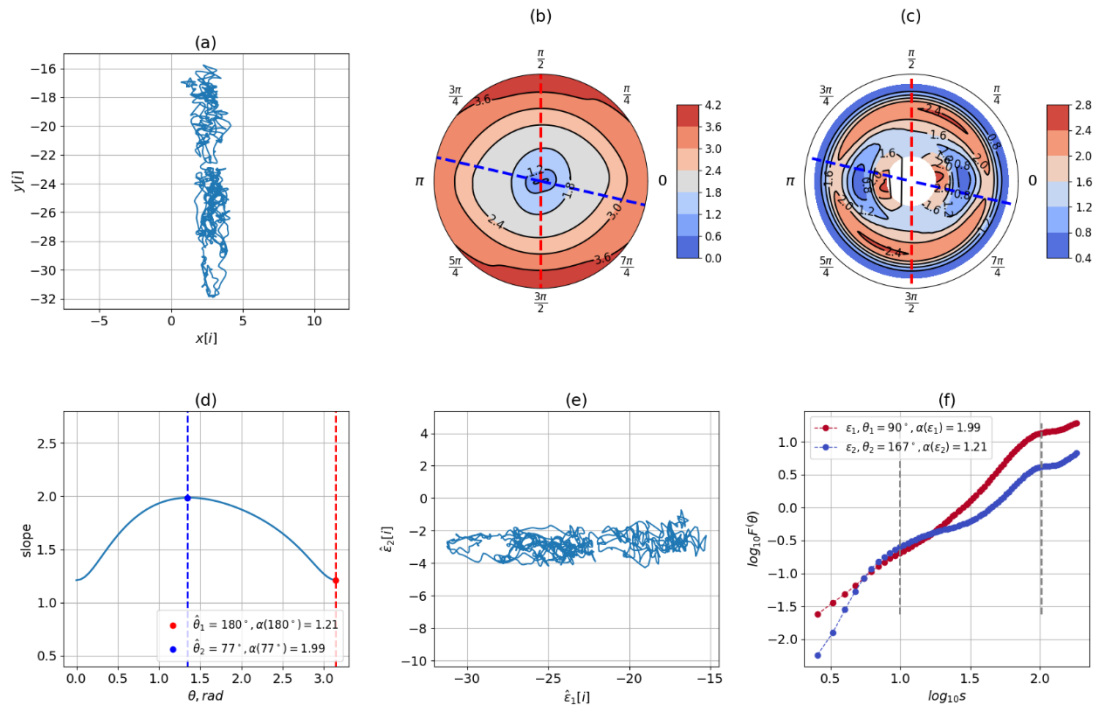


Рисунок 3.6 - Учасник 5 opened\_eyes\_4\_1min

Таблиця 3.2 - Розраховані за допомогою методу OFSCA експоненти 1

## КОМПОНЕНТИ

Експеримент	Учасни к 1	Учасни к 2	Учасни к 3	Учасни к 4	Учасни к 5	Учасни к 6	Учасник 7	Учасник 8	Учасни к 9
head_rotation_closed_eyes	2,35	2,57	1,89	2,53	2,53	2,27	1,63	2,69	1,99
closed_eyes_1	1,77	1,74	1,66	1,83	1,9	1,67	1,72	1,84	1,6
closed_eyes_5_1min	1,37	1,8	1,27	1,84	2,14	1,46	1,35	2,15	1,6
closed_eyes_3	1,79	1,81	1,25	0	2,19	1,38	0	2,24	0
opened_eyes_3	1,7	1,46	1,51	1,94	1,9	1,84	1,45	1,97	1,84
opened_eyes_4_1min	1,56	1,56	1,28	1,34	1,43	1,67	1,33	1,71	1,91
closed_eyes_2	1,52	1,89	1,26	1,8	1,78	1,51	1,84	2,07	1,88
opened_eyes_5	1,41	1,89	1,37	0	1,43	1,59	0	1,7	0
opened_eyes_2	1,39	1,62	1,21	1,67	1,59	1,63	1,44	1,95	1,58
opened_eyes_1	1,51	2,11	1,34	1,6	1,59	1,63	1,26	2,28	1,45
closed_eyes_4	1,62	1,98	1,29	1,64	1,86	1,65	1,71	1,96	1,67
head_rotation_opened_eyes	2,07	2,53	2,15	2,21	2,28	2,13	1,85	2,57	1,89

Таблиця 3.3 - Розраховані за допомогою методу OFSCA експоненти 2

## КОМПОНЕНТИ

Експеримент	Учасни к 1	Учасни к 2	Учасни к 3	Учасни к 4	Учасник 5	Учасник 6	Учасник 7	Учасник 8	Учасник 9
head_rotation_closed_eyes	1,39	2,09	1,64	2,01	1,9	1,84	2,13	2,18	1,64
closed_eyes_1	1,43	1,41	1,3	1,45	1,29	1,54	1,12	1,51	1,56
closed_eyes_5_1min	1,33	1,42	1,15	1,46	1,26	1,31	1,28	1,67	1,68
closed_eyes_3	1,24	1,43	1,33	0	1,32	1,37	0	1,86	0
opened_eyes_3	1,31	1,32	1,34	1,47	1,35	1,9	1,29	2,19	1,45
opened_eyes_4_1min	1,31	1,82	1,33	1,84	1,25	1,29	1,26	2,07	1,38
closed_eyes_2	1,29	1,39	1,24	1,51	1,16	1,51	1,33	1,66	1,5
opened_eyes_5	1,34	1,32	1,2	0	1,36	1,54	0	1,3	0
opened_eyes_2	1,4	1,34	1,35	1,45	1,25	1,45	1,26	1,93	1,97
opened_eyes_1	1,27	1,55	1,33	1,6	1,49	1,48	1,23	1,6	1,4
closed_eyes_4	1,19	1,61	1,34	1,53	1,15	1,6	1,41	1,57	1,38
head_rotation_opened_eyes	1,33	1,94	1,86	2,04	1,88	1,76	1,66	2,31	1,6

Таблиця 3.4 - Розраховані за допомогою методу OFSCA кути 1 компоненти

Експеримент	Учасник 1	Учасник 2	Учасник 3	Учасник 4	Учасник 5	Учасник 6	Учасник 7	Учасник 8	Учасник 9
head_rotation_closed_eyes	1,57	1,73	1,26	1,57	1,57	1,41	2,67	1,41	1,73
closed_eyes_1	1,57	1,41	1,57	1,41	1,57	0,94	1,73	1,26	2,2
closed_eyes_5_1min	1,57	1,73	1,73	1,41	1,57	1,41	1,57	1,73	0,79
closed_eyes_3	1,57	1,57	1,73	0	1,57	0,63	0	1,41	0
opened_eyes_3	1,57	1,73	1,88	1,57	1,57	1,57	1,88	0,47	1,73
opened_eyes_4_1min	1,41	1,1	1,88	2,83	1,57	1,26	1,57	0,79	1,57
closed_eyes_2	1,41	1,73	1,41	1,41	1,57	1,1	1,57	1,1	1,41
opened_eyes_5	1,57	1,73	1,73	0	1,57	1,26	0	1,57	0
opened_eyes_2	1,57	1,57	1,73	1,41	1,57	0,79	1,57	0,79	2,83
opened_eyes_1	1,57	1,73	0,94	1,57	1,41	0,79	1,73	1,41	2,36
closed_eyes_4	1,41	1,73	1,41	1,57	1,73	1,57	1,88	0,94	1,41
head_rotation_opened_eyes	1,57	1,41	1,57	1,1	1,41	1,41	1,57	1,73	1,26

Таблиця 3.5 - Розраховані за допомогою методу OFSCA кути 2 компоненти

Експеримент	Учасник 1	Учасник 2	Учасник 3	Учасник 4	Учасник 5	Учасник 6	Учасник 7	Учасник 8	Учасник 9
head_rotation_closed_eyes	2,98	0,31	2,98	0,31	0	0	1,41	0	0,16
closed_eyes_1	0	2,98	0	2,98	0	2,83	0,16	2,98	0,94
closed_eyes_5_1min	0	0	0	2,36	0	2,98	0	0,16	2,2
closed_eyes_3	2,98	0	0,16	0	2,98	2,51	0	2,51	0
opened_eyes_3	2,98	0	0,31	0	2,98	0	0,16	1,88	0,31
opened_eyes_4_1min	2,98	2,67	0,31	1,41	0	2,98	2,98	1,88	0,16
closed_eyes_2	0	0	2,98	2,83	2,98	2,83	0	2,67	2,67
opened_eyes_5	0	0	0	0	0	2,98	0	2,98	0
opened_eyes_2	0	0	0	2,83	0	2,67	0	2,2	1,57
opened_eyes_1	0	0,16	2,67	0	2,98	2,67	0,16	2,83	0,79
closed_eyes_4	2,98	0	2,98	0	0	0	0,47	2,67	2,98
head_rotation_opened_eyes	0	2,98	0	2,2	2,83	2,98	0	0,16	2,67

### 3.4 Проведення чисельних експериментів

Для отриманих параметрів експонент компонент та кутів компонент було проведено статистичні тести t-тест та t-критерій Вілкоксона.

1) t-тест - будь-який статистичний тест гіпотези, в якому тестова статистика підпорядковується Стьюдент t-розподілу під нульовою гіпотезою. В даному випадку, це двосторонній тест для нульової гіпотези про те, що два пов'язаних або повторюваних зразка мають однакові середні (очікувані) значення.

2) t-критерій Вілкоксона – непараметричний статистичний тест, який використовується для перевірки відмінностей між двома вибірками парних або незалежних вимірів по рівню будь-якого кількісної ознаки, виміряної в неперервній або в порядковій шкалі. В даному випадку знаковий ранговий тест Вілкоксона перевіряє нульову гіпотезу про те, що дві пов'язані парні вибірки походять з одного і того ж розподілу. Зокрема, він перевіряє, чи є розподіл різниць  $x - y$  симетричним відносно нуля.

Таблиця 3.6 - Т-критерій Вілкоксона для експоненти 1 компоненти

Експеримент	head_rotation _closed_eyes	closed_eyes _1	closed_eyes _5_1min	closed_eyes _3	opened_eyes _3	opened_eyes _4_1min	closed_eyes _2	opened_eyes _5	opened_eyes _2	opened_eyes _1	closed_eyes _4	head_rotation _opened_eyes
head_rotation_closed_eyes	1	0,000031	0,000015	0,000015	0,000015	0,000015	0,000153	0,000031	0,000031	0,000015	0,000214	0,030518
closed_eyes_1	0,000031	1	0,887053	0,034790	0,943352	0,118251	0,963226	0,007904	0,145432	0,034790	0,889969	0,000015
closed_eyes_5_1min	0,000015	0,887053	1	0,026672	0,740297	0,352875	0,781906	0,039536	0,120209	0,129711	0,817581	0,000015
closed_eyes_3	0,000015	0,034790	0,026672	1	0,039536	0,159378	0,055179	0,812380	0,190094	0,120209	0,010986	0,000015
opened_eyes_3	0,000015	0,943352	0,740297	0,039536	1	0,010986	0,579056	0,010986	0,056885	0,026672	0,677704	0,000015
opened_eyes_4_1min	0,000015	0,118251	0,352875	0,159378	0,010986	1	0,306046	0,064790	0,831217	0,644135	0,044769	0,000076
closed_eyes_2	0,000153	0,963226	0,781906	0,055179	0,579056	0,306046	1	0,011311	0,044769	0,088654	0,284164	0,000076
opened_eyes_5	0,000031	0,007904	0,039536	0,812380	0,010986	0,064790	0,011311	1	0,079681	0,034790	0,000839	0,000031
opened_eyes_2	0,000031	0,145432	0,120209	0,174255	0,056885	0,831217	0,044769	0,071411	1	0,462981	0,004829	0,000015
opened_eyes_1	0,000015	0,034790	0,129711	0,120209	0,030518	0,644135	0,098373	0,034790	0,462981	1	0,034790	0,000015
closed_eyes_4	0,000214	0,889969	0,817581	0,010986	0,677704	0,044769	0,263321	0,000839	0,004829	0,030518	1	0,000290
head_rotation_opened_eyes	0,030518	0,000015	0,000015	0,000015	0,000015	0,000076	0,000076	0,000031	0,000015	0,000015	0,000290	1

Для Т-критерія Вілкоксона від експеримента opened\_eyes\_1 відрізняються такі експерименти: head\_rotation\_closed\_eyes, closed\_eyes\_1, opened\_eyes\_3, closed\_eyes\_2, opened\_eyes\_5, closed\_eyes\_4, head\_rotation\_opened\_eyes.

Таблиця 3.7 - t-тест для експоненти 1 компоненти

Експеримент	head_rotation _closed_eyes	closed_eye s _1	closed_eye s _5_1min	closed_eye s _3	opened_eye s _3	opened_eye s _4_1min	closed_eye s _2	opened_eye s _5	opened_eye s _2	opened_eye s _1	closed_eye s _4	head_rotation _opened_eyes
head_rotation_ closed_eyes		0,000001	0,000000	0,000018	0,000001	0,000001	0,000006	0,000011	0,000000	0,000000	0,000024	0,025781
closed_eyes_1	0,000001		0,964319	0,012797	0,727290	0,118578	0,985807	0,006076	0,130803	0,040827	0,515774	0,000004
closed_eyes_5_1min	0,000000	0,964319		0,013818	0,709962	0,170622	0,947996	0,008143	0,137842	0,073494	0,461785	0,000003
closed_eyes_3	0,000018	0,012797	0,013818		0,019225	0,062510	0,020847	0,491455	0,046745	0,040670	0,006973	0,000170
opened_eyes_3	0,000001	0,727290	0,709962	0,019225		0,017157	0,800141	0,010392	0,050213	0,047611	0,718748	0,000006
opened_eyes_4_1mi n	0,000001	0,118578	0,170622	0,062510	0,017157		0,133893	0,030127	0,809440	0,749049	0,052238	0,000003
closed_eyes_2	0,000006	0,985807	0,947996	0,020847	0,800141	0,133893		0,010174	0,042379	0,054862	0,214058	0,000004
opened_eyes_5	0,000011	0,006076	0,008143	0,491455	0,010392	0,030127	0,010174		0,020940	0,018705	0,002444	0,000085
opened_eyes_2	0,000000	0,130803	0,137842	0,046745	0,050213	0,809440	0,042379	0,020940		0,526741	0,008556	0,000000
opened_eyes_1	0,000000	0,040827	0,073494	0,040670	0,047611	0,749049	0,054862	0,018705	0,526741		0,022741	0,000000
closed_eyes_4	0,000024	0,515774	0,461785	0,006973	0,718748	0,052238	0,214058	0,002444	0,008556	0,022741		0,000076
head_rotation_ opened_eyes	0,025781	0,000004	0,000003	0,000170	0,000006	0,000003	0,000004	0,000085	0,000000	0,000000	0,000076	

Для t-тест від експеримента opened\_eyes\_1 відрізняються такі експерименти: head\_rotation\_closed\_eyes, closed\_eyes\_1, closed\_eyes\_5\_1min, closed\_eyes\_3, opened\_eyes\_3, closed\_eyes\_2, opened\_eyes\_5, opened\_eyes\_2, closed\_eyes\_4, head\_rotation\_opened\_eyes.

Таблиця 3.8 - Т-критерій Вілкоксона для експоненти 2 компоненти

Експеримент	head_rotation _closed_eyes	closed_eyes _1	closed_eyes _5_1min	closed_eyes _3	opened_eyes _3	opened_eyes _4_1min	closed_eyes _2	opened_eyes _5	opened_eyes _2	opened_eyes _1	closed_eyes _4	head_rotation _opened_eyes
head_rotation_closed_eyes	1	0,000031	0,000031	0,000015	0,000076	0,000015	0,000046	0,000214	0,000504	0,000015	0,000214	0,108887
closed_eyes_1	0,000031	1	0,284164	0,009338	1,000000	0,487381	0,547668	0,003872	0,794530	0,355891	0,711899	0,000107
closed_eyes_5_1min	0,000031	0,284164	1	0,243500	0,088304	0,547668	0,517090	0,145432	0,159378	0,586069	0,145432	0,000549
closed_eyes_3	0,000015	0,009338	0,243500	1	0,000504	0,012883	0,017426	0,812354	0,012863	0,007473	0,005569	0,000015
opened_eyes_3	0,000076	1,000000	0,088304	0,000504	1	0,088304	0,403763	0,008598	0,611221	0,184893	0,812897	0,000153
opened_eyes_4_1min	0,000015	0,487381	0,547668	0,012883	0,088304	1	0,905768	0,039447	0,887037	0,393769	0,758214	0,000015
closed_eyes_2	0,000046	0,547668	0,487381	0,017426	0,430679	0,905768	1	0,020157	0,817581	0,352875	0,227255	0,000153
opened_eyes_5	0,000214	0,003872	0,145432	0,812354	0,008598	0,039447	0,023224	1	0,034790	0,017938	0,007904	0,000839
opened_eyes_2	0,000504	0,794530	0,159378	0,012863	0,611221	0,887037	0,781906	0,034790	1	0,711899	0,817581	0,003845
opened_eyes_1	0,000015	0,355891	0,586069	0,007473	0,184893	0,393769	0,377823	0,017938	0,711899	1	0,159378	0,000031
closed_eyes_4	0,000214	0,677704	0,145432	0,005569	0,812897	0,758214	0,227255	0,007904	0,817581	0,159378	1	0,001068
head_rotation_opened_eyes	0,108887	0,000107	0,000549	0,000015	0,000153	0,000015	0,000153	0,000839	0,003845	0,000031	0,001068	1

Для Т-критерія Вілкоксона від експеримента opened\_eyes\_1 відрізняються такі експерименти: head\_rotation\_closed\_eyes, closed\_eyes\_3, opened\_eyes\_5, head\_rotation\_opened\_eyes.



Таблиця 3.9 - t-тест для експоненти 2 компоненти

Експеримент	head_rotation – closed_eyes	closed_eye s _1	closed_eye s _5_1min	closed_eye s _3	opened_eye s _3	opened_eye s _4_1min	closed_eye s _2	opened_eye s _5	opened_eye s _2	opened_eye s _1	closed_eye s _4	head_rotation – opened_eyes
head_rotation_ closed_eyes		0,000004	0,000000	0,000044	0,000013	0,000002	0,000001	0,000125	0,000054	0,000000	0,000006	0,099370
closed_eyes_1	0,000004		0,228969	0,012859	0,404313	0,911154	0,537874	0,017771	0,700318	0,342833	0,575750	0,000050
closed_eyes_5_1min	0,000000	0,228969		0,024062	0,107571	0,344845	0,596039	0,035350	0,270579	0,842832	0,150357	0,000024
closed_eyes_3	0,000044	0,012859	0,024062		0,004964	0,011367	0,013215	0,838148	0,010006	0,013188	0,006064	0,000502
opened_eyes_3	0,000013	0,404313	0,107571	0,004964		0,517628	0,172258	0,010079	0,764689	0,137226	0,804091	0,000114
opened_eyes_4_1mi n	0,000002	0,911154	0,344845	0,011367	0,517628		0,585390	0,021180	0,817841	0,353189	0,727691	0,000008
closed_eyes_2	0,000001	0,537874	0,596039	0,013215	0,172258	0,585390		0,018037	0,399617	0,691106	0,155148	0,000061
opened_eyes_5	0,000125	0,017771	0,035350	0,838148	0,010079	0,021180	0,018037		0,015520	0,019334	0,007486	0,001140
opened_eyes_2	0,000054	0,700318	0,270579	0,010006	0,764689	0,817841	0,399617	0,015520		0,337625	0,952017	0,002408
opened_eyes_1	0,000000	0,342833	0,842832	0,013188	0,137226	0,353189	0,691106	0,019334	0,337625		0,173564	0,000006
closed_eyes_4	0,000006	0,575750	0,150357	0,006064	0,804091	0,727691	0,155148	0,007486	0,952017	0,173564		0,000993
head_rotation_ opened_eyes	0,099370	0,000050	0,000024	0,000502	0,000114	0,000008	0,000061	0,001140	0,002408	0,000006	0,000993	

Для t-тест від експеримента opened\_eyes\_1 відрізняються такі експерименти: head\_rotation\_closed\_eyes, closed\_eyes\_3, opened\_eyes\_5, head\_rotation\_opened\_eyes.

Таблиця 3.10 - Т-критерій Вілкоксона для кута 1 компоненти

Експеримент	head_rotation _closed_eyes	closed_eye s _1	closed_eye s _5_1min	closed_eye s _3	opened_eye s _3	opened_eye s _4_1min	closed_eye s _2	opened_eye s _5	opened_eye s _2	opened_eye s _1	closed_eye s _4	head_rotation _opened_eyes
head_rotation_ closed_eyes	1	0,354811	0,329039	0,005864	0,583152	0,184215	0,078085	0,012769	0,183475	0,388459	0,140398	0,521201
closed_eyes_1	0,354811	1	0,942870	0,025775	0,602002	0,380227	0,721061	0,079183	0,534899	0,739025	0,704116	0,962095
closed_eyes_5_1min	0,329039	0,942870	1	0,004379	0,318474	0,585332	0,812225	0,005059	0,519487	0,943193	0,618119	0,962031
closed_eyes_3	0,005864	0,025775	0,004379	1	0,014467	0,161216	0,025859	0,574073	0,183722	0,013594	0,049023	0,009118
opened_eyes_3	0,583152	0,602002	0,318474	0,014467	1	0,191799	0,274498	0,017538	0,254975	0,924297	0,293235	0,354200
opened_eyes_4_1mi n	0,184215	0,380227	0,585332	0,161216	0,191799	1	0,703399	0,161983	0,981013	0,380696	0,686451	0,367149
closed_eyes_2	0,078085	0,721061	0,812225	0,025859	0,274498	0,703399	1	0,067835	0,521260	0,552135	0,942830	0,521612
opened_eyes_5	0,012769	0,079183	0,005059	0,574073	0,017538	0,161983	0,067835	1	0,154871	0,079183	0,032957	0,016654
opened_eyes_2	0,183475	0,534899	0,519487	0,183722	0,254975	0,981013	0,521260	0,154871	1	0,354878	0,704354	0,569563
opened_eyes_1	0,388459	0,739025	0,943193	0,013594	0,924297	0,380696	0,552135	0,079183	0,354878	1	0,668279	0,886578
closed_eyes_4	0,140398	0,704116	0,618119	0,049023	0,293235	0,686451	0,942830	0,032957	0,704354	0,668279	1	0,962143
head_rotation_ opened_eyes	0,521201	0,962095	0,962031	0,009118	0,354200	0,367149	0,521612	0,016654	0,569563	0,886578	0,962143	1

Для Т-критерія Вілкоксона від експеримента opened\_eyes\_1 відрізняються такі експерименти: closed\_eyes\_3, opened\_eyes\_5.

Таблиця 3.11 - t-тест для кута 1 компоненти

Експеримент	head_rotation_ closed_eyes	closed_eye s _1	closed_eye s _5_1min	closed_eye s _3	opened_eye s _3	opened_eye s _4_1min	closed_eye s _2	opened_eye s _5	opened_eye s _2	opened_eye s _1	closed_eye s _4	head_rotation_ opened_eyes
head_rotation_ closed_eyes		0,263576	0,200435	0,011098	0,433753	0,429471	0,100086	0,010242	0,179855	0,388421	0,088969	0,379578
closed_eyes_1	0,263576		0,657215	0,016625	0,828730	0,933936	0,588426	0,019680	0,334650	0,782573	0,799690	0,927475
closed_eyes_5_1min	0,200435	0,657215		0,005830	0,579906	0,787698	0,919313	0,007059	0,702335	0,633965	0,744927	0,565947
closed_eyes_3	0,011098	0,016625	0,005830		0,016274	0,048385	0,013651	0,829815	0,148260	0,024310	0,015856	0,005908
opened_eyes_3	0,433753	0,828730	0,579906	0,016274		0,778402	0,423349	0,018579	0,309996	0,995730	0,536304	0,928410
opened_eyes_4_1min	0,429471	0,933936	0,787698	0,048385	0,778402		0,797055	0,050026	0,483138	0,828184	0,923269	0,893300
closed_eyes_2	0,100086	0,588426	0,919313	0,013651	0,423349	0,797055		0,016755	0,572088	0,461172	0,710509	0,454856
opened_eyes_5	0,010242	0,019680	0,007059	0,829815	0,018579	0,050026	0,016755		0,129559	0,027985	0,015352	0,006633
opened_eyes_2	0,179855	0,334650	0,702335	0,148260	0,309996	0,483138	0,572088	0,129559		0,292033	0,530882	0,455434
opened_eyes_1	0,388421	0,782573	0,633965	0,024310	0,995730	0,828184	0,461172	0,027985	0,292033		0,692544	0,920403
closed_eyes_4	0,088969	0,799690	0,744927	0,015856	0,536304	0,923269	0,710509	0,015352	0,530882	0,692544		0,736712
head_rotation_ opened_eyes	0,379578	0,927475	0,565947	0,005908	0,928410	0,893300	0,454856	0,006633	0,455434	0,920403	0,736712	

Для t-тест від експеримента opened\_eyes\_1 відрізняються такі експерименти: closed\_eyes\_3, opened\_eyes\_5.

Таблиця 3.12 - Т-критерій Вілкоксона для кута 2 компоненти

Експеримент	head_rotation _closed_eyes	closed_eye s _1	closed_eye s _5_1min	closed_eye s _3	opened_eye s _3	opened_eye s _4_1min	closed_eye s _2	opened_eye s _5	opened_eye s _2	opened_eye s _1	closed_eye s _4	head_rotation _opened_eyes
head_rotation_closed_eyes	1	0,686702	0,830819	0,491426	0,635610	0,317448	0,491913	0,379086	0,602053	0,601951	0,234918	0,355554
closed_eyes_1	0,686702	1	0,330064	1	0,981010	0,962132	0,943024	0,069574	0,316280	0,981050	0,263390	0,686534
closed_eyes_5_1min	0,830819	0,330064	1	0,285134	0,367890	0,536058	0,285677	0,515577	0,866826	0,491121	0,067448	0,520435
closed_eyes_3	0,491426	1	0,285134	1	0,721174	0,886162	1	0,088508	0,354539	0,757786	0,261423	0,849420
opened_eyes_3	0,635610	0,981010	0,367890	0,721174	1	0,905530	0,886801	0,254172	0,794417	0,522022	0,074802	0,905715
opened_eyes_4_1min	0,317448	0,962132	0,536058	0,886162	0,905530	1	0,924403	0,175407	0,704314	0,943313	0,306951	0,924329
closed_eyes_2	0,491913	0,943024	0,285677	1	0,886801	0,924403	1	0,183413	0,284794	0,812225	0,199432	0,981050
opened_eyes_5	0,379086	0,069574	0,515577	0,088508	0,254172	0,175407	0,183413	1	0,207305	0,191361	0,018004	0,082368
opened_eyes_2	0,602053	0,316280	0,866826	0,354539	0,794417	0,704314	0,284794	0,207305	1	0,537552	0,083366	0,447849
opened_eyes_1	0,601951	0,981050	0,491121	0,757786	0,522022	0,943313	0,812225	0,191361	0,537552	1	0,342472	0,776144
closed_eyes_4	0,234918	0,263390	0,067448	0,261423	0,074802	0,306951	0,199432	0,018004	0,083366	0,342472	1	0,342336
head_rotation_opened_eyes	0,355554	0,686534	0,520435	0,849420	0,905715	0,924329	0,981050	0,082368	0,447849	0,776144	0,342336	1

Для Т-критерія Вілкоксона відсутні відмінності експериментів від експеримента opened\_eyes\_1.

Таблиця 3.13 - t-тест для кута 2 компоненти

Експеримент	head_rotation _closed_eyes	closed_eye s _1	closed_eye s _5_1min	closed_eye s _3	opened_eye s _3	opened_eye s _4_1min	closed_eye s _2	opened_eye s _5	opened_eye s _2	opened_eye s _1	closed_eye s _4	head_rotation _opened_eyes
head_rotation_closed_eyes		0,444648	0,638679	0,203030	0,423661	0,214139	0,305320	0,880506	0,538801	0,380022	0,026090	0,269562
closed_eyes_1	0,444648		0,670705	0,642282	0,922530	0,805995	0,857596	0,186095	0,683072	0,985598	0,348359	0,779996
closed_eyes_5_1min	0,638679	0,670705		0,432736	0,795243	0,508840	0,553243	0,495765	0,880436	0,714957	0,193588	0,505571
closed_eyes_3	0,203030	0,642282	0,432736		0,476297	0,840001	0,781858	0,039637	0,407176	0,644838	0,593192	0,811807
opened_eyes_3	0,423661	0,922530	0,795243	0,476297		0,701187	0,742822	0,386817	0,867622	0,891076	0,218299	0,711999
opened_eyes_4_1min	0,214139	0,805995	0,508840	0,840001	0,701187		0,946871	0,238423	0,545310	0,797842	0,551522	0,987145
closed_eyes_2	0,305320	0,857596	0,553243	0,781858	0,742822	0,946871		0,187204	0,572726	0,823767	0,424451	0,939740
opened_eyes_5	0,880506	0,186095	0,495765	0,039637	0,386817	0,238423	0,187204		0,322432	0,305604	0,033867	0,171380
opened_eyes_2	0,538801	0,683072	0,880436	0,407176	0,867622	0,545310	0,572726	0,322432		0,748137	0,189807	0,526404
opened_eyes_1	0,380022	0,985598	0,714957	0,644838	0,891076	0,797842	0,823767	0,305604	0,748137		0,342183	0,823120
closed_eyes_4	0,026090	0,348359	0,193588	0,593192	0,218299	0,551522	0,424451	0,033867	0,189807	0,342183		0,488647
head_rotation_opened_eyes	0,269562	0,779996	0,505571	0,811807	0,711999	0,987145	0,939740	0,171380	0,526404	0,823120	0,488647	

Для t-тест відсутні відмінності експериментів від експеримента opened\_eyes\_1.

### 3.5 Висновки до розділу 3

В експериментальній частині було проведено дослідження стабілограм спортсменів та їх аналіз методом орієнтованих фрактальних компонентів (OFSCA). Записи даних було отримано за допомогою стабілографічної платформи Wii Balance Board. В цьому експерименті прийняло участь 17 спортсменів різного виду діяльності. Задачею експериментального дослідження було виявити, чи корисним є метод орієнтованих фрактальних компонентів (OFSCA ) до обробки отриманих даних.

За допомогою методу OFSCA було розраховано експоненти компонент та кути компонент для кожного експерименту, результати яких було занесено до відповідних таблиць.

Для проведення аналізу отриманих експонент та кутів компонент під час розрахунку в експериментальній частині, було проведено t-тест та t-критерій Вілкоксона.

## ВИСНОВКИ

**В рамках магістерської дисертації були вивчені поняття балансу та основні біологічні системи підтримки балансу людини.** Баланс людини досягається і підтримується завдяки трьом основним сенсорним системам, таких як: зорова система, вестибулярна система та соматосенсорна система.

Правильно функціонуюча система балансу дозволяє людям ясно бачити під час руху, визначати орієнтацію по відношенню до гравітації, визначати напрямок і швидкість руху і виконувати автоматичні коригування пози для підтримки постави і стабільності в різних умовах і при різних заняттях.

Інформація про роль кожної з трьох сенсорних систем може допомогти, коли одна із систем виходить з ладу або пошкоджена. Головний мозок отримує інформацію про баланс від вхідної сенсорної інформації, обробляє та інтегрує її, а потім посиляє відповідні сигнали до скелетно-м'язової системи для підтримки центру ваги.

Дослідження функції балансу, зорової системи, вестибулярної системи, соматосенсорної системи та інших функцій організму широко застосовують в медицині, фізкультурі та спорті.

**Були досліджені існуючі методи дослідження та аналізу балансу тіла людини.** Вивчили основні методи дослідження балансу тіла людини та методи оцінки рівноваги тіла людини.

Розглянули стабілометрію як метод дослідження балансу тіла людини, яка досить успішно використовується як метод дослідження механізмів постурального контролю, диференційної діагностики при вирішенні медико-біологічних завдань та контролю за реабілітаційними та тренувальними процесами. .

Для проведення дослідження балансу методом стабілометрії використовується спеціальна стабілографічна платформа, яка дозволяє отримувати об'єктивну інформацію про зміни пози.

Існують різні методи, які використовуються для оцінки балансу тіла людини. Найчастіше використовують клінічні та прості тести людської рівноваги, які не потребують зовсім або мало обладнання, дуже дешеві та можуть бути виконані швидко. Різна кількість завдань оцінюються за допомогою балів за заздалегідь визначеною якісною шкалою, підраховуючи втрату балансу або простий вимірювання часу.

Також вивчили методи аналізу стабілограм: метод аналізу Detrended Moving Average (DMA), метод аналізу Detrended fluctuation analysis (DFA) та Oriented Fractal Scaling Component Analysis (OFSCA).

**Було проведено аналіз стабілограм людини, отриманих під час виконання фізичних вправ.** Був проведений експеримент, метою і ціллю якого було дослідження стабілограм спортсменів та їх аналіз методом аналізу OFSCA (орієнтований аналіз компонентів фрактального масштабування) для аналізу балансу людини під час виконання фізичних вправ.

В процесі експерименту спортсмени вставали на платформу, та починали виконувати необхідні вправи, які задає експериментатор. Вправи виконувались в певному порядку, тобто мали певний порядок реєстрації. В ході експерименту було отримано файли з даними положення центра мас людини при виконанні заданих вправ.

Для аналізу даних стабілограм використовували метод аналізу OFSCA (орієнтований аналіз компонентів фрактального масштабування). За допомогою методу OFSCA було розраховано експоненти компонент та кути компонент для кожного експерименту.

В цьому аналізі властивості масштабування, що залежать від кута, оцінювались з використанням на основі фільтру Савицького-Голея аналізу DMA, який має більш високий порядок видалення тренда, ніж звичайний DMA на основі фільтра ковзного середнього. Щоб проілюструвати OFSCA чисельно згенеровані часові ряди процесів змішаного дробного гауссового шуму (fGn) з



неортогональною орієнтацією і різними показниками масштабування успішно розкладаються на вихідні компоненти fGn.

Проаналізуємо отримані результати для t-тесту. Розраховані значення для цього аналізу – це імовірність того, що результати даних є схожими. Обрано поріг для рівня значущості 5%(0,05). Згідно цього порогу, можна стверджувати, що в експериментах в яких значення більше нашого заданого порогу, то ці данні є схожими. Тобто, ті значення які менші за 0,05 є різними, так як імовірність того, що вони однакові менше 5%.

Проаналізувавши таблиці t-тесту для експоненти 1 компоненти, експоненти 2 компоненти, кута 1 компоненти та кута 2 компоненти, можемо сказати наступне: порівнявши експерименти closed\_eyes\_3, opened\_eyes\_5 з експериментом opened\_eyes\_1, бачимо, що вони є різними, так як в кожній таблиці їх значення менші 0,05. Порівнюючи експеримент head\_rotation\_closed\_eyes з експериментами opened\_eyes\_5, closed\_eyes\_3, closed\_eyes\_4, також можемо сказати, що вони є різними. Порівнюючи експеримент closed\_eyes\_1 з експериментами opened\_eyes\_5, closed\_eyes\_3, closed\_eyes\_4, також можемо сказати, що вони є різними. Порівнюючи експеримент closed\_eyes\_5\_1min з експериментами opened\_eyes\_5 closed\_eyes\_3, також можемо сказати, що вони є різними. Порівнюючи експеримент closed\_eyes\_3 з експериментами head\_rotation\_closed\_eyes, closed\_eyes\_1, closed\_eyes\_5\_1min, opened\_eyes\_3, opened\_eyes\_4\_1min, opened\_eyes\_1, closed\_eyes\_4, head\_rotation\_opened\_eyes, також можемо сказати, що вони є різними. Порівнюючи експеримент opened\_eyes\_3 з експериментом opened\_eyes\_5 також можемо сказати, що вони є різними. Експеримент opened\_eyes\_4\_1min відмінностей немає. Порівнюючи експеримент closed\_eyes\_2 з експериментами closed\_eyes\_3, opened\_eyes\_5 також можемо сказати, що вони є різними. Порівнюючи експеримент opened\_eyes\_5 з експериментами head\_rotation\_closed\_eyes, closed\_eyes\_1, closed\_eyes\_5\_1min, opened\_eyes\_3, closed\_eyes\_2, opened\_eyes\_1, closed\_eyes\_4, head\_rotation\_opened\_eyes також можемо сказати, що вони є різними. Експеримент opened\_eyes\_2 відмінностей немає. Порівнюючи експеримент closed\_eyes\_4 з експериментами

head\_rotation\_closed\_eyes, opened\_eyes\_5 також можемо сказати, що вони є різними. Порівнюючи експеримент head\_rotation\_opened\_eyes з експериментами closed\_eyes\_3, opened\_eyes\_5 також можемо сказати, що вони є різними.

Для підтвердження схожості або відмінності даних, було використано t-критерій Вілкоксона. Якщо значення двох тестів будуть з деякою похибкою однаковими, то можна сказати про достовірність проведеного експерименту.

Проведене експериментальне дослідження доводить, що використання методу аналізу OFSCA можливе для аналізу поступальних коливань для медичної діагностики, діагнозу пацієнтів з неврологічними і руховими розладами, а також діагностики у фізкультурі та спорті.

## ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАННЯ

1. HUMAN STANDING DYNAMIC BALANCING AND ELEMENTARY BIOLOGICAL SIGNAL PROCESSING. BÁLINT PETRÓ/SUPERVISOR: PROF. RITA M. KISS 2022-170 p. [Електронний ресурс: <https://repozitorium.omikk.bme.hu/bitstream/handle/10890/17003/ertekezes.pdf?sequence=2>].
2. Мироненко Т.В., Борисенко В.В., Кортунова Г.В., Бакуменко И.К., Скоробреха В.З., Стоянов А.Н. Вестибулярные расстройства. – Учебное пособие. – Одесса: ВМВ, 2015.– 124 с.
3. The Human Balance System: A Complex Coordination of Central and Peripheral Systems By Vestibular Disorders Association, with contributions by Mary Ann Watson, MA, F. Owen Black, MD, FACS, and Matthew Crowson, MD. Режим доступу до ресурсу: [https://vestibular.org/wp-content/uploads/2011/12/Human-Balance-System\\_36.pdf](https://vestibular.org/wp-content/uploads/2011/12/Human-Balance-System_36.pdf).
4. Winter D.A. Human balance and posture control during standing and walking, *Gait Posture* 3 (1995) 193–214, [https://doi.org/10.1016/0966-6362\(96\)82849-9](https://doi.org/10.1016/0966-6362(96)82849-9).
5. Pollock, A. S., Durward, B. R., Rowe, P. J., Paul, J. P. What is balance? *Clinical Rehabilitation*, (2000), 14(4), 402–406. <https://sci-hub.se/https://doi.org/10.1191/0269215500cr342oa>.
6. Скворцов Д.В. Стабилометрическое исследование : краткое руководство / Д. В. Скворцов — М.: Маска, 2010. — 172 с.: ил.
7. Алекперов Е.Н. Аналіз стабілограм людини, отриманих під час виконання фізичних вправ. Дипломна робота освітнього рівня «бакалавр» за спеціальністю 153 мікро- та наносистемна техніка. – Київ -2021.- 81 с.
8. Accelerometers in rehabilitation medicine for older adults. K. M. Culhane, M. O’Connor, D. Lyons, G. M. Lyons. *Age and Ageing*, Volume 34, Issue 6, November 2005, Pages 556–560. Режим доступу до ресурсу: <https://academic.oup.com/ageing/article/34/6/556/40438>.

9. Тарасова Г. К. Зміни показників позної стійкості тіла спортсменів, що спеціалізуються в бальних танцях, під впливом тренувальних навантажень і змагальної діяльності. Український журнал медицини, біології та спорту – 2021 – Том 6, № 4 (32) – с.237-244. [Електронний ресурс: <https://jmbs.com.ua/pdf/6/4/jmbs0-2021-6-4-237.pdf> ].
10. [https://studopedia.su/16\\_56772\\_stabilografiya-v-sporti.html](https://studopedia.su/16_56772_stabilografiya-v-sporti.html) .
11. Козубенко О.С., Тупєєв Ю.В. Біомеханіка фізичних вправ : Навчально-методичний посібник / О.С. Козубенко, Ю.В. Тупєєв. – Миколаїв : МНУ імені В.О. Сухомлинського, 2015. – 215 с.
12. Лапутін А.М. Біомеханіка спорту: Навч. посіб. для студ. вищ. навч. закл. з фіз. виховання і спорту . А.М. Лапутін, В.В. Гамалій, О.А. Архипов, В.О. Кашуба, М.О. Носко. - К.: Олімп. л-ра, 2005. - 320 с. - Бібліогр.: с. 319.
13. <https://tennis-i.com/tennisnaya-entsiklopediya/sovety-nachinayushchim/balans-v-tennise.html>.
14. Барчукова Г.В. ВЛИЯНИЕ РАВНОВЕСИЯ НА ЭФФЕКТИВНОСТЬ ИГРЫ В НАСТОЛЬНЫЙ ТЕННИС/ Ученые записки университета имени П.Ф. Лесгафта. – 2020. – № 4 (182). - с.41-45 [Електронний ресурс: <https://cyberleninka.ru/article/n/vliyanie-ravnovesiya-na-effektivnost-igry-v-nastolnyu-tennis>].
15. Коваленко Я, Болобан В. Статодинамическая устойчивость тела спортсменок, занимающихся художественной гимнастикой, на этапе специализированной базовой подготовки. Наука в олимпийском спорте. 2018;(4):70-78 [Електронний ресурс: [https://sportnauka.org.ua/wpcontent/uploads/nvos/articles/2018.4\\_9.pdf](https://sportnauka.org.ua/wpcontent/uploads/nvos/articles/2018.4_9.pdf)].
16. Гаркавенко В. В. Стабілографічні показники людини в позиціях нахилів тіла вперед і назад / В. В. Гаркавенко, О. В. Колосова, В. Д. Максимова. Фізіол. журн., 2016, Т. 62, № 1 - с.62-67 [Електронний ресурс: [https://fz.kiev.ua/journals/2016\\_V.62/2016\\_1.pdf](https://fz.kiev.ua/journals/2016_V.62/2016_1.pdf)].

17. Validity and reliability of the Nintendo Wii Balance Board for assessment of standing balance. Ross A Clark , Adam L Bryant, Yonghao Pua, Paul McCrory, Kim Bennell, Michael Hunt. *Gait and Posture* Volume 31, Issue 3, March 2010, Pages 307-310. Режим доступу до ресурсу: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S096663620900664X> , [http://wexler.free.fr/librar/files/clark%20\(2010\)%20validity%20and%20reliability%20of%20using%20the%20ninteno%20wii%20balance%20board%20for%20assessment%20of%20standing%20balanc e.pdf](http://wexler.free.fr/librar/files/clark%20(2010)%20validity%20and%20reliability%20of%20using%20the%20ninteno%20wii%20balance%20board%20for%20assessment%20of%20standing%20balanc e.pdf).
18. Evaluation of Static Posturography via the Wii Balance Board. Authors: Pivnickova L., Dolinay V., Vasek V. Conference: 2014 15th International Carpathian Control Conference (ICCC).-р 437-441. Режим доступу до ресурсу: [https://www.researchgate.net/publication/271465199\\_Evaluation\\_of\\_static\\_posturography\\_via\\_the\\_Wii\\_Balance\\_Board](https://www.researchgate.net/publication/271465199_Evaluation_of_static_posturography_via_the_Wii_Balance_Board).
19. Wii Balance Board. Wii Balance Board [online]. [cit. 2014-01-18]. Режим доступу до ресурсу: [http://en.wikipedia.org/wiki/Wii\\_Balance\\_Board#cite\\_ref-14](http://en.wikipedia.org/wiki/Wii_Balance_Board#cite_ref-14).
20. Wii Balance Board Operations Manual. Nintendo. Retrieved 2014-01-19. Режим доступу до ресурсу: <https://www.nintendo.com/consumer/downloads/wiiBalanceBoard.pdf>.
21. Koslucher F., G. Wade M.I, Nelson B., Lim K., Fu-Chen Chen, Thomas A. Stoffregen Nintendo Wii Balance Board is sensitive to effects of visual tasks on standing sway in healthy elderly adults. *Gait and Posture* 36 (2012) 605–608. DOI:10.1016/j.gaitpost.2012.05.027 [Електронний ресур: <https://mail.google.com/mail/u/4/#inbox/KtbxLzGDXQxxxRLzmNnDGWmzthVNbppGhg?projector=1&messagePartId=0.1>].
22. Лях Ю. Є. Стабілометричні критерії в прогнозуванні функціональних станів людини / Ю. Є Лях, Ю. Г. Вихованець, В. Г. Гур'янов, В. І. Остапенко, А. М. Черняк // *Клиническая информатика и телемедицина*. – 2012. – Т. 8. – Вып.9. – С. 24–29.

23. Evaluation of Human Body Balance: A Review of Clinical and Simple Field Tests of Balance. Journal of Brain and Neurological Disorders Opeyemi Oluwasanmi Adeloye, June 2022. [Електронний ресурс: [https://www.researchgate.net/profile/OpeyemiAdeloye2/publication/361570882\\_Evaluationof\\_Human\\_Body\\_Balance\\_A\\_Review\\_of\\_Clinical\\_and\\_Simple\\_Field\\_Tests\\_Of\\_Balance\\_51/links/62ba04e0](https://www.researchgate.net/profile/OpeyemiAdeloye2/publication/361570882_Evaluationof_Human_Body_Balance_A_Review_of_Clinical_and_Simple_Field_Tests_Of_Balance_51/links/62ba04e0)].
24. Characterizing the human postural control system using detrended fluctuation analysis. M.Teresa Blázquez, Marta Anguiano, Fernando Arias de Saavedra Antonio, M.Lallena, Pedro Carpena. Journal of Computational and Applied Mathematics Volume 233, Issue 6, 15 January 2010, Pages 1478 - 1482. [Електронний ресурс: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0377042709001502>].
25. Postural control strategies are revealed by the complexity of fractional components of COP. F. J. Moreno, C. Caballero, D. Barbado. J. Neurophysiol, 2022 May 1; 127(5) : 1289-1297. doi: 10.1152/jn.00426.2021. Epub 2022 Mar 30.
26. Detection of oriented fractal scaling components in anisotropic two-dimensional trajectories. Ivan Seleznev, Anton Popov, Kazuhei Kikuchi, Elena Kolosova, Bohdan Kolomiets, Akio Nakata, Miki Kaneko and Ken Kiyono. Scientific Reports volume 10, Article number: 21892 (2020). Режим доступу до ресурсу: <https://www.nature.com/articles/s41598-020-78807-z>.
27. An-isotropic properties of postural sway trajectories. I. Seleznev, A. Popov, E. Kolosova, K. Kiyono 2022 IEEE 4th Global Conference on Life Sciences and Technologies (LifeTech). Pages 282-283. doi:10.1109/LifeTech53646.2022. 9754927.
28. Carbone, A. and Kiyono, K. Detrending moving average algorithm: Frequency response and scaling performances. Phys. Rev. E 93, 063309. Режим доступу до ресурсу: <https://core.ac.uk/download/pdf/234911422.pdf>.
29. Офіційний сайт програмного забезпечення SciPy. Режим доступу до ресурсу: <https://docs.scipy.org/doc/scipy/reference/generated/scipy.signal.resample.html>.