

УДК 612.766-089.22
КП
№ держреєстрації 0111U000070
інв. №

Державна установа
"Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І.Ситенка
Національної академії медичних наук України"
61024, м. Харків-24, вул. Пушкінська, 80.
Тел. (0572) 700-11-27

ЗАТВЕРДЖУЮ
Директор ДУ "ІПХС НАМН"
д-р мед. наук, професор
_____ М.О. Корж
2013.12.

З В І Т
ПРО НАУКОВО-ДОСЛІДНУ РОБОТУ

ОСОБЛИВОСТІ ФОРМУВАННЯ ТРАЄКТОРІЇ
ПЕРЕМІЩЕННЯ ЗАГАЛЬНОГО ЦЕНТРА МАС ЛЮДИНИ
В ПРОЦЕСІ ПІДТРИМКИ ВЕРТИКАЛЬНОЇ ПОЗИ
ДЛЯ ДІАГНОСТИКИ ПОРУШЕНЬ ФУНКЦІЇ
ОПОРНО-РУХОВОЇ СИСТЕМИ
(заключний)

Керівник НДР
Зав. лабораторії біомеханіки
д-р мед. наук, професор

2013.12.26

О.Тяжелов

Нормоконтролер

2013.12.26

Л.Васильцова

2013

Рукопис закінчено 26 грудня 2013 р.

Результати цієї роботи розглянуто Вченою радою ІПХС
протокол від 2014.01.03 № 1

СПИСОК ВИКОНАВЦІВ

Керівник НДР Зав. лабораторії біомеханіки д-р мед. наук, професор	_____	Тяжелов О.А. (вступ, розд. 1, 2, висновки, реферат)
	2013.12.26	
Відповідальний виконавець наук. співробітник лабораторії біомеханіки	_____	Карпінський М.Ю. (розд. 2, 3, 5, 6, висновки)
	2013.12.26	
Завідувач лабораторії ортезування та біоматеріалів канд.мед. наук	_____	Диннік О.А. (розд. 2)
	2013.12.26	
Старший наук. співробітник лабораторії біомеханіки д-р мед. наук	_____	Мітелева З.М. (розд. 2, 3)
	2013.12.26	
Науковий співробітник лабораторії ортезування та біоматеріалів	_____	Тимченко І.Б. (розд. 2)
	2013.12.26	
Мол. наук. співробітник лабораторії біомеханіки	_____	Суббота І.А. (розд. 5)
	2013.12.26	
Мол. наук. співробітник лабораторії біомеханіки	_____	Яресько О.В. (розд. 3, 6)
	2013.12.26	
Мол. наук. співробітник лабораторії біомеханіки	_____	Полетаєва Н.Ю. (розд. 1, 2)
	2013.12.26	
Мол. наук. співробітник лабораторії біомеханіки	_____	Карпінська О.Д. (розд. 2, 4, 5)
	2013.12.26	
Мол. наук. співробітник лабораторії біомеханіки	_____	Демченко Д.О. (розд. 2, 4, 5)
	2013.12.26	
Відповідальний за метрологічне забезпечення Голов. метролог	_____	Васильцова Л.А. (метрологічна документація)
	2013.12.26	

Науково-допоміжний штат

Інженер I категорії лабораторії ортезування та біоматеріалів	<u>2013.12.26</u>	Трубаєва Т.В. (розд. 2)
Інженер I категорії лабораторії ортезування та біоматеріалів	<u>2013.12.26</u>	Суворова В.В. (розд. 2)
Технік лабораторії ортезування та біоматеріалів	<u>2013.12.26</u>	Ковбаса Т.К. (розд. 2)
Технік лабораторії біомеханіки	<u>2013.12.26</u>	Нехрюкова У.В. (розд. 2)
Лаборант лабораторії біомеханіки	<u>2013.12.15</u>	Зінченко В.В. (розд. 2)

Співвиконавці

Зав. каф. теоретичної механіки канд. фіз.-мат. наук	<u>2013.12.26</u>	Кізілова Н.М. (розд. 2, 3, ХНУ ім. В.Н. Каразіна, м. Харків)
Аспірант кафедри травматології та ортопедії	<u>2013.12.26</u>	Яремін С.Ю. (розд. 1, 2, 5 Вінницький національ- ний медичний універ- ситет ім. М.І.Пирогова)

РЕФЕРАТ

Звіт про НДР: 234 с, 63 рис., 38 табл., 79 джерел.

Об'єкт дослідження – загальний центр мас людини при стоянні.

Мета роботи – вивчити вплив рухомості окремих сегментів нижніх кінцівок та хребта людини на формування траєкторії переміщення загального центра мас людини в процесі підтримки вертикальної пози.

Методи дослідження – концептуальне моделювання, математичне моделювання, експериментальні біомеханічні дослідження .

Розглянуто теоретичні, фізіологічні та біомеханічні механізми формування та підтримки вертикальної пози тіла людини у нормі. Створено концептуальні, а на їх основі математичні моделі підтримки вертикальної пози людини.

Математичні моделі було верифіковано в експерименті на волонтерах та архівних матеріалах статографічних досліджень.

Було розроблено нові критерії оцінки геометрії статограм: площин та їх відношення, коефіцієнтів асиметрії. Кожен параметр був статистично оцінений на можливість його використання в системах автоматичної класифікації.

На підставі проведених досліджень були розроблені нові методи дослідження та аналізу статограм та автоматизована система прийняття рішень з використанням штучної нейронної мережі.

Таким чином, була обґрунтована можливість використання параметрів статографічного дослідження для постановки попереднього діагнозу, а також для більш детальної оцінки стану опорно-рухової системи кожного пацієнта окремо.

СТАТОГРАФІЯ, СИСТЕМА ОПОРИ ТА РУХУ, ВЕРТИКАЛЬНА ПОЗА, ЗАГАЛЬНИЙ ЦЕНТР МАС, КОМПЕНСАТОРНО-ПРИСТОСУВАЛЬНІ РЕАКЦІЇ, КОНЦЕПТУАЛЬНЕ МОДЕЛЮВАННЯ

ЗМІСТ

Перелік умовних позначень, символів, одиниць, скорочень і термінів	7
Вступ.....	8
1 Аналітичний огляд літератури.....	13
2 Матеріали та методи дослідження	31
2.1 Методи теоретичних досліджень	31
2.1.1 Принципи моделювання біологічних систем.....	31
2.1.2 Фізіологічні моделі регулювання біологічних процесів	34
2.1.3 Математичне моделювання впливу компенсаторно-приспосувальних механізмів на результати статографічних досліджень.....	36
2.1.4 Експериментально-математична модель тіла людини, як багатоланкового маятника	36
2.2 Експериментальні дослідження.....	38
2.2.1 Аналіз протокольних даних статограм	39
2.2.2 Часові послідовності статограм.....	39
2.2.3 Алгоритм аналізу стабілографічного сигналу	40
2.2.4 Спектральні характеристики та статистики часового ряду	41
2.2.5 Методи аналізу динаміки випадкових (нестационарних) сигналів	42
2.2.6 Складові спектрального аналізу сигналів.....	42
2.3 Клінічні дослідження.....	44
2.4 Способи окремої зовнішньої іммобілізації суглобів нижніх кінцівок при статографічних дослідженнях волонтерів	46
2.5 Статистичні методи аналізу	47
3 Моделювання процесів підтримки вертикальної пози.....	49
3.1 Фізіологічні і біомеханічні аспекти підтримки вертикальної пози (концептуальна модель системи збереження пози).....	49
3.2 Математичне моделювання впливу компенсаторно-приспосувальних механізмів на результати статографічних досліджень.....	61
3.2.1 Визначення координат проекції загального центру мас	61
3.2.2 Математична модель системи визначення координат проекції загального центра мас.....	62
3.2.3 Ідемізм (тотожність) функції	63
3.2.4 Рівняння ідемічної поверхні.....	68
3.2.5 Рівняння ідемічної поверхні для n-мірного простору.....	73

3.2.6	Находження точки пересічення нормалі з гіперплощиною (ідемічною поверхнею).....	75
3.3	Математична модель тіла людини, як багатоланкової системи.....	90
3.4	Узагальнення результатів досліджень	102
4	Математичний аналіз статографічних сигналів.....	106
4.1	Статистичний аналіз характеристик стояння.....	106
4.1.1	Статистичний аналіз протокольних даних статограм	106
4.1.2	Аналіз часових рядів.....	110
4.2	Динамічний аналіз вертикальної постави.....	115
4.3	Спектральний аналіз статограм	130
4.3.1	Віконний аналіз Фур'є (Short-time Fourier transform – STFT).....	130
4.3.2	Неперервне (інтегральне) вейвлет-перетворення (Continuous Wavelet Transform – CWT)	140
4.4	Енергетичний аналіз Проні (Prony).....	146
4.5	Узагальнення отриманих результатів	154
5	Розробка нових методів оцінки функціонального стану опорно-рухової системи людини.....	161
5.1	Спосіб оцінки функціонального стану опорно-рухової системи людини	161
5.2	Аналіз геометричних параметрів статографічного сигналу	168
5.2.1	Аналіз площин статограми.....	169
5.2.2	Аналіз геометрії розкиду та асиметрії.	172
5.2.3	Аналіз геометричних параметрів статограм у хворих на патологію ОРС.....	175
5.2.4	Аналіз енергетичних параметрів статограм хворих на патологію ОРС.....	184
6	Розробка автоматизованої системи оцінки стану опорно-рухової системи людини.....	202
6.1	Розробка інструментальної середовища моделювання системи оцінки стану опорно-рухової системи людини.....	212
	Висновки	219
	Перелік посилань.....	222

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ, СИМВОЛІВ, ОДИНИЦЬ, СКОРОЧЕНЬ І ТЕРМІНІВ

- АЦП – аналогово-цифровий перетворювач
- АЧХ – амплітудно-частотна характеристика
- ГСС – гомілковостопний суглоб
- ДУ - Державна установа
- ДУ – Державна установа
- ЗЦМ – загальний центр мас
- ІПХС – Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка
- КА – коксартроз
- КГ – контрольна група
- КС – колінний суглоб
- МО – математичне очікування
- МХД – міжхребцевий диск
- НАМН – Національна академія медичних наук
- ОРС – опорно-рухова система
- ОХЗ – остеохондроз
- СКБД – система керування базами даних
- СППР – система підтримки прийняття рішень
- ЦНС - центральна нервова система
- ЦТ – центр тиску
- ШНМ – штучна нейронна мережа
- CWT – (Continuous wavelet transform) неперервне (інтегральне) вейвлет-перетворення
- D – опора на праву кінцівку
- DS – двохопорне стояння
- S – опора на ліву кінцівку
- STFT – (shot-time Fourier transform) локальне перетворення Фур'є

ВСТУП

З численного різноманіття методів клінічної біомеханіки суттєву роль відіграє метод вивчення особливостей стояння – а саме підтримки вертикальної пози. Клінічний аналіз стояння давно вже отримав визнання як один з найбільш ефективних методів діагностики різних видів уродженої та набутої патології системи опори та руху. Сьогодні метод оцінки опороспроможності людини активно застосовується у клінічній практиці в області функціональної діагностики, для передопераційних планувань, післяопераційних спостережень за станом пацієнта, а також у цілому ряді наукових досліджень в області ортопедії, тривалої реабілітації, неврології та ін.

Дослідження механізмів регуляції пози людини залишається однією з найбільш актуальних задач фізіології руху на протязі останніх 50 років. Причина цього полягає як у високій практичній значущості результатів дослідження для розробки методів діагностики та лікування різних порушень функції центральної нервової системами та рухового апарату, так і у теоретичних результатах, які стосуються загальних принципів організації управління рухами людини.

На сучасному рівні розуміння проблеми, її аналіз неможливий в рамках виключно фізіологічних досліджень і потребує побудови математичних моделей, які реалізують ті чи інші гіпотези. Експериментальним та теоретичним дослідженням механізмів регуляції пози людини присвячені роботи російських (В.С.Гурфинкель, Ю.С.Левик, М.Л.Липшиц, К.Е.Попов, В.Ю.Шлыков, О.В.Казенников, И.А.Солопова, В.А.Селионов, А.А.Фролов, А.В.Александров, И.Б.Козловская, П.А.Кручинин та ін.) та іноземних дослідників (Л.М.Нашнер, Ж.Массьон, Ж-П Роль, Р.Фитцпатрик, Ф.Б.Хорак, Дж.Аллум, Г.Форссберг, Дж.Джека, М.Л.Латаш, Дж.Р.Лакнер, Я.Д.Лорам, Р.Петерка, П.Г.Морассо, Д.А.Винтер и др.), великий внесок у розвиток методу статографії внесли і українські дослідники (Л.П.Ніколаєв, Г.С.Козирєв, Р.А.Гуревич, І.Ф.Тютюнник та ін.) а також дослідники останнього десятиріччя (Н.М.Кизилова, М.Ю.Карпінський, В.С.Качер (Харків), Ю.Г.Виховец, В.Г.Гур'янов (Донецьк) та ін.).

Одним з найменш досліджених та найбільш складних питань регуляції пози є забезпечення вертикального стояння у стані спокою. Під спокійним стоянням розуміють підтримку вертикальної пози у відсутності значних зовнішніх збуджень. Особливість організації системи регуляції пози така, що у відповідь на будь-яке ідентифіковане збудження запускається стереотипна програма його компенсації. Остання ускладнює дослідження проблеми. На сьогодні існує дві основні конкуруючі точки зору у відношенні механізмів підтримки спокійного стояння. Згідно однієї з них, основну роль у стабілізації відіграє рефлекторна м'язова жорсткість, яка підтримується існуючим в організмі людини зворотнім зв'язком, що забезпечує приріст зусиль у м'язах при їх подовженні. Згідно іншої гіпотези – рефлекторна м'язова жорсткість недостатня для забезпечення стійкості, і стабілізація потребує наявності додаткових механізмів. Суперечливість між двома гіпотезами пов'язана з відсутністю на сьогодні методик, які дозволяють достовірно оцінити рефлекторну жорсткість м'язів. Існуючі оцінки можуть відрізнятися більш, ніж на порядок.

Найбільш часто застосовують два метода експериментального дослідження механізмів забезпечення спокійного стояння. Перший полягає в аналізі коливань людини, яка спокійно стоїть. Ці коливання мають широкий спектр, в якому виділяють близьку до періодичної складову, яка відповідає основним коливанням и має частоту порядку до 0,35 Гц і відображає, за думкою деяких авторів, динаміку стабілізації. Другий метод дослідження механізмів забезпечення спокійного стояння полягає у застосуванні помірних збурень, щоб вони не були ідентифіковані нервовою системою як збурювання і не призводили до запуску компенсаторних програм.

На сьогодні також не існує єдиної думки щодо природи основних коливань ЗЦМ людини. Ряд авторів вважають, що основні коливання відповідають порогам чутливості біологічних сенсорів, що знаходяться у тілі людини, на думку інших авторів основні коливання тіла відображають власні коливання моделюючої тіло людини одноланкової біомеханічної системи, яка набуває стабільності через в'язко-пружні властивості м'язів.

Загальною рисою, яка притаманна більшості відомих спроб математичного моделювання процесу спокійного стояння людини, є використання при описі біомеханіки тіла людини одноланкової моделі, так званого перевернутого маятника. В цій моделі враховується рухомість виключно у гомілковому суглобі. Не зважаючи на це, накопичується все більше експериментальних даних, які свідчать про активну участь колінних та кульшових суглобів у процесі основних коливань при спокійному вертикальному стоянні. Одночасно цікаві результати були отримані з використанням триланкових моделей при дослідженні реакції людини на короткочасне збудження.

Для забезпечення вертикальної пози, людина інтуїтивно прагне пристосуватися до змін рівноваги або змін положення сегментів тіла. Частіше ці пристосування носять механічний характер, який направлений на підтримку рівноваги тіла, тобто збереження проекції загального центра мас у межах площі опори стоп. Для керування цим процесом людина повинна блокувати суглоби активно за рахунок скороченням необхідних груп м'язів, або пасивно за рахунок напруження зв'язок при переміщенні проекції загального центра мас у фронтальній, чи сагітальній площинах. Варіабельність останнього процесу достатньо велика. Наприклад, існує 6 способів замикання кульшового суглобу, 6 способів замикання колінного суглобу, й 5 – гомілковостопного суглобу. У зв'язку з цим розроблена класифікація пристосувальних процесів в залежності від їх біомеханічних особливостей.

Розвиток статографії, як метода діагностики проходив, в Україні та інших країнах паралельними, часто не зв'язаними шляхами. Це визначається в тому, що в якості критеріїв оцінки статограм різні дослідниками використовували різні критерії та коефіцієнти, що значно ускладнює порівняння та оцінку отриманих даних. Так в ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН» в якості критеріїв статограм використовують коефіцієнти хитання, коефіцієнт стійкості, максимальне відхилення у фронтальній та сагітальній площина при двохопорному стоянні та стоянні з переважним навантаженням однієї кінцівки, а російські дослідники запропонували інші

показники оцінки статограм: довжина траєкторії переміщення центра ваги, площа стабілограми, відношення довжини стабілограми до її площі, а також статистичні параметри часових рядків. У статографічних (стабілографічних) дослідженнях, які проводяться за кордоном, переважним є вимірювання таких параметрів, як довжина траєкторії, площа хитання, швидкісні та частотні характеристики статограм – отже набір параметрів статограм значно ширше. Але тільки незначна кількість дослідників при діагностиці стояння визначають характеристики статограм при переважному навантаженні однієї кінцівки. Отже одним з напрямків роботи буде розробка нових методів обробки з урахуванням накопиченого власного досвіду.

Мета роботи: вивчити вплив рухомості окремих сегментів нижніх кінцівок та поперекового відділу хребта людини на формування траєкторії переміщення загального центра мас людини в процесі підтримки вертикальної пози.

Задачі роботи:

- концептуально визначити роль статограми, як результат взаємодії системи управління (центральної нервової системи) та системи виконання (опорно-рухової системи), в оцінці функції опорно-рухової системи;
- розробити концептуальну модель формування траєкторії переміщення загального центра мас людини, як багатоланкового вертикального маятника;
- провести експериментальні дослідження на волонтерах з метою верифікації роботи концептуальної моделі;
- визначити в експерименті на волонтерах вплив кожного з сегментів тіла на формування траєкторії переміщення загального центра мас людини в процесі підтримки вертикальної пози;
- розробити нові способи оцінки функції опорно-рухової системи людини та нові алгоритми статографічного дослідження та аналізу статограм;
- на архівних матеріалах провести верифікацію розроблених методів оцінки функції опорно-рухової системи по статограмах хворих з патологією кульшових суглобів та поперекового відділу хребта.

Назви фрагментів попередніх років:

2011 - Визначити в експерименті на волонтерах вплив рухомості суглобів нижньої кінцівки на формування траєкторії переміщення загального центру мас в процесі підтримки вертикальної пози

2012 - Особливості формування траєкторії переміщення загального центра мас людини для діагностики порушень функції опорно-рухової системи

1 АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИ

Сучасний етап розвитку стабілографії почався у сімдесяті роки минулого століття. До того часу науковцями метод стабілографії вже був признаний як офіційний метод діагностики нервових порушень в неврології, та ортопедії. Метод стабілографії, як спосіб оцінки особливостей вертикального стояння, увійшов в підручники фізіології. Не вирішеною залишилися лише задача кількісної оцінки та математичної обробки стабілограм.

У 1970 році молодий студент Nashner L.M. Масачусетського технологічного інституту у Кембриджі при написанні докторської дисертації [1] з дослідження постурального контролю, для вивчення зворотного зв'язку зору, та тактильної проприоцепції, збудував перший апарат, який зміг показати та зареєструвати коливання тіла людини, яка стоїть. Він доказав, що поза людини, яка стоїть прямо, контролюється зворотнім зв'язком, призначеним для усунення будь-якого відхилення рівноваги. Логічність цього ствердження оцінили не сразу. Очевидно було, що часові характеристики положення тіла у просторі були не просто послідовністю різних значень, а що вони є послідовним ланцюгом взаємозалежних подій.

У 1992 році J.Martinerie [2], було запропоновано, що логістичне рівняння $X_t = QX_{t-1}(1 - X_{t-1})$ може бути частиною математичної моделі системи утримання вертикальної пози. Це рівняння описує каскад часових подій (Q): що виникає у момент часу t, залежить від того, що виникло у момент t-1. Це рівняння описує також, як функціонує постуральний контроль при зворотному зв'язку. Не існує пропорційності між варіаціями параметрів Q і варіантами рішення рівняння.

За часи досліджень реакцій системи підтримки вертикальної пози багатьма вченими було визначено, що не існує прямої залежності від порушень, наприклад, опорно-рухової системи і відкликом на це регуляторних механізмів утримання вертикальної пози. І це пояснює, невідповідності, які часто спостерігаються у клінічній практиці. Коли незначні порушення утримання

вертикальної пози мають виражені клінічні прояви у вигляді больового синдрому, або навпаки – коли помітні порушення постурального балансу не мають клінічних проявів. Так, наприклад, важкі викривлення хребта (сколіоз) може не приводити до зміни рівноваги, а спондилолітез першої стадії може викликати помітний дисбаланс системи утримання рівноваги, і людині для підтримки вертикальної пози потрібно задіяти значні м'язові зусилля. Дослідники навчилися збирати і аналізувати фізичні сигнали від системи утримання вертикальної пози і динамічний нелінійний аналіз стабілографічного сигналу підтвердив, що динаміка утримання вертикальної пози дійсно являється нелінійною [3].

Перед тим, як перейти до пояснення аналізу нелінійних динамічних систем, коротко наведемо поняття, що необхідні для розуміння подальшого опису.

Оточуючий нас всесвіт повний нелінійних явищ та процесів, уявлення про які неможливі без розуміння принципів обмежень на передбачення поведінки складних систем. Особливо якщо розвиток подій у цій системі непередбачений. Отже методи нелінійної динаміки (динамічного хаосу) використовуються для прогнозу непередбачених явищ, систем, поведінка яких залежить від низки непередбачених факторів [4].

Один з напрямків застосування принципів нелінійної динаміки пов'язаний з методами обробки сигналів. За останні роки були запропоновані методи, які дозволяють виявити за сигналом динамічної системи властивості та характеристики цієї системи [5, 6]. Отже апарат нелінійної динаміки перетворено в інструмент дослідження, який дозволяє зробити висновок або припущення про структуру об'єкта, сконструювати його динамічну модель та ін. Дуже високо оцінюються перспективи використання аналізу та обробки сигналів, конструювання моделей, а також методик нелінійної динаміки відносно вивчення поведінки біологічних систем та процесів.

Дослідження нелінійних динамічних систем Poincaré (1908) і Dulac (1934) [7, 8], а пізніше покращених Takens F. (1981) [9] дозволили вивести

формулу, яка описує тривалості окремих моментів процесу, що вивчається. Це робить методику більш зручною для аналізу даних, які отримує дослідник. Теорема POINCARÉ-DULAC, доводить, що стан системи, у визначений час t_i може бути представлений у фазовому просторі векторів (система векторів Такенса):

$$X_{ii}^n = [X_{t_i}, X_{t_i+\tau}, \dots, X_{t_i+(n-1)\tau}]^T, \quad (1.1)$$

полягаючи, що τ у цьому рівнянні визначає часове запізнення, легко розрахувати період часу, який триває від моменту t_i до $t_i + (n - 1)\tau$.

Наприклад, початковий момент t процесу стояння приймаємо за початкову точку відліку, у наступний період часу t_i виникає зміна стану системи векторів Такенса, тож ми фіксуємо певний напрямок руху, і з кожним наступним вимірюванням ми фіксуємо зміну напрямку руху об'єкту, що досліджуємо. Таким об'єктом для нас є траєкторія переміщення проекції центру мас або центру тиску, людини що утримує вертикальну позу. Вимірюванням та відображенням цієї траєкторії є стабілограма.

Починаючи з 70-тих років ХХ століття стабілографічні платформи отримали широке розповсюдження. Моделі та технічна основа стабілографів (стаптографів, постурографів) були дуже різними і залежали від виробників, які використовували або датчики сили (манометри, п'єзоелектричні кварцові датчики), або датчики довжини (електромагнітні плунжери), згруповані по чотири або три під платформою. Моделі були як одноплатформні, так і двохплатформні.

Дослідники, які займалися постурологією групувалися у міжнародне товариство постурологів, яке фінансувалося в Амстердамі у 1969 році і перший з'їзд якого відбувся у 1971 році у Мадриді [10]. Лікарі, які приймали участь у роботі цього товариства, робили спроби створити систему зрозумілою для лікарів, їх цікавило питання первинної діагностики, основаної на аналізі стабілограм. Але лікарів турбувала відсутність статистичних норм оцінки стану пацієнтів. Запит лікарів був почутий і у 1983 році на з'їзді у Хьюстоні [11] під

керівництвом Картеун Т.С. [12], було розглянуто питання стандартизації норм стабілографії. Аналіз проблеми показав, що це дуже складно зробити, тому що стабілографи розробляють і реалізують багато фірм, конструкції приладів ґрунтуються на різних засобах реєстрації. Як конструкції стабілографів, так і оцінка параметрів дуже відрізнялася у різних виробників, тому була запропонована специфікація для будування стабілографічних платформ, тобто платформа не могла бути гіршою за параметрами, що наведені у специфікації.

Основні пункти специфікації ґрунтуються на наступному:

- Платформа створюється для лікарів, а не для технічних фахівців;
- Її кошторис повинна забезпечувати широке розповсюдження;
- Її можливості обмежуються клінічними потребами досліджень, які виконуються за допомогою платформи.

Норми, якими слід користуватися при конструюванні стабілографічних платформ були опубліковані у 1985 році [13].

Але головною метою розробки норм стабілографії було не стандартизація пристрою як такого, а стандартизація параметрів, за якими аналізують статограму. Параметри оцінки було нормалізовано, причому обрані були параметри стабілограм, які за оцінкою фахівців давали найбільш повну характеристику стояння:

- середнє положення вертикально направленої сили ваги за координатами X і Y , як засіб усунення «шуму» в центрі тиску (нормалізований параметр);
- стандартне відхилення відносно середнього положення, яке визначається поверхня еліпсу, яка містить 90% відібраних позицій центра тиску [14] (Нормалізований параметр);
- енергія, витрачена на підтримку рівноваги, тобто відношення загальної довжини позиції центра тиску і поверхні, в якій він розвивається (L/S) [15, 16] (Нормалізований параметр).
- діапазон зміни (розмах) X і Y в залежності від частоти. Цей параметр доказує, що статограма є параметром періодичним [17] (Нормалізовані параметри).

- вплив візуальних аферентів на постуральний контроль вивчається за допомогою Фактора Ромберга [18] (Нормалізовані параметри).

- стандартизація часу проведення дослідження. Ця вимога дозволяє вивчати динамічний стан системи. [19, 20].

Ці положення були чітко визначені у 1985 році, і подалі доповнювалися і коригувалися на наступних конгресах постурологів, які проходили регулярно кожні три роки.

Сучасні стабілографи дозволяють оцінювати значно більше параметрів. Розвиток обчислювальної техніки і програмного забезпечення сьогодні дозволяють значно розширити діапазон оцінки стабілограм і не тільки безпосереднього сигналу у вигляді кривої переміщення проекції загального центру мас або центру тиску, а і його частотних, фазових, векторних складових, енергетичних параметрів та ін.

Вимірювання стабільності тіла людини дозволяє визначити параметри та енергетичні затрати організму для підтримки рівноваги, і на підставі цього розробити концепцію коригування порушень.

Відстань, яку пройшов центр тиску – вправо, вліво, вперед і назад для того, щоб стабілізувати центр ваги – величина, яку можна виміряти. Це дає уявлення про енергію, витрачену механізмами стабілізації [15].

Центр тиску іноді коливається повільно, інколи виконує викиди, щоб виконати задачу стабілізації, а ритм та амплітуда таких змін прискорень дають інформацію про динаміку системи [21, 22].

Дихальні рухи грудної клітини можуть нав'язувати свій ритм руху центру тиску [23]. Стабілометричний сигнал підлягає частотному аналізу, який може показати амплітудно-частотну характеристику зміни центра тиску, та вилучити з сигналу ритми дихання, які викликають збурення сигналу [24, 25].

Поступово стабілометричний сигнал – низка послідовних відображень центра тиску – стали об'єктом більш-менш складного математичного аналізу: хаотичного [2], стохастичного [26], і кожного разу аналіз відповідав цілі дослідження [21, 27]. Таким чином, можна запропонувати значну кількість

параметрів стабілометрії. Morasso та його співробітники, наприклад запропонували біля сорока параметрів, які описують різні характеристики стійкості людини у спокої [21], а російські дослідники сьогодні розраховують десятки параметрів стабілограм, до того ж їх кількість та призначення залежать від того, що досліджується за допомогою стабілографа (підготовленість спортсменів, тренування вестибулярного апарату, підбір протезу, дослідження неврологічних чи ортопедичних хворих та ін.) [28, 29; 30]. Ті дані, що ми можемо отримати при аналізі стабілографічного сигналу дуже багаті на інформацію, і наша мета – як найкраще цю інформацію використати.

Всі означені параметри стабілограм можна здійснити за допомогою звичайних методів описової статистики часових рядів, але ці параметри можуть говорити тільки про весь сигнал взагалі, і не можуть виявляти часові зміни, швидкісні і частотні її параметри. Особливо важливим є аналіз динамічних характеристик сигналів (автокореляційні функції), порівняння двох стабілографічних сигналів, аналіз появи частотних складових в статограмі. Спроби частотної обробки сигналів здійснювалися упродовж всього періоду вивчення стабілограм, але тільки з появою обчислювальної техніки і розробці спеціального математичного апарату для аналізу нестационарних сигналів, стало можливо ретельніше вивчати ці біологічні сигнали.

Математичні методи обробки сигналів. У XVII столітті в теорію математики увійшло поняття функції, як визначеної залежності якоїсь величини від іншої величини – незалежної змінної x , з математичним записом такої залежності у вигляді $y(x)$. Доволі скоро математика функцій стала основою теорії всіх природних та технічних наук. Особливе значення функціональна математика набула у техніці, де часові функції вигляду $s(t)$, $v(f)$ та інші, стали називати сигналами [31, 32, 33].

Термін "Signal" у світовій практиці є загальноприйнятим для характеристики форми представлення даних, при якій дані розглядаються як результат деяких вимірювань об'єкту дослідження у вигляді послідовності значень скалярних величин (аналогових, числових, графічних та ін.) в залежності від

зміни якихось змінних величин (часу, енергії, температури, координат і т.д.).

Під "аналізом" сигналу мається на увазі не тільки їх чисто математичні перетворення, але й отримання на основі цих перетворень висновків про специфічні особливості відповідних процесів та об'єктів. Цілями аналізу сигналів найчастіше являються:

- визначення або оцінка числових параметрів сигналів (енергія, середня потужність, середнє квадратичне значення та ін.);
- вивчення зміни параметрів сигналів у часі;
- розкладання сигналів на елементарні складові для порівняння властивостей різних сигналів;
- порівняння ступеню близькості, "східність", "спорідненість" різних сигналів, у тому числі з визначеними кількісними оцінками.

Математичний апарат аналізу сигналів доволі широкий, і застосовується на практиці у всіх без винятку областях науки і техніки. Не винятком є і медичні науки.

Шуми та завади. При детектуванні сигналів, які несуть цільову для даного виду вимірювання інформацію, у сумі з основним сигналом одночасно реєструються і заважаючи сигнали – шуми та завади самої різної природи. Шуми, як правило мають випадковий (стохастичний) характер. До завад відносять стаціонарні викривлення корисного сигналу при впливі на процеси вимірювання різних дестабілізуючих факторів (електромагнітні наведення, вібрація та ін.). Виділення корисних складових із загальної суми зареєстрованих сигналів або максимальне заглушування шумів в інформаційному сигналі при збереженні його корисних складових є однією з основних задач первинної обробки результатів спостережень.

Розмірність сигналів. Простішими сигналами медичної практики є одномірні сигнали, як наприклад міограма, чи кардіограма, Значення одномірних сигналів залежать тільки від одної незалежної величини (часу або координати). Але у загальному сигнали являються багатомірними функціями просторових, часових та інших незалежних змінних. В ортопедії. а саме при вивченні

фізіології стоянні та руху прикладом може бути просторове коливання точок тіла, чи розподіл траєкторії проекції ЗЦМ на площині опори, яка знімається у часі $f(x,y,t)$. Багатомірний сигнал може розглядатися як упорядкована сукупність одномірних сигналів [34].

Математичний опис сигналів. Сигнали можуть бути об'єктами теоретичних досліджень і практичного аналізу тільки у випадку, якщо вказано спосіб їх математичного опису. Математичний опис сигналу дозволяє абстрагуватися від фізичної природи сигналу і матеріальної форми його носія, проводити класифікацію сигналів, виконувати їх порівняння, встановлювати ступінь тождності, моделювати системи обробки сигналів.

Більшість сигналів, які зустрічаються на практиці, представлені у часовій області функціями часу. При відображенні сигналу на графіку одною з координат (незалежною) є час, а другою координатою (залежною) – ось амплітуд. Так ми отримуємо амплітудно-часове представлення сигналу. У загальному випадку описання сигналу задають функціональною залежністю – $s(y)$, $y(t)$ і т.д. Така форма описання і графічного подання сигналів називається динамічною (сигнал в реальній динаміці, його поведінка за аргументами).

Вибір математичного апарата описання визначається простотою й зручністю його використання при аналізі та обробці сигналів.

Спектральне подання сигналів. Крім динамічного подання сигналів та функцій у вигляді залежностей їх значень від визначених аргументів при аналізі та обробці даних широко використовується математичний опис сигналів за аргументами, які зворотні аргументам динамічного подання. Так, наприклад, для часу зворотнім аргументом є частота. Можливість такого опису визначається тим, що будь-який складний за своєю формою сигнал, який немає розривів другого роду (нескінченних значень на інтервалі свого завдання), можна представити у вигляді суми більш простих сигналів, у тому числі, у вигляді суми простих гармонічних коливань, яке виконується за допомогою перетворення Фур'є. Відповідно, математично розклад сигналу на гармонічні складові описується функціями значень амплітуд та початкових фаз коливань

по неперервному або дискретному аргументу – частоті зміни функцій на визначених інтервалах аргументів їх динамічного надання. Сукупність амплітуд гармонічних коливань розкладення називають амплітудним спектром сигналу, а сукупність початкових фаз – фазовим спектром. Обидва спектра разом утворюють повний частотний спектр сигналу, який по точності математичного надання тотожній динамічній формі опису сигналу. Головна умова однозначності і математичної ідентичності відображення сигналів – ортогональність функцій розкладення.

Види моделей сигналів. При аналізі фізичних даних використовують два основних підходи до створення математичних моделей сигналів.

Перший підхід оперує з *детермінованими* сигналами, значення яких в будь-який момент часу або у будь-якій точці простору є апріорно відомим або можуть бути визначені (розраховані) з визначеним ступенем точності.

Другий підхід передбачає випадковий характер сигналів, закон зміни яких у часі (або у просторі) носить випадковий характер, і які приймають конкретні значення з деякою ймовірністю. Модель такого сигналу представляє собою опис статистичних характеристик випадкового процесу шляхом завдання закону розподілу ймовірностей, кореляційної функції, спектральної щільності енергії та ін. [35].

Випадковість може бути обумовлена як власною фізичною природою сигналів, так і ймовірним характером сигналів, які реєструють як у часі або у місті їх появи, так і за змістом. З цих позицій випадковий сигнал може розглядатися як відображення випадкового за своєю природою процесу або фізичних властивостей об'єкту, які визначаються випадковими параметрами або складною будовою.

Класифікація сигналів здійснюється на основі суттєвих ознак відповідних математичних моделей сигналів. всі сигнали розділяють на дві крупні групи: детерміновані й випадкові. Класифікація сигналів в середині груп наведена на рис. 1.1.

З математичної позиції групи сигналів зазвичай називають множинами,

в які об'єднують сигнали за загальними властивостями.

Серед детермінованих сигналів виділяють два класи – періодичні та неперіодичні. До множини періодичних сигналів відносять гармонічні та полігармонічні. До неперіодичних сигналів відносять майже періодичні та аперіодичні сигнали.

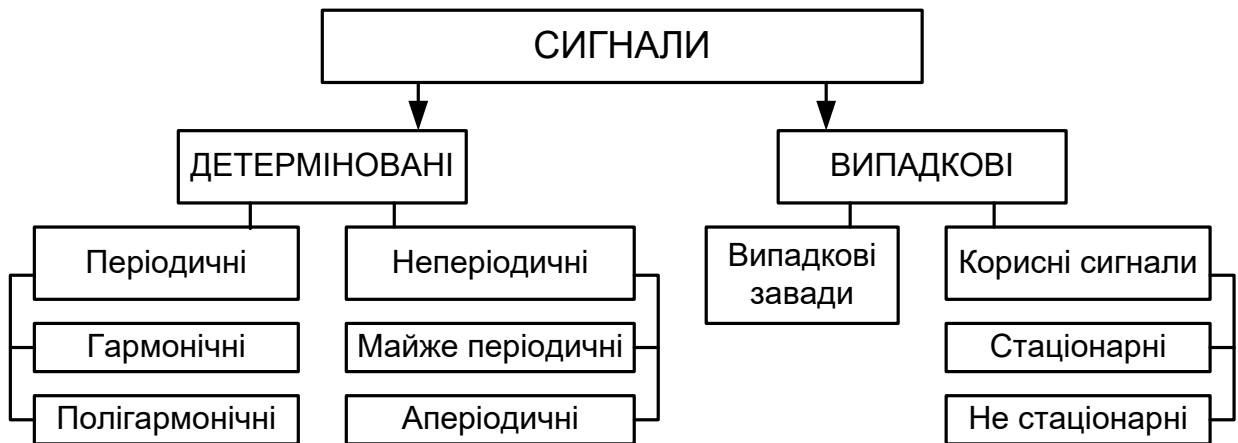


Рисунок 1.1 – Класифікація сигналів.

Основним інструментом аналізу детермінованих сигналів є частотне подання.

Випадковим сигналом називають функцію часу, значення якої попередньо невідомі, і можуть бути передбачені лише з деякою ймовірністю. Випадкові сигнали відображують випадкове явище або фізичний процес, причому зареєстрований у одиничному спостереженні, сигнал не відтворюється при повторних спостереженнях. при реєстрації випадкового сигналу реалізується тільки один з можливих варіантів (наслідок) випадкового процесу, а достатньо повний і точний опис процесу у цілому можна провести тільки після багаторазового повторення спостереження і розрахунку визначених статистичних характеристик ансамблю реалізації сигналу. В якості основних статистичних характеристик випадкових сигналів приймають:

- закон розподілу ймовірностей знаходження величини сигналу у визначеному інтервалі значень;
- спектральний розподіл потужності сигналу.

Випадкові сигнали підрозділяють на стаціонарні і нестаціонарні. стаціонарні сигнали зберігають свої стохастичні характеристики у послідовних реалізаціях випадкового процесу. Загальноприйнятої класифікації випадкових сигналів не існує.

Частотний аналіз статограм. Спектральна (частотна) форма подання сигналів використовує розкладення сигнальних функцій на періодичні складові.

Періодичність гармонічних коливань досліджував ще у VI віці до н.е. Піфагор. Термін «spectrum» вперше застосував І.Ньютон у 1571 році при описі розкладенні на багатокольорову смугу світло, яке проходить через скляну призму і дав першу математичну трактовку періодичності хвильових рухів. У 18 році Д.Бернуллі, Л. Ейлер і Ж.Лагранж у своїх роботах з математики й фізики показали, що довільні періодичні функції представляють собою суму простіших гармонічних коливань – синусів і косинусів кратних частот. Після того, як у 1807 році французький інженер Жан Батист Фур'є обґрунтував метод розрахунку коефіцієнтів тригонометричного ряду, за допомогою яких можна апроксимувати з заданою точністю будь-яку періодичну функцію, ці суми отримали назву рядів Фур'є. Розкладення сигналу на гармонічні коливання отримало назву прямого перетворення Фур'є (*Fourier transform*). Зворотній процес – синтез сигналу по гармонікам – зворотне перетворення Фур'є (*inverse Fourier transform*).

На першому етапі свого розвитку цей напрямок, яке отримало назву гармонічного аналізу, мало тільки теоретичний характер, але з появою електро- і радіотехнічних галузей, де гармонічний склад сигналів набув конкретного фізичного наповнення, математичний апарат спектрального перетворення став основним інструментом аналізу і синтезу сигналів і систем. В наш час спектральний аналіз є основним методом обробки експериментальних даних у багатьох галузях науки і техніки, не винятком стали і медичні науки.

Процедура аналізу спектральним методом проходження довільного сигналу $x(t)$ через довільну лінійну систему з імпульсним відкликом $h(t)$ включає:

- визначення спектральної функції $X(\omega) \leftrightarrow x(t)$ вхідного сигналу за допомогою прямого перетворення Фур'є;
- визначення комплексної передатної характеристики $H(\omega) \leftrightarrow h(t)$ лінійної системи;
- визначення спектральної функції сигналу $Y(\omega) = X(\omega)H(\omega)$ на виході системи;
- визначення вихідного сигналу $y(t) \leftrightarrow Y(\omega)$ за допомогою зворотного перетворення Фур'є.

Таким чином, аналіз перехідного процесу, який викликаний вхідним сигналом, зводиться до аналізу стаціонарних рішень впливу на систему простих гармонічних складових, кожна з яких діє від $t = -\infty$ до ∞ .

До останнього часу в якості частотної обробки статограм застосовували Фур'є-аналіз. Але міцний апарат Фур'є-аналізу добре опрацьований для обробки стаціонарних сигналів, не може в повній мірі дати інформацію про нестационарний сигнал, яким, як вже вказувалося раніше, є сигнал стабілограми.

Перетворення Фур'є представляє сигнал, заданий у часовій області у вигляді розкладення по ортогональним базисним функціям (синусам і косинусам), відокремлюючи таким чином частотні компоненти.

Класичний спектральний аналіз, оснований на перетвореннях Фур'є, дозволяє виявити сам факт існування різних гармонік, але не дає можливість прослідкувати еволюцію у часі миттєвих спектральних характеристик сигналів. Відомо, що наявність двох піків у спектрі потужності може відповідати двом різним ситуаціям: у динаміці процесу, що вивчається може одночасно бути присутні два незалежних ритму або може спостерігатися переключення частоти, і у кожний момент часу вдається зафіксувати тільки один ритмічний процес [36].

Існує два підходи до аналізу нестационарних сигналів.

Перший – локальне (віконне) перетворення Фур'є (short-time Fourier transform (STFT)). При цьому аналізі працюють з нестационарним сигналом, як

із стаціонарним, попередньо розбив його на сегменти (вікна), статистика яких не змінюється з часом.

Другий підхід – вейвлет-перетворення. В цьому випадку нестаціонарний сигнал аналізується шляхом розкладення за базисними функціями, отриманими з прототипу шляхом утиснень, розтягувань та здвигів.

Вейвлетне перетворення сигналів є узагальненим спектрального аналізу, типовий представник якого – класичне перетворення Фур'є. Вейвлети – це узагальнена назва родини математичних функцій визначеної форми, які локальні по часу і частоті. Основна область застосування вейвлетних перетворень – аналіз і обробка сигналів і функцій, нестаціонарних у часі або неоднорідних у просторі, коли результати аналізу повинні мати не тільки частотну характеристику у часі (розподіл енергії сигналу по частотним складовим), але і відомості про локальні координати, на яких виникають швидкі зміни частотних складових сигналу. Вейвлет-перетворення одно мірних сигналів забезпечує двомірну розкладку, при цьому частота і координата розглядаються як незалежні змінні, що дає можливість аналізу сигналу одразу у двох просторах.

Сучасні вимоги до аналізу стабілограм. Розвиток обчислювальної техніки і програмного забезпечення сьогодні дозволяють значно розширити діапазон оцінки стабілограм і не тільки безпосереднього сигналу у вигляді кривої переміщення проекції загального центру мас або центру тиску, а і його частотних, фазових, векторних складових, енергетичних параметрів та ін.

Було проведено літературне дослідження щодо сучасних методів аналізу стабілограм, які можна здійснити за допомогою обчислювальної техніки. Таким чином нами було обрано наступні методи дослідження:

Технічні характеристики вимірювання сигналу стабілографу:

Час переміщення ЗЦМ (t , с);

Кількість відкликів (n);

Частота АЦП (f_a , Гц);

Параметри статистичної обробки стабілограм:

Математичне очікування (МО – M_x, M_y) координат ЗЦМ з середній квадратичним відхиленням (σ_x, σ_y), графічне подання зміни МО кожні 5, 10 с та загального МО;

Дисперсія центру тиску.

А також, як додаткові, параметри медіани, моди та текучого середнього часового ряду ЗЦМ та їх похибки;

Максимальна амплітуда коливання центру тиску по X і Y та 95% довірчий інтервал амплітуд.

Площа прямокутника за максимальним, 95% та 90% довірчими інтервалами розкиду амплітуди.

Довжина кривої (довжина кривої траєкторії ЗЦМ) – L (мм),

Відношення довжини до її площі (L/S),

Швидкість (середня швидкість) – $V_{cp}=L/t$ (мм/с).

Спектральні характеристики:

Спектральна щільність, енергія спектру, основні частоти коливання сигналу у сагітальній та фронтальній площинах

Рівень потужності спектру по осі X

Рівень потужності і спектру по осі Y

Двохкоординатний аналіз сигналу

Одним із рішень проблеми коректної діагностики патології опорно-рухової системи може стати використання інтелектуальних систем, що навчаються, таких як штучні нейронні мережі (ШНМ). Вони уявляють собою нелінійну систему, що дозволяє класифікувати данні краще, ніж звичайні лінійні методи. Найбільш важливою відміною ШНМ від інших методів прогнозування є можливість конструювання експертних систем саме лікарем-фахівцем, який може передати нейронній мережі свій власний досвід та досвід своїх колег, або навчати мережу на реальних даних, отриманих шляхом спостережень. Нейронні мережі здатні приймати рішення, ґрунтуючись на виявлених ними прихованих закономірностях багатомірних даних. Позитивна відмітна властивість ШНМ полягає в тому, що вони не програмуються, тобто, не

використовують ніяких правил висновку для встановлення діагнозу, а навчаються робити це на прикладах. Мережа володіє рисами, так званого, штучного інтелекту. Натренована на обмеженій множині навчальних вибірок, вона узагальнює накопичену інформацію та виробляє очікувану реакцію стосовно даних, які не обробляли в процесі навчання.

В останній час в світі сильно зросла цікавість до систем підтримки прийняття рішень (СППР). Це зумовлено тим, що можливості людської системи переробки інформації досить обмежені. Людині, яка приймає рішення, треба допомагати спеціальним чином, організуючі процес отримання інформації. Виникла потрібність в системах, що поєднують можливості ЕОМ та знання людини при прийнятті рішень.

Перші реалізації СППР за кордоном з'явилися в галузі бізнесу, в надалі вони почали використовуватись й в інших сферах діяльності, де людині або групі людей необхідно було проаналізувати альтернативи, порівняти їх, зробити вибір. Галузями професійного використання СППР стали: медицина, юриспруденція, автоматизація проектування, оцінка технологій та ін. Це коло практичного використання СППР стрімко поширюється.

Сучасні СППР виникли, як природний розвиток та продовження інформаційних систем керування базами даних, уявляють собою системи, що призначені надавати допомогу людям, які приймають рішення. за допомогою СППР можна вирішувати неструктуровані та слабко структуровані задачі.

СППР, як правило, є результатом мультидисциплінарного дослідження, що містить теорії баз даних, штучного інтелекту, інтерактивних комп'ютерних систем методів імітаційного моделювання.

На цей час нема загальноприйнятого визначення СППР, тому що конструкція СППР дійсно залежить від виду задач, для вирішення яких вона розробляється, від доступних даних, інформації та знань, а також від користувачів системи. Отже, автори [37, 38] приводять такі основні характеристики, притаманні всім СППР:

- СППР використовує і дані, і моделі;

- призначені для допомоги в прийнятті рішень для слабкоструктурованих та неструктурованих задач;
- СППР підтримують, але не замінюють, прийняття рішення;
- мета СППР – покращення ефективності рішень.

СППР є інтерактивними комп'ютерними системами, які забезпечують збереження, доступ до даних, але при цьому відрізняються від традиційних сховищ тим, що дозволяють будувати моделі на основі наявних даних, структурувати та вирішувати задачі. В їх основу можуть бути покладені такі методи аналізу та обробки даних, як інформаційний пошук, імітаційне моделювання, генетичні алгоритми, нейронні мережі, когнітивне моделювання, інтелектуальний аналіз даних та ін. СППР складаються з трьох основних компонентів [39]:

а) Система керування базами даних (СКБД). СКБД працює, як сховище даних для СППР. Вона зберігає великі обсяги даних, що відповідають класу задач, для яких проектується СППР, забезпечує логічне структурування даних, з якими працює користувач. СКБД відокремлює користувача від фізичних аспектів зберігання та обробки даних, та надає доступ до інформації, що зберігається.

б) Система керування моделями (model-base management system – MBMS). Задача системи керування моделями полягає в перетворенні інформації з СКБД в інформацію, придатну для використання в СППР. Так як більшість задач, що вирішують користувачі СППР, неструктуровані, система керування моделями повинна бути здатна допомогти користувачу при побудові моделі.

в) Система керування діалогом (dialog generation and management system – DGMS) або інтерфейс користувача. СППР повинна мати інтуїтивно зрозумілим та простим у використанні інтерфейсом, який допомагає користувачу в побудові моделей та взаємодії з системою. Основним його завданням є надання можливості використання СППР.

Одним із стримуючих факторів розвитку медицини на сучасному етапі є обмежена можливість лікаря сприймати та аналізувати потік інформації про стан хворого, обсяг та складність якої постійно зростають. Оптимальність та ефективність дій лікаря невисокі в умовах великих обсягів даних, збільшення кількості методів лікування та їх комбінацій, а також малого часу для прийняття рішення. Таке положення викликане не суб'єктивними недоліками лікаря, а об'єктивним протиріччям між обсягом інформації та недостатнім розвитком методів її обробки. Тому актуальною стає задача розвитку ефективних математичних методів обробки та аналізу даних, автоматизації цих методів з метою надання лікарю допомоги в прийнятті рішень та оптимізації його дій.

Медичні СППР призначені для того, щоб допомогти лікарю під час діагностики захворювання та лікування пацієнта. Комп'ютерні системи ведення пацієнтів, в поєднанні з медичними системами підтримки прийняття рішень, спроможні значно скоротити кількість лікарських помилок.

Традиційні медичні комп'ютерні технології, такі як клінічні інформаційні системи та інші ранні медичні системи керування інформацією, опинилися в тупику через низьку аналітичну спроможність, внутрішню зфокусованість баз даних та обмеження можливостей порівняння даних. Більшість з цих систем збирали та зберігали дані, але були не спроможні витягувати та перетворювати ці дані в зрозумілу та зручну інформацію та алгоритми. Більш пізні додатки реляційних баз даних та нових класів систем керування інформацією мали більше можливостей, але більшість з них до цього часу не адаптовано для активного збору та пов'язання інформації, побудови змістовних комплексних моделей прийняття рішень та керування ними, інтелектуального витягування та розповсюдження експертних знань. На фоні цього, медичні СППР притягують все більше уваги медиків. Створюються системи симуляції, генератори СППР, нейронні мережі [40, 41].

Медичні СППР – це системи, структура яких містить багато компонентів: данні, бази даних, СБД, моделі, бази моделей, системи керування

моделями, елементи знань, бази знань, комп'ютерне обладнання та програмне забезпечення.

Важливо, що медичні СППР спеціально створені для допомоги людині, що приймає рішення, на різних етапах процесу прийняття рішення, в різних галузях медицини та інших специфічних сферах охорони здоров'я. Приклади технічних реалізацій таких систем можуть варіюватися від простих обчислювань до складних математичних симуляцій.

Медичні СППР можна класифікувати за часом, коли вони надають допомогу (до, під час або після прийняття клінічного рішення), й тому активно або пасивно надається підтримка (СППР активно подає сигнали або вже пасивно відповідає на ввід). За іншою класифікацією медичні СППР можна поділити на системи з базою знань, без бази знань на підставі штучного інтелекту та системи, що використовують статистичні підходи розпізнавання образів [40, 41].

2 МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ

Дослідження проводили в клініці ДУ "Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І.Ситенка НАМН" (сертифікована ліцензія від 28.12.2011 по 28.12.2014 за №009445, серією МЗ Міністерства охорони здоров'я України), в лабораторії біомеханіки (свідоцтво про атестацію №100-3701/2010 від 19.07.2010 дійсне до 18.07.2014). Дослідження проводили на пристрої "Статограф" (свідоцтво про метрологічну повірку №02-0658 від 19.03.2012).

2.1 Методи теоретичних досліджень

2.1.1 Принципи моделювання біологічних систем

Модель – це об'єкт будь якої природи, абстрактний, чи матеріально реалізований, який відтворює явища, процес або систему з метою їх дослідження або вивчення. Моделювання – метод дослідження явищ, процесів й систем, оснований на будіванні та вивченні їх моделей.

Математичне моделювання біологічних об'єктів представляє собою аналітичний опис ідеалізованих процесів і систем, адекватних реальним. Ідеальних систем в природі не існує, однак, отримані в результаті моделювання результати у певних межах можна застосовувати для оцінки реальних процесів та систем. Математичні моделі будуються на підставі експериментальних даних, чи з використанням гіпотези чи відомої закономірності якогось явища. При цьому математичне моделювання вимагає перевірки в експерименті.

Математичні моделі описуються за допомогою математичних об'єктів (числа, вектори, рівняння та системи рівнянь) співвідношення між цими об'єктами та суттєвих властивостей фізичних моделей. Бувають ймовірні, детерміновані, структурні, експертні та інші моделі. Кожна зі вказаних моделей може бути реалізованою багатьма математичними алгоритмами кожної області математики.

За більшістю класифікацій математичні моделі розподіляють на ймовірні та детерміновані. При ймовірному підході явища розглядаються як

випадкові (випадкове явище – таке явище, яке при багаторазовому повторенні перебігає кожен раз декілька по-різному). При детермінованому підході передбачають однозначну підлеглисть явищ визначеним законам. Доцільно виділити в окрему групу також структурні моделі процесів у зв'язку з тим, що вони можуть бути як ймовірними, так і детермінованими.

Коротко розглянемо основні характеристики математичних моделей, бо механізми підтримки вертикальної пози можуть бути описані як з позицій ймовірності, так із позицій детермінованості. У наступних розділах ми надамо приклади обох видів математичних моделей.

Ймовірнісні моделі можуть бути як одномірними, так і багатомірними. На початку розвитку ймовірного математичного моделювання переважали одномірні моделі, тобто моделі, в яких в якості змінного фактора виступав один фактор, чи у моделі розглядався послідовно вплив багатьох факторів. Прикладами одномірних моделей можуть бути регресійні, кореляційні та деякі інші моделі. З розвитком математичних методів та накопиченням досвіду, на зміну одномірним прийшли багатомірні ймовірні моделі, прикладом яких можна назвати багатофакторні логістичні моделі, дискримінантні моделі. В останні роки для моделювання біологічних процесів стали все частіше використовувати моделі та експертні системи збудовані на нейронних алгоритмах (нейронні мережі), а для моделювання динамічних систем – генетичні та імунні алгоритми. Все частіше дослідники звертаються і до таких ймовірних моделей як логістичні комбінаторні моделі, за допомогою яких можуть вивчатися багатомірні багатофакторні системи, які описують особливості впливу комбінацій факторів. Для моделювання складних динамічних процесів, так званих умовно періодичних сигналів, коли визначення напрямку розвитку процесу ускладнює шум використовують порівняно нові математичні ймовірнісні методи з теорії динамічного хаосу. Отже ми вже згадували, що для моделювання прогнозу формування траєкторії ЗЦМ використовують теорему Такенса, яка і дозволяє виділити з, на перший погляд, хаотичної форми траєкторії ЗЦМ переважаючу складову процесу [9, 20].

Детерміновані моделі можна розділити на дві групи: детерміновані моделі з безперервним простором та часом і моделі з дискретним простором та часом (логічні).

Детерміновані моделі з безперервним простором і часом (функціональні залежності) представляють собою описання станів, наприклад полів та поверхонь чи функціональних залежностей, взятий у фіксований момент часу - $f=y(t)$. Часто вони є моделями процесу. До таких моделей відносяться моделі формування траєкторії ЗЦМ, розповсюдження збудження у м'язах чи нервовій тканині. До моделей з неперервним простором і часом відносяться моделі, які описують перехідні процеси у фізіологічних системах, системах регулювання та їм подібні.

Детерміновані системи з дискретним простором і часом (логічні) частіше представлені експертними системами, системами розпізнавання, графами, логічними деревами, моделями кодування. Основною ознакою дискретних систем є дихотомічна шкала оцінки ознак, залучених у систему.

В окрему групу можна виділити моделі процесів керування. Розділяють два типи таких моделей: моделі з незамкнутим контуром керування та моделі з замкнутим контуром керування, так званого зворотнього зв'язку.

Незамкнуті моделі керування представляють собою моделі процесів керування без зворотнього зв'язку, тобто вплив на об'єкт здійснюється без контролю відповіді об'єкта на зовнішній вплив.

Моделі з замкнутим контуром керування представляють собою системи, яким властиво регулювання процесу впливу, тобто постійно контролюється відповідь об'єкта на зовнішній вплив і підстроювання параметрів впливу на об'єкт відповідно заданій програмі. Такі системи широко розповсюджені в медицині і фізіології і використовуються як тренувальні системи в неврології, психіатрії, ортопедії та далі.

Дизайн теоретичних досліджень, та методи їх вирішення представлено на рис. 2.1.

Етап теоретичного дослідження	Мета	Метод
Фізіологічна модель регулювання процесу у нормі і хворобі	Механізм регулювання	Графоаналітичне моделювання
Математичне моделювання впливу компенсаторно-приспосувальних механізмів	Визначити межі компенсаторних можливостей	Математичне моделювання
Математична модель тіла як багатоланкової системи	Виявити можливості стабілографічних досліджень для визначення патології ОРС з точки зору багатоланкової системи	Експериментальні дослідження Статистичні методи

Рисунок 2.1 – Дизайн теоретичних досліджень

2.1.2 Фізіологічні моделі регулювання біологічних процесів

Коротко розглянемо принципи регулювання процесу при фізіологічній нормі і хворобі. Можна передбачити, що основною відмінністю регулювання цих процесів є ціль регулювання. Якщо при фізіологічному регулюванні кожна біологічна система має деяку притаманну тільки їй ціль, яка виникла в процесі еволюції, наприклад, переміщення в напрямку оптимальних умов середовища або здійснення якоїсь специфічної функції, то при хворобі регулювання несе іншу ціль – самозбереження системи упродовж найближчого відрізка часу.

Спробуємо представити цю ситуацію за допомогою N -мірного простору ознак (рис. 2.2) для зручності і наочності будемо представляти двомірний простір. Для цього на кожній з осей координат ознак виділимо умовно 4 межі: верхню і нижню межі норми, а зовні від них – верхню і нижню межі сумісності з життям (важким станом, станом повної втрати дієздатності). Межі норми показані внутрішньою замкнутою лінією *a*, межі сумісності з життям – зовнішньою лінією *b*. У границях *a* укладаються величини всіх параметрів, оптимальні для виконання основної задачі системи (нашому випадку підтримка

вертикальної пози). Границі b – це мажа, при досяганні якої наступає руйнування самої системи.

У біологічних системах для виконання нормальної задачі системи апарат автоматичного керування утримує всі фізіологічні параметри у межах a . Для дорослої людини нормальною задачею системи можна враховувати трудову діяльність [42]. Якщо внаслідок сильних патогенних збудливих впливів хоча б один параметр виходить за межу a , то з'являється небезпека його виходу за межу b . Попередження цієї ситуації досягається за рахунок активного виходу низки параметрів за межу a , бо без цього самозбереження системи вже упродовж найближчого часу стає неможливим. В результаті більшість параметрів, які регулюються попадають у зону B (зону аварійного регулювання), тобто у зону хвороби. Регулювання для підтримки параметрів в зоні A називається фізіологічним керуванням.

На початку хвороби задача повернення фізіологічних параметрів в зону A за рахунок функціонування регуляторних механізмів одужання може знаходитися на другому плані, але з часом задача нормалізації починає грати все більшу роль. При сприятливому перебігу процесу настає одужання, чи компенсація частково втрачених можливостей.

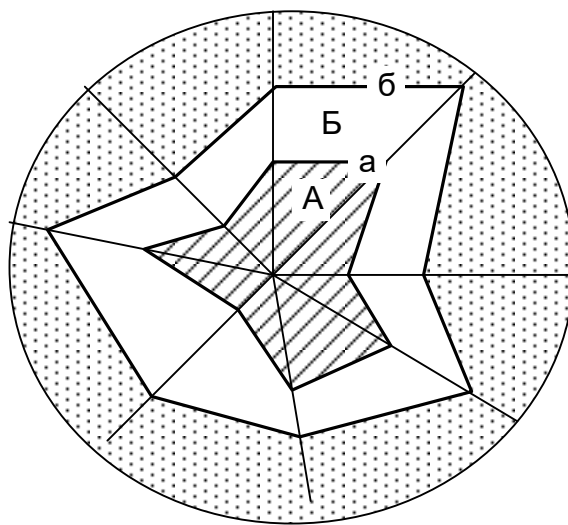


Рисунок 2.2 – Межі норми (a) і границі сумісності з життям (b) в N -мірному просторі ознак. A – зона фізіологічного регулювання (здоров'я); B – зона аварійного регулювання (хвороба).

2.1.3 Математичне моделювання впливу компенсаторно-приспосувальних механізмів на результати статографічних досліджень

Основною причиною, яка обмежує можливості метода статографії для діагностики станів ОРС, є наявність компенсаторно-приспосувальних реакцій організму на умови існування, що змінилися. Це призводить до того, що у деяких випадках хворі з явними патологічними змінами показують результати близькі, а в окремих випадках і відповідні нормі.

Математична модель впливу компенсаторно-приспосувальних реакцій організмів будується на простій математичній моделі: $f_n = f_\delta$. Вона пристосована перевірити чи може значення функції визначення положення ЗЦМ при патології f_δ (деформована функція) бути тотожним значенню тієї ж функції у нормі f_n (нормована функція).

2.1.4 Експериментально-математична модель тіла людини, як багатоланкового маятника

Проводили стабілографічні дослідження 12 здорових волонтерів у віці $(33,5 \pm 16,5)$ років, вагою $(67,7 \pm 20,8)$ кг, ростом $(1,73 \pm 0,17)$ м за допомогою статографа. Вимірювання спочатку проводили за методикою дослідження функціональної опороздатності. Волонтеру пропонувалося підтримувати звичайну двоопорну стойку упродовж 30 с. При цьому реєстрували опорні сили реакції переднього и заднього відділів лівої и правої стоп (рис. 2.3), та балансування на одній нозі.

З метою наступної будови відповідної математичної моделі тіла, як багатоланкової системи у всіх волонтерів проводили вимірювання довжин сегментів нижніх кінцівок: гомілки та стегна, а також тулуба і сегментів верхніх кінцівок (рис. 2.4).

Оскільки амплітуди коливання у сагітальній і фронтальній площинах суттєво залежать від площі опори дослідженого [43], треба очікувати, що параметри спектру коливання будуть відрізнятися при одноопорній та двоопорній стойці.

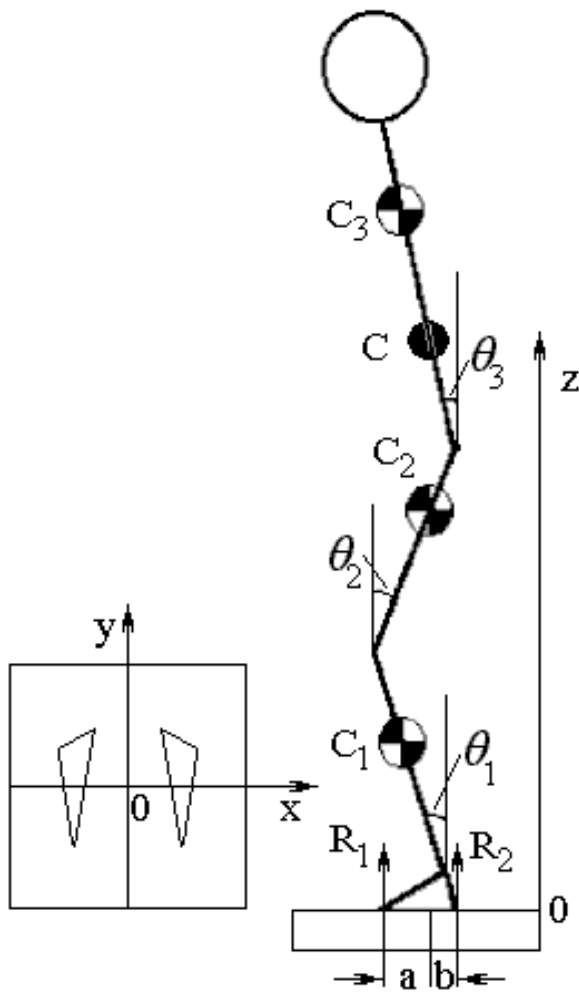


Рисунок 2.3 - Схема триланкового кінематичного ланцюга тіла людини для оцінки параметрів хитання в сагітальній площині при двохопорній стойці.

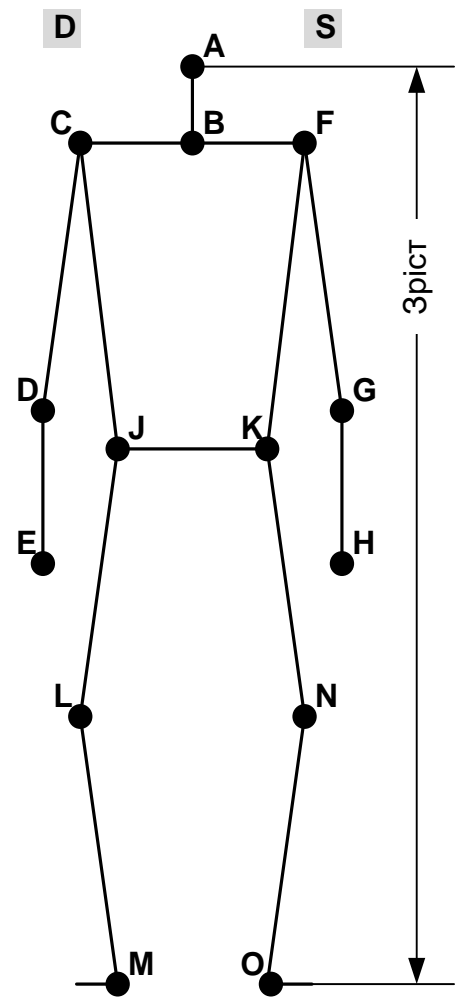


Рисунок 2.4 – Схема вимірювання довжини сегментів тіла волонтерів

Зареєстровані часові ряди $(x(t), y(t))$ потім посилювалися ($\times 100$). Далі відфільтровувалися низькочастотні ($f < 0.01$ Гц) и високочастотні ($f > 10$ Гц) коливання за допомогою стандартного фільтру Butterworth 2-го порядку. Для усунення тренду ізоляції, коливання $x, y(t)$ зміщувалися відносно середнього значення $\langle x, y(t) \rangle$, так щоб після зміщення отримати $\langle x, y \rangle = 0$. Перші 2 с записи рядів $x(t), y(t)$ видалялися для усунення похибок, пов'язаних з фільтрацією та усередненням [44].

2.2 Експериментальні дослідження

З метою виявлення впливу фіксації суглобів нижніх кінцівок були проведені дослідження здорових волонтерів (студентів 3-5 курсів у віці від 19 до 21 року), яким виконували фіксацію суглобів ортезами. Було досліджено 17 волонтерів (студентів Харківського національного університету ім. Каразіна та студентів Харківського національного університету радіоелектроніки).

Всім волонтерам виконували стандартні статистичні дослідження за методикою "Визначення функціональної опороспроможності нижніх кінцівок" при двохопорному стоянні та з переважною опорою на кожен з кінцівок окремо. Кожному волонтеру виконували дослідження в 4 варіантах:

- звичайне дослідження;
- дослідження з фіксованим правим гомілковостопним суглобом;
- дослідження з фіксованим правим колінним суглобом;
- дослідження з фіксованими кульшовими суглобами.

Аналіз отриманих даних виконували за алгоритмом наданом на рис. 2.5

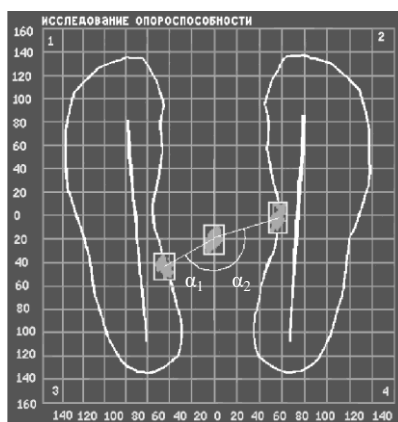
ГРУПИ ВОЛОНТЕРІВ	СТАТИСТИЧНІ МЕТОДИ АНАЛІЗУ
1. Без фіксації 2. Фіксація гомілковостопного суглоба 3. Фіксація колінного суглоба 4. Фіксація кульшових суглобів	1. Описова статистика 2. Порівняльний аналіз (ANOVA). Апостеріорний тест Дункана 3. Парні порівняння (Т-тест для парних вибірок)
Етап аналізу	Параметри
Аналіз протокольних даних	Координати X, Y ЗЦМ Коефіцієнт хитання
Аналіз часових послідовностей	Часові послідовності (X, Y, t)
Динамічний аналіз	Довжина траєкторії Швидкість хитання Площа плями проекції траєкторії хитання Відношення площі плями проекції траєкторії до довжини траєкторії хитання Аналіз тренду
Shot-time Fourier transform Continuous Wavelet Transform Енергетичний аналіз Prony	Спектр сигналу

Рисунок 2.5 – Дизайн експериментальних досліджень

Фіксацію суглобів виконували за допомогою ортезів, розроблених в лабораторії нових матеріалів та ортезування ДУ "ІПХС ім. проф. М.І.Ситенка НАМН".

2.2.1 Аналіз протокольних даних статограм

Аналізували стандартні дані статограм, які подаються у стандартному протоколі дослідження. Вигляд протоколу статографічного дослідження наведено на рис. 2.6.



а

ИССЛЕДОВАНИЕ ОПОРОСПОСОБНОСТИ

ПАРАМЕТРЫ ОПОРОСПОСОБНОСТИ

	ОПОРА НА ОБЕ СТОПЫ	ОПОРА НА ПРАВЫЙ СТОП	ОПОРА НА ЛЕВЫЙ СТОП	НОРМА
КОЭФФ. ЖАЧЕНИЯ (MM)	18.17	16.37	31.91	0 - 10.0
КОЭФФ. НАГРУЗКИ	1.00	0.83	0.89	
КОЭФФ. УСТОЙЧИВОСТИ	0.35	0.50	0.27	0.9 - 1.0
X СММ (MM)	-012	+069	-081	
Y СММ (MM)	-057	-045	-048	

РАСПРЕДЕЛЕНИЕ НАГРУЗОК ПРИ ОПОРЕ НА ОБЕ СТОПЫ

	КГ	% ОТ ВЕСА	НОРМА (%)
НАГР. НА НОСОК ЛЕВОЙ СТОПЫ	013.20	12.69	15 - 25
НАГР. НА ПЯТКУ ЛЕВОЙ СТОПЫ	045.60	43.86	25 - 35
НАГР. НА НОСОК ПРАВОЙ СТОПЫ	014.65	14.09	15 - 25
НАГР. НА ПЯТКУ ПРАВОЙ СТОПЫ	030.50	29.34	25 - 35
НАГР. НА ЛЕВЫЙ СТОПЫ	058.80	56.56	45 - 55
НАГР. НА ПРАВЫЙ СТОПЫ	045.15	43.43	45 - 55
ОБЩИЙ ВЕС ПАЦИЕНТА	103.95	100.0	

б

Рисунок 2.6 - Вигляд статорами на паперовому носії.

- а) графічний вигляд статограми;
- б) протокол статографічного дослідження

Аналізу значення коефіцієнту хитання при двоопорному та одноопорному стоянні, а також середні значення координат X та Y при тих же типах стояння.

2.2.2 Часові послідовності статограм

Для аналізу первинних параметрів стататограми ми аналізували часові послідовності, які формує програма статографа. Часовий ряд має вигляд три координатної множини координат площини X та Y та часового вектора. Приклад часового ряду, що береться для розрахунку та його розгортка у тривимірному пространстві координат, наведено на рис. 2.7.

t	X	Y
0	-10	-60
0,025	-9	-60
0,05	-9	-60
0,075	-9	-60
0,1	-9	-61
0,125	-9	-61
0,15	-9	-61
0,175	-9	-61
0,2	-8	-61
0,225	-8	-61
0,25	-8	-61
0,275	-8	-61
0,3	-7	-61
0,325	-7	-61
0,35	-7	-61

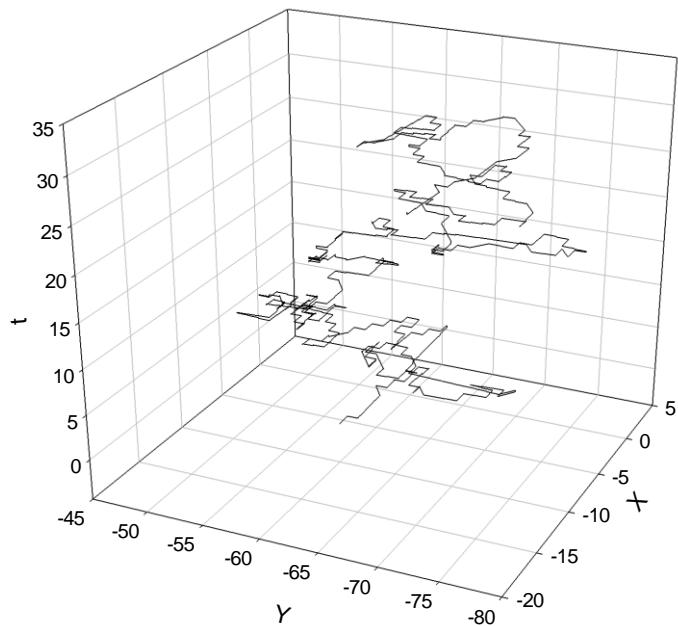


Рисунок 2.7 – Приклад часового ряду та розгортка статограми у три координатному просторі

Аналізували отриманий часовий ряд, тобто розгортку статограми у фронтальній та сагітальній площинах у часі.

2.2.3 Алгоритм аналізу стабілографічного сигналу

Розглянемо алгоритм, за яким проводили аналіз стабілографічного сигналу. Аналіз складається з 5 етапів.

Перший етап. Аналіз дискретного сигналу статограми.

На цьому етапі розраховуються основні параметри сигналу:

– технічні параметри сигналу: час дослідження (time), частота дискретизації (f_n), кількість відліків (n);

– середнє значення амплітуд за X та Y, його помилка та стандартне відхилення; мінімальне та максимальне значення, інтервал розкиду, 95 % довірчий інтервал значень, 95 % усічене середнє;

Другий етап. Динамічні характеристики сигналу:

- довжина траєкторії за 30 с дослідження;
- швидкість руху;

- оцінка якості моделі тенденції сигналу.

Третій етап. Гармонічний аналіз - віконне Фур'є-перетворення (Short-time Fourier Transform – STFT).

Четвертий етап. Неперервне дискретне вейвлет-перетворення. (*Continuous wavelet transform* – CWT).

П'ятий етап. Енергетичний аналіз спектру. Енергетичний аналіз Проні (Proni).

2.2.4 Спектральні характеристики та статистики часового ряду

Спектральний аналіз – метод обробки сигналів, який дозволяє охарактеризувати частотний склад сигналу, що вимірюється. Перетворення Фур'є є математичною основою, яка пов'язує часовий та просторовий сигнал з його поданням у частотній області. Як було показано вище, сигнал статиграми має випадковий характер, на нього накладено значний шум. Тому важливу роль у спектральному аналізі відіграють методи статистики.

По відрізку статиграфічного сигналу можна отримати тільки оцінку його спектру, оскільки основні статистичні характеристики його точно не відомі, дуже індивідуальні і варіабельні. Виходячи з цього, можна відмітити, що практика спектрального аналізу випадкових нерегулярних сигналів достатньо суб'єктивна. Різницю між спектральними оцінками, що отримують в результаті одробки одного й того ж сигналу різними методами, можна пояснити різними припущеннями, прийнятими відносно даних, різними способами усереднення та ін. Якщо апріорі характеристики сигналу невідомі, то не можна казати які з оцінок кращі.

З великої кількості методів спектрального аналізу ми вибрали Спектральний частотний аналіз Фур'є з трансформацією (усереднення) сигналу за алгоритмом Best Exact N. Алгоритм Best Exact N – алгоритм швидкого перетворення Фур'є (FFT). У розрахунку були проаналізовані всі доступні точки часової послідовності сигналу. Аналізували чотири максимальні піки сигналу –

частоту та потужність кожного піку та загальну потужність, що припадає на них.

Крім спектральних характеристик послідовностей аналізували статистики часового ряду – мінімальне та максимальне значення, розкид значень, математичне очікування, стандартне відхилення та медіану.

Протоколи дослідження наведені у додатку Б.

2.2.5 Методи аналізу динаміки випадкових (нестационарних) сигналів

Задачі опису та вивчення сигналів в динаміці, як відображення нестационарних явищ, які розвиваються у часі, розв'язує теорія випадкових процесів.

Значення випадкових сигналів у довільні моменти часу не можуть бути розраховані. Вони можуть бути тільки передбачені в означеному діапазоні значень з визначеною ймовірністю, менше 1. Кількісні характеристики випадкових сигналів, які дозволяють проводити їх оцінку і порівняння, називають статистичними.

Випадковий процес описується статистичними характеристиками, які називаються моментами [35, 45, 46].

2.2.6 Складові спектрального аналізу сигналів

Власні функції. Зручність використання частотного подання сигналів полягає в тому, що гармонічні функції є власними функціями операцій переносу, інтегрування, диференціювання та інших лінійних систем без зміни форми і частоти гармоніки, змінюється тільки початкова фаза і амплітуда коливань [31].

Сигнал є лінійною комбінацією функцій синуса і косинуса (2.1):

$$s(x) = A \sin(x) + B \cos(x) \quad (2.1)$$

Здвиг по аргументу на величину h веде до (2.2)

$$\begin{aligned} s(x+h) &= C \sin(x) + D \cos(x), \\ C &= A \cos(h) - B \sin(h), \\ D &= A \sin(h) + B \cos(h), \end{aligned} \quad (2.2)$$

де C і D , як і у початковому рівнянні коефіцієнти A і B , не залежать від аргументу, при цьому $C^2 + D^2 = A^2 + B^2$.

Таким чином, будь-яку лінійну комбінацію синусу і косинусу можна представити лінійною комбінацією цих же функцій.

Ряди Фур'є. Розкладення у ряди Фур'є підпадають періодичні сигнали будь-якої форми, заданих на інтервалі одного періоду $T = b - a$ і які задовольняють умовам Дірхле (обмежена, кусково-неперервна, з обмеженим числом розривів першого роду), можна представити у вигляді ряду Фур'є:

$$s(t) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} S_n \exp(jn\Delta\omega t), \quad S_n = S(n\Delta\omega), \quad \Delta\omega = \frac{2\pi}{T}, \quad (2.3)$$

де вагові коефіцієнти S_n ряду визначаються за формулою:

$$S_n = \left(\frac{1}{T}\right) \int_a^b s(t) \exp(-jn\Delta\omega t) dt. \quad (2.4)$$

Спектр періодичного сигналу є дискретною функцією, бо від визначений тільки для цілих значень n з кроком по частоті, оберненим періоду:

$$\Delta\omega = \frac{2\pi}{T}. \quad (2.5)$$

Першу частотну складову спектра при $n=1$, яка дорівнює

$$\omega_1 = 1 \cdot \Delta\omega = \frac{2\pi}{T}, \quad (2.6)$$

називають основною частотою сигналу (першою гармонікою), останні частоти дискретного спектру $n\Delta\omega$ при $n>1$ називають гармоніками сигналу.

Спектри потужності [18]. Часова функція потужності сигналу у загальній формі визначається рівнянням:

$$w(t) = s(t)s^*(t) = |s(t)|^2 \quad (2.13)$$

Спектральна щільність потужності, відповідно, дорівнює перетворенню Фур'є добутку $s(t)s^*(t)$, яке відображується у спектральне представлення звороткою Фур'є-образів цих функцій.

$$W(f) = S(f) \cdot S^*(f) = \int_{-\infty}^{\infty} S(f) S^*(f - \nu) d\nu. \quad (2.7)$$

Для всіх значень частоти f інтеграл у правій частині цього рівняння дорівнює добутку $S(f) \cdot S^*(f)$, а так як для всіх значень зсуву $\nu \neq 0$ в силу ортогональності гармонік $S(f)$ і $S^*(f - \nu)$ значення їх добутку дорівнюють нулю. Тоді:

$$W(f) = S(f) \cdot S^*(f) = |S(f)|^2. \quad (2.8)$$

Спектр потужності – матеріальна невід’ємна парна функція, яку часто називають енергетичним спектром. Спектр потужності, як квадрат модуля спектра сигналу, не має фазової інформації про частотні складові, отже, відновлення сигналу по спектру потужності не можливо. Це означає, що сигнали з різними фазовими характеристиками можуть мати однакові спектри потужності.

Спектральний аналіз часових послідовностей та їх статистичні характеристики проводили в пакеті AutoSignal for Windows Version 1.6

2.3 Клінічні дослідження

З метою обґрунтування основних вимог до системи діагностики (класифікації) захворювань ОРС ми провели проспективний аналіз результатів статистичних досліджень у хворих на остеохондроз поперекового відділу хребта, у хворих на двобічний коксартроз III-IV стадії та у групи здорових волонтерів, які стали контрольною групою нашого дослідження.

До контрольної групи увійшло 14 волонтерів – співробітників ДУ "ПІХС НАМН", практично здорових людей у віці від 40 до 50 років. Другу групу склали хворі на остеохондроз – 10 пацієнтів у віці від 40 до 50 років без супутніх захворювань нормальної статури, без явних ознак іншої патології ОРС. До третьої групи увійшло 15 хворих на двобічний коксартроз III-IV стадії у віці від 40 до 50 років, яким не робили ендопротезування. Всі пацієнти були нормальної статури, без іншої явної патології ОРС.

Аналіз проводили за дизайном, наведеним на рис. 2.4.

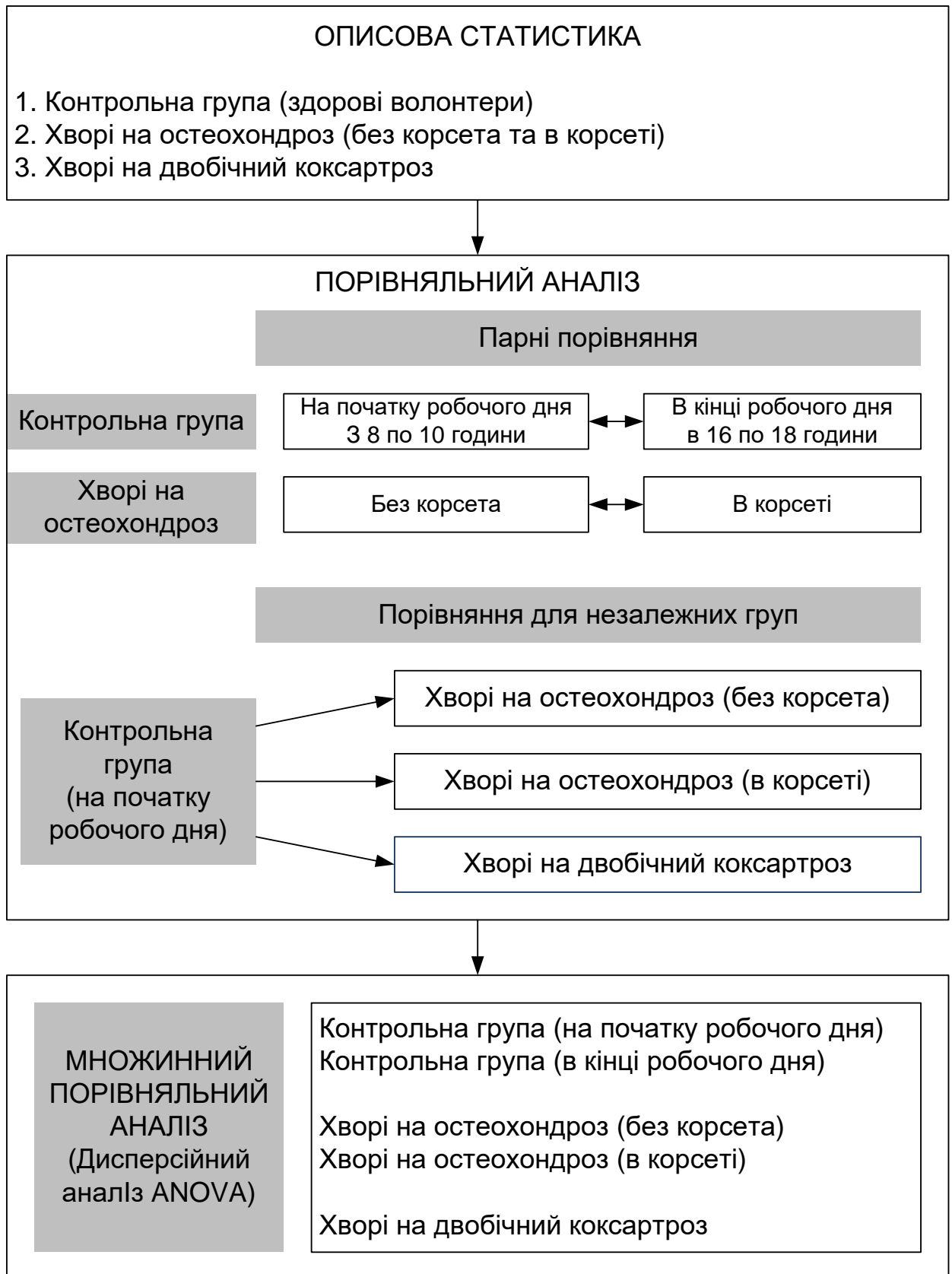


Рисунок 2.4 – Дизайн дослідження енергетичний витрат на підтримку рівноваги у групах хворих.

Досліджували розподіл частот за чотирма найбільшими піками спектру статограми, потужність відповідного піку та сумарну потужність, що припадає на означені піку спектру. Аналізували спектральні характеристики часових рядів для двоопорного та одноопорного стояння за координатами X та Y розгорнутими у часі. У зв'язку з тим, що ми аналізували характеристики стояння волонтерів контрольної групи без явної патології, хворих з двобічним коксартрозом III-IV стадії, а у хворих на остеохондроз не враховували наявність односторонньої люмбаішиалгії, ми об'єднали показники одноопорного стояння без урахування стояння на правій та лівій кінцівці. Таким чином порівняння одноопорного стояння хворих порівнювали з такими ж показниками контрольної групи без урахування сторони ураження.

2.4 Способи окремої зовнішньої іммобілізації суглобів нижніх кінцівок при статографічних дослідженнях волонтерів

При виборі та створенні засобів фіксації великих суглобів нижніх кінцівок, а також при проведенні статографічних досліджень треба дотримуватися наступних вимог:

- засоби зовнішньої фіксації суглобів повинні забезпечувати можливість статографічного дослідження людей;
- вага ортеза повинна бути достатньою для іммобілізації суглоба;
- ортез повинен підлягати обробці миючими засобами та антисептиками, а сам матеріал не викликати алергічних реакцій та подразнень;
- підошовна поверхня стопи повинна безпосередньо контактувати з площиною опори.

Для фіксації гомілковостопного суглоба використовували конструкцію ортеза з термопластичного матеріалу, яка охоплює нижню половину гомілки, гомілковостопний суглоб (спереду, з боків і ззаду), а також тильну поверхню стопи та пальців. Підошовна поверхня стопи є вільною, тобто – не покрита термопластичним матеріалом і контактує з площиною опори при стоянні досліджуваного (рис. 2.5, а).

Для фіксації колінного суглоба використовували ортез фірми «Джонсон і Джонсон», якими можна фіксувати і лівий, і правий суглоби (рис.2.5, б). Ефективність фіксації підвищували накладанням зверху ортезу 1-2 тури еластичного бинта.

Для фіксації кульшових суглобів використовували ортез, розроблений в лабораторії ортезування та нових матеріалів ДУ «ПХС ім. проф. М.І.Ситенка НАМН» (рис. 2.5, в)



а



б

в

Рисунок 2.5 – Зовнішній вигляд ортезів для фіксації суглобів нижньої кінцівки:

- а) гомілковостопного суглобу;
- б) колінного суглобу;
- в) кульшових суглобів.

2.5 Статистичні методи аналізу

У процесі аналізу як експериментальних, так і клінічних даних були застосовані численні методи статистичного аналізу.

Загальні параметри вибірок аналізували методами описової статистики у розрахуванням: середнього значення, стандартного відхилення та стандартної помилки, 95 % довірчого інтервалу (нижня та верхня границя інтервалу), 5% усіченого середнього, мінімального та максимального значень, розкиду вибірки, медіани, дисперсії.

При аналізі матеріалів дослідження при порівнянні контрольної групи і групи порівняння використовували Т-тест для незалежних вибірок, при якому враховували значення критерію Лівіня для вибору результату тесту для однорідних чи неоднорідних дисперсій.

При порівнянні результатів дослідження однієї групи при різних типах дослідження використовували Т-тест для парних вибірок.

При порівнянні результатів досліджень більше 3 груп використовували дисперсійний аналіз (ANOVA) з апостеріорним тестом Шеффе або Дункана з рівнем припустимої похибки 5 %.

Для визначення рівня взаємозв'язків використовували кореляційний аналіз за методом Пирсона.

Ми враховували, що параметри статограм дуже варіабельні, тому для наочності наводимо коробчасті діаграми, що показують розкид значень, викиди екстремальних значень та медіану вибірки. Графічне подання даних у вигляді коробчастих діаграм дає можливість показати розподіл даних навколо середини вибірки – від 25 до 75 процентіля. На цей інтервал припадає 50 % всіх значень вибірки.

Підготовку даних проводили в Excel, наступний аналіз виконували в пакеті для статистичного аналізу IBM SPSS Statistics Version 20 [47].

3 МОДЕЛЮВАННЯ ПРОЦЕСІВ ПІДТРИМКИ ВЕРТИКАЛЬНОЇ ПОЗИ

3.1 Фізіологічні і біомеханічні аспекти підтримки вертикальної пози (концептуальна модель системи збереження пози)

Всі наочні форми руху біологічного об'єкту ґрунтовані на фізичних законах переміщення тіл в інерційному просторі. Існує два типи рухових функцій: підтримка вертикального положення (пози) і власно руху. В природних умовах відокремити їх один від одного неможливо. У той же час при аналізі рухової активності корисно розподіляти такі функції:

- підтримка означеної пози;
- орієнтація на джерело зовнішнього сигналу для його найкращого сприйняття, а також підтримка рівноваги тіла;
- переміщення тіла у просторі;
- маніпулювання.

Ієрархія рівнів мозкового керування рухами також знаходиться у залежності від вимог до структури руху. Якщо підкорковий рівень пов'язаний з набором уроджених або автоматизованих програм, то корковий рівень організує спинномозковий моторний апарат для виконання довільних та тонких рухів.

Здатність зберігати рівновагу у вертикальному положенні – одне з важливіших умов при взаємодії людини і зовнішнього середовища. Для виконання цієї задачі в процесі філогенезу була створена складна система тонкого автоматичного регулювання положення тіла [48, 49].

Структури, які відповідають за нервову регуляцію пози та руху, знаходяться у різних відділах ЦНС – у спинному та головному мозку. В їх організації спостерігається чітка ієрархія, яка відображає повільне ускладнення рухових функцій в процесі еволюції.

Самий нижчий рівень в організації рухів пов'язаний з руховими системами спинного мозку, в якому між чутливими нейронами та мотонейронами, що прямо керують м'язами, розташовані вставні нейрони, які створюють багато контактів з іншими нервовими клітинами. Від збудження вставних

нейронів залежить, чи буде рух полегшеним, чи загальмованим. Нейронні ланки, або рефлекторні дуги, які полягають в основі спінальних рефлексів – це анатомічні структури, які забезпечують найпростіші рухові функції, але їх діяльність в значній мірі залежить від регулювальних впливів вище розташованих центрів.

Вищі рухові центри знаходяться у головному мозку і забезпечують організацію та регуляцію рухів. Рухові акти, направлені на підтримку пози, і їх координація з цілеспрямованими рухами здійснюється в основному структурами ствола мозку, у той же час цілеспрямовані рухи потребують участі вищих нервових центрів (рис. 3.1).

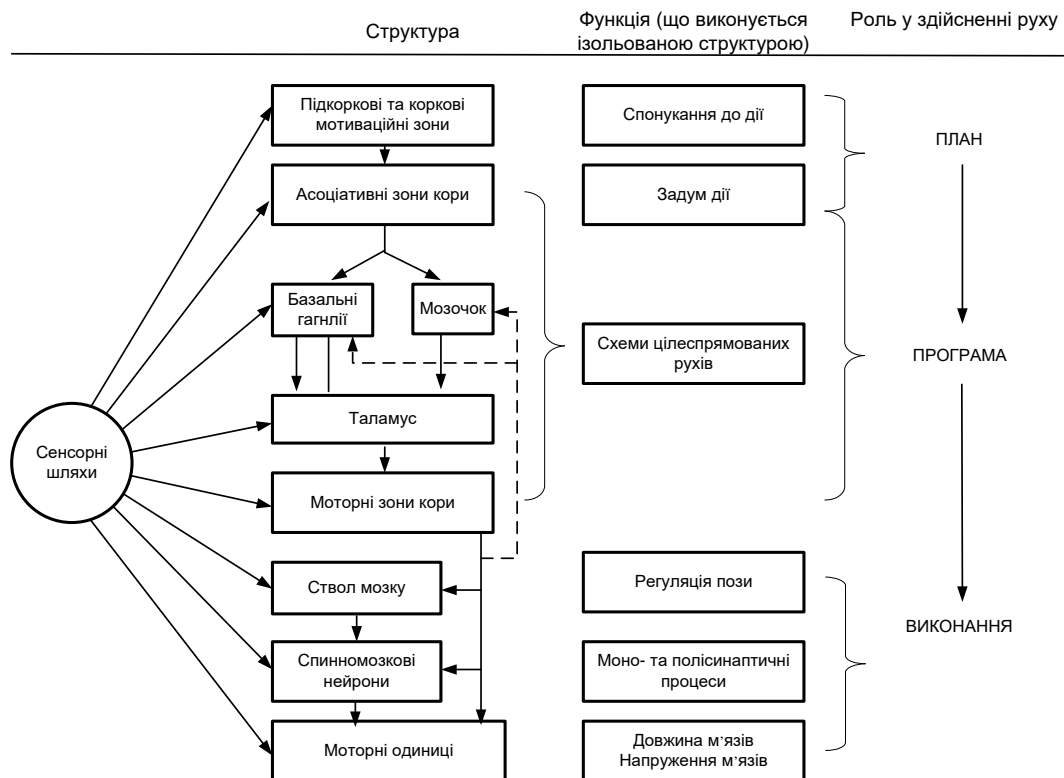


Рисунок 3.1 - Загальний план організації рухової системи (по Дж. Дуделу с соавт., 1985) пояснення у тексті [50]

На схемі організації рухової системи важливіші рухові структури та їх основні взаємозв'язки вказані у лівому стовпчику. Для простоти всі чутливі шляхи об'єднані разом (круг зліва). В середньому стовбці перелічені самі головні та твердо встановлені функції, знайдені при окремому вивченні кожної

з цих структур. У правому стовпчику вказано, яким чином ці функції пов'язані з виникненням та виконанням рухів. Треба звернути увагу, що базальні ганглії та мозочок розташовані на одному рівні, а рухова кора приймає участь у перетворенні програми рухів в його здійснення.

Поза тіла визначається сукупністю значень кутів, які утворюються суглобами тіла людини в результаті орієнтації у полі тяжіння. Механізм пози складається з двох складових: фіксації визначених положень тіла і кінцівок і орієнтації частин тіла відносно зовнішніх координат (підтримка рівноваги). Початкова поза тіла накладає деякі обмеження на наступні рухи. До нижчих механізмів керування позою відносять спінальні, шийні установчі та деякі інші рефлекси, до вищих – механізми формування «схеми тіла».

Терміном «схема тіла» позначають систему узагальненої чутливості власного тіла у спокої та при русі, просторових координат та взаємовідношень окремих частин тіла. Топографічно розподілена по всій поверхні кори чутливість всього тіла складає ту основу, з якої шляхом поєднання формуються цілісні функціональні блоки сегментів тіла. Це інтегративні процеси завершуються у дорослого організму і представляють собою закодований опис взаємного розташування частин тіла, які використовуються при виконанні автоматизованих стереотипних рухів.

Базою цих процесів служить анатомічно закріплена «карта» тіла, тому такі процеси складають лише основу статичного образу тіла. Для його формування необхідно співвідносити цю інформацію з положенням тіла по відношенню до земного тяжіння й взаєморозташуванням функціональних блоків тіла в системі трьох просторових площин. Вестибулярна система сприймає переміщення всього тіла вперед-назад, вправо-вліво, вверх-вниз, а відповідна інформація поступає в тім'яні зони кори, де виникає її об'єднання з інформацією від скелетно-м'язового апарату у створенні на безсвідомому рівні особливого психофізичного утворення – статичного образу тіла.

Таким чином, статичний образ тіла являє собою систему внутрішньомозкових зв'язків, які основані на уроджених механізмах та удосконалені й

уточнені в онтогенезі. У процесі діяльності, людина змінює взаєморозташування частин та сегментів тіла, а навчаючись новим рухам, формує нові просторові моделі тіла, які і складають основу динамічного образу тіла. На відміну від статичного динамічний образ тіла має значення лише для даного конкретного моменту часу і означеної ситуації, при зміні якої він змінюється на новий. Динамічний образ базується на постійно змінній імпульсації від чутливих елементів шкіри, м'язів, суглобів, вестибулярного апарату та органів зору та слуху. Не виключено, що швидкість та точність формування динамічного образу тіла – фактор, який визначає спроможність людини швидко оволодіти новими руховими навичками.

У мозку відбувається постійна взаємодія того чи іншого образів тіла, здійснюється порівняння динамічного образу з його статичним аналогом. В результаті цього формується суб'єктивне відчуття пози, яке відображає не тільки положення тіла в даний момент часу, але й можливі його зміни в найближчому майбутньому. Якщо узгодження не досягнуто, то у дію вступають активні механізми перебудови пози. Отже, для того, щоб змінити позу, необхідно порівняти закодований у пам'яті статичний образ тіла з конкретною варіацією – динамічним образом тіла.

Виходячи з наведених положень А. Батуєвим і О. Таїровим [45] (рис. 3.2) було створено біокібернетичну модель управління рухом. Система включає в себе "блок пам'яті", що зберігає уроджені генетичні (наприклад, ходьба), або здобуті програми рухів; "блок контролю", який збирає інформацію про зміни навколишнього середовища та положення тіла в ньому; "блок корекції", що здійснює зворотній зв'язок рухового апарату з "системою управління", а також "блок обробки даних", який знаходить необхідну програму "блока пам'яті", порівнює її із "зовнішніми даними", виробляє, якщо необхідно, "параметри корекції" та створює таким чином "робочу програму" для рухового апарату і контролює її виконання.

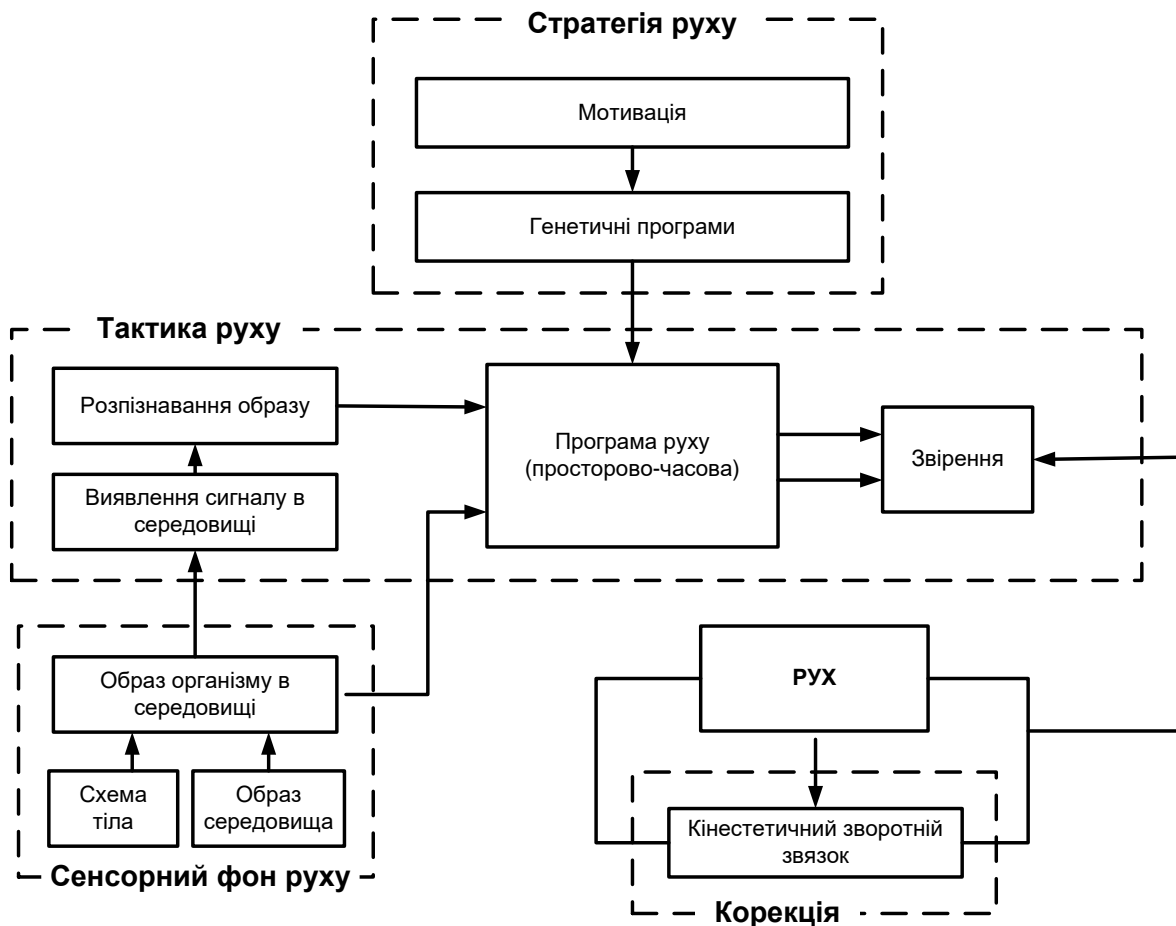


Рисунок 3.2 – Модель механізму організації руху
(Батуев А.С., Таиров О.П., 1978) [45]

Тіло людини підкоряється закону мінімального поглинання енергії, тобто скелетна система, урівноважуючи себе, зводить до мінімуму витрати енергії, що підвищує її функціональність та працездатність. Отже, в організмі людини закладена програма – будь-якими шляхами зберегти свою рівновагу, витрачаючи на це мінімальну кількість енергії [51]

Тіло людини у вертикальному положенні в нормі здійснює коливання у межах 4° і підтримується тільки тоніко-фазичними м'язами. Ці м'язи повільні, але можуть тривалий час бути напруженими, витрачаючи мало енергії. Для інших функцій (переміщення у просторі, захват предметів та ін.) існують фазико-тонічна і фазико-фазична мускулатура (багатосуглобові м'язи). Ці м'язи можуть короткий час витримувати сильне навантаження, але швидко втомлюються [52].

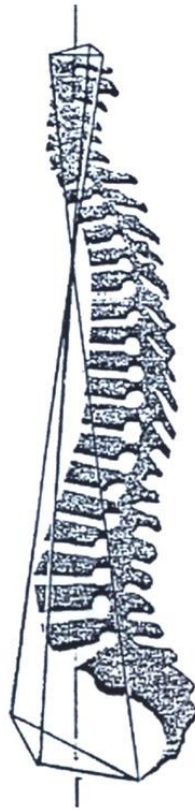


Рисунок 3.3 – Силіві вектори хребта

Рівновага тіла людини регулюється трьома основними силовими векторами (рис.3.3). Передньо-задній силовий вектор, який піднімається догори від переднього краю великого потиличного отвору і який йде униз через тіла Th10-Th12, закінчуючись на рівні куприка.

Два задньо-передніх вектора йдуть від заднього краю великого потиличного отвору до протилежних вертлюжних западин, проходячи по зовнішньому краю тіл Th3-L2. Поєднання кінців цих векторів утворює два силових трикутника. Передня точка верхнього трикутника є точкою кріплення передньої подовжньої зв'язки, задні точки цього трикутника відповідають підпотилічним м'язам та виросткам С1. Виходячи з аналізу цих силових векторів зрозуміло, що порушення у верхньому силовому трикутнику призведе до змін положення у нижньому трикутнику (силова адаптація).

Сума цих векторів буде визначати лінію центра ваги тіла, яка проходить через тім'я, зуб С2, тіла Th4 й L3, тазове дно, середину промежини та проектуватися на опорну поверхню позаду від лінії щиколоток.

Задача всіх силових векторів полягає у забезпеченні рівноваги всіх частин скелету та урівноваження фізіологічного тиску у грудній та очеревинній порожнинах.

Фронтальна площа, проведена через центр тяжіння тіла людини, ділить його на дві частини, причому попереду від неї знаходяться дві третини тіла, а позаду – хребет з м'язами спини та поперекового відділу. У нормі рівновага тіла людини підтримується тільки малими моноартикулярними м'язами хребта. При порушенні з якої-небудь причини імпульсації, яка надходить від будь якого датчика постуральної системи, та при загрозі порушення рівноваги в роботу залучаються фазичні м'язи спини та поперекового відділу, які не витримують тривалого напруження, і як наслідок, це веде до порушення рівноваги і розвитку різних больових синдромів й нейровегетативних розладів [51]

Людина утримує вертикальне положення завдяки системі чуття. Термін «система» має на увазі поняття входу та виходу. Вихід (тобто результат роботи постуральної системи) – це утримання положення рівноваги. Входи в постуральну систему – очі, внутрішнє вухо, стопа. Вони мають прямий зв'язок з зовнішнім середовищем, можуть прямо керувати рухи тіла у відношенні до оточуючого середовища. Тільки органи чуття у співвідношенні з зовнішнім середовищем можуть дозволити точну стабілізацію людини в цьому середовищі. Простіша кібернетична схема постурального балансу враховує як мінімум всі ці три входи (рис. 3.4).

. Три екзодатчика можуть розпізнати зміну положення тіла стоячи по відношенню до оточуючого середовища: зір, слух, стопи. Роботи Fukuda [52] показали, що порушення у діяльності хоча б одного з датчиків призводять до порушення постурального тонусу з розвитком функціональної патології.

На основі проведеного аналізу існуючих моделей опорно-рухової системи ми розробили нову концептуальну модель системи забезпечення оптимального розташування тіла в просторі (рис. 3.5), яка дозволяє зрозуміти фізіологічні аспекти підтримки вертикальної пози людини .

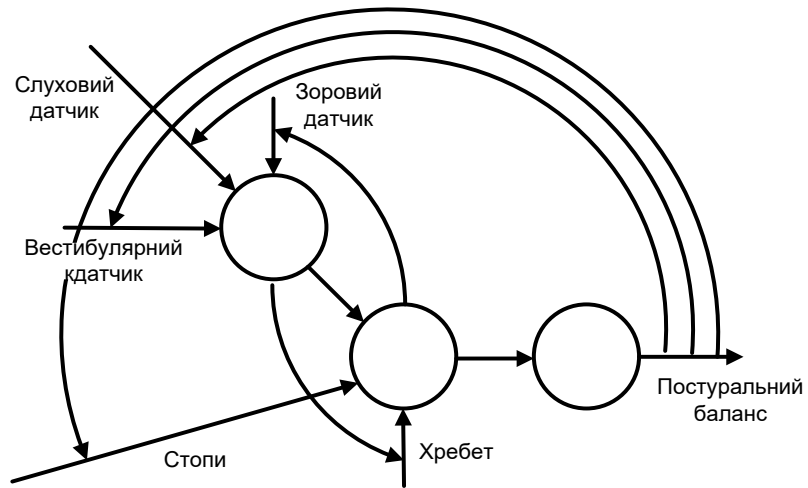


Рисунок 3.4 – Елементарна кібернетична схема постуральної системи

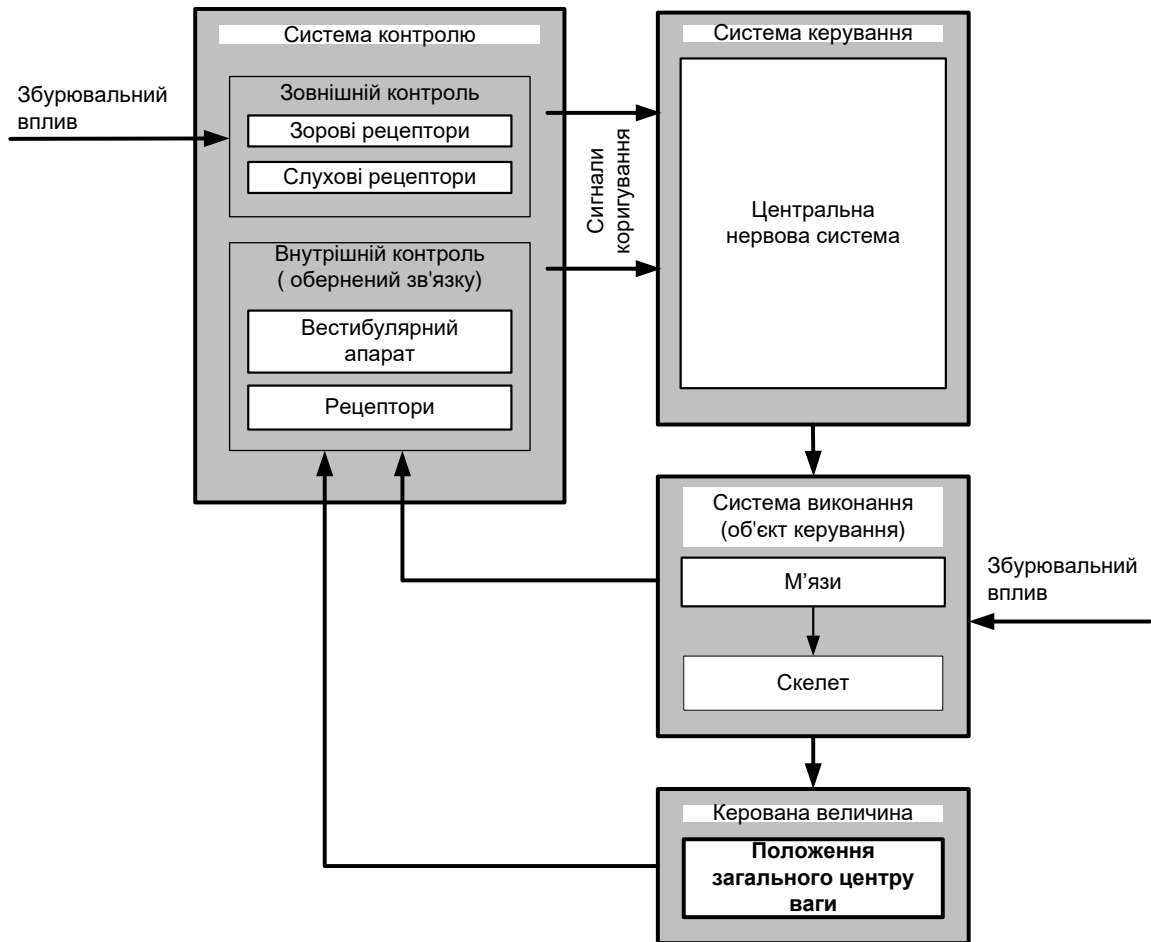


Рисунок 3.5 – Концептуальна модель системи забезпечення оптимального розташування тіла в просторі

Згідно нашої концепції система забезпечення оптимального розташування тіла в просторі є замкнутою системою керування, що включає в себе

центральну нервову систему представлену елементами, які відповідають за зберігання програм руху: генетично закладених та придбаних в результаті життєдіяльності, та корекцію цих програм в залежності від змін навколишнього середовища, стану організму, ситуативної необхідності. В нашій моделі ми умовно об'єднали ці елементи в систему керування рухами.

Система працює наступним чином. інформація про зовнішнє середовище та положення тіла в просторі потрапляє в систему управління (асоціативну кору головного мозку), де генерується сигнал вибору відповідної програми руху. Ця інформація, загалом з обраною програмою потрапляє в відділ, що відповідає за корекцію програм руху. В цій зоні відбувається порівняння існуючої програми із зовнішньою інформацією та генерується сигнал корекції. Наприклад, людина йде і бачить перед собою перешкоду. Коли це широка яма генератор команд змінить програму ходьби на програму стрибка. Коли це невелика калюжа, то відбудеться корекція програми ходьби і наступний крок буде виконаний декілька довше. Приблизно також працює й система внутрішнього контролю. Коли у вас тнуть туфлі, то програма постановки стопи буде скоригована згідно з умовами оптимізації швидкості руху та рівню больового синдрому.

Враховуючі складність будови опорно-рухової системи людини і те, що в процесі формування постави задіяні практично всі органи і системи організму, а також його широкі компенсаторні можливості, природно припустити, що результати прямих вимірювань параметрів ходьби або переміщень ЗЦМ при стоянні мало, що можуть сказати про функціональний стан ОРС в цілому і, тим більше, про стан його окремих елементів. Навіть при тяжких порушеннях функції організм дуже швидко виробляє скориговану і підмінює втрачену функцію ураженого елемента системи надлишком функції здорових елементів, і переводить такий спосіб руху в розряд локомоторного акту. Це підтверджується досвідом нашої роботи. Показники, що відповідають індиферентній нормі часто демонструють пацієнти із захворюваннями хребта, компенсуючи нестачу опорності в хребцевих сегментах посиленням функції нижніх кінцівок.

Задача дослідника полягає в тому, щоб внести "збій" у встановлену програму руху, змусити систему працювати у невластивому їй режимі. Іншими словами, процес дослідження повинен здійснюватись за принципом: "Що буде, коли ...?" Виходячи з нашої концептуальної моделі, такий "збій" програми можна здійснити впливом або безпосередньо на елементи системи виконання (власно опорно-рухову систему), або опосередковано, впливаючи на систему контролю. Такі дії отримали назву "збурювальні впливи". На підставі даних літератури та власному досвіді роботи ми розробили класифікацію "збурювальних впливів", які використовуються при дослідженні ОРС (табл. 3.1). Умовно, всі збурювальні впливи можна поділити на дві групи: збуджувальні та блокувальні. До збуджувальних відносяться сполохи, спостереження за об'єктом, які рухаються мимо пацієнта, за об'єктами, що мерехтять, товчки в різні відділи ОРС та в різних напрямках, повороти, нахили голови та тулубу, пальпація тригерних точок.

Таблиця 3.1 – Збурювальні впливи, які використовуються при дослідженні ОРС

Збурювальні впливи	
збуджувальні	блокувальні
сполохи	закриті очі
спостереження за об'єктом, що рухається	
чорні та білі смуги, що мерехтять	
товчки	фіксація суглобів тупором, гіпсовою пов'язкою та ін.
	корсет
повороти, нахили голови та тулубу	фіксація різних відділів хребта ортезами
вплив на тригерні точки	діагностичні блокади
перехід від одного типу руху до іншого	
функціональні навантаження (присідання, біг на місці, ходьба по сходам та ін.)	

Кожному із збуджувальних впливів є відповідний блокувальний. Це тести, що виконуються із закритими очима, фіксація суглобів кінцівок тупорами або гіпсовими пов'язками та ін., фіксація різних відділів хребта

корсетами або ортезами, використання діагностичних анальгезуючих блокад. Тести з впливом на зоровий аналізатор частіше за все використовують невропатологи для оцінки функції ЦНС (систему керування), але вони можуть бути використані й в ортопедії для диференціювання неврологічних та ортопедичних розладів функції ОРС.

В деяких випадках можуть бути ефективними функціональні навантаження, такі як біг на місці, присідання, нахили голови та тулубу, ходьба по сходах та ін. Подібні тести доцільно використовувати в тих випадках, коли необхідно визначити межу витривалості елементів ОРС.

В результаті проведеного дослідження розроблена загальна концепція проведення статографічних досліджень при оцінці функції ОРС (рис. 3.6).

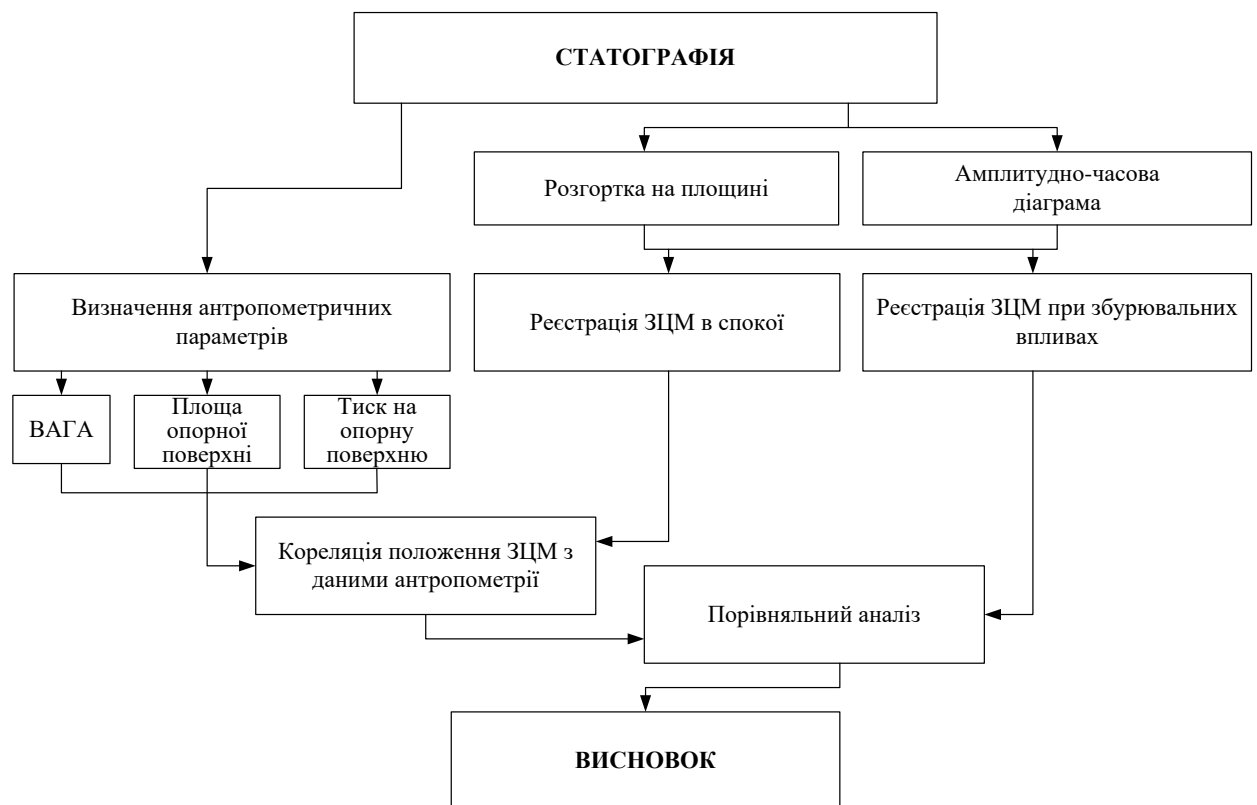


Рисунок 3.6 – Схема проведення статографічних досліджень при оцінці функції ОРС.

Реєстрацію ЗЦМ необхідно проводити у двох варіантах: відображення переміщень проекції ЗЦМ на координатній площині та їх розгортка за часом у фронтальній та сагітальній площинах, так як кожен з цих методів несе власне

інформаційне навантаження. Сумісне використання двох методів реєстрації поширює діагностичні можливості статографії.

Весь процес дослідження можна поділити на три основних етапи.

На першому етапі визначають основні антропометричні параметри пацієнта: вагу, зріст, довжину сегментів тіла, площу опорної поверхні стоп.

На другому – реєструють переміщення ЗЦМ пацієнта в умовах природного стояння і виконують кореляцію цих показників з антропометричними даними.

На третьому – виконують дослідження з використанням збурювальних впливів, які відповідають локалізації ураження, його характеру та ступеню.

Висновок про стан ОРС формується на підґрунті порівняльного аналізу результатів, отриманих на другому та третьому етапах дослідження.

Таким чином, можна визначити основні напрямки вдосконалення методу статографії для оцінки функції ОРС:

- а) Реєстрація ЗЦМ у двох варіантах:
 - 1) розгортка проекції ЗЦМ на площині опори;
 - 2) амплітудно-часова діаграма.
- б) Поєднання реєстрації переміщень ЗЦМ з визначенням площі опорної поверхні стопи.
- в) Виконання вимірювальної платформи у вигляді декількох незалежних платформ.
- г) Розробка нових діагностичних методик з використанням різних збурювальних впливів, які дозволяють активізувати уражені елементи ОРС, або блокувати компенсаторні механізми, що перешкоджають визначенню захворювань та уражень хребта.

3.2 Математичне моделювання впливу компенсаторно-приспосувальних механізмів на результати статографічних досліджень

Як відмічають практично всі дослідники, які працюють з методом статографії, основною причиною, яка обмежує можливості метода, є наявність компенсаторно-приспосувальних реакцій організму на умови існування, що змінилися (у тому числі на зміну стану ОРС). Це призводить до того, що у деяких випадках хворі з явними патологічними змінами показують результати близькі, а в окремих випадках і відповідні нормі. Це наштовхнуло нас на думку перевірити ступінь впливу компенсаторно-приспосувальних реакцій організму пацієнта на результати стабілографічних досліджень на простій математичній моделі: $f_n = f_\delta$. Тобто перевірити чи може значення функції визначення положення ЗЦМ при патології f_δ (деформована функція) бути тотожним значенню тієї ж функції у нормі f_n (нормована функція).

3.2.1 Визначення координат проекції загального центру мас

Класична конструкція статографа (рис. 3.7) представляє собою платформу, встановлену на 4-х тензодатчиках.

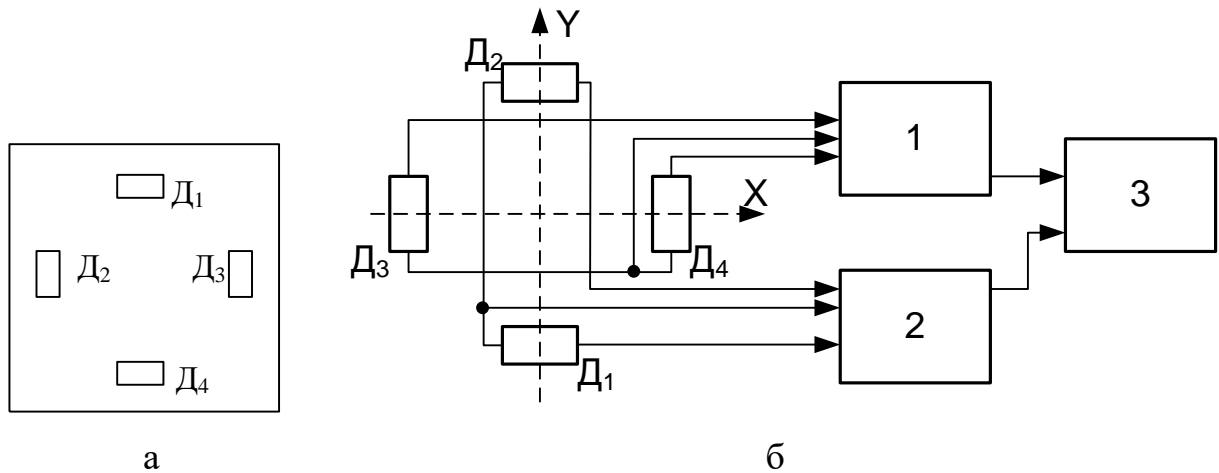
Координати центру мас X_c , Y_c визначаються наступним чином:

$$\begin{aligned} X_c &= \frac{P_1 X_1 + P_2 X_2 + P_3 X_3 + P_4 X_4}{P_1 + P_2 + P_3 + P_4} \\ Y_c &= \frac{P_1 Y_1 + P_2 Y_2 + P_3 Y_3 + P_4 Y_4}{P_1 + P_2 + P_3 + P_4} \end{aligned} \quad (3.1)$$

де P_1, P_2, P_3, P_4 – сили тиску на платформу;

X_1, X_2, X_3, X_4 – абсциси точок накладання сил P_1, P_2, P_3, P_4 ;

Y_1, Y_2, Y_3, Y_4 – ординати точок накладання сил P_1, P_2, P_3, P_4 .



$Д_1-Д_4$ – тензодатчики;
 1, 2 – мости вимірювання;
 3 – реєстратор

Рисунок 3.7 – Класична схема розташування тензодатчиків під стабілографічною платформою

3.2.2 Математична модель системи визначення координат проекції загального центра мас

Перейдемо від фізичного простору:

$$\begin{aligned}
 &P_1, P_2, P_3, P_4; \\
 &X_1, X_2, X_3, X_4; \\
 &Y_1, Y_2, Y_3, Y_4; \\
 &X_c, Y_c
 \end{aligned} \tag{3.2}$$

до аналітичного простору:

$$\begin{aligned}
 &P_1, P_2, P_3, P_4 \equiv a_1, a_2, a_3, a_4; \\
 &X_1, X_2, X_3, X_4 \equiv x_1, x_2, x_3, x_4; \\
 &Y_1, Y_2, Y_3, Y_4 \equiv y_1, y_2, y_3, y_4; \\
 &X_c, Y_c \equiv u, v.
 \end{aligned} \tag{3.2}$$

Представимо функцію стану точок у багатомірному (4-мірному) просторі:

$$\begin{aligned}
 u &= \frac{a_1 x_1 + a_2 x_2 + a_3 x_3 + a_4 x_4}{a_1 + a_2 + a_3 + a_4} \\
 v &= \frac{a_1 y_1 + a_2 y_2 + a_3 y_3 + a_4 y_4}{a_1 + a_2 + a_3 + a_4}
 \end{aligned} \tag{3.4}$$

У подальшому від 4-мірного простору можна перейти до n-мерного.

3.2.3 Ідемізм (тотожність) функції

Розглянемо наступну функцію u :

$$u = \frac{ax + by + cz}{a + b + c} \quad (3.5)$$

де a, b, c – параметри функції u ;

x, y, z – змінні функції u або аргументи.

Нормовані значення параметрів: a^0, b^0, c^0 .

Деформовані (викривлені) значення параметрів функції: $a^{\sim}, b^{\sim}, c^{\sim}$,

де

$$\begin{aligned} a^{\sim} &= a^0 + \Lambda a; \\ b^{\sim} &= b^0 + \Lambda b; \\ c^{\sim} &= c^0 + \Lambda c \end{aligned} \quad (3.6)$$

Не будемо обмежувати варіацію параметрів:

$$\begin{aligned} -\infty &\leq \Delta a \leq +\infty; \\ -\infty &\leq \Delta b \leq +\infty; \\ -\infty &\leq \Delta c \leq +\infty \end{aligned} \quad (3.7)$$

Нормоване значення функції – u^0

$$u^0 = \frac{a^0 x + b^0 y + c^0 z}{a^0 + b^0 + c^0} \quad (3.8)$$

Деформоване значення функції

$$u^{\sim} = \frac{a^{\sim} x + b^{\sim} y + c^{\sim} z}{a^{\sim} + b^{\sim} + c^{\sim}} \quad (3.9)$$

Знайдемо a^{\sim} :

$$u^{\sim} = \frac{(a^0 + \Lambda a)x + (b^0 + \Lambda b)y + (c^0 + \Lambda c)z}{(a^0 + \Lambda a) + (b^0 + \Lambda b) + (c^0 + \Lambda c)} \quad (3.10)$$

Задамо тотожність (ідемізм) функції:

$$\begin{aligned} u^{\sim} &= u^0 \\ \frac{(a^0 + \Lambda a)x + (b^0 + \Lambda b)y + (c^0 + \Lambda c)z}{(a^0 + \Lambda a) + (b^0 + \Lambda b) + (c^0 + \Lambda c)} &= \frac{a^0 x + b^0 y + c^0 z}{a^0 + b^0 + c^0} \end{aligned} \quad (3.11)$$

Для спрощення запису покладемо

$$\Delta a = a; \Delta b = b; \Delta c = c \quad (3.12)$$

так як величини Δa , Δb , Δc не обмежені, тоді

$$\frac{(a^0 + a)x + (b^0 + b)y + (c^0 + c)z}{(a^0 + a) + (b^0 + b) + (c^0 + c)} = \frac{a^0 x + b^0 y + c^0 z}{a^0 + b^0 + c^0} \quad (3.13)$$

Перетворимо дану тотожність

$$\begin{aligned} & \left[(a^0 + a)x + (b^0 + b)y + (c^0 + c)z \right] (a^0 + b^0 + c^0) = \\ & = (a^0 x + b^0 y + c^0 z) \left[(a^0 + a) + (b^0 + b) + (c^0 + c) \right] \end{aligned} \quad (3.14)$$

Після розкриття скобок та приведення подібних доданок, отримуємо:

$$\begin{aligned} & xa^0(a^0 + a) + xb^0(a^0 + a) + xc^0(a^0 + a) + \\ & + ya^0(b^0 + b) + yb^0(b^0 + b) + yc^0(b^0 + b) + \\ & + za^0(c^0 + c) + zb^0(c^0 + c) + zb^0(c^0 + c) = \\ & = xa^0(a^0 + a) + xa^0(b^0 + b) + xa^0(c^0 + c) + \\ & + yb^0(a^0 + a) + yb^0(b^0 + b) + yb^0(c^0 + c) + \\ & + zc^0(a^0 + a) + zc^0(b^0 + b) + zb^0(c^0 + c) \end{aligned} \quad (3.15)$$

Після угруповання змінних з подібними параметрами маємо:

$$\begin{aligned} & (x-x)a^0(a^0 + a) + (x-y)b^0(a^0 + a) + (x-z)c^0(a^0 + a) + \\ & + (y-x)a^0(b^0 + b) + (y-y)b^0(b^0 + b) + (y-z)c^0(b^0 + b) + \\ & + (z-x)a^0(c^0 + c) + (z-y)b^0(c^0 + c) + (z-z)c^0(c^0 + c) = 0 \end{aligned} \quad (3.16)$$

Представимо отримане рівняння у вигляді матриці:

$$\begin{pmatrix} (x-x)a^0(a^0 + a) & (y-x)a^0(b^0 + b) & (z-x)a^0(c^0 + c) \\ (x-y)b^0(a^0 + a) & (y-y)b^0(b^0 + b) & (z-y)b^0(c^0 + c) \\ (x-z)c^0(a^0 + a) & (y-z)c^0(b^0 + b) & (z-z)c^0(c^0 + c) \end{pmatrix} = 0$$

або

$$\begin{vmatrix} 0 & (y-x)a^0(b^0+b) & (z-x)a^0(c^0+c) \\ (x-y)b^0(a^0+a) & 0 & (z-y)b^0(c^0+c) \\ (x-z)c^0(a^0+a) & (y-z)c^0(b^0+b) & 0 \end{vmatrix} = 0$$

$$\begin{aligned} & (x-y)b^0(a^0+a) + (y-x)a^0(b^0+b) + \\ & + (x-z)c^0(a^0+a) + (z-x)a^0(c^0+c) + \\ & + (y-z)c^0(b^0+b) + (z-y)b^0(c^0+c) = 0 \end{aligned} \quad (3.17)$$

Після узагальнення отримуємо рівняння:

$$(x-y)(b^0a - a^0b) + (x-z)(c^0a - a^0c) + (y-z)(c^0b - b^0c) = 0 \quad (3.18)$$

Поділимо змінні x, y, z

$$x(ab^0 - a^0b) + x(ac^0 - a^0c) + y(ba^0 - b^0a) + y(bc^0 - b^0c) + z(ca^0 - c^0a) + z(cb^0 - c^0b) = 0$$

і далі

$$\left[(ab^0 - a^0b) + (ac^0 - a^0c) \right] x + \left[(bc^0 - b^0c) + (ba^0 - b^0a) \right] y + \left[(ca^0 - c^0a) + (cb^0 - c^0b) \right] z = 0 \quad (3.19)$$

Ми отримали рівняння (4.19) особливої поверхні. Перш, ніж зайнятися аналізом цього рівняння введемо деякі поняття.

На початок ми маємо функцію u , яка визначена на векторі змінних $\bar{s}(x, y, z)$ і векторі параметрів, тобто

$$u = u(x, y, z; a, b, c) \quad (3.20)$$

При класичному визначенні функції:

- аргументи функції (x, y, z) – величини змінні;
- параметри функції (a, b, c) – величини постійні.

Ми розконсервували параметри і зробили їх змінними, зафіксував в параметричному просторі точку (a^0, b^0, c^0) – нормована точка, яка визначається вектором параметрів $\bar{\rho}^0(a^0, b^0, c^0)$. Варіацію параметрів визначаємо змінними параметрами $(a, b, c) - \bar{\rho}(a, b, c)$.

Таким чином, ми маємо наступні простори:

- простір змінних (аргументів) – $s(x, y, z)$;
- простір змінних параметрів – $\rho(a, b, c)$ з фіксованою точкою $\bar{\rho}^0(a^0, b^0, c^0)$.

Таким чином, ми ввели два простора:

- простір початкових змінних – простір аргументів, які визначаються вектором $\bar{s}(x, y, z)$;
- простір розконсервованих параметрів, які визначаються вектором $\bar{\rho}(a, b, c)$.

Для компактності викладення назвемо вектор змінних параметрів $\bar{\rho}(a, b, c)$ вектором варіацій.

Тепер узагальнімо вищевикладене. Функція $u = u(x, y, z; a, b, c)$ визначена у деякому просторі, де вектор $\bar{s}(x, y, z)$ і вектор варіацій $\bar{\rho}(a, b, c)$ повністю визначають функцію $u = u(\bar{s}, \bar{\rho})$.

Так як вектор варіацій має змінні компоненти a, b, c , то позначимо їх через X, Y, Z , т.е. $X=a, Y=b, Z=c$ або $\bar{\rho}(X, Y, Z)$. Для функції u можна записати:

$$u(\bar{s}, \bar{\rho}) = u(x, y, z; X, Y, Z)$$

Після введення викладених вище понять і визначень розглянемо отримане раніше рівняння (1). Введемо в це рівняння вектор варіацій $\bar{\rho}(X, Y, Z)$ і

вектор нормованих варіацій $\bar{\rho}^0(X^0, Y^0, Z^0)$:

$$\begin{aligned} a, b, c &\equiv X, Y, Z \\ a^0, b^0, c^0 &\equiv X^0, Y^0, Z^0 \end{aligned} \quad (3.21)$$

після чого отримаємо:

$$\begin{aligned} x \left[\left(XY^0 - X^0 Y \right) + \left(XZ^0 - X^0 Z \right) \right] + y \left[\left(YX^0 - Y^0 X \right) + \left(YZ^0 - Y^0 Z \right) \right] + \\ + z \left[\left(ZX^0 - Z^0 X \right) + \left(ZY^0 - Z^0 Y \right) \right] = 0 \end{aligned} \quad (3.22)$$

Це рівняння було отримано наступним чином. Спочатку було знайдено значення функції u для нормованого вектора варіацій $\overline{\rho^0}(a^0, b^0, c^0)$

$$u^0 = u(x, y, z; X^0, Y^0, Z^0),$$

потім було знайдено значення функції u для деформованого вектора варіацій $\overline{\rho^{\sim}}(X^0 + X, Y^0 + Y, Z^0 + Z)$:

$$u^{\sim} = u(x, y, z; X^{\sim}, Y^{\sim}, Z^{\sim})$$

де $X^{\sim} = X^0 + X$, $Y^{\sim} = Y^0 + Y$, $Z^{\sim} = Z^0 + Z$.

Далі потрібно, щоб деформоване значення функції u^{\sim} було таким же, як і нормоване значення u^0 , тобто

$$u(x, y, z; X^0, Y^0, Z^0) = u(x, y, z; X^0 + X, Y^0 + Y, Z^0 + Z),$$

таким чином

$$\Delta u = u(x, y, z; X^{\sim}, Y^{\sim}, Z^{\sim}) - u(x, y, z; X^0, Y^0, Z^0) = 0 \quad (3.23)$$

Отже, потрібно, щоб деформоване значення функції було ідемічним (таким же) нормованому значенню функції.

Отримаємо рівняння:

$$u(x, y, z; X^{\sim}, Y^{\sim}, Z^{\sim}) - u(x, y, z; X^0, Y^0, Z^0) = 0, \quad (3.24)$$

яке називається рівнянням ідемічної поверхні, які має наступні властивості:

якщо вектор варіацій $\overline{\rho^{\sim}}(a^{\sim}, b^{\sim}, c^{\sim})$ знаходиться на ідемічній поверхні, то нормоване значення функції буде дорівнювати деформованому значенню:

$$u^0(x, y, z; X^0, Y^0, Z^0) = u^{\sim}(x, y, z; X^{\sim}, Y^{\sim}, Z^{\sim}). \quad (3.25)$$

Сформульоване положення і представляє собою принцип ідемізму.

На рис. 3.8. показана ідемічна поверхня Π_{Id} , нормована точка (X^0, Y^0, Z^0) . В результаті деформації (викривлення) точка уходить с ідемічної поверхні і зміщується у положення $(X^{\sim}, Y^{\sim}, Z^{\sim})$.

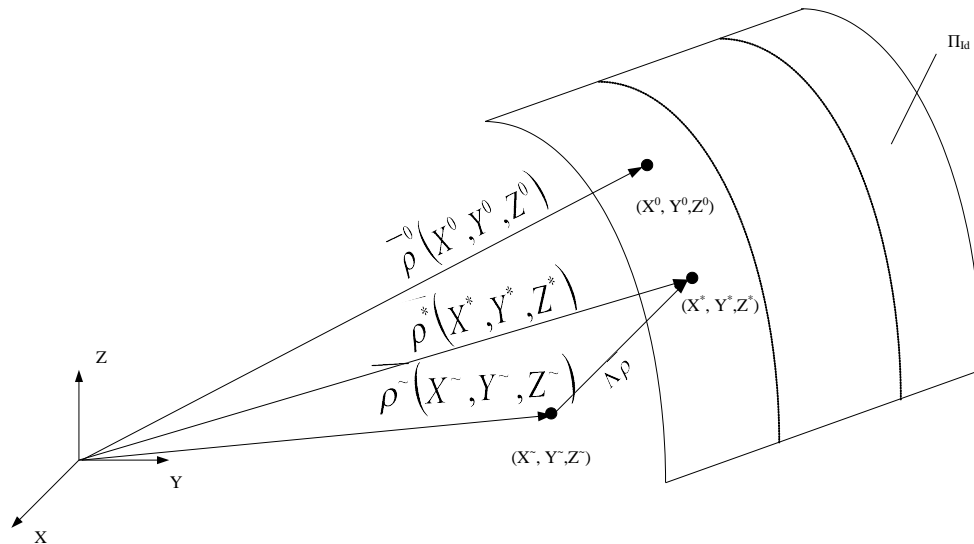


Рисунок 3.8 - Графічне представлення принципу ідемізму.

Функція оцінки стану також змінилася:

$$u^0 \neq u^{\sim} \quad (3.26)$$

Проводимо ідемізацію точки (X^*, Y^*, Z^*) – знаходимо вектор корекції $\bar{\Lambda\rho}$ й повертаємо її на ідемічну поверхню:

$$X^{\sim}, Y^{\sim}, Z^{\sim} \rightarrow X^*, Y^*, Z^* \quad (3.27)$$

і функція стану системи нормалізується:

$$\begin{aligned} u^{\sim} &\rightarrow u^*(x, y, z; X^*, Y^*, Z^*) = u^0 \\ u^0 &= u(x, y, z; X^0, Y^0, Z^0) \end{aligned} \quad (3.28)$$

3.2.4 Рівняння ідемічної поверхні

Початкове рівняння ідемічної поверхні замикається у просторі (x, y, z) , а величини X, Y, Z представляються як параметри:

$$\begin{aligned} &[(XY^0 - X^0Y) + (XZ^0 - X^0Z)]x + \\ &+ [(YX^0 - Y^0X) + (YZ^0 - Y^0Z)]y + \\ &+ [(ZX^0 - Z^0X) + (ZY^0 - Z^0Y)]z = 0 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} (XY^0_x - XY^0_y) + (XZ^0_x - XZ^0_y) &\equiv [(x-y)Y^0 + (x-z)Z^0]X \\ (YX^0_y - YX^0_x) + (YZ^0_y - YZ^0_z) &\equiv [(y-x)X^0 + (y-z)Z^0]Y \\ (ZX^0_z - ZX^0_x) + (ZY^0_z - ZY^0_y) &\equiv [(z-x)X^0 + (z-y)Y^0]Z \end{aligned}$$

Запишемо рівняння ідемічної поверхні у просторі (X, Y, Z) :

$$\begin{aligned} [(x-y)Y^0 + (x-z)Z^0]X + [(y-x)X^0 + (y-z)Z^0]Y + \\ + [(z-x)X^0 + (y-z)Y^0]Z = 0 \end{aligned} \quad (3.29)$$

Точка (X^0, Y^0, Z^0) у просторі (x, y, z) являється фіксованою, точка (X, Y, Z) являється для простору (x, y, z) паразитичною, таким чином, рівняння ідемічної поверхні, якщо його записати як

$$AX + BY + CZ = 0 \quad (3.30)$$

являється рівнянням площини, яка проходить через початок координат (рис. 3.9).

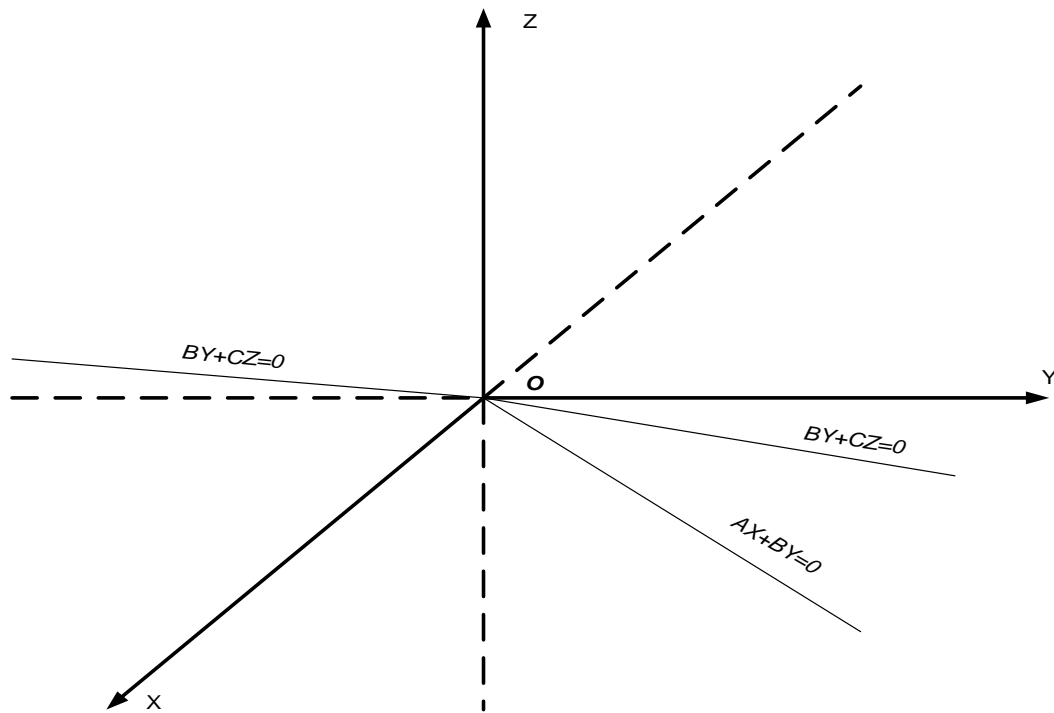


Рисунок 3.9 - Графік ідемічної поверхні

Якщо плинна точка (X, Y, Z) співпадає з точкою (X^0, Y^0, Z^0) рівняння (3.30) перетворюється у тотожність, тобто точка (X^0, Y^0, Z^0) належить площині. Таким чином, якщо точку (X, Y, Z) утримувати на площині (ідемічній поверхні), то

$$u^0(x, y, z; X^0, Y^0, Z^0) = u^{\sim}(x, y, z; X^{\sim}, Y^{\sim}, Z^{\sim}) \quad (3.31)$$

Приклад. $u(x, y, z; X, Y, Z) = \frac{xX + yY + zZ}{X + Y + Z}$

Візьмемо: $X=X^0=2$; $Y=Y^0=1$; $Z=Z^0=4$.

Це нормалізована точка у просторі (x, y, z) . У просторі (x, y, z) візьмемо точки: $x'=3$; $y'=5$; $z'=2$

Розрахуємо нормоване значення функції u :

$$u^0(x', y', z'; X^0, Y^0, Z^0) = \frac{x'X^0 + y'Y^0 + z'Z^0}{X^0 + Y^0 + Z^0} = \frac{3 \cdot 2 + 5 \cdot 1 + 2 \cdot 4}{2 + 1 + 4} = \frac{19}{7}.$$

Таким чином, $u^0(x', y', z'; X^0, Y^0, Z^0) = \frac{19}{7}$.

Нехай у просторі (x, y, z) точка (X^0, Y^0, Z^0) зміститься і її координати визначилися наступним чином:

$$X=X^{\sim}=3 \neq X^0=2; Y=Y^{\sim}=2 \neq Y^0=1; Z=Z^{\sim}=5 \neq Z^0=4/$$

Розрахуємо деформоване значення функції u^{\sim} :

$$u^{\sim}(x', y', z'; X^{\sim}, Y^{\sim}, Z^{\sim}) = \frac{x'X^{\sim} + y'Y^{\sim} + z'Z^{\sim}}{X^0 + Y^0 + Z^0} = \frac{3 \cdot 3 + 5 \cdot 2 + 2 \cdot 5}{3 + 2 + 5} = \frac{29}{10}.$$

Так як $u^0 \neq u^{\sim}$ то точка $(X^{\sim}, Y^{\sim}, Z^{\sim})$ не знаходиться на ідемічній поверхні й її необхідно повернути на цю поверхню. Знайдемо рівняння ідемічної поверхні (у нашому випадку – площині):

$$[(x'-y')Y^0 + (x'-z')Z^0]x + [(y'-x')Y^0 + (y'-z')Z^0]y + [(z'-x')X^0 + (z'-y')Y^0]z = 0;$$

$$[(3-5)1 + (3-2)4]x + [(5-3)2 + (5-2)4]y + [(2-3)2 + (2-5)1]z = 0;$$

$$[(-2)1 + 1 \cdot 4]x + [2 \cdot 2 + 3 \cdot 4]y + [(-1)2 + (-3)1]z = 0;$$

$$[-2 + 4]x + [4 + 12]y + [-2 - 3]z = 0;$$

$$2x + 16y - 5z = 0.$$

Нормована точка $(X^0, Y^0, Z^0) \equiv 2, 1, 4$ повинна належати цієї площині:

$$2x + 16y - 5z = 0$$

$$2 \cdot 2 + 16 \cdot 1 - 5 \cdot 4 = 0$$

$$4 + 16 - 20 = 0 \Rightarrow \text{вірно}$$

Перевіримо, належить чи точка $(X^{\sim}, Y^{\sim}, Z^{\sim}) \equiv 3, 2, 5$ ідемічній поверхні:

$$2x + 16y - 5z = 0$$

$$2 \cdot 3 + 16 \cdot 2 - 5 \cdot 5 = 0$$

$$6 + 32 - 25 = -13$$

Таким чином, точка $(X^{\sim}, Y^{\sim}, Z^{\sim})$ не належить ідемічній поверхні. Цю точку можна повернути на ідемічну поверхню, варіруючи тільки однією координатою.

Нормована точка	X^0	Y^0	Z^0
	2	1	4
Деформована точка	X^{\sim}	Y^{\sim}	Z^{\sim}
	3	2	5
Варіації координат	1	1	1

Так як варіації однакові, то все рівно зміною якої координати повертати точку $(X^{\sim}, Y^{\sim}, Z^{\sim})$ на ідемічну поверхню. Візьмемо координату Z :

$$2x + 16y - 5z^* = 0$$

$$2 \cdot 3 + 16 \cdot 2 - 5z^* = 0$$

$$6 + 32 - 5z^* = 0$$

$$38 - 5z^* = 0$$

$$z^* = \frac{38}{5}$$

Таким чином, визначилася наступна ідемічна точка: $(X^*, Y^*, Z^*) \equiv 3, 2, \frac{38}{5}$

Визначимо в цієї точці значення функції u :

$$u = u^*(x', y', z'; X^*, Y^*, Z^*) = \frac{x'X^* + y'Y^* + z'Z^*}{X^* + Y^* + Z^*} = \frac{3 \cdot 3 + 5 \cdot 2 + 2 \cdot \frac{38}{5}}{3 + 2 + \frac{38}{5}} = \frac{19}{7}.$$

Отже, $u^* = u^0 = \frac{19}{7}$.

Таким чином, варіацією однієї змінної ми нормалізували функцію.

Розглянемо принцип ідемізму для n -мірного простору

Фізичний простір. Початкові рівняння.

Запишемо рівняння для визначення центру мас при необмеженій кількості точок накладання сил:

$$P_1, P_2, P_3, \dots, P_i, \dots, P_n. \quad (3.32)$$

Абсциса й ордината точок прикладання сил:

$$X_1, X_2, X_3, \dots X_i, \dots X_n.$$

$$Y_1, Y_2, Y_3, \dots Y_i, \dots Y_n.$$

Абсциса и ордината центра мас – X_C, Y_C .

Рівняння для визначення X_C :

$$X_C = \frac{\sum_{i=1}^n \cdot P_i X_i}{\sum_{i=1}^n \cdot P_i} \quad (3.33)$$

Рівняння для визначення Y_C :

$$Y_C = \frac{\sum_{i=1}^n \cdot P_i Y_i}{\sum_{i=1}^n \cdot P_i} \quad (3.34)$$

Аналітичний n -мірний простір. Початкові рівняння.

Перейдемо від фізичного простору величин до аналітичного простору величин. Для зручності аналізу і смислового переходу від фізичного простору до аналітичного і навпаки збережемо символічну відповідність між позначеннями де це можливо.

Від множини сил P :

$$P\{P_1, P_2, P_3, \dots P_n\}$$

Перейдемо до множини варіацій p :

$$p\{p_1, p_2, p_3, \dots p_n\}.$$

Функція стану v :

$$v(y_1, y_2, \dots y_n; P_1, P_2, \dots P_n);$$

де $y_1, y_1, \dots y_n$ – аргументи функції;

$p_1, p_1, \dots p_n$ – варіації функції.

Відмітимо, що:

- аргументи функції – незалежні змінні величини;
- варіації функції – фіксовані величини (параметри), які раніше були постійними величинами. величинами.

Таким чином:

$$u = \frac{\sum_{i=1}^n p_i x_i}{\sum_{i=1}^n p_i}; \quad v = \frac{\sum_{i=1}^n p_i y_i}{\sum_{i=1}^n p_i} \quad (3.35)$$

Функція стану u :

$$u = u(x_1, x_2, \dots, x_n; p_1, p_2, \dots, p_n),$$

де x_1, x_2, \dots, x_n – аргументи функції;

p_1, p_2, \dots, p_n – варіації функції.

Від множини координат X, Y :

$$X\{X_1, X_2, X_3, \dots, X_n\};$$

$$Y\{Y_1, Y_2, Y_3, \dots, Y_n\}$$

Перейдемо до множини аргументів x, y :

$$x\{x_1, x_2, x_3, \dots, x_n\};$$

$$y\{y_1, y_2, y_3, \dots, y_n\}.$$

Від координат центра мас X_C, Y_C перейдемо до функції стану точки в багатомірному просторі:

$$u = X_C; \quad v = Y_C.$$

3.2.5 Рівняння ідемічної поверхні для n -мірного простору.

Раніше було отримано рівняння ідемічної поверхні – площини для трьохмірного простору:

$$[(x'-y')Y^0 + (x'-z')Z^0]_x + [(y'-x')Y^0 + (y'-z')Z^0]_y + [(z'-x')X^0 + (z'-y')Y^0]_z = 0. \quad (3.36)$$

Для вивода рівняння для n -мірного простору визначимо:

- простір аргументів X : $X(x_1, x_2, x_3, \dots, x_i, \dots, x_n)$;
- простір варіацій P : $P(p_1, p_2, p_3, \dots, p_i, \dots, p_n)$;
- нормована точка у просторі варіацій P : $P(p_1^0, p_2^0, p_3^0, \dots, p_i^0, \dots, p_n^0)$.

Представимо простір

$$X(x_1, x_2, x_3, \dots, x_i, \dots, x_n) \quad P(p_1, p_2, p_3, \dots, p_i, \dots, p_n) \quad P(p_1^0, p_2^0, p_3^0, \dots, p_i^0, \dots, p_n^0).$$

по аналогії с 3-мірним простором. Для n-мірного простору запишемо:

$$\begin{aligned}
 & [(x_1 - x_2)p_2^0 + (x_1 - x_3)p_3^0 + \dots + (x_1 - x_n)p_n^0]p_1 + \\
 & + [(x_2 - x_1)p_1^0 + (x_2 - x_3)p_3^0 + \dots + (x_2 - x_n)p_n^0]p_2 + \\
 & + \dots + \\
 & + [(x_i - x_1)p_1^0 + (x_i - x_2)p_2^0 + \dots + (x_i - x_n)p_n^0]p_i + \\
 & + \dots + \\
 & + [(x_n - x_1)p_1^0 + (x_n - x_2)p_2^0 + \dots + (x_n - x_{n-1})p_{n-1}^0]p_n = 0;
 \end{aligned} \tag{3.37}$$

Якщо ввести нульові члени:

$(x_1 - x_1)p_1^0, (x_2 - x_2)p_2^0, \dots, (x_i - x_i)p_i^0, \dots, (x_n - x_n)p_n^0$, то

$$\begin{aligned}
 & [(x_1 - x_1)p_1^0 + (x_1 - x_2)p_2^0 + (x_1 - x_3)p_3^0 + \dots + (x_1 - x_n)p_n^0]p_1 + \\
 & + [(x_2 - x_1)p_1^0 + (x_2 - x_2)p_2^0 + (x_2 - x_3)p_3^0 + \dots + (x_2 - x_n)p_n^0]p_2 + \\
 & + \dots + \\
 & + [(x_i - x_1)p_1^0 + (x_i - x_2)p_2^0 + \dots + (x_i - x_i)p_i^0 + \dots + (x_i - x_n)p_n^0]p_i + \\
 & + \dots + \\
 & + [(x_n - x_1)p_1^0 + (x_n - x_2)p_2^0 + \dots + (x_n - x_{n-1})p_{n-1}^0 + (x_n - x_n)p_n^0]p_n = 0
 \end{aligned} \tag{3.38}$$

то рівняння ідемічної поверхні можна представити у більш упорядкованому вигляді:

$$\begin{aligned}
 & \left(\sum_{i=1}^n (x_1^0 - x_i^0)p_i^0 \right) p_1 + \left(\sum_{i=1}^n (x_2^0 - x_i^0)p_i^0 \right) p_2 + \dots + \\
 & + \left(\sum_{i=1}^n (x_j^0 - x_i^0)p_i^0 \right) p_j + \dots + \left(\sum_{i=1}^n (x_n^0 - x_i^0)p_i^0 \right) p_n = 0
 \end{aligned} \tag{3.39}$$

Перейдемо до подвійної суми, вводячи індекс j :

$$\sum_{j=1}^n \left(\sum_{i=1}^n (x_j^0 - x_i^0)p_i^0 \right) p_j = 0 \tag{3.40}$$

3.2.6 Находження точки пересічення нормалі з гіперплощиною (ідемічною поверхнею).

Рівняння площини (гіперплощини) для трьохмірного простору:

$$A_1x_1 + A_2x_2 + A_3x_3 + B = 0. \quad (3.41)$$

Координати точки $C = (c_1, c_2, c_3)$, з якої буде проводитися нормаль до площини. Рівняння нормалі, проведеної з точки C до площини:

$$\frac{x_1 - c_1}{A_1} = \frac{x_2 - c_2}{A_2} = \frac{x_3 - c_3}{A_3} = t \quad (3.42)$$

Запишемо викладки без коментарів:

$$\begin{aligned} \frac{x_1 - c_1}{A_1} = t; \quad x_1 - c_1 = A_1t; \quad x_1 = A_1t + c_1; \\ \frac{x_2 - c_2}{A_2} = t; \quad x_2 - c_2 = A_2t; \quad x_2 = A_2t + c_2; \\ \frac{x_3 - c_3}{A_3} = t; \quad x_3 - c_3 = A_3t; \quad x_3 = A_3t + c_3. \end{aligned} \quad (3.43)$$

Таким чином,

$$\begin{aligned} A_1(A_1t + c_1) + A_2(A_2t + c_2) + A_3(A_3t + c_3) + B = 0; \\ A_1^2t + A_1c_1 + A_2^2t + A_2c_2 + A_3^2t + A_3c_3 + B = 0; \\ (A_1^2 + A_2^2 + A_3^2)t + A_1c_1 + A_2c_2 + A_3c_3 + B = 0; \\ (A_1^2 + A_2^2 + A_3^2)t = -(A_1c_1 + A_2c_2 + A_3c_3 + B). \end{aligned} \quad (3.44)$$

Звідки

$$\begin{aligned} t = \frac{A_1c_1 + A_2c_2 + A_3c_3 + B}{A_1^2 + A_2^2 + A_3^2}; \\ x_1 = -A_1 \frac{A_1c_1 + A_2c_2 + A_3c_3 + B}{A_1^2 + A_2^2 + A_3^2} + c_1; \\ x_2 = -A_2 \frac{A_1c_1 + A_2c_2 + A_3c_3 + B}{A_1^2 + A_2^2 + A_3^2} + c_2; \\ x_3 = -A_3 \frac{A_1c_1 + A_2c_2 + A_3c_3 + B}{A_1^2 + A_2^2 + A_3^2} + c_3. \end{aligned} \quad (3.45)$$

Рівняння прямої (двохмірний простір):

$$\begin{aligned} A_1x_1 + A_2x_2 + B = 0 \\ C(c_1, c_2) \end{aligned} \quad (3.46)$$

Запишемо рішення по індукції з трьохмірним простором

$$\begin{aligned} x_1 &= -A_1 \frac{A_1 c_1 + A_2 c_2 + B}{A_1^2 + A_2^2} + c_1 \\ x_2 &= -A_2 \frac{A_1 c_1 + A_2 c_2 + B}{A_1^2 + A_2^2} + c_2 \end{aligned} \quad (3.47)$$

Рівняння на площині $x_1 O x_2$:

$$A_1 x_1 + A_2 x_2 + B = 0 \quad (3.48)$$

можна перетворити, як слід площини

$$A_1 x_1 + A_2 x_2 + 0 x_3 + B = 0 \quad (3.49)$$

на координатній площині $x_1 O x_2$, тому можна застосувати індукцію до виразів для x_1, x_2, x_3 , отриманих для трьохмірного простору.

Перевіримо, чи належать координати x_1, x_2 початковій площині:

$$\begin{cases} A_1 x_1 + A_2 x_2 + B = 0 \\ x_1 = -A_1 \frac{A_1 c_1 + A_2 c_2 + B}{A_1^2 + A_1^2} + c_1 \\ x_2 = -A_2 \frac{A_1 c_1 + A_2 c_2 + B}{A_1^2 + A_1^2} + c_2 \end{cases} \quad (3.50)$$

Зробимо перестановку:

$$\begin{aligned} A_1 \left(-A_1 \frac{A_1 c_1 + A_2 c_2 + B}{A_1^2 + A_1^2} + c_1 x_2 \right) + A_2 \left(-A_2 \frac{A_1 c_1 + A_2 c_2 + B}{A_1^2 + A_1^2} + c_2 \right) + B &= 0; \\ -A_1^2 \frac{A_1 c_1 + A_2 c_2 + B}{A_1^2 + A_1^2} + A_1 c_1 - A_2^2 \frac{A_1 c_1 + A_2 c_2 + B}{A_1^2 + A_1^2} + A_2 c_2 + B &= 0; \\ -\left(A_1^2 + A_2^2 \right) \frac{A_1 c_1 + A_2 c_2 + B}{A_1^2 + A_1^2} + A_1 c_1 + A_2 c_2 + B &= 0; \\ -A_1 c_1 - A_2 c_2 - B + A_1 c_1 + A_2 c_2 + B &= 0; \\ 0 &= 0 \end{aligned}$$

Тепер необхідно перевірити перпендикулярність двох прямих (1) і (2) (рис. 3.10). Будемо розглядати пряму (1), як пряму на площині $x_1 O x_2$, а не як слід площини:

$$A_1x_1 + A_2x_2 + B = 0. \quad (3.51)$$

Координати точки C задані: $C(c_1, c_2) = C(x_1, x_2)$.

Координати точки $N(x'_1, x'_2)$ розраховані:

$$\begin{aligned} x'_1 &= -A_1 \frac{A_1c_1 + A_2c_2 + B}{A_1^2 + A_2^2} + c_1; \\ x'_2 &= -A_2 \frac{A_1c_1 + A_2c_2 + B}{A_1^2 + A_2^2} + c_2. \end{aligned} \quad (3.52)$$

Знайдемо рівняння прямої CN (пряма (2)).

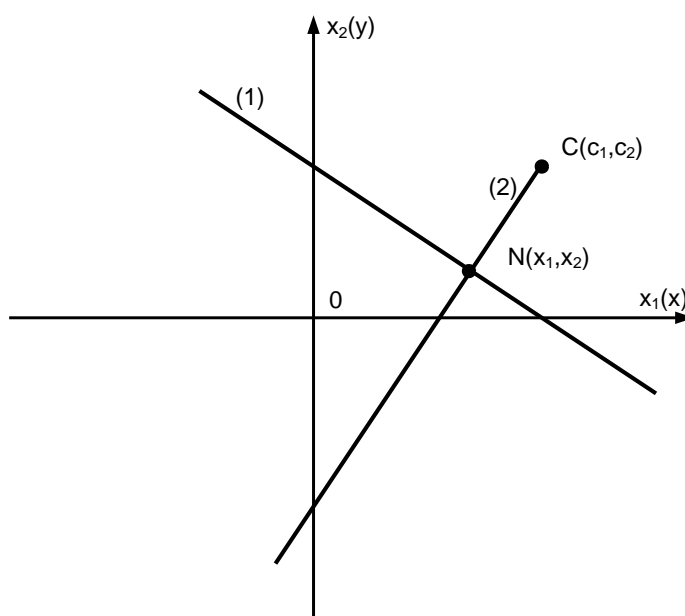


Рисунок 3.10 – Визначення точки пересічення нормалі з гіперплощиною

Візьмемо довільну точку $X(x_1, x_2)$:

$$\frac{c_2 - x'_2}{c_1 - x'_1} = \frac{x_2 - x'_2}{x_1 - x'_1} \quad (3.53)$$

Це і є рівняння прямої (2). Перетворимо його.

$$\begin{aligned} c_2 - x'_2 &= c_2 - \left(-A_2 \frac{A_1c_1 + A_2c_2 + B}{A_1^2 + A_2^2} + c_2 \right) = A_2 \frac{A_1c_1 + A_2c_2 + B}{A_1^2 + A_2^2}; \\ c_2 - x'_2 &= A_2 \frac{A_1c_1 + A_2c_2 + B}{A_1^2 + A_2^2}. \end{aligned} \quad (3.54)$$

Аналогічно буде виглядати вираження і для $(c_1 - x'_1)$:

$$c_1 - x'_1 = A_1 \frac{A_1 c_1 + A_2 c_2 + B}{A_1^2 + A_2^2}. \quad (3.55)$$

Знайдемо їх відношення:

$$\frac{c_2 - x'_2}{c_1 - x'_1} = \frac{A_2 \frac{A_1 c_1 + A_2 c_2 + B}{A_1^2 + A_2^2}}{A_1 \frac{A_1 c_1 + A_2 c_2 + B}{A_1^2 + A_2^2}}.$$

Таким чином:

$$\frac{c_2 - x'_2}{c_1 - x'_1} = \frac{A_2}{A_1}. \quad (3.56)$$

Знайдемо вираження для $x_2 - x'_2$:

$$x_2 - x'_2 = x_2 + A_2 s - c_2. \quad (3.57)$$

Знайдемо вираження для $x_1 - x'_1$:

$$x_1 - x'_1 = x_1 + A_1 s - c_1. \quad (3.58)$$

Знайдемо їх відношення:

$$\frac{x_2 - x'_2}{x_1 - x'_1} = \frac{x_2 + A_2 s - c_2}{x_1 + A_1 s - c_1}. \quad (3.59)$$

Підставимо ці відношення в рівняння прямої (2):

$$\frac{c_2 - x'_2}{c_1 - x'_1} = \frac{x_2 - x'_2}{x_1 - x'_1};$$

$$\frac{A_2}{A_1} = \frac{x_2 + A_2 s - c_2}{x_1 + A_1 s - c_1}.$$

$$A_2 x_1 + A_1 A_2 s - A_2 c_1 = A_1 x_2 + A_1 A_2 s - A_1 c_2$$

$$A_2 x_1 - A_1 x_2 - A_2 c_1 + A_1 c_2 = 0$$

Приведемо це рівняння прямої до рівняння в K -формі:

$$A_2 x_1 + A_1 x_2 - A_2 c_1 = A_1 x_2;$$

$$A_1 x_2 = A_2 x_1 + A_1 x_2 - A_2 c_1; \quad (3.60)$$

$$x_2 = \frac{A_2 x_1}{A_1} + \frac{A_1 x_2 - A_2 c_1}{A_1}.$$

Візьмемо з нього коефіцієнт $K_{(2)}$:

$$K_{(2)} = \frac{A_2}{A_1} - \text{це кутовий коефіцієнт прямої (2).}$$

Випишемо рівняння прямої (1):

$$A_1x_1 + A_2x_2 + B = 0.$$

Запишемо це рівняння у K -формі:

$$A_1x_1 + A_2x_2 + B = 0;$$

$$A_2x_2 = -A_1x_1 - B;$$

$$x_2 = -\frac{A_1}{A_2}x_1 - \frac{B}{A_2}.$$

Це K -форма рівняння прямої (1), візьмемо з нього коефіцієнт $K_{(1)}$:

$$K_{(1)} = -\frac{A_1}{A_2}. \quad (3.61)$$

З аналітичної геометрії відомо, що для перпендикулярних прямих $K_{(1)}K_{(2)} = -1$.

Перевіримо перпендикулярність прямих (1) и (2):

$$K_{(1)}K_{(2)} = -\frac{A_1}{A_2} \cdot \frac{A_2}{A_1} = -1. \quad (3.62)$$

Таким чином, прямі (1) и (2) перпендикулярні, а вираження, записані для 2-мерного простору справедливі.

Сформулюємо задачу в n -мірному просторі.

Маємо рівняння площини в n -мірному просторі:
 $A_1x_1 + A_2x_2 + \dots + A_ix_i + \dots + A_nx_n + B = 0$ й точку $C - C(c_1, c_2, \dots, c_i, \dots, c_n)$.

Необхідно отримати координати точки пересічення нормалі, проведеної з точки C до площини $N(n_1, n_2, \dots, n_i, \dots, n_n)$.

Для трьохмірного простору отримані наступні рівняння для координат точки пересічення нормалі с площиною:

$$\begin{aligned} x_1 &= -A_1 \frac{A_1c_1 + A_2c_2 + A_3c_3 + B}{A_1^2 + A_2^2 + A_3^2} + c_1; \\ x_2 &= -A_2 \frac{A_1c_1 + A_2c_2 + A_3c_3 + B}{A_1^2 + A_2^2 + A_3^2} + c_2; \\ x_3 &= -A_3 \frac{A_1c_1 + A_2c_2 + A_3c_3 + B}{A_1^2 + A_2^2 + A_3^2} + c_3. \end{aligned} \quad (3.63)$$

Введемо вираження для параметра t_3 :

$$t_3 = -\frac{A_1c_1 + A_2c_2 + A_3c_3 + B}{A_1^2 + A_2^2 + A_3^2},$$

тоді, для x_1, x_2, x_3 можна записати:

$$x_1 = \pm A_1 t_3 + c_1; \quad x_2 = \pm A_2 t_3 + c_2; \quad x_3 = \pm A_3 t_3 + c_3.$$

Для n -мірного простору по аналогії з трьохмірним простором введемо параметр t_n :

$$t_n = -\frac{A_1c_1 + A_2c_2 + \dots + A_i c_i + \dots + A_n c_n + B}{A_1^2 + A_2^2 + \dots + A_i^2 + \dots + A_n^2},$$

и далі по індукції, приймаючи за увагу вираження для x_1, x_2, x_3 , запишемо:

$$\begin{aligned} n_1 &= +A_1 t_n + c_1; \\ n_2 &= +A_2 t_n + c_2; \\ &\dots\dots\dots \\ n_i &= +A_i t_n + c_i; \\ &\dots\dots\dots \\ n_n &= +A_n t_n + c_n. \end{aligned} \tag{3.64}$$

Накладання принципу ідемізму для n -мірного простору.

Узагальнимо вищевикладене для багатомірного (n -мірного) простору.

Маємо простір змінних X : $X(x_1, x_2, \dots, x_i, \dots, x_n)$;

Простір варіацій P : $P(p_1, p_2, \dots, p_i, \dots, p_n)$;

нормовану точку P^0 у просторі P : $P^0(p_1^0, p_2^0, \dots, p_i^0, \dots, p_n^0)$;

Далі стан точок X и P описується функцією стану (точок) u :

$$u(x, p) = \frac{\left(\sum_{i=1}^n x_i p_i \right)}{\sum_{i=1}^n p_i}. \tag{3.65}$$

Задамо вектор \bar{P}^0 - нормований вектор:

$$\bar{P}^0(\bar{p}_1^0, \bar{p}_2^0, \dots, \bar{p}_i^0, \dots, \bar{p}_n^0),$$

він визначає нормований вектор \bar{X}^0 :

$$\bar{X}^0(x_1^0, x_2^0, \dots, x_i^0, \dots, x_n^0).$$

Розрахуємо нормоване значення функції $u - u^0$:

$$u^0(\bar{x}^0, \bar{p}^0) = \frac{\left(\sum_{i=1}^n x_i^0 p_i^0 \right)}{\sum_{i=1}^n p_i^0}. \quad (3.66)$$

Далі виникає змінення вектора варіацій $\bar{P} - \bar{P}^0$:

$$\begin{aligned} \bar{P}^{\sim} &= \bar{P}^0 + \bar{P}; \\ \bar{P}^{\sim} &\left((p_1^0 + p_1), (p_2^0 + p_2), \dots, (p_i^0 + p_i), \dots, (p_n^0 + p_n) \right), \end{aligned}$$

нормований вектор аргументів \bar{X}^0 залишається незмінним:

$$\bar{X}^0(x_1^0, x_1^0, \dots, x_1^0, \dots, x_1^0).$$

В результаті змінення вектора варіацій \bar{P} зміниться значення функції по-дій, і вона приймуть нове деформоване значення u^{\sim} :

$$u^{\sim}(\bar{x}^0, \bar{p}^{\sim}) = \frac{\left(\sum_{i=1}^n x_i^0 (p_i^0 + p_i) \right)}{\sum_{i=1}^n (p_i^0 + p_i)}. \quad (3.67)$$

Можна оцінити значення функції Δu функції u :

$$\begin{aligned} \Delta u &= u^{\sim} - u^0; \\ \Delta u &= \frac{\left(\sum_{i=1}^n x_i^0 (p_i^0 + p_i) \right)}{\sum_{i=1}^n (p_i^0 + p_i)}. \end{aligned} \quad (3.68)$$

Ця деформація Δu відповідає новому значенню вектора \bar{P}^{\sim} :

$$\bar{P}^{\sim}(\bar{p}_1^{\sim}, \bar{p}_2^{\sim}, \dots, \bar{p}_i^{\sim}, \dots, \bar{p}_n^{\sim}).$$

Необхідно варіацією однієї чи декількох компонентів вектора \bar{P}^{\sim} добитися того, щоб деформоване значення функції дорівнювало нормованому значенню:

$$u^{\sim} - u^0 = 0,$$

а для цього їх відмінність повинна дорівнювати нулю:

$$\Lambda u = u^{\sim} - u^0 = 0.$$

Це можливо, якщо вектор \bar{P}^{\sim} варіацією декількох компонентів повернеться на ідемічну поверхню:

$$\sum_{j=1}^n \left(\sum_{i=1}^n (x_j^0 - x_i^0) p_j \right) p_i = 0. \quad (3.69)$$

Розпишемо це рівняння по індексу j :

$$\begin{aligned} & \left((x_1^0 - x_1^0) p_1^0 + (x_1^0 - x_2^0) p_2^0 + \dots + (x_1^0 - x_i^0) p_i^0 + \dots + (x_1^0 - x_n^0) p_n^0 \right) p_1 + \\ & + \left((x_2^0 - x_1^0) p_1^0 + (x_2^0 - x_2^0) p_2^0 + \dots + (x_2^0 - x_i^0) p_i^0 + \dots + (x_2^0 - x_n^0) p_n^0 \right) p_2 + \\ & + \dots + \\ & + \left((x_i^0 - x_1^0) p_1^0 + (x_i^0 - x_2^0) p_2^0 + \dots + (x_i^0 - x_i^0) p_i^0 + \dots + (x_i^0 - x_n^0) p_n^0 \right) p_i + \\ & + \dots + \\ & + \left((x_n^0 - x_1^0) p_1^0 + (x_n^0 - x_2^0) p_2^0 + \dots + (x_n^0 - x_i^0) p_i^0 + \dots + (x_n^0 - x_n^0) p_n^0 \right) p_n = 0 \end{aligned} \quad (3.70)$$

Позначимо:

$$A_i^0 = (x_i^0 - x_1^0) p_1^0 + (x_i^0 - x_2^0) p_2^0 + \dots + (x_i^0 - x_i^0) p_i^0 + \dots + (x_i^0 - x_n^0) p_n^0.$$

Рівняння ідемічної поверхні запишемо у нормалізованому вигляді:

$$A_1^0 p_1 + A_2^0 p_2 + \dots + A_i^0 p_i + \dots + A_n^0 p_n = 0. \quad (3.71)$$

Це рівняння ідемічної площини, яке можна записати як:

$$\sum_{i=1}^n A_i^0 p_i = 0. \quad (3.72)$$

Коефіцієнт A_i^0 розраховується для нормованих векторів \bar{X}^0 и \bar{P}^0 :

$$\begin{aligned} & \bar{X}^0(x_1^0, x_2^0, \dots, x_i^0, \dots, x_n^0); \\ & \bar{P}^0(p_1^0, p_2^0, \dots, p_i^0, \dots, p_n^0). \end{aligned}$$

Деформований вектор \bar{P} визначається як $\bar{P}(p_1, p_2, \dots, p_i, \dots, p_n)$, але для

нього $\sum_{i=1}^n A_i^0 p_i \neq 0$.

Необхідно варіацією мінімальної кількості компонент вектора \bar{P} повернути точку \bar{p} на ідемічну площину ($\bar{p} = \bar{p}^*$):

$$\sum_{i=1}^n A_i^0 p_i^* = 0.$$

Цього можна досягти наступною процедурою:

- беремо заданий нормалізований вектор \bar{P}^0 :

$$\bar{P}^0(p_1^0, p_2^0, \dots, p_i^0, \dots, p_n^0);$$

- беремо, отриманий в результаті експерименту деформований вектор \bar{P} :

$$\bar{P}(p_1, p_2, \dots, p_i, \dots, p_n);$$

- розраховуємо вектор $\Delta\bar{P}$ - вектор деформацій:

$$\Delta\bar{P}(\Delta p_1, \Delta p_2, \dots, \Delta p_i, \dots, \Delta p_n),$$

де $\Delta p_i = p_i - p_i^0$;

- задаємося припустимою варіацією $\Delta p_\partial > 0$ і всі компоненти вектора \bar{P} , для яких $|\Delta p_i| < \Delta p_\partial$, залишаємо, позначаємо через p_i^* , нехай кількість їх складає s , а кількість компонентів, що залишилися, складає m , позначимо через p_j^{\sim} , тоді:

$$\bar{P}^{*/\sim}(p_1^*, p_2^*, \dots, p_s^*; p_1^{\sim}, p_2^{\sim}, \dots, p_m^{\sim}).$$

Розпишемо рівняння для ідемічної площини $\sum_{i=1}^n A_i^0 p_i = 0$ по вектору $\bar{P}^{*/\sim}$:

$$\sum_{i=1}^m A_i^0 p_i^{\sim} + \sum_{j=1}^s A_j^0 p_j^* = 0. \quad (3.73)$$

Позначимо $\sum_{j=1}^s A_j^0 p_j^* = B^*$, тоді, можна для ідемічної площини записати:

$$\sum_{i=1}^m A_i^0 p_i^{\sim} + B = 0 \text{ або } A_1^0 p_1^{\sim} + A_2^0 p_2^{\sim} + \dots + A_i^0 p_i^{\sim} + \dots + A_n^0 p_n^{\sim} + B = 0. \quad (4.74)$$

Координати $A_1^0, A_1^0, \dots, A_1^0, \dots, A_1^0$ визначаються компонентами вектора \bar{P}^{\sim} :

$$\bar{P}^{\sim} (p_1^{\sim}, p_2^{\sim}, \dots, p_m^{\sim}).$$

Тепер точку \bar{p}^{\sim} необхідно по нормалі перемістити на ідемічну площину.

Знайдемо координати нормалізованої площини \bar{P}^* : $\bar{P}^* (p_1^*, p_2^*, \dots, p_m^*)$.

Скористуємось раніше отриманими відношеннями для знаходження точки пересічення нормалі с площиною. Початкова точка визначається як: $\bar{C} (c_1, c_2, \dots, c_m)$.

Нормалізована точка визначається: $\bar{N} (n_1, n_2, \dots, n_m)$. Визначимо наступні тотожності: $\bar{C} \equiv \bar{P}^{\sim}$; $\bar{N} \equiv \bar{P}^*$ і запишемо співвідношення для знаходження координати нормалізованої точки, тобто точки, яка буде знаходитися на ідемічній площині:

$$\begin{aligned} p_1^* &= -A_1^0 t_m + p_1^{\sim}; \\ p_2^* &= -A_2^0 t_m + p_2^{\sim}; \\ &\dots \\ p_j^* &= -A_j^0 t_m + p_j^{\sim}; \\ &\dots \\ p_m^* &= -A_m^0 t_m + p_m^{\sim}. \end{aligned} \tag{3.75}$$

$$\text{де } t_m \text{ визначається як } t_m = -\frac{A_1^0 p_1^{\sim} + A_2^0 p_2^{\sim} + \dots + A_j^0 p_j^{\sim} + \dots + A_m^0 p_m^{\sim} + B^*}{\left(A_1^0\right)^2 + \left(A_2^0\right)^2 + \dots + \left(A_j^0\right)^2 + \dots + \left(A_m^0\right)^2}.$$

Кількість координат m , які знаходяться цією процедурою може бути зведено до мінімуму – від 1 до 3.

Таким чином, вектор деформації $\bar{P}^{*/\sim}$ визначено.

Уточнимо його запис: символ $\tilde{*}$ означає, що частина компонент початкового вектора \bar{P}^{\sim} ідемінізовані; другу частину початкових (\sim) компонент було нормалізовано (n), так, що сумарний вектор $\bar{P}^{\tilde{*}/\tilde{n}}$ оказався на ідемічній поверхні (площині)

Запишемо вектор \bar{P}^{\sim}/\tilde{n} : $\bar{P}^{\sim}/\tilde{n} (p_1^*, p_2^*, \dots, p_s^*; p_1^n, p_2^n, \dots, p_m^n)$.

Тепер необхідно перевірити те, що вектор \bar{P}^{\sim}/\tilde{n} являється ідемічним, тобто знаходиться на ідемічній площині – для цього від повинен відповідати наступним рівнянням:

$$U^*(\bar{x}^0, \bar{p}^{\sim}) = \frac{\left(\sum_{i=1}^n x_i^0 p_i^{\sim} \right)}{\sum_{i=1}^n p_i^{\sim}}; \quad U^*(\bar{x}^0, \bar{p}^0) = \frac{\left(\sum_{i=1}^n x_i^0 p_i^0 \right)}{\sum_{i=1}^n p_i^0}. \quad (3.76)$$

Пример контрольного розрахунку.

$$\begin{aligned} \bar{P}(2,4,3,5,7) &\equiv \bar{P}^0(p_1^0, p_2^0, p_3^0, p_4^0, p_5^0); \\ \bar{P}^0 &\Rightarrow X^0; \\ \bar{X}^0(3,5,2,7,4) &\equiv \bar{X}^0(x_1^0, x_2^0, x_3^0, x_4^0, x_5^0). \end{aligned}$$

Знаходимо норміроване значення функції:

$$U^0(\bar{X}^0, \bar{P}^0) = \frac{\sum_{i=1}^n x_i^0 p_i^0}{\sum_{i=1}^n p_i^0}.$$

Через деякий час вектор \bar{P} підпадає під деформацію, створюючи вектор \bar{P}^{\sim} :

$$\bar{P}^0 \Rightarrow \bar{P}^{\sim}$$

Візьмемо $\bar{P}^{\sim} (2,1; 3,7; 3,2; 4,8; 7,1)$.

Знаходимо різницевий вектор $\Delta\bar{P}$:

$$\begin{aligned} \bar{P}^{\sim} &(2,1; 3,7; 3,2; 4,8; 7,1); \\ \bar{P}^0 &(2,0; 4,0; 3,0; 5,0; 7,0); \\ \Delta\bar{P} &(+0,1; -0,3; +0,2; -0,2; +0,1); \\ |\Delta\bar{P}| &(0,1; 0,3; 0,2; 0,2; 0,1). \end{aligned}$$

Задамося припустимим відхиленням $\Delta P_a \leq 0,1$.

Розбиваємо множину компонент \bar{P}^{\sim} на дві підмножини:

- фіксоване, ідемічне: $\bar{P}^{\tilde{*}}(2,1;7,1)$

- нормоване, гнучке: $\bar{P}^{\tilde{n}}(3,7;3,2;4,8)$

Це означає, що вказані компоненти вектора $\bar{P}^{\tilde{n}}$ необхідно знайти таким чином, щоб результуючий вектор потрапив на ідемічну поверхню.

Запишемо вираження для ідемічної площини:

$$\sum_{j=1}^n \left(\sum_{i=1}^n (x_1^0 - x_i^0) p_i^0 \right) p_j.$$

Для нашого випадку $n=5$:

$$\begin{aligned} & \left((x_1^0 - x_1^0) p_1^0 + (x_1^0 - x_2^0) p_2^0 + (x_1^0 - x_3^0) p_3^0 + (x_1^0 - x_4^0) p_4^0 + (x_1^0 - x_5^0) p_5^0 \right) p_1 + \\ & + \left((x_2^0 - x_1^0) p_1^0 + (x_2^0 - x_2^0) p_2^0 + (x_2^0 - x_3^0) p_3^0 + (x_2^0 - x_4^0) p_4^0 + (x_2^0 - x_5^0) p_5^0 \right) p_2 + \\ & + \left((x_3^0 - x_1^0) p_1^0 + (x_3^0 - x_2^0) p_2^0 + (x_3^0 - x_3^0) p_3^0 + (x_3^0 - x_4^0) p_4^0 + (x_3^0 - x_5^0) p_5^0 \right) p_3 + \\ & + \left((x_4^0 - x_1^0) p_1^0 + (x_4^0 - x_2^0) p_2^0 + (x_4^0 - x_3^0) p_3^0 + (x_4^0 - x_4^0) p_4^0 + (x_4^0 - x_5^0) p_5^0 \right) p_4 + \\ & + \left((x_5^0 - x_1^0) p_1^0 + (x_5^0 - x_2^0) p_2^0 + (x_5^0 - x_3^0) p_3^0 + (x_5^0 - x_4^0) p_4^0 + (x_5^0 - x_5^0) p_5^0 \right) p_5 = 0. \end{aligned}$$

Визначимо коефіцієнти $A_1^0, A_2^0, A_3^0, A_4^0, A_5^0$:

$$A_1^0 p_1 + A_2^0 p_2 + A_3^0 p_3 + A_4^0 p_4 + A_5^0 p_5 = 0.$$

$$\begin{aligned} A_1^0 &= (x_1^0 - x_1^0) p_1^0 + (x_1^0 - x_2^0) p_2^0 + (x_1^0 - x_3^0) p_3^0 + (x_1^0 - x_4^0) p_4^0 + (x_1^0 - x_5^0) p_5^0 = \\ &= (3,0 - 3,0)2 + (3 - 5)4 + (3 - 2)3 + (3 - 7)5 + (3 - 4)7 = -32; \end{aligned}$$

$$A_1^0 = -32.$$

$$\begin{aligned} A_2^0 &= (x_2^0 - x_1^0) p_1^0 + (x_2^0 - x_2^0) p_2^0 + (x_2^0 - x_3^0) p_3^0 + (x_2^0 - x_4^0) p_4^0 + (x_2^0 - x_5^0) p_5^0 = \\ &= (5 - 3)2 + (5 - 5)4 + (5 - 2)3 + (5 - 7)5 + (5 - 4)7 = 10; \end{aligned}$$

$$A_2^0 = 10.$$

$$\begin{aligned} A_3^0 &= (x_3^0 - x_1^0) p_1^0 + (x_3^0 - x_2^0) p_2^0 + (x_3^0 - x_3^0) p_3^0 + (x_3^0 - x_4^0) p_4^0 + (x_3^0 - x_5^0) p_5^0 = \\ &= (2 - 3)2 + (2 - 5)4 + (2 - 2)3 + (2 - 7)5 + (2 - 4)7 = -53; \end{aligned}$$

$$A_3^0 = -53.$$

$$A_4^0 = (x_4^0 - x_1^0)p_1^0 + (x_4^0 - x_2^0)p_2^0 + (x_4^0 - x_3^0)p_3^0 + (x_4^0 - x_4^0)p_4^0 + (x_4^0 - x_5^0)p_5^0 =$$

$$= (7-3)2 + (7-5)4 + (7-2)3 + (7-7)5 + (7-4)7 = 52;$$

$$A_4^0 = 52.$$

$$A_5^0 = (x_5^0 - x_1^0)p_1^0 + (x_5^0 - x_2^0)p_2^0 + (x_5^0 - x_3^0)p_3^0 + (x_5^0 - x_4^0)p_4^0 + (x_5^0 - x_5^0)p_5^0 =$$

$$= (4-3)2 + (4-5)4 + (4-2)3 + (4-7)5 + (4-4)7 = -11;$$

$$A_5^0 = -11.$$

Таким чином, виходячи з отриманих коефіцієнтів:

$$A_1^0 = -32; A_2^0 = 10; A_3^0 = -53; A_4^0 = 52; A_5^0 = -11,$$

для ідемічної площини отримаємо наступні вираження:

$$-32p_1 + 10p_2 - 53p_3 + 52p_4 - 11p_5 = 0.$$

Це рівняння ідемічної поверхні. Якщо коефіцієнти визначені правильно, то нормований вектор $\bar{P}^0(2,4,3,5,7)$, який належить ідемічній площині, повинен задовольняти цьому рівнянню:

$$-32 \cdot 2 + 10 \cdot 4 - 53 \cdot 3 + 52 \cdot 5 - 11 \cdot 7 = 0$$

$$-64 + 40 - 159 + 260 - 77 = 0$$

$$-300 + 300 = 0.$$

Таким чином, коефіцієнти визначені правильно.

Продовжимо аналіз. Запишемо вектор варіацій \bar{P}^{\sim} :

$$\bar{P}^{\sim}(2,1;3,7;3,2;4,8;7,1).$$

Значення \bar{P}_1^{\sim} и \bar{P}_5^{\sim} зберігаються початковими:

$$\bar{P}_1^{\sim} = 2,1; \bar{P}_5^{\sim} = 7,1.$$

Тоді для рівняння ідемічної площини отримаємо:

$$-32 \cdot 2,1 + 10p_2 - 53p_3 + 52p_4 - 11 \cdot 7,1 = 0$$

$$10p_2 - 53p_3 + 52p_4 - 67,2 - 78,1 = 0$$

$$10p_2 - 53p_3 + 52p_4 - 145,3 = 0$$

Рівняння ідемічної площини запишемо у загальному вигляді:

$$A_1p_1^{\sim} + A_2p_2^{\sim} + A_3p_3^{\sim} + B = 0.$$

Таким чином:

$$A_1 = 10; A_2 = -532; A_3 = 52$$

і далі введемо перепозначення:

$$p_1^{\sim}, p_2^{\sim}, p_3^{\sim} \equiv p_2, p_3, p_4$$

Тобто компоненти p_2, p_3, p_4 вектора варіацій $\bar{P}(p_1, p_2, p_3, p_4, p_5)$ змінені на $p_1^{\sim}, p_2^{\sim}, p_3^{\sim}$, які визначені так, щоб вони оказались на ідемічній площині.

Вектор \bar{C} визначається наступним чином:

$$\bar{C}(p_2, p_3, p_4) \equiv \bar{C}(3,7; 3,2; 4,8) \equiv \bar{C}(c_1, c_2, c_3).$$

Знайдемо t_3 :

$$t_3 = -\frac{A_1 c_1 + A_2 c_2 + A_3 c_3 + B}{A_1^2 + A_2^2 + A_3^2} = 5,04 \cdot 10^{-3} \approx 0,005$$

$$t_3 = 0,005.$$

Розрахуємо значення компонент $p_1^{\sim}, p_2^{\sim}, p_3^{\sim}$:

$$p_1^{\sim} = A_1 t_3 + c_1 = 10 \cdot 0,005 + 3,7 = 0,05 + 3,7 = 3,75$$

$$p_1^{\sim} = 3,75;$$

$$p_2^{\sim} = A_2 t_3 + c_2 = -53 \cdot 0,005 + 3,2 = -0,265 + 3,2 = 2,935$$

$$p_2^{\sim} = 2,935;$$

$$p_3^{\sim} = A_3 t_3 + c_3 = 52 \cdot 0,005 + 4,8 = 0,26 + 4,8 = 5,06$$

$$p_3^{\sim} = 5,06.$$

Проведемо контроль $p_1^{\sim}, p_2^{\sim}, p_3^{\sim}$, якщо ці компоненти вектора \bar{P}^{\sim} знайдені вірно, вони повинні задовольняти рівнянню ідемічної поверхні:

$$10p_1^{\sim} - 53p_2^{\sim} + 52p_3^{\sim} - 145,3 = 0$$

$$10 \cdot 3,75 - 53 \cdot 2,935 + 52 \cdot 5,06 - 145,3 = 0$$

$$37,5 - 155,555 + 263,12 - 145,3 = 0$$

$$300,62 - 300,855 = 0,235 \approx 0,2.$$

Задовільна точність.

Випишемо ідемічних вектор варіацій \bar{P}^* :

$$\bar{P} \sim (2,1;3,7;3,2;4,8;7,1)$$

$$\bar{P}^0(2,0;4,0;3,0;5,0;7,0)$$

$$\bar{P}^*(2,1;3,75;2,935;5,06;7,1)$$

Перевіримо правильність розрахунків \bar{P}^* - від повинен задовольняти рівнянню ідемічної площини:

$$-32p_1 + 10p_2 - 53p_3 + 52p_4 - 11p_5 = 0$$

$$-32 \cdot 2,1 + 10 \cdot 3,75 - 53 \cdot 2,935 + 52 \cdot 5,06 - 11 \cdot 7,1 = 0$$

$$-67,2 + 37,5 - 155,555 + 263,12 - 78,1 = 0$$

$$-300,855 + 300,62 = 0$$

$$-0,235 \cong 0$$

Задовільна точність.

Перевіримо ідемічність функції u^0 й u^* .

Розрахуємо $u^0(\bar{X}^0, \bar{P}^0)$

$$u^0(\bar{X}^0, \bar{P}^0) = \frac{\sum_{i=1}^n x_i^0 p_i^0}{\sum_{i=1}^n p_i^0} = \frac{3 \cdot 2 + 5 \cdot 4 + 2 \cdot 3 + 7 \cdot 5 + 4 \cdot 7}{2 + 4 + 3 + 5 + 7} = 4,524.$$

Розрахуємо $u^*(\bar{X}^*, \bar{P}^*)$:

$$u^*(\bar{X}^*, \bar{P}^*) = \frac{3 \cdot 2,1 + 5 \cdot 3,75 + 2 \cdot 2,935 + 7 \cdot 5,06 + 4 \cdot 7,1}{2,1 + 3,75 + 2,935 + 5,06 + 7,1} = 4,523.$$

Порівняємо: $u^0 = 4,524 \approx 4,523 = u^*$

$$|\Lambda| = -0,001$$

Точність висока $|\delta| = \frac{|\Lambda|}{u^0} = \frac{0,001}{4,524} \cong 2 \cdot 10^{-4}$.

Проведене дослідження показало, що функція рівноваги людини представляє собою деяку поверхню і має нескінчену множину рішень. Змінення одного або декількох параметрів системи не веде до невідновних наслідків, а може бути легко компенсовано незначними змінами інших, при цьому система не обов'язково повинна повернутися в початкову робочу точку, а може виходити «найкоротшим шляхом» в будь-яку точку на ідемічній поверхні, де рівняння рівноваги має рішення. Дією подібних механізмів можуть пояснюватися

«сховані» періоди упродовж багатьох захворювань і компенсаторно-приспосувальні реакції, що дозволяють реалізовувати рухові функції при важких ураженнях опорно-рухової системи.

3.3 Математична модель тіла людини, як багатоланкової системи

При підтримці людиною заданої пози, окремі сегменти його тіла випробують незначні коливання, які не завжди помітні зором, але можуть бути зареєстрованими статографом (стабілографом). При стабілографічних дослідженнях реєструються сили реакції R_j , які виникають на окремих ділянках опорної поверхні людини [53]. Простіша модель стопи людини включає два відділу – передній (носок) і задній (п'ятка), що для двохопного стояння дає $j=4$ сили реакції. За вимірним значенням R_{1-4} можна розрахувати координати (x, y) проекції центра мас тіла людини на опорну поверхню, і таким чином, зареєструвати функції $(x(t), y(t))$, які мають складний вигляд і представляють собою результат суперпозиції нерегулярних коливань з різними характерними часовими характеристиками [44, 53]. Різні параметри цих кривих і розраховані по ним індекси широко використовуються в медицині для діагностики стану опорно-рухової та нервової систем, внутрішнього вуха і органів рівноваги, тощо [54, 55], при реабілітації хворих атеросклерозом, при хворобі Паркінсона, для відновлення локомоторної функції та мови після перенесених інсультів [56]. Застосування стабілографії в спорті та спортивній медицині дозволяє своєчасно оцінювати функціональну підготовку спортсменів, коректувати режими тренування, лікування травм, реабілітаційних заходів [57-61].

Відомо, що коливання кутів в колінному і кульшовому суглобах корелюють між собою, що пов'язано з наявністю кінематичних сінегрій, які підтримують незмінним положення центра мас тіла за рахунок контролю положення окремих сегментів – тулуба і кінцівок [62]. Запропоновані різні гіпотези про механізми підтримки постійної пози, які орієнтовані на слухові, візуальні, тактильні та інші сигнали і мають різні характерні часові характеристики [53]. Динаміка коливань має загальні риси з процесами коригованих випадкових

відхилень [26]. Можливо, підтримка рівноваги тіла людини орієнтована на визначений патерн руху центру мас тіла [63].

Відокремлення раціональної і діагностично значущої інформації із стабілограм представляє собою складну і не до кінця розв'язану задачу, не дивлячись на тисячі досліджень, присвячених методиці реєстрації і аналізу стабілографічних даних.

По зареєстрованим значенням R_j можна розрахувати координати точки прикладення вертикальної компоненти рівнодіючої сил реакції опори – центр тиску (ЦТ). Якщо покласти, що горизонтальна компонента сил реакції дорівнює нулю, ЦТ представляє собою миттєву точку рівноваги тіла [64]. З'єднуючи непереривною лінією (наприклад, апроксимуючи сплайнами) положення точки рівноваги в послідовні моменти часу, можна отримати траєкторію випадкових відхилень ЦТ [44]. Таким чином можна розкласти криві $x(t)$ і $y(t)$ на хаотичну (випадкові блукання) і регулярну (осциляцію з визначеною частотою) компоненти, аналіз яких дозволяє глибше зрозуміти механізми підтримки пози [63].

Найбільш популярним методом дослідження стабілограм є спектральний аналіз. Розрахунок спектральної щільності потужності показує, що більша її частина (>90%) приходить на долю низьких частот ($f < 2$ Гц) [65]. При цьому різні автори вказують декілька різних діапазони, які відповідають коливанням з різною спектральною щільністю і різними механізмами виникнення [65-68] Можливо ця різниця пов'язана з особливостями проведення вимірювань (різні пози і динамічні тести і різні моделі стабілографів). Оцінка амплітудно-частотного спектру стабілограм надзвичайно важлива і використовується у медичній діагностиці, спорті, спортивній медицині та інше [69]. Тому дослідження питання про діапазон частот коливання тіла людини у нормі, при патології ОРС і різних станів, чи існує залежність результатів від умов проведення вимірювань і виду тесту, є надзвичайно актуальним.

Даний підрозділ дослідження орієнтований на порівняльний аналіз стабілограм при різних положеннях тіла людини і розробку адекватної математичної моделі для обробки зареєстрованих даних.

Задача полягає у виявленні тих параметрів стабілограм, які можуть бути ефективно використані в медичній діагностиці та обґрунтовані в рамках математичної моделі, яка дозволяє аналіз норми і різній патології системи підтримки балансу пози.

Для вирішення поставленого завдання нами була розроблена математична модель тіла людини у вигляді багатоланкового вертикального маятника (див. рис. 2.2). на підставі якої проводили оцінку параметрів хитання.

Характерний первинний вигляд залежностей $x(t)$, $y(t)$, а також траєкторія $y(x)$ проекції центра мас (точка С на рис. 2.2) представлена на рис. 5.1, а,б відповідно. У більшості досліджених була виявлена деяка симетрія розташування проекції центра мас відносно осі ОУ (рис. 3.11,б), що пов'язано з індивідуальними особливостями зручної двоногій стоянки [41]. При двоногій стоянці з переносом ваги тіла, проекція центра мас (x_C, y_C) зміщується в напрямку опорної стопи, але симетрія відповідних траєкторій (криві 2 і 3 на рис. 5.1,б) була відмічена тільки у одного з волонтерів.

Лінійні розміри h_x, h_y прямокутників, які обмежують площини, заповнені відповідними траєкторіями (рис. 3.11, б і 3.12), визначають максимальні амплітуди хитання в сагітальній (ОХ) і фронтальній (ОУ) площинах. При цьому у відповідних траєкторіях можна виділити компоненти, відповідну більш високоамплітудним випадковим блуканням і високочастотному тремору.

Проекції центра мас при стоянці з переносом ваги супроводжується у більшості випадків зміщенням відповідної точки (x_C, y_C) дозадю. При стоянні на одній стопі проекція центра мас також декілька зміщується назад і у напрямку до зовнішньої поверхні відповідної стопи (рис. 3.11).

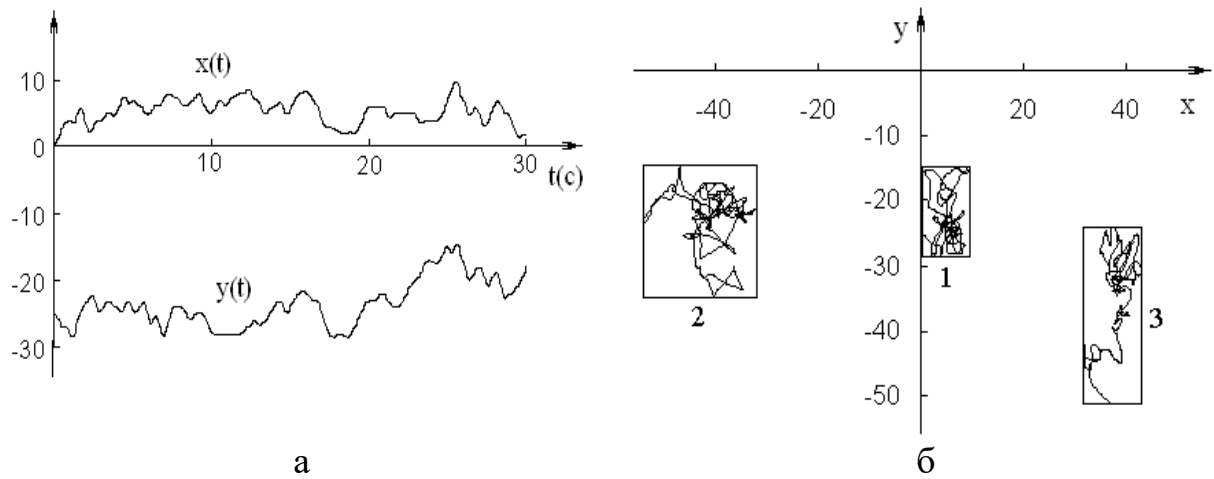


Рисунок 3.11 - Характерний первинний вигляд залежностей $x(t)$, $y(t)$, а також траєкторія $y(x)$ проекції центра мас у волонтерів

а) коливання $(x(t), y(t))$ проекції центра мас тіла одного з волонтерів при двохопорній стойці.

б) Траєкторії $y(x)$ проекції центру мас при вертикальній двохопорній (1) стойці і двохопорній стойці з переносом ваги тіла на ліву (2) та праву (3) стопу.

Амплітуда хитання при однопорній стойці суттєво збільшується як у сагітальній, так і у фронтальній площинах. Траєкторії відхилення центра мас характеризуються при цьому більшими довжинами відрізків односпрямованого переміщення центра мас і декілька меншим тремором (рис. 3.12). Певних закономірностей у картини хитання при двохопорній стойці у здорових волонтерів візуально не виявлено.

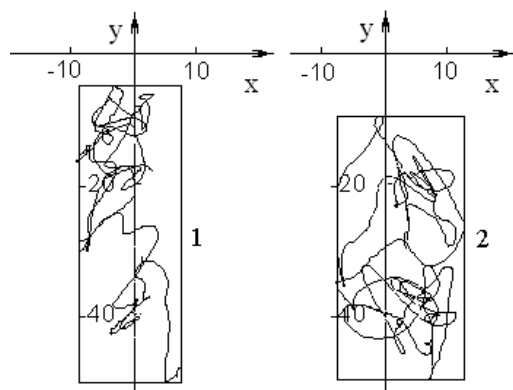


Рисунок 3.12 – Траєкторії $y(x)$ проекції центра мас при однопорній стойці на лівій (1) та правій (2) стопах.

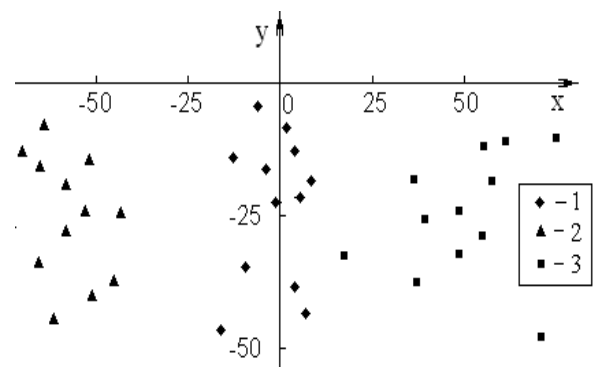


Рисунок 3.13 – Усереднені значення $y(x)$ для всіх волонтерів при двохопорній стойці (1) і стойці з переносом ваги на ліву (2) і праву (3) стопи

Для всього масиву вимірювань розподіл проекції центра мас рівномірно і індивідуальні особливості в ньому нівелюються (рис. 3.13). Відповідно результатам попередніх масштабних вимірювань отримані дані відносяться до варіантів норми двохопорної стойки здорових пацієнтів.

Спектральний аналіз показав, що коливання в сагітальній площині мають більшу потужність (рис. 3.14, а), що частіше за все пояснюється більшим лінійним розміром площі опори у напрямку осі ОУ [53]. При штучному зменшенні площі опори в експериментах спостерігалось збільшення потужності коливань у сагітальній площині, до втрати стійкості [43]. Наші оцінки показали, що у спектрі можна виділити декілька основних діапазонів, які мають різну щільність потужності для коливань у напрямках осі ОХ. Це діапазони $f \in [0.2; 0.4]$ (I), $f \in [0.4; 1]$ (II), $f \in [1; 1.4]$ (III), $f \in [1.4; 4]$ (IV), а для коливань у напрямку осі ОУ – діапазони $f \in [0.2; 0.3]$ (I), $f \in [0.3; 0.9]$ (II), $f \in [0.9; 1.3]$ (III), $f \in [1.3; 3]$ (IV). Хоча вигляд розподілу $W(f)$ відрізняється у різних волонтерів, співвідношення $W_I:W_{II}:W_{III}:W_{IV}$ слабо змінюється і наближається до 0.5:0.4:0.07:0.03. Таким чином, діагностичне значення можуть мати не стільки вигляд залежностей $W(f)$ або значення окремих піків, скільки співвідношення між щільністю енергії, відповідної визначеним частотним діапазнам, відповідним різним системам контролю за підтримку положення тіла [53].

Природне зменшення площі опори можна отримати, проводячи вимірювання при одноопорній стойці. При цьому потужність коливань в сагітальній площині декілька збільшується в області W_I і знижується для інших частот, але розхитування у фронтальній площині посилюється. При цьому чітко відокремлюються три основні пика, відповідних розхитуванням в трьох діапазонах частот W_I, W_{II}, W_{III} (рис. 5.4, б). Значення частот, відповідних максимумів спектральної щільності при двохопорній та одноопорній стойках, трохи відрізняється. В цілому при одноопорній стойці всі значення частот зміщуються у бік збільшення. Аналогічні якісні закономірності описані в літературі при стабілографічних дослідженнях спортсменів.

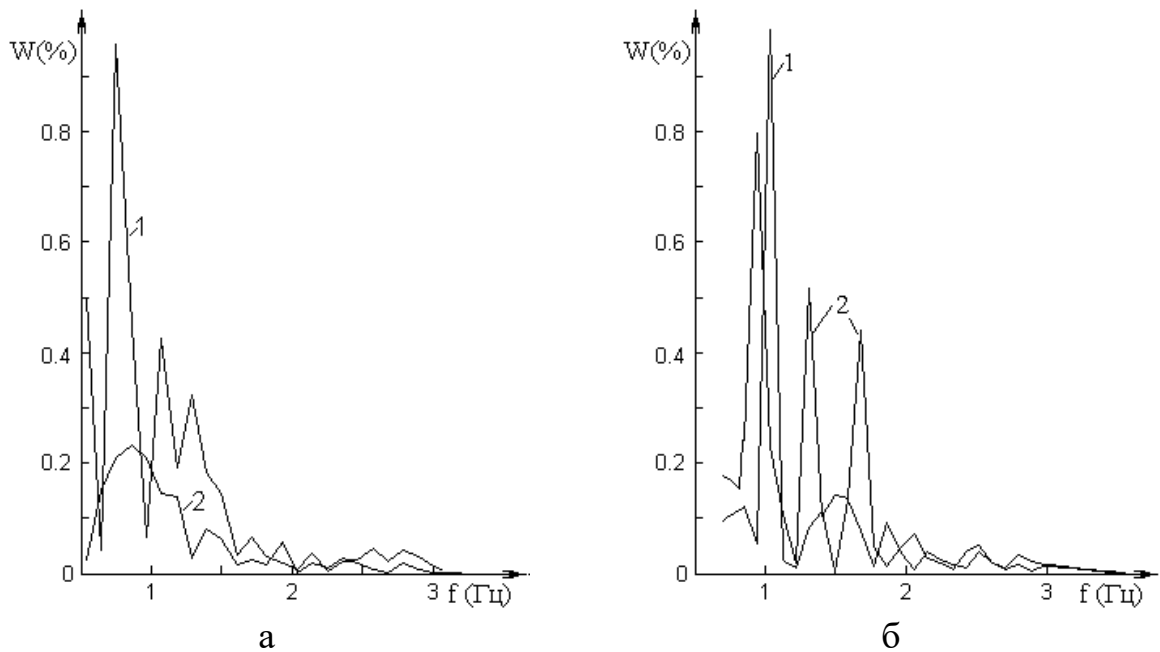


Рисунок 3.14 – Безрозмірна щільність спектральної потужності сигналу для хитання в сагітальній (крива 1) і фронтальній (крива 2) площинах при стоянні одного й того ж волонтера:

- а) при двохопорній стойці
- б) при одноопорній стойці

Картина коливання центру мас відрізняється також при двохопорній і одноопорній стойці. При цьому можна виявити статистично достовірні залежності між амплітудами коливань при опорі на одну стопу (A) і при стандартній двохопорній стойці (A_0), розраховані як $A = (h_x^2 + h_y^2)^{0.5}$ (рис. 3.15). В нормі середні амплітуди хитання при опорі з переносом тіла співпадають і лінійно залежать від A_0 . При одноопорній стойці залежності аналогічні, а амплітуди коливань зростають практично удвічі у порівнянні з двохопоруною стойкою. Так, середні значення по всім дослідженням $A_0=12.028$, при двохопорній стойці з переносом тіла $A_t=14.286$ і 14.684 для правій і лівій ноги і при одноопорній стойці $A_t=24.582$ і 24.862 для правої і лівої ноги. Така зміна амплітуди не може бути однозначно пояснена за рахунок одного тільки зменшення розмірів площі опори, оскільки різні стойки пов'язані з різною участю опорних і не опорних кінцівок.

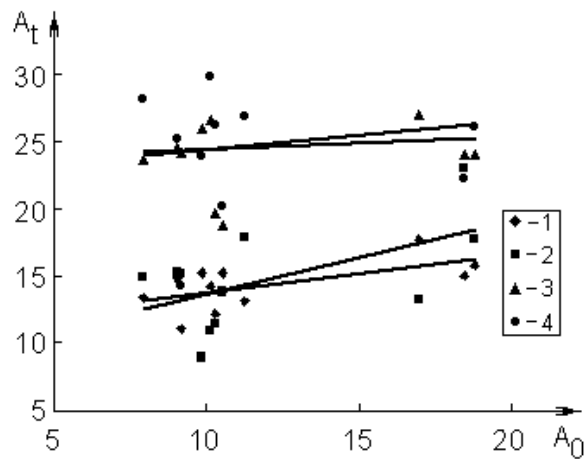


Рисунок 3.15 – Амплітуда хитання A_t при виконанні тесту як функція амплітуди хитання A_0 при стандартній двонопорній стойці для різних тестів: двонопорна стойка з переносом ваги тіла на праву (1) й ліву (2) стопи та при однонопорній стойці на правій (3) і лівій (4) нозі.

Розглянемо математичну модель коливань тіла людини у вигляді перевернутого триланкового маятника при двонопорному стоянні (рис. 2.2). Довжини і вага сегментів L_{1-3} і m_{1-3} , центри мас сегментів C_{1-3} розташовані на відстані d_{1-3} від початку сегмента, рахуючи вздовж напрямлення осі OZ. Враховуючи, що положення опори залишається незмінним, геометрію маятника можна повністю описати кутами відхилення θ_{1-3} ланків від вертикалі. Рух маятника описується рівнянням Лагранжа

$$\frac{d}{dt} \frac{\partial T}{\partial \dot{\theta}_j} - \frac{\partial T}{\partial \theta_j} + \frac{\partial \Pi}{\partial \theta_j} = 0 \quad (3.77)$$

де T і Π – кінетична і потенційна енергія системи, а точка над символом похідну за часом.

Перший сегмент (гомілка) приймає участь у обертовому русі відносно фіксованого шарніру (гомілкового суглоба). Другий (гомілка) і третій (тулуб) сегменти приймають участь у обертовому русі відносно свого центра мас і в переносному русі центра мас, виникаючого через переміщення попередніх сегментів. При цьому вираження для енергії T_j , Π_j окремих ланок можуть бути описаними у вигляді:

$$\begin{aligned}
T_1 &= 0.5\dot{\theta}_1^2(J_1 + m_1d_1^2), \\
T_{2,3} &= 0.5J_{2,3}^c\dot{\theta}_{2,3}^2 + 0.5m_1V_{2,3}^2, \\
\Pi_1 &= m_1gd_1(1 - \cos\theta_1), \\
\Pi_2 &= m_1gL_1(1 - \cos\theta_1) + m_2gd_2(1 - \cos\theta_2), \\
\Pi_3 &= m_1gL_1(1 - \cos\theta_1) + m_2gL_2(1 - \cos\theta_2) + m_3gd_3(1 - \cos\theta_3)
\end{aligned} \tag{3.78}$$

де J_j - момент інерції ланки відносно його центра мас C_j ;

g - прискорення вільного падіння;

V_j - швидкість переміщення ланок відносно її центрів мас:

$$\begin{aligned}
V_2^2 &= L_1^2\dot{\theta}_1^2 + d_2^2\dot{\theta}_2^2 + 2L_1d_2\dot{\theta}_1\dot{\theta}_2\cos(\theta_1 - \theta_2) \\
V_3^2 &= L_1^2\dot{\theta}_1^2 + L_2^2\dot{\theta}_2^2 + d_3^2\dot{\theta}_3^2 + 2L_1L_2\dot{\theta}_1\dot{\theta}_2 \times \\
&\times \cos(\theta_1 - \theta_2) + 2L_1d_3\dot{\theta}_1\dot{\theta}_3\cos(\theta_1 - \theta_3) + 2L_2d_3\dot{\theta}_2\dot{\theta}_3\cos(\theta_2 - \theta_3)
\end{aligned}$$

Підставляючи рівняння (3.78) у (3.77), розкладаючи вираження для тригонометричних функцій у ряди за степенями відповідного кута і нехтуючи доданками $\sim o(\theta_1^2)$, отримуємо системи лінійних диференціальних рівнянь, яка в матричній формі запишеться у вигляді:

$$M \cdot \frac{d^2}{dt^2} \bar{\theta} + N \cdot \bar{\theta} = 0 \tag{3.79}$$

де $\bar{\theta}^T = (\theta_1, \theta_2, \theta_3)$;

знак T означає транспонування.

Коефіцієнти матриці мають наступні значення:

$$\begin{aligned}
M_{11} &= J_1 + m_1d_1^2 + (m_2 + m_3)L_1^2 & M_{12} &= m_2L_1d_2 + m_3L_1L_2 & M_{13} &= M_{31} = m_3L_1d_3 \\
M_{22} &= J_2 + m_2d_2^2 + m_3L_2^2 & M_{21} &= m_2L_1d_2 + m_3L_1L_3 & M_{23} &= M_{32} = m_3L_3d_3 \\
M_{33} &= J_3 + m_3d_3^2
\end{aligned}$$

$$N = \begin{pmatrix} m_1g(d_1 + 2L_2) & 0 & 0 \\ 0 & m_2g(d_2 + L_2) & 0 \\ 0 & 0 & m_3gd_3 \end{pmatrix} \tag{3.80}$$

Дослідимо систему (3.80). Спочатку визначимо власні коливання маятника, підставляючи в рівняння (3.79) рішення вигляду

$$\theta_j = \alpha_j \sin(\omega t + \psi), \quad (3.81)$$

де α_j, ω, ψ - амплітуда, кругова частота і начальна фаза коливань.

Тоді отримаємо наступну систему алгебраїчних рівнянь:

$$(M\omega^2 + N) \cdot \vec{\alpha} = 0 \quad (3.82)$$

де $\vec{\alpha}^T = (\alpha_1, \alpha_2, \alpha_3)$.

Умови розв'язності системи (5.6) $\det|M\omega^2 + N| = 0$ призводить до рівняння для визначення власних частот коливань ω , рішення якого може бути отримано числовими методами, якщо всі коефіцієнти моделі задані.

У якості математичної моделі одноопорної стойки розглянуті також триланковий маятник (рис.3.16). Будемо враховувати, що досліджений стоїть на прямій опорній нозі, а неопорну ногу держить випрямленою і використовує для підтримки балансу, так, що при цьому змінюється кут відхилення випрямленої ноги від вертикалі θ_2 , а не взаємні розташування сегментів випрямленої ноги. Руки досліджуваного при цьому розташовані вздовж тулуба і залишаються нерухомими.

Введемо довжину, масу і положення центра мас всіх ланок моделі аналогічно попередньому випадку. Будемо вважати, що ліва і права кінцівки однакові, а їх довжина, маса і до центра мас ланки складає L_1, m_1, d_1 . Рух маятника в цьому випадку буде описуватися тими ж канонічними рівняннями (3.77), де вирази для потенційної та кінетичної енергії першої ланки приймуть той же вигляд (5.2), а для другої і третьої ланок отримаємо:

$$\begin{aligned} T_{2,3} &= 0.5J_{2,3}^c \dot{\theta}_{2,3}^2 + 0.5m_1 V_{2,3}^2 \\ \Pi_2 &= m_1 g (d_1 + d_1 \cos \theta_2 - L_1 \cos \theta_1) \\ \Pi_3 &= m_3 g (L_1 + d_3 - d_3 \cos \theta_3 - L_1 \cos \theta_1) \\ V_2^2 &= L_1^2 \dot{\theta}_1^2 + d_1^2 \dot{\theta}_2^2 + 2L_1 d_1 \cos(\theta_1 + \theta_2) \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \\ V_3^2 &= L_1^2 \dot{\theta}_1^2 + d_3^2 \dot{\theta}_3^2 + 2L_1 d_3 \cos(\theta_1 - \theta_3) \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_3 \end{aligned} \quad (3.83)$$

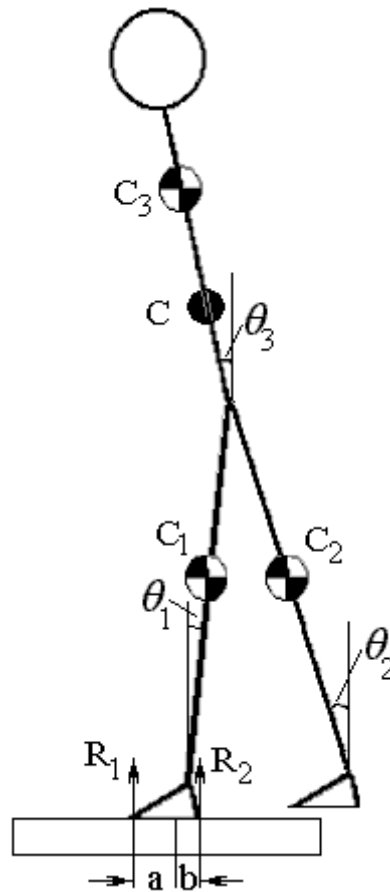


Рисунок 3.16 – Схема триланкової моделі тіла людини для оцінки параметрів хитання в сагітальній площині при одноопорній стойці.

Підставляючи вираження (3.83) в (3.77), розв'язуючи тригонометричні функції в ряди і нехтуючи малими доданками, також отримаємо систему диференціальних рівнянь виду (3.81), де

$$\begin{aligned}
 M_{11} &= J_1 + m_1 d_1^2 + (m_1 + m_3) L_1^2, & M_{12} &= M_{21} = m_1 L_1 d_1, & M_{13} &= M_{31} = m_3 L_1 d_3 \\
 M_{22} &= J_2 + m_1 d_1^2, & M_{33} &= J_3 + m_3 d_3^2, & M_{23} &= M_{32} = 0
 \end{aligned}$$

$$N = \begin{pmatrix} m_1 g (d_1 + L_1) + m_3 g L_1 & 0 & 0 \\ 0 & m_1 g d_1 & 0 \\ 0 & 0 & m_3 g d_3 \end{pmatrix} \quad (3.84)$$

В цьому випадку також має сенс спочатку дослідити вільні коливання системи, визначити власні частоти коливань і провести порівняння випадків двохопорної і одноопорної стойки. Процедура дослідження розв'язування задачі в цьому випадку буде такою ж, як описано у попередньому розділі для двохопорного стояння.

Дослідження власних коливань систем проводили числовими методами. Довжини сегментів моделей відомі з вимірювань, а розрахунки ваги, моментів інерції і положення центрів мас сегментів проводили на підставі регресійних рівнянь, отриманих при масштабних вимірюваннях на розчленованих трупах і наведених в літературі. Оскільки у триланковій моделі тулуб і верхні кінцівки, що утримуються вздовж нього нерухомо розглядалися як один сегмент, то розрахунок положення центра мас і момент інерції верхньої ланки (ланка 3 в обох моделях) проводився на підставі відповідних формул класичної механіки. Маса ланки визначалася шляхом сумування мас сегментів, що входять до нього, розрахованих по відповідним регресійним залежностям по відомій масі тіла, росту людини, і довжині сегменту [58, 59.]. Аналогічні розрахунки проводилися і для моделі одноопорної стойки, де нижні кінцівки розглядалися як цілі ланки. Результати розрахунків частот вільних коливань системи наведені у табл. 3.2.

Таблиця 3.2 – Власні частоти коливання тіла людини при двохопорному стоянні

Номер дослідження	Зріст (м)	Маса (кг)	f_1	f_2	f_3
1	1,82	80,75	1,51	1,88	4,95
2	1,56	52,45	1,35	1,83	4,98
3	1,72	60,95	1,38	1,83	4,98
4	1,80	61,1	1,41	1,88	5,63
5	1,69	55,7	1,35	1,91	5,57
6	1,90	84,75	1,51	1,98	6,65
7	1,74	61,5	1,41	1,89	5,65
Середнє значення	1,75	65,3	1,42	1,89	5,49

Порівняння розрахункових значень з результатами, отриманими нами при аналізі зареєстрованих стабілограм і аналогічних даних, наданих у літературі [65-67], показують, що розраховані частоти власних коливань відповідають трьом основним діапазнам коливань W_I, W_{II}, W_{III} . При цьому більш високочастотні складові ($f_{2,3}$) викликані фізіологічним тремором [66], а низькочастотна компонента (f_1) – механічними властивостями системи. Декілька

збільшені значення розрахункової частоти з даними спектрального аналізу стабілограм пов'язані з тим, що в математичній моделі не були враховані демпферний вплив тертя у суглобах, наявність суглобових моментів, поява яких орієнтована на підтримку незмінного положення центру мас і характеризується деяким часом запізнювання, пов'язаним з реакцією органів рівноваги, нервової та м'язової систем [53].

Числові розрахунки по моделі одноопорного стояння приводять до значень частот, які декілька вище відповідних частот коливання тіла при двохопорному стоянні для даного індивіда, але відносяться до тих же виділених вище діапазонів W_I, W_{II}, W_{III} . Таким чином, результати числових розрахунків зміни частот коливань при переході від двохопорного до одноопорного стояння збігаються зі стабілографічними даними.

Отримані нами результати не суперечать гіпотезі про те, що будь-яке зменшення площі опорної поверхні (як у подовжньому, так і у поперечному напрямках) призводить до зростання нестійкості пози [44]. При визначених критичних значеннях розмірів опорної поверхні може виникнути втрата стійкості індивідумом заданого тестового положення тіла. При цьому амплітуда коливань збільшується як в сагітальній, так і у фронтальній площинах і змінюється характер компоненти, яка відповідає низькочастотним випадковим відхиленням центру мас системи – збільшується середня «довжина вільного пробігу» центру мас при хаотичних відхиленнях, що призводить до значного збільшення максимальної амплітуди хитання. Змінюється і внесок високочастотного компоненту, який накладається на випадкові блукання.

Результати вимірювань і досліджень на запропонованих математичних моделях можуть прояснити механізми, які приймають участь у підтримці положення тіла та їх можливі зміни при патології. Як було вказано вище, складна динаміка коливання тіла розглядається як результат роботи системи підтримки балансу, який направлений на виявлення ступеня нестійкості заданого положення шляхом малих відхилень окремих сегментів і оцінки результуючих зміщень центру мас. Система зворотного зв'язку, яка використовує подібний

механізм, є вісьма ефективною для пацієнтів, оскільки навіть при великих амплітудах коливання в обох площинах при одноопорному стоянні ніхто з обстежених волонтерів не втратив стійкості.

При звичайній двохопорній стойці фізіологічні механізми пошуку стійкості положення задіяні мало. Для того, щоб виявити ступінь готовності систем зворотного зв'язку підтримувати баланс тіла в екстремальних умовах, які передують, наприклад падінню, необхідно штучно задати деяку некомфортну стойку, і найбільш природною є вертикальна одноопорна стойка, яка дозволяє активізувати фізіологічні механізми зворотного зв'язку і заставити їх обирати оптимальні умови руху сегментів тіла для підтримки стійкості стояння. Чим більш не комфортну стойку вимушений підтримувати дослідний, тим більшу область можливих переміщень тіла мусить «сканувати» система підтримки рівноваги [44]. Аналіз патернів таких сканувальних рухів, траєкторій переміщень центру мас $y(x)$ та їх окремих компонент – випадкових відхилень і тремору – дозволяє проводити індивідуальну діагностику пацієнтів. Розроблені вище математичні моделі можуть бути ефективно використані для дослідження вимушених коливань тіла при тому чи іншому положенні (при механічній чи електричній стимуляції м'язів, товчку). Наявність механізмів зворотного зв'язку також може бути введено в моделі у вигляді повернутої пари сил у суглобах з урахуванням відповідного часу запізнення нервово-м'язової системи регуляції, що складає подальший предмет дослідження.

3.4 Узагальнення результатів досліджень

В результаті проведеного аналізу моделювання фізіологічних аспектів формування та підтримки вертикальної пози людини розроблена загальна концепція проведення статографічних досліджень при оцінці функції ОРС.

Визначені основні напрямки вдосконалення метода статографії для оцінки функції ОРС:

а) Реєстрація ЗЦМ у двох варіантах:

1) розгортка проекції ЗЦМ на площині опори;

2) ампліудно-часова діаграма.

б) Поєднання реєстрації переміщень ЗЦМ з визначенням площі опорної поверхні стопи.

в) Виконання вимірювальної платформи у вигляді декількох незалежних платформ.

г) Розробка нових діагностичних методик з використанням різних збудувальних впливів, які дозволяють активізувати уражені елементи ОРС, або блокувати компенсаторні механізми, що перешкоджають визначенню захворювань та уражень хребта.

Проведене математичне моделювання впливу компенсаторно-приспосувальних механізмів на результати статографічних досліджень дозволяє зробити висновок про те, що рішення математичної функції рівноваги людини представляє собою n -вимірну поверхню і має нескінчену множину варіантів. Змінення одного або декількох параметрів системи не викликає невідомих наслідків, а може бути легко компенсовано незначними змінами інших, при цьому система не обов'язково повинна повернутися в початкову робочу точку, а може виходити «найкоротшим шляхом» в будь-яку точку на ідемічній поверхні, де рівняння рівноваги має рішення. Дією подібних механізмів можуть пояснюватися «сховані» періоди упродовж багатьох захворювань і компенсаторно-приспосувальні реакції, що дозволяють реалізовувати рухові функції при важких ураженнях опорно-рухової системи.

Для виявлення ознак захворювання ОРС на ранній стадії мало реєструвати тільки загальну функцію переміщення ЗЦМ пацієнта, необхідно контролювати якомога більше складових її параметрів. Існує два напрямки рішення даної задачі:

- екстенсивне – механічне збільшення числа параметрів, які контролюються шляхом поділення платформи на декілька незалежних площадок вимірювання;

- інтенсивне – полягає у змушеному виводі функції за межі ідемічної поверхні, на якій вона має рішення, відповідне нормі, і подальшому контролі процесу її повернення на цю поверхню.

Реалізація першого напрямку передбачає розробку нових вимірювальних приладів, другого – розробку нових методів дослідження, оснований на застосуванні зовнішніх «збурювальних» впливів.

Результати стабілографічних досліджень кількох видів двохопорної вертикальної пози й стояння на одній стопі показали, що вигляд відповідних траєкторій проекції центра мас тіла на горизонтальну площину, амплітуди хитання у сагітальній і фронтальній площинах і середня за часом дослідження проекція суттєво відрізняється у різних здорових дослідних.

Через неможливість однозначної візуальної оцінки стабілографічних даних велике значення мають математичні методи обробки сигналу. У якості діагностично значущих параметрів були виділені максимальні амплітуди хитання у двох напрямках, відношення амплітуд хитання при одноопорному та двохопорному стоянні і спектральна щільність сигналу у визначених діапазонах частот, відповідних основним частотам коливання тіла. При переносі ваги тіла на одну зі стоп при двохопорному стоянні центр мас зміщується назад несиметрично для лівої та правої стопи. Закономірності зміни амплітуди хитання при цьому не виявляються. При одноопорному стоянні виникає суттєве (у середньому у два рази) збільшення амплітуди хитання, особливо у фронтальній площині, що пов'язано зі значним зменшенням площі опорної поверхні у цьому напрямку.

Математична модель тіла людини у вигляді перевернутого триланкового маятника дозволяє розраховувати власні частоти коливань системи, описує збільшення частот при переході від двохопорного до одноопорного стояння. Модель допускає подальше узагальнення на випадок наявності патології, пов'язаної з обмеженою рухомістю суглобів, а також дозволяє вести систему фізіологічної регуляції підтримки вертикального стояння як управління моментами обертання у суглобах с деяким часом запізнювання.

Порівняльний аналіз стабілограми при стандартному двохопорному стоянні та балансуванні на одній стопі є перспективним для застосування у медичній діагностиці, оскільки дозволяє активізувати і оцінити роботу нервово-м'язової системи з управління підтримки балансу тіла людини, який буває порушеним через патологічні та вікові зміни.

Розроблена математична модель коливань тіла при двохопорному та однопорному стоянні і аналіз відповідних стабілографічних даних виявили закономірності та механізми підтримки вертикальної пози у нормі та патології.

В результаті проведеної роботи можна зробити наступні висновки:

- Розроблено концептуальну модель процесу підтримки вертикальної пози людини, як роботи системи автоматизованого керування та обґрунтовано загальний напрямок проведення статографічних досліджень при оцінці функції ОРС.

- Розроблено математичну модель впливу компенсаторно-приспосувальних механізмів організму на результати статографічних досліджень. Показано, що змінення одного або декількох параметрів системи підтримки рівноваги не веде до невідновних наслідків, а може компенсуватися незначними змінами інших, що веде до збереження рівноваги, але за рахунок інших механізмів компенсації.

- Розроблено математичну модель людини, як багатоланкового вертикального маятника, яка дозволяє розраховувати коливання сегментів тіла при аналізі траєкторії переміщення загального центру мас людини.

Порівняльний частотний аналіз статограми є перспективним для застосування у медичній діагностиці, оскільки дозволяє активізувати й оцінити роботу нервово-м'язової системи з управління підтримки рівноваги тіла людини, який буває порушеним через патологічні та вікові процеси.

4 МАТЕМАТИЧНИЙ АНАЛІЗ СТАТОГРАФІЧНИХ СИГНАЛІВ

4.1 Статистичний аналіз характеристик стояння

4.1.1 Статистичний аналіз протокольних даних статограм

Аналізували параметри стояння 6 волонтерів без фіксації суглобів та з фіксацією правого гомілковостопного, правого колінного та обох кульшових суглобів.

Мета даного розрахунку полягала у визначенні можливості за стандартними даними статографічного дослідження виявити особливості і ступінь варіабельності параметрів статограми при різних видах фіксації суглобів нижньої кінцівки. Визначити, чи можливо з їх допомогою розділити види фіксації суглобів і можуть ці дані використовувати у діагностиці ОРС.

В даному розділі були проаналізовані стандартні дані статограми, які подаються у стандартному протоколі дослідження. Було проаналізовано отримані значення коефіцієнту хитання при двоопорному стоянні, та одноопорному, а також середні значення координат X та Y при тих же типах стояння.

Визначали середнє значення параметру (математичне очікування) та його стандартне відхилення, та стандартну помилку, межі 95 % довірливого інтервалу та значення 5 % усіченого середнього, медіану, дисперсію, а також мінімальне та максимальне значення параметрів.

Така значна кількість розрахованих статистичних показників дає можливість визначити не тільки середні значення параметру, а й, наприклад за значенням медіани, визначити ступінь зміщення вибірки у бік збільшення, або зменшення від середнього. Порівняння меж 95 % довірчого інтервалу з максимальним та мінімальним значеннями дає можливість оцінити розкид параметру, і інтервал, який розцінюється як викиди, або випадкові значення. Дисперсія – показник випадкового ефекту, тобто середній квадрат відхилення від середнього. Чим більше значення дисперсії, тим більше розкид значень.

Результати розрахунків наведені у табл. 4.1

Таблиця 4.1 – Результати статистичного аналізу параметрів стояння без фіксації і з фіксацією суглобів нижньої кінцівки за даними статистичних досліджень

Тип фіксації	Статистичні параметри		Коефіцієнт хитання			Координати стояння						
			KK	KKD	KKS	двохопорне		опора на праву		опора на ліву		
						X	Y	X	Y	X	Y	
Без фіксації	Середнє		14,74	15,71	18,05	3,20	-25,60	43,40	-24,60	-48,20	-24,40	
	Стандартне відхилення		3,07	3,95	5,36	6,87	8,29	7,09	14,55	9,07	11,59	
	Стандартна помилка		1,37	1,77	2,40	3,07	3,71	3,17	6,51	4,05	5,18	
	95% довірчий інтервал, межа	нижня	10,93	10,80	11,40	-5,33	-35,90	34,59	-42,67	-59,46	-38,79	
		верхня	18,54	20,61	24,71	11,73	-15,30	52,21	-6,53	-36,94	-10,01	
	5% усічене середнє		14,54	15,92	18,11	3,39	-25,56	43,72	-24,56	-48,39	-24,28	
	Медіана		13,41	16,91	21,24	3,00	-26,00	47,00	-26,00	-52,00	-18,00	
	Дисперсія		9,41	15,61	28,70	47,20	68,80	50,30	211,80	82,20	134,30	
	Мінімальне		12,77	8,90	12,10	-7,00	-37,00	32,00	-42,00	-56,00	-37,00	
Максимальне		20,15	18,72	23,04	10,00	-15,00	49,00	-8,00	-37,00	-14,00		
Фіксація гомілковостопного суглоба	Середнє		12,59	15,77	15,27	0,80	-20,60	36,60	-21,20	-48,80	-25,20	
	Стандартне відхилення		3,34	3,47	4,28	8,73	12,52	9,96	8,98	7,40	9,23	
	Стандартна помилка		1,50	1,55	1,92	3,90	5,60	4,46	4,02	3,31	4,13	
	95% довірчий інтервал, межа	нижня	8,44	11,46	9,95	-10,04	-36,15	24,23	-32,35	-57,98	-36,66	
		верхня	16,75	20,08	20,59	11,64	-5,05	48,97	-10,05	-39,62	-13,74	
	5% усічене середнє		12,63	15,80	15,25	0,44	-21,11	36,72	-21,06	-49,06	-24,89	
	Медіана		12,77	15,57	15,40	-3,00	-22,00	39,00	-20,00	-49,00	-20,00	
	Дисперсія		11,18	12,05	18,35	76,20	156,80	99,30	80,70	54,70	85,20	
	Мінімальне		8,51	11,40	9,55	-7,00	-32,00	22,00	-35,00	-56,00	-38,00	
Максимальне		16,12	19,67	21,24	15,00	0,00	49,00	-10,00	-37,00	-18,00		
Фіксація колінного суглоба	Середнє		13,64	17,77	14,34	1,80	-14,80	41,00	-11,80	-43,60	-6,20	
	Стандартне відхилення		2,08	6,03	2,89	3,77	15,45	14,92	19,60	14,79	13,03	
	Стандартна помилка		0,93	2,70	1,29	1,69	6,91	6,67	8,77	6,62	5,83	
	95% довірчий інтервал, межа	нижня	11,05	10,28	10,76	-2,88	-33,98	22,48	-36,14	-61,97	-22,38	
		верхня	16,22	25,26	17,93	6,48	4,38	59,52	12,54	-25,23	9,98	
	5% усічене середнє		13,66	17,66	14,20	1,67	-14,56	41,11	-11,83	-42,78	-6,50	
	Медіана		13,65	18,30	13,79	1,00	-10,00	38,00	-10,00	-37,00	-11,00	
	Дисперсія		4,33	36,38	8,35	14,20	238,70	222,50	384,20	218,80	169,70	
	Мінімальне		10,54	11,67	12,02	-2,00	-36,00	21,00	-39,00	-69,00	-18,00	
Максимальне		16,22	25,81	19,30	8,00	2,00	59,00	16,00	-33,00	11,00		
Фіксація кульшових суглобів	Середнє		13,17	14,12	16,26	2,20	-18,60	46,40	-16,60	-55,60	-5,60	
	Стандартне відхилення		4,48	4,71	5,40	3,49	8,26	17,81	9,10	9,86	8,53	
	Стандартна помилка		2,00	2,11	2,41	1,56	3,70	7,97	4,07	4,41	3,82	
	95% довірчий інтервал, межа	нижня	7,61	8,27	9,56	-2,14	-28,86	24,28	-27,90	-67,85	-16,19	
		верхня	18,74	19,96	22,96	6,54	-8,34	68,52	-5,30	-43,35	4,99	
	5% усічене середнє		13,06	14,26	16,42	2,06	-18,50	47,11	-16,94	-55,17	-5,78	
	Медіана		11,67	13,90	19,44	2,00	-19,00	47,00	-20,00	-50,00	-7,00	
	Дисперсія		20,08	22,16	29,13	12,20	68,30	317,30	82,80	97,30	72,80	
	Мінімальне		8,60	6,94	8,51	-1,00	-31,00	18,00	-25,00	-71,00	-15,00	
Максимальне		19,69	18,79	21,09	8,00	-8,00	62,00	-2,00	-48,00	7,00		
Значення однофакторного дисперсійного аналізу (ANOVA)			F	0,366	0,519	0,597	0,132	0,760	0,497	0,816	1,080	5,162
			p	0,779	0,675	0,626	0,940	0,533	0,690	0,504	0,386	0,011

Статистичний аналіз показав наявність певної закономірності змін параметрів статистичної діаграми при фіксації суглобів нижньої кінцівки (табл. 4.1).

Значення коефіцієнтів хитання мало залежать від фіксації суглобів причому як при двоопорному, так і при одноопорному хитанні. Це підтверджується і результатами однофакторного дисперсійного аналізу (ANOVA) із апостеріорним критерієм Дункана (табл. 4.2).

Таблиця 4.2 – Результати однофакторного дисперсійного аналізу коефіцієнтів хитання за даними статистичних досліджень

Коефіцієнт хитання					
Двоопорне стояння	Підгрупи $\alpha=0,05$	Опора на праву кінцівку	Підгрупи $\alpha=0,05$	Опора на ліву кінцівку	Підгрупи $\alpha=0,05$
	1		1		1
Фіксація гомілково-стопного суглобу	12,59	Фіксація кульшових суглобів	14,12	Фіксація колінного суглобу	14,34
Фіксація кульшових суглобів	13,17	Без фіксації	15,71	Фіксація гомілково-стопного суглобу	15,27
Фіксація колінного суглобу	13,64	Фіксація гомілково-стопного суглобу	15,77	Фіксація кульшових суглобів	16,26
Без фіксації	14,74	Фіксація колінного суглобу	17,77	Без фіксації	18,05
Стат. значущість між елементами гомогенної групи, p	0,367	Стат. значущість між елементами гомогенної групи, p	0,269	Стат. значущість між елементами гомогенної групи, p	0,257

При двоопорному стоянні без фіксації суглобів відмічається зміщення положення ЗЦМ вправо ($3,20 \pm 6,87$) мм і назад ($25,60 \pm 8,29$) мм (табл. 3.1). Розкид значень зміщення положення ЗЦМ у фронтальній площині дуже значний – від 7 мм вліво та до 10,00 мм вправо. Нахил назад коливається у межах від 15,00 до 37,00 мм. При фіксації гомілковостопного суглобу у фронтальній площині відмічається вирівнювання положення ЗЦМ біля ($0,8 \pm 8,73$) мм, а розкид значень коливається від 7 мм вліво до 15 мм вправо, а нахил назад зменшується в середньому до ($20,6 \pm 12,52$) мм, варируючи від вертикального положення 0 мм, до 32 мм назад. При фіксації правого колінного суглобу зміщення вправо в середньому декілька збільшується до ($1,8 \pm 3,77$) мм і знаходиться у межах від 2 мм зліва до 8 мм справа від центра. Нахил назад зменшується в середньому до ($14,80 \pm 15,45$) мм, і знаходиться у межах від 2 мм попереду до 36 мм позаду. При фіксації кульшових суглобів спостерігається збільшення середнього значення у фронтальній площині до ($2,20 \pm 3,49$) мм, але не досягаючи стану без

фіксації суглобів, відхилення назад зростає до 18,60 мм і залишається таким у межах від 8 до 31 мм.

При опорі на фіксовану кінцівку відхилення у фронтальній площині більше при фіксації кульшових суглобів – (46,4±17,81) мм, менше зміщення ЗЦМ при фіксації гомілки (36,60±9,96) мм і ще менше при фіксації колінного суглобу – (41,00±14,92) мм. Зміщення ЗЦМ у фронтальній площині без фіксації суглобів становить (43,40±7,09) мм. Відхилення ЗЦМ у сагітальній площині максимальне без фіксації суглобів (24,60±14,55) мм назад, практично таке ж відхилення назад при фіксації гомілковостопного суглобу (21,20±8,98) мм, при фіксації колінного суглобу відхилення назад зменшується до (11,80±19,60) мм, при фіксації кульшових суглобів становить (16,60±9,10) мм назад.

При опорі на незафіксовану кінцівку спостерігається практично однакові значення розташування ЗЦМ – у межах від 50 до 55 мм вліво і від 20 до 25 мм назад при фіксації гомілки і 5-6 мм при фіксації коліна і тазу. Ці дані статистично відрізняються ($F=5,162$; $p=0,011$) (табл. 3.1 – ANOVA).

Проведений однофакторний дисперсійний аналіз не виявив статистично значущої різниці між параметрами статограм при фіксації різних суглобів нижньої кінцівки (табл. 4.1), що підтверджується і результатами критерію Дункана (табл. 4.3). Не виявлено різниці між даними статографічних досліджень при стоянні без фіксації і з фіксацією суглобів нижньої кінцівки і тазу, це обумовлено великим розкидом значень. А зменшення зміщення ЗЦМ при фіксації колінного кульшових суглобів майже втричі, одразу становить ці групи, що відрізняються статистично значуще ($\alpha=0,05$) (табл. 4.3).

Відсутність статистичної різниці між, на перший погляд, достатньо різних параметрів статограм можна пояснити наявністю великої дисперсії значень. Мінімізація впливу такого розкиду значень потребує дуже значного збільшення вибірки для дослідження – до декілька сотень.

Таблиця 4.3 - Результати однофакторного дисперсійного аналізу координат ЗЦМ за даними статографічних досліджень

координати ЗЦМ			
Х		Y	
Двохопорне стояння	Підгрупи $\alpha=0,05$	Двохопорне стояння	Підгрупи $\alpha=0,05$

	1		1
Фіксація правого гомілковостопного суглобу	0,80	Без фіксації	-25,60
Фіксація правого колінного суглобу	1,80	Фіксація правого гомілковостопного суглобу	-20,60
Фіксація кульшових суглобів	2,20	Фіксація кульшових суглобів	-18,60
Без фіксації	3,20	Фіксація правого колінного суглобу	-14,80
Статистична значущість між елементами гомогенної групи, р	0,577	Статистична значущість між елементами гомогенної групи, р	0,192
Переважна опора на праву кінцівку	Підгрупи $\alpha=0,05$	Переважна опора на праву кінцівку	Підгрупи $\alpha=0,05$
	1		1
Фіксація правого гомілковостопного суглобу	36,60	Без фіксації	-24,60
Фіксація правого колінного суглобу	41,00	Фіксація правого гомілковостопного суглобу	-21,20
Без фіксації	43,40	Фіксація кульшових суглобів	-16,60
Фіксація кульшових суглобів	46,40	Фіксація правого колінного суглобу	-11,80
Статистична значущість між елементами гомогенної групи, р	0,293	Статистична значущість між елементами гомогенної групи, р	0,195
Переважна опора на ліву кінцівку	Підгрупи $\alpha=0,05$	Переважна опора на ліву кінцівку	Підгрупи $\alpha=0,05$
	1		1 2
Фіксація кульшових суглобів	-55,60	Фіксація правого гомілковостопного суглобу	- 25,20
Фіксація правого гомілковостопного суглобу	-48,80	Без фіксації	- 24,40
Без фіксації	-48,20	Фіксація правого колінного суглобу	-6,20
Фіксація правого колінного суглобу	-43,60	Фіксація кульшових суглобів	-5,60
Статистична значущість між елементами гомогенної групи, р	0,119	Статистична значущість між елементами гомогенної групи, р	0,908 0,931

4.1.2 Аналіз часових рядів

У наступному дослідженні ми аналізували не стандартні, розраховані апаратно параметри статограм, а отриманий часовий ряд, тобто розгортку статограми у фронтальній та сагітальній площинах у часі. Статистичні дослідження проводили за такою же схемою, як і попередній розрахунок. Ці дані є первинними, у тому числі для розрахунку параметрів статограм, які ми отримуємо у стандартному протоколі статографічного дослідження. Результати розрахунку часових рядів наведені у табл. (4.4).

Таблиця 4.4 – Результати статистичного аналізу параметрів стояння без фіксації і з фіксацією суглобів нижньої кінцівки за даними часових рядів

Тип фіксації	Статистичні параметри	Двоопорне стояння	Опора на праву кінцівку	Опора на ліву кінцівку
--------------	-----------------------	-------------------	-------------------------	------------------------

		X	Y	X	Y	X	Y	
Без фіксації	Середнє	3,28	26,62	46,51	20,10	-49,23	25,98	
	Стандартне відхилення	7,29	10,63	8,18	17,97	13,02	13,14	
	Стандартна помилка	0,09	0,14	0,10	0,23	0,17	0,17	
	95% довірчий інтервал, межа	нижня	3,10	26,35	46,30	19,65	-49,55	25,65
		верхня	3,46	26,88	46,71	20,55	-48,90	26,31
	5% усічене середнє	3,55	26,60	46,65	20,34	-48,72	25,92	
	Медіана	3,00	26,00	48,00	17,00	-45,00	27,00	
	Дисперсія	53,17	112,93	66,89	322,85	169,46	172,71	
	Мінімальне	-18,00	2,00	27,00	-17,00	-80,00	0,00	
	Максимальне	18,00	58,00	68,00	49,00	-27,00	59,00	
Фіксація правого гомілковостопного суглобу	Середнє	7,91	22,86	43,41	17,81	-50,43	22,70	
	Стандартне відхилення	10,71	13,41	13,13	15,75	6,96	16,34	
	Стандартна помилка	0,14	0,17	0,17	0,20	0,09	0,21	
	95% довірчий інтервал, межа	нижня	7,64	22,52	43,08	17,42	-50,61	22,29
		верхня	8,18	23,19	43,73	18,21	-50,26	23,11
	5% усічене середнє	7,95	23,79	43,27	18,26	-50,61	23,01	
	Медіана	10,00	27,00	41,00	21,00	-51,00	29,50	
	Дисперсія	114,70	179,90	172,32	248,18	48,41	267,12	
	Мінімальне	-12,00	-11,00	15,00	-19,00	-66,00	-15,00	
	Максимальне	27,00	39,00	72,00	48,00	-30,00	52,00	
Фіксація правого колінного суглобу	Середнє	4,13	15,40	44,06	11,46	-43,35	5,75	
	Стандартне відхилення	5,42	13,86	13,69	19,52	13,86	12,70	
	Стандартна помилка	0,07	0,18	0,17	0,25	0,18	0,16	
	95% довірчий інтервал, межа	нижня	3,99	15,05	43,71	10,97	-43,70	5,44
		верхня	4,27	15,74	44,40	11,95	-43,00	6,07
	5% усічене середнє	4,03	15,34	44,36	11,94	-42,61	6,04	
	Медіана	3,00	16,00	44,00	14,00	-40,00	10,00	
	Дисперсія	29,35	191,99	187,50	380,84	192,15	161,18	
	Мінімальне	-8,00	-19,00	15,00	-40,00	-79,00	-22,00	
	Максимальне	18,00	48,00	71,00	60,00	-23,00	30,00	
Фіксація кульшових суглобів	Середнє	3,63	12,83	57,16	14,04	-53,33	0,46	
	Стандартне відхилення	5,14	11,40	8,45	11,19	11,24	9,31	
	Стандартна помилка	0,07	0,15	0,11	0,14	0,14	0,12	
	95% довірчий інтервал, межа	нижня	3,50	12,55	56,95	13,76	-53,61	0,22
		верхня	3,76	13,12	57,37	14,32	-53,05	0,69
	5% усічене середнє	3,56	12,77	57,42	13,96	-52,79	0,41	
	Медіана	2,00	11,00	60,00	14,00	-49,00	1,00	
	Дисперсія	26,43	130,07	71,34	125,12	126,38	86,72	
	Мінімальне	-9,00	-11,00	37,00	-16,00	-82,00	-22,00	
	Максимальне	16,00	37,00	72,00	46,00	-34,00	27,00	
		505,0	1640,5	2017,6	338,3	805,6	5603,8	
F		5	6	4	7	0	5	

Значення однофакторного дисперсійного аналізу (ANOVA)	p	<<0,001
---	---	---------

Проведений нами аналіз часових рядів статограм волонтерів з фіксацією різних суглобів дозволив виявити цікаві закономірності.

Перша закономірність полягає в тому, що чим нижче рівень фіксації, тим більше величина зміщення проекції ЗЦМ в бік фіксованої кінцівки при двоопорному стоянні, якщо за основу брати величину зміщення при дослідженні без фіксації (табл. 4.4).

Так при двоопорному стоянні без фіксації величина зміщення проекції ЗЦМ у фронтальній площині дорівнювала $(3,28 \pm 0,18)$ мм, при фіксації кульшового суглоба – $(3,63 \pm 0,13)$ мм, при фіксації колінного суглоба – $(4,13 \pm 0,14)$ мм и при фіксації гомілкоstopного – $(7,91 \pm 0,04)$ мм.

Друга закономірність – в сагітальній площині при двоопорному стоянні спостерігали збільшення величини зміщення проекції ЗЦМ до заду з підвищенням рівня фіксації суглобів. Так при двоопорному стоянні без фіксації спостерігали зміщення проекції ЗЦМ на $(26,62 \pm 0,26)$ мм до переду, при фіксації гомілкоstopного суглоба ця величина зменшилась до $(22,86 \pm 0,34)$ мм, при фіксації колінного суглоба – до $(15,40 \pm 0,35)$ мм, а при фіксації кульшового суглоба величина зміщення проекції ЗЦМ до переду складала тільки $(12,83 \pm 0,28)$ мм.

Інші закономірності виявлені при одноопорних варіантах стояння. При опорі на праву (фіксовану) кінцівку у фронтальній площині спостерігали зменшення величини зміщення проекції ЗЦМ від базового рівня $(46,51 \pm 0,14)$ мм при стоянні без фіксації суглобів, з пониженням рівня фіксації починаючи з колінного суглоба – $(44,06 \pm 0,34)$ мм, при фіксації гомілковостопного суглоба – $(43,41 \pm 0,33)$ мм. При фіксації кульшового суглоба, навпаки, спостерігали підвищення величини зміщення проекції ЗЦМ у фронтальній площині до $(57,16 \pm 0,26)$ мм. В сагітальній площині при опорі на фіксовану кінцівку відмічено зміщення проекції ЗЦМ до заду від базового рівня $(20,10 \pm 0,14)$ мм при

відсутності фіксації. Але прямої залежності від рівня фіксації ми не спостерігали. Так при фіксації гомілковостопного суглоба величина зміщення в проекції ЗЦМ складала $(17,81 \pm 0,39)$ мм, при фіксації коліна – $(11,46 \pm 0,49)$ мм, при фіксації кульшового суглоба – $(14,04 \pm 0,28)$ мм.

При опорі на нефіксовану кінцівку величина зміщення проекції ЗЦМ у фронтальній площині без фіксації складала $(-49,23 \pm 0,32)$ мм, але при фіксації гомілковостопного та кульшового суглобів відмічали збільшення величини зміщення проекції ЗЦМ $(-50,43 \pm 0,18)$ та $(-53,33 \pm 0,28)$ мм, відповідно, а при фіксації колінного суглоба, навпаки, спостерігали зменшення цього показника – $(-43,35 \pm 0,35)$ мм. В сагітальній площині ми спостерігали чітку тенденцію до зменшення величини зміщення проекції ЗЦМ вперед від збільшення висоти фіксації протилежної кінцівки. Якщо при відсутності фіксації зміщення проекції ЗЦМ сягало значення $(25,98 \pm 0,32)$ мм, то при фіксації гомілковостопного суглоба цей показник зменшився до величини $(22,70 \pm 0,41)$ мм, при фіксації коліна – до $(5,75 \pm 0,31)$ мм, а при фіксації кульшового суглоба складав тільки $(0,46 \pm 0,24)$ мм.

Слід відмітити, що при однофакторному дисперсійному аналізі (ANOVA) відмінності всіх приведених показників між групами з фіксацією різних суглобів виявилися статистично значимими на рівні $p < 0,001$.

Ми перевірили ці результати за допомогою апостеріорного критерію Дункана. Результати показали, що при всіх варіантах опори, показники зміщення проекції ЗЦМ, як у фронтальній, так і в сагітальній площинах, статистично значимо відрізняються в залежності від фіксованого суглоба, про що свідчить розподіл цих показників до різних підгруп. Рівень похибки при розподілі показників до підгруп закладали на рівні $\alpha = 0,05$ (табл. 4.5).

При двоопорному стоянні у фронтальній площині найменше зміщення спостерігається при стоянні без фіксації суглобів, а найбільше – при фіксації гомілковостопного суглоба, а у сагітальній, особливості інші – найменше значення при фіксації кульшових суглобів, а найбільше при стояння без фіксації. При опорі на фіксовану кінцівку найменше зміщення у фронтальній площині

спостерігається при фіксації гомілки. а найбільше при фіксації кульшових суглобів.

Таблиця 4.5 – Результати апостеріорного критерію Дункана даних часових рядів (однофакторний дисперсійний аналіз)

Двоопорне стояння									
Фронтальна площина	Підгрупи $\alpha=0,05$				Сагітальна площина	Підгрупи $\alpha=0,05$			
	1	2	3	4		1	2	3	4
Без фіксації	3,28				Фіксація кульшових суглобів	12,84			
Фіксація кульшових суглобів		3,63			Фіксація колінного суглобу		15,40		
Фіксація колінного суглобу			4,13		Фіксація гомілко-востопного суглобу			22,86	
Фіксація гомілко-востопного суглобу				7,91	Без фіксації				26,62
Переважна опора на праву кінцівку									
Фронтальна площина	Підгрупи $\alpha=0,05$				Сагітальна площина	Підгрупи $\alpha=0,05$			
	1	2	3	4		1	2	3	4
Фіксація гомілко-востопного суглобу	43,41				Фіксація колінного суглобу	11,46			
Фіксація колінного суглобу		44,06			Фіксація кульшових суглобів		14,04		
Без фіксації			46,51		Фіксація гомілко-востопного суглобу			17,81	
Фіксація кульшових суглобів				57,16	Без фіксації				20,10
Переважна опора на ліву кінцівку									
Фронтальна площина	Підгрупи $\alpha=0,05$				Сагітальна площина	Підгрупи $\alpha=0,05$			
	1	2	3	4		1	2	3	4
Фіксація кульшових суглобів	-53,33				Фіксація кульшових суглобів	0,46			
Фіксація гомілко-востопного суглобу		-50,43			Фіксація колінного суглобу		5,75		
Без фіксації			-49,23		Фіксація гомілко-востопного суглобу			22,70	
Фіксація колінного суглобу				-43,35	Без фіксації				25,98
Статистична значущість між елементами гомогенної групи, $p=1,000$									

У сагітальній площині фіксація колінного суглобу призводить до зменшення зміщення ЗЦМ, а максимальне спостерігається при стоянні без фіксації суглобів. Звернути увагу треба на параметри статограми при опорі на

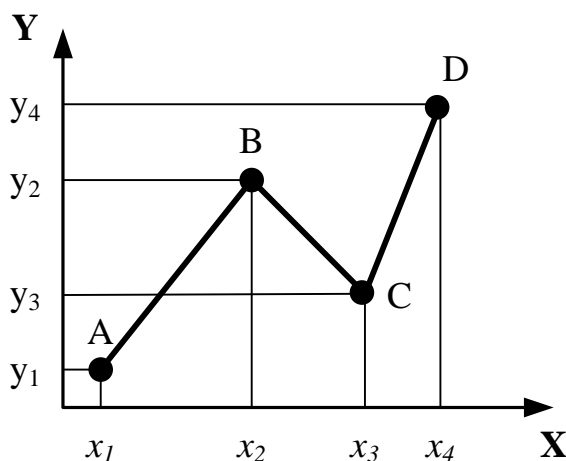
незафіксовану кінцівку. Значення статограми у сагітальній площині при стояння без фіксації і з фіксацією гомілки такі ж, як і при двоопорному стояння, а фіксація кульшових суглобів і коліна не дає можливість тілу відхилитися назад, тому значення ЗЦМ у сагітальній площині зміщуються ближче до переду.

Проведені нами статистичні аналізи стандартних значень протоколу стографічного дослідження і первинних даних часових рядів показали, що первинні дані несуть значно більше корисної інформації, щодо особливостей формування рівноваги стояння, ніж усереднені протокольні дані. Первинні дані потребують більш ретельного дослідження не тільки з боку описової і порівняльної статистики, а й як достатній матеріал для динамічних і гармонічних аналізів.

4.2 Динамічний аналіз вертикальної постави

До динамічних характеристик статограми ми віднесли довжину траєкторії, швидкість хитання, площа плями проекції ЗЦМ на площу опори та відношення площі плями до довжини траєкторії. Крім того, був проведений аналіз тренду часового ряду.

Динамічні характеристики сигналу: стабілограма записується дискретними значеннями координат X і Y . Довжина траєкторії (S , мм) розраховували за 1024 координатами статограми як суму довжини вектора між двома зафіксованими точками стабілограми (рис. 4.1).



а

$$|AB| = \sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2}$$

$$|BC| = \sqrt{(x_3 - x_2)^2 + (y_3 - y_2)^2}$$

$$|CD| = \sqrt{(x_4 - x_3)^2 + (y_4 - y_3)^2}$$

$$|AD| = |AB| + |BC| + |CD|$$

б

Рисунок 4.1 – Визначення довжини траєкторії статограми

а) фрагмент розгортки стабілограми;

б) приклад розрахунку довжини фрагменту стабілограми.

Швидкість хитання (V , мм/с) розраховували як відношення довжини траєкторії до часу дослідження - 25,575 с. Площа, яку оточує пляма статограми на площі опори (P_l , мм²) визначали як множення розкиду у фронтальній площині на розкид у сагітальні. Визначали відношення площі плями траєкторії хитання ЗЦМ до довжини траєкторії (P_l/S , мм). Результати аналізу наведені у табл. 4.6.

Таблиця 4.6 – Динамічні параметри статограми при вертикальному стоянні без фіксації та з фіксацією суглобів нижньої кінцівки

№ досліду	Без фіксації			Фіксація гомілковостопного суглоба			Фіксація колінного суглобу			Фіксація кульшових суглобів		
	DS	D	S	DS	D	S	DS	D	S	DS	D	S
Довжина траєкторії, мм												
1	29,66	44,07	57,90	45,66	36,83	53,90	45,14	28,07	40,07	46,90	45,41	45,41
2	38,24	39,73	22,24	22,83	38,90	45,49	42,07	35,24	37,49	34,66	28,07	57,49
3	50,72	83,82	42,07	57,55	55,14	63,21	48,49	80,46	67,38	51,49	53,55	49,49
4	33,24	46,07	36,00	55,66	34,41	56,97	41,83	48,07	67,28	55,90	74,52	48,49
5	60,38	56,56	74,61	54,73	48,83	50,38	61,07	62,73	66,97	55,90	74,52	48,49
6	33,24	37,83	41,24	41,66	53,73	51,07	40,24	43,83	38,83	28,83	36,83	47,73
Швидкість хитання, мм/с												
1	1,16	1,72	2,26	1,79	1,44	2,11	1,77	1,10	1,57	1,83	1,78	1,78
2	1,50	1,55	0,87	0,89	1,52	1,78	1,65	1,38	1,47	1,36	1,10	2,25
3	1,98	3,28	1,65	2,25	2,16	2,47	1,90	3,15	2,63	2,01	2,09	1,93
4	1,30	1,80	1,41	2,18	1,35	2,23	1,64	1,88	2,63	2,19	2,91	1,90
5	2,36	2,21	2,92	2,14	1,91	1,97	2,39	2,45	2,62	2,19	2,91	1,90
6	1,30	1,48	1,61	1,63	2,10	2,00	1,57	1,71	1,52	1,13	1,44	1,87
Площа плями проекції траєкторії хитання, мм ²												
1	322,0	221,0	169,0	323,0	110,0	255,0	210,0	140,0	494,0	130,0	99,0	180,0
2	450,0	462,0	240,0	156,0	651,0	494,0	264,0	740,0	345,0	576,0	558,0	684,0
3	299,0	624,0	180,0	420,0	361,0	289,0	228,0	630,0	272,0	182,0	374,0	650,0
4	160,0	121,0	234,0	110,0	220,0	104,0	180,0	288,0	294,0	210,0	512,0	700,0
5	440,0	437,0	682,0	375,0	442,0	450,0	375,0	1053,0	320,0	210,0	512,0	700,0
6	152,0	280,0	720,0	121,0	252,0	484,0	264,0	224,0	575,0	294,0	270,0	247,0
Відношення площі плями проекції траєкторії до довжини траєкторії хитання, мм												
1	10,86	5,01	2,92	7,07	2,99	4,73	4,65	4,99	12,33	2,77	2,18	3,96
2	11,77	11,63	10,79	6,83	16,74	10,86	6,28	21,00	9,20	16,62	19,88	11,90
3	5,89	7,44	4,28	7,30	6,55	4,57	4,70	7,83	4,04	3,53	6,98	13,14
4	4,81	2,63	6,50	1,98	6,39	1,83	4,30	5,99	4,37	3,76	6,87	14,44

5	7,29	7,73	9,14	6,85	9,05	8,93	6,14	16,79	4,78	3,76	6,87	14,44
6	4,57	7,40	17,46	2,90	4,69	9,48	6,56	5,11	14,81	10,20	7,33	5,18

Аналізуючи дані, наведені в табл. 4.6, можна помітити, що фіксація суглобів нижньої кінцівки змінює динамічні параметри статограми. Змінюється довжина траєкторії при фіксації суглобів у порівнянні зі стоянням без фіксації, змінюється швидкість хитання і площі плями ЗЦМ. Хоча зміни не однакові, і сильно відрізняються між волонтерами. Ми проаналізували ці зміни, розрахувавши відносну зміну довжини траєкторії у відношенні до стояння без фіксації і виразили їх у відсотках (табл. 4.7).

Таблиця 4.7 – Динаміка зміни довжини траєкторії проекції хитання при фіксації суглобів нижньої кінцівки у порівнянні із стоянням без фіксації

№ дослідю	Зміна довжини траєкторії ЗЦМ, %								
	Фіксація гомілковостопного суглоба			Фіксація колінного суглобу			Фіксація кульшових суглобів		
	DS	D	S	DS	D	S	DS	D	S
1	53,95	-16,43	-6,91	52,21	-36,30	-30,79	58,14	3,05	-21,56
2	27,68	-2,09	104,50	10,01	-11,29	68,53	-9,38	-29,34	158,45
3	13,46	-34,21	50,25	-4,41	-4,01	60,15	1,51	-36,11	17,62
4	67,43	-25,30	58,25	25,83	4,34	86,88	68,16	61,75	34,68
5	-9,37	-13,66	-32,47	1,14	10,91	-10,24	-7,43	31,76	-35,02
6	25,31	42,03	23,83	21,06	15,86	-5,85	-13,28	-2,64	15,72
	Основна тенденція змінення довжини траєкторії								
M	29,74 ↑	-8,28 ↓	32,91 ↑	17,64 ↑	-3,42 ≈	28,11 ↑	16,29 ↑	4,74 ≈	28,32 ↑

При фіксації будь-якого суглобу при двоопорному стоянні спостерігається збільшення довжини траєкторії від 15 до 20 %, а переважна опора на зафіксовану кінцівку призводить до зменшення довжини траєкторії хитання, особливо при зафіксованому гомілковостопному суглобі (на 8,3 %), а при фіксованому колінному суглобі тільки на 3,42 %, хоча у деяких волонтерів спостерігається зменшення довжини траєкторії хитання до 36 %. При опорі на не зафіксовану кінцівку спостерігається переважно збільшення довжини траєкторії приблизно на 30 %. При фіксації кульшових суглобів у деяких волонтерів було виявлено збільшення довжини траєкторії хитання майже від 60 до 70 %, а при переважній опорі на одну кінцівку у одного волонтера відмічено збільшення втричі (158 %).

Швидкість хитання прямо залежить від довжини траєкторії на величину 25,575 (час дослідження, який відповідає 1024 відлікам). Тому закономірності зміни швидкості хитання такі ж самі, як і довжина траєкторії.

Аналіз площі квадрата навколо плями проєкції траєкторії хитання показав високу варіабельність, як і параметр відношення площі до довжині траєкторії (табл. 4.6). Результати статистичного аналізу цих параметрів наведена в табл. 4.8.

Таблиця 4.8 – Результати статистичного аналізу динамічних параметрів статограми без фіксації і з фіксацією суглобів нижньої кінцівки

Статистичні показники	Без фіксації			Фіксація правої гомілки			Фіксація правого коліна			Фіксація кульшових суглобів		
	DS	D	S	DS	D	S	DS	D	S	DS	D	S
Довжина траєкторії, мм												
Середнє	40,91	51,35	45,68	46,35	44,64	53,50	46,47	49,73	53,00	45,61	52,15	49,52
Стандартне відхилення	12,06	17,21	18,23	13,10	9,04	6,10	7,73	19,13	15,58	11,40	19,30	4,14
Розкид	30,72	45,99	52,37	34,72	20,73	17,72	20,83	52,39	29,89	27,07	46,45	12,08
Мінімум	29,66	37,83	22,24	22,83	34,41	45,49	40,24	28,07	37,49	28,83	28,07	45,41
Максимум	60,38	83,82	74,61	57,55	55,14	63,21	61,07	80,46	67,38	55,90	74,52	57,49
Швидкість хитання, мм/с												
Середнє	1,60	2,01	1,79	1,81	1,75	2,09	1,82	1,95	2,07	1,79	2,04	1,94
Стандартне відхилення	0,47	0,67	0,71	0,51	0,35	0,24	0,30	0,75	0,61	0,45	0,75	0,16
Розкид	1,20	1,80	2,05	1,36	0,81	0,69	0,82	2,05	1,16	1,06	1,81	0,47
Мінімум	1,16	1,48	0,87	0,89	1,35	1,78	1,57	1,10	1,47	1,13	1,10	1,78
Максимум	2,36	3,28	2,92	2,25	2,16	2,47	2,39	3,15	2,63	2,19	2,91	2,25
Площа плями проєкції траєкторії хитання, мм ²												
Середнє	303,83	357,50	370,83	250,83	339,33	346,00	253,50	512,50	383,33	267,00	387,50	526,83
Стандартне відхилення	129,62	183,76	257,58	137,79	191,11	156,11	67,72	354,99	122,34	160,44	177,36	244,31
Розкид	298,00	503,00	551,00	310,00	541,00	390,00	195,00	913,00	303,00	446,00	459,00	520,00
Мінімум	152,00	121,00	169,00	110,00	110,00	104,00	180,00	140,00	272,00	130,00	99,00	180,00
Максимум	450,00	624,00	720,00	420,00	651,00	494,00	375,00	1053,00	575,00	576,00	558,00	700,00
Відношення площі плями проєкції ЗЦМ до довжини траєкторії хитання, мм												
Середнє	7,53	6,97	8,52	5,49	7,74	6,73	5,44	10,29	8,26	6,77	8,35	10,51
Стандартне відхилення	3,10	3,01	5,27	2,39	4,85	3,53	0,99	6,88	4,59	5,54	5,97	4,71
Розкид	7,20	9,00	14,54	5,32	13,75	9,03	2,26	16,01	10,77	13,85	17,70	10,48
Мінімум	4,57	2,63	2,92	1,98	2,99	1,83	4,30	4,99	4,04	2,77	2,18	3,96

Максимум	11,77	11,63	17,46	7,30	16,74	10,86	6,56	21,00	14,81	16,62	19,88	14,44
----------	-------	-------	-------	------	-------	-------	------	-------	-------	-------	-------	-------

Індивідуальні характеристики стояння як без фіксації суглобів, так і з фіксацією дуже варіабельні, і розкид за деякими параметрами сягає більше, ніж 2 значення середнього значення. Ми подали графічний аналіз отриманих даних розрахунку у вигляді коробчастих діаграм (рис. 4.2).

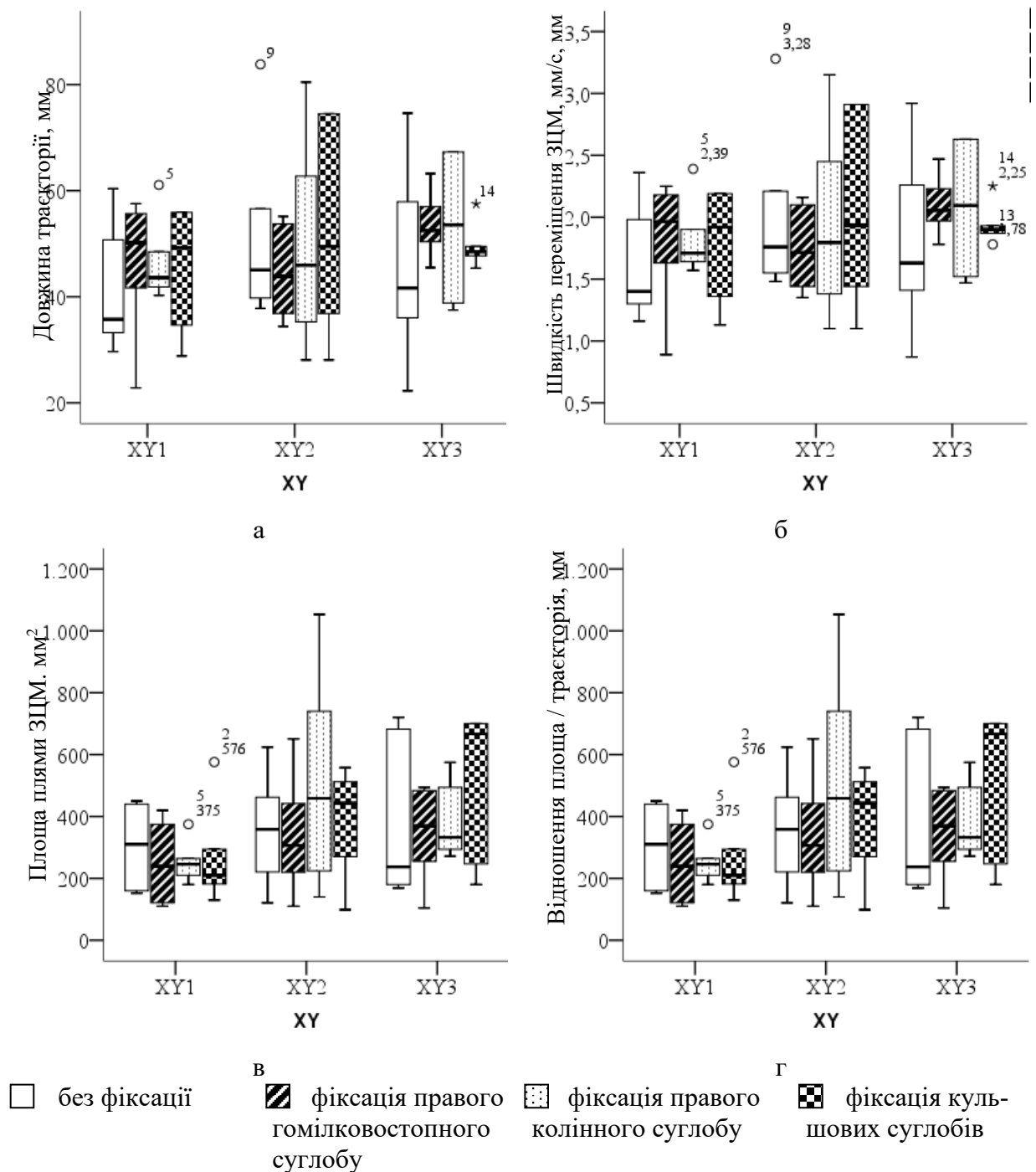


Рисунок 4.2 – Коробчасті діаграми:

а) довжина траєкторії, мм;

б) швидкість хитання, мм/с;

- в) площа плями проекції траєкторії ЗЦМ, мм²;
 г) відношення площі к довжині траєкторії. мм.

Попередній аналіз дає наглядну уяву щодо зміни характеру стояння при фіксації суглобів нижніх кінцівок, але аналіз не буде повним без доказовості отриманих висновків. Було проведено порівняльний аналіз характеристик стояння, результати якого наведені у табл. 4.9.

Таблиця 4.9 – Порівняльний аналіз динамічних характеристик статограм без фіксації і з фіксацією суглобів нижніх кінцівок при статографічному дослідженні

Тип стояння	Критерій парних вибірок					
	Пари порівняння	Парні відміни		Статистична значущість тесту		
		Середнє	Стандартне відхилення			
		t	p			
Довжина траєкторії хитання, мм						
Двохопорне стояння	Без фіксації	Фіксація правого ГСС	-5,44	13,92	-0,96	0,383
		Фіксація правого КС	-5,56	6,28	-2,17	0,082
		Фіксація кульшових суглобів	-4,70	12,09	-0,95	0,385
Опора на праву кінцівку	Без фіксації	Фіксація правого ГСС	6,71	14,52	1,13	0,309
		Фіксація правого КС	1,61	8,37	0,47	0,657
		Фіксація кульшових суглобів	-0,80	20,90	-0,09	0,929
Опора на ліву кінцівку	Без фіксації	Фіксація правого ГСС	-7,83	18,76	-1,02	0,354
		Фіксація правого КС	-7,33	19,55	-0,92	0,401
		Фіксація кульшових суглобів	-3,84	21,19	-0,44	0,676
Швидкість хитання, мм/с						
Двохопорне стояння	Без фіксації	Фіксація правого ГСС	-0,21	0,55	-0,95	0,384
		Фіксація правого КС	-0,22	0,24	-2,20	0,079
		Фіксація кульшових суглобів	-0,19	0,47	-0,96	0,381
Опора на праву кінцівку	Без фіксації	Фіксація правого ГСС	0,26	0,57	1,12	0,312
		Фіксація правого КС	0,06	0,32	0,47	0,660
		Фіксація кульшових суглобів	-0,03	0,82	-0,09	0,928
Опора на ліву кінцівку	Без фіксації	Фіксація правого ГСС	-0,31	0,73	-1,02	0,352
		Фіксація правого КС	-0,29	0,76	-0,92	0,398
		Фіксація кульшових суглобів	-0,15	0,83	-0,45	0,672
Площа плями проекції траєкторії хитання, мм ²						
Двохопорне стояння	Без фіксації	Фіксація правого ГСС	53,00	135,58	0,96	0,380
		Фіксація правого КС	50,33	104,07	1,19	0,289
		Фіксація кульшових суглобів	36,83	163,62	0,55	0,605
Опора на праву кінцівку	Без фіксації	Фіксація правого ГСС	18,17	158,64	0,28	0,790
		Фіксація правого КС	-155,00	264,66	-1,44	0,211
		Фіксація кульшових суглобів	-30,00	219,00	-0,34	0,751
Опора на ліву кінцівку	Без фіксації	Фіксація правого ГСС	24,83	203,23	0,30	0,777
		Фіксація правого КС	-12,50	236,58	-0,13	0,902
		Фіксація кульшових суглобів	-156,00	377,72	-1,01	0,358
Відношення площі плями проекції траєкторії до довжини траєкторії хитання, мм						
		Фіксація правого ГСС	2,04	2,31	2,17	0,083

Двохопорне стояння	Без фіксації	Фіксація правого КС	2,09	3,14	1,63	0,164
		Фіксація кульшових суглобів	0,76	5,22	0,36	0,737
Опора на праву кінцівку	Без фіксації	Фіксація правого ГСС	-0,76	3,19	-0,59	0,583
		Фіксація правого КС	-3,31	4,91	-1,65	0,160
		Фіксація кульшових суглобів	-1,38	4,09	-0,83	0,447
Опора на ліву кінцівку	Без фіксації	Фіксація правого ГСС	1,78	3,74	1,17	0,296
		Фіксація правого КС	0,26	4,93	0,13	0,902
		Фіксація кульшових суглобів	-2,00	7,73	-0,63	0,555

Статистичний аналіз не виявив статистичних різниць у динамічних параметрів вертикального стояння. І хоча різниці значень у парах, що досліджувалися (особливо площі) значні, великий розкид значень і мала вибірка волонтерів не дає можливість виявити статистично значущі різниці параметрів стояння.

При фіксації гомілковостопного суглоба спостерігається тенденція до збільшення довжини траєкторії при двохопорному стоянні. Без фіксації середнє значення довжини при двохопорному стоянні дорівнює $(40,91 \pm 12,06)$ мм, а при фіксації ГСС дорівнює $(46,35 \pm 13,10)$ мм, при опорі на кінцівку із зафіксованим ГСС довжина траєкторії зменшується від $(51,35 \pm 17,21)$ до $(45,68 \pm 53,58)$ мм, але при переважній опорі на нефіксовану кінцівку, знову спостерігаємо збільшення довжини траєкторії від $(44,64 \pm 4,04)$ до $(53,50 \pm 6,10)$ мм. Ця динаміка наглядно представлена діаграмі (рис. 4.2, а). Рівень медіани свідчить про переважну тенденцію вибірки. Швидкість хитання змінюється за таким же характером, і ми не будемо особливо звертати на неї уваги. При аналізі площини плями траєкторії ЗЦМ, на відміну від довжини траєкторії площа плями проекції ЗЦМ при двоопорному стоянні із зафіксованим ГСС зменшується з $(303,83 \pm 129,62)$ мм до $(250,83 \pm 137,79)$ мм, а при переважній опорі на кінцівку зі зафіксованим ГСС з $(357,50 \pm 183,76)$ мм до $(339,33 \pm 191,11)$. Це може говорити тільки про те, що збільшується частота хитання зі зменшенням амплітуди.

При фіксації колінного суглобу зростає довжина траєкторії при двоопорному стоянні до $(46,47 \pm 7,8)$ мм, а опорі на кінцівку із зафіксованим КС до $(49,73 \pm 19,13)$ мм. Але при фіксації КС спостерігали картину, коли площа плями проекції ЗЦМ збільшується, особливо при переважному стоянні на зафіксовану кінцівку – до $(512,50 \pm 354,99)$ мм². І хоча статистичне середнє площі плями при двохопорному стоянні із зафіксованим КС зменшується

($253,50 \pm 67,72$) мм^2 , тенденції вибірки (рис. 4.2, в) говорять про незначне, але збільшення площі плями ЗЦМ.

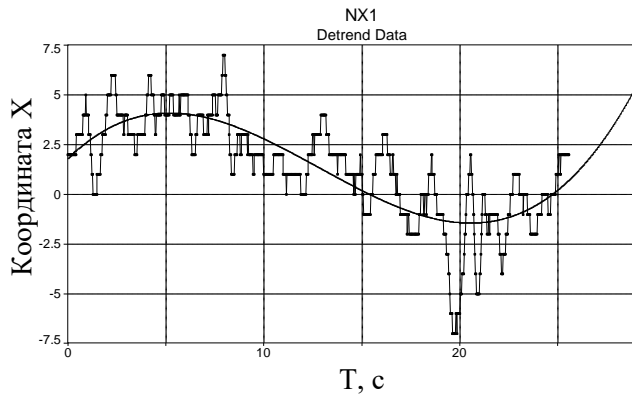
При фіксації кульшових суглобів ми спостерігаємо значне збільшення хитання, а саме збільшення довжини траєкторії для двоопорного стояння до ($45,61 \pm 11,40$) мм при зменшенні площі плями ЗЦМ до ($267,00 \pm 160,44$) мм^2 , при опорі на кінцівки – збільшення як довжини траєкторії ($52,15 \pm 19,30$) та ($49,52 \pm 4,14$) мм, так і значне збільшення площі плями ЗЦМ до ($387,50 \pm 177,36$) та ($526,83 \pm 244,31$) мм^2 . Зменшення площі плями ЗЦМ при двоопорному стоянні обумовлено характером самої плями, тобто значне розтягування плями по осі Y (хитання вперед-назад), а значне збільшення площі плями ЗЦМ при одноопорному стоянні – скоріше за все, втратою спроможності підтримки рівноваги через виключення ланки найбільшого суглобу поблизу загального центру мас тіла.

Аналіз тренду. До динамічних параметрів відноситься і аналіз тренду. Тенденція сигналу стабілограми (Detrend) – напрямок руху зміни значень сигналу упродовж означеного часу.

Ми проводили статистичний підбір апроксимаційної кривої, модель якої описувала максимальну долю відліків сигналу статограми (r^2). Результати аналізу наведені на рис. 2 – для статограм без фіксації, 3 – для статограм з фіксацією првого ГСС, 4 – для статограм з фіксацією правого КС, 5 – для фіксації кульшових суглобів.

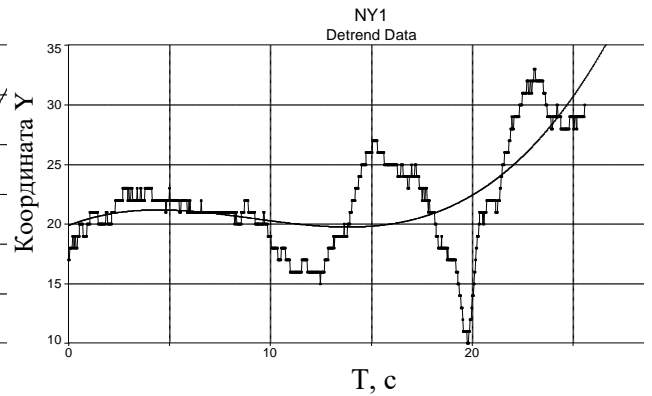
При стоянні без фіксацій суглобів нижньої кінцівки (рис. 4.3) можна відмітити, що підтримка вертикальної пози підтримується без особливих навантажень. При двоопорному стоянні (рис. 4.3, а) спостерігається плавний перехід тіла спочатку право, потім такий же перехід вліво.

Хитання у фронтальній площині (ось X) має незначний розкид амплітудних значень - $[-7,5; 7,5]$, всього від 5 до 10 мм, причому симетричний. Хитання у сагітальній площині (ось Y) відмічається помірним збільшенням амплітуди хитання $[10,0; 35,0]$ від 15 до 25 мм з нахилом тіла вперед к кінцю циклу дослідження.



$$r^2 = 0,6357$$

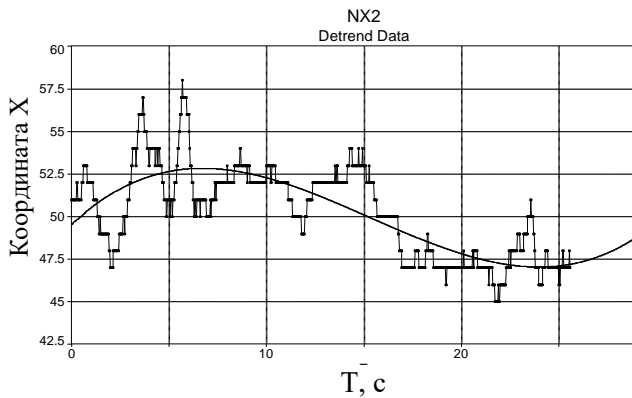
$$y = 1,814 + 0,965x - 0,117x^2 + 0,003x^3$$



$$r^2 = 0,4273$$

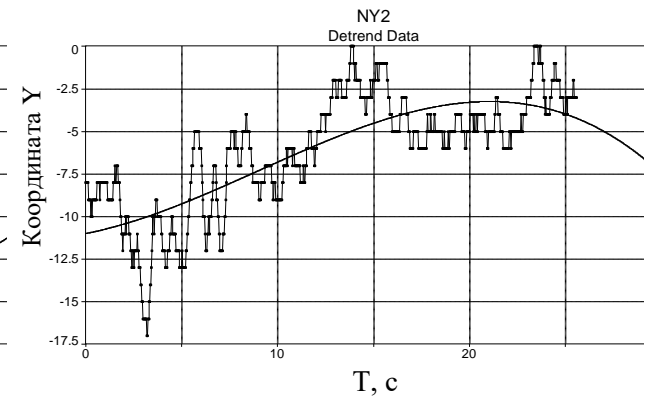
$$y = 19,920 + 0,644x - 0,096x^2 + 0,003x^3$$

а



$$r^2 = 0,6139$$

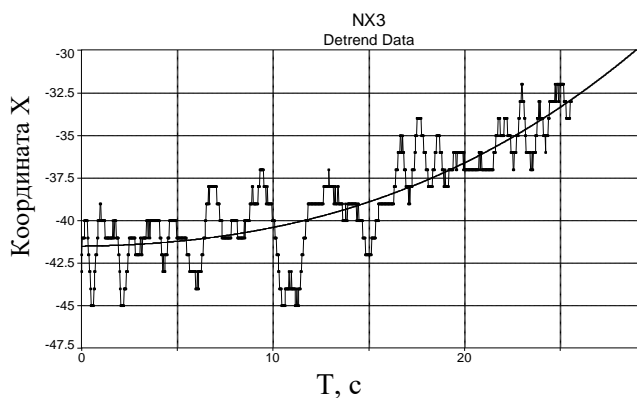
$$y = 49,539 + 1,077x - 0,104x^2 + 0,002x^3$$



$$r^2 = 0,5998$$

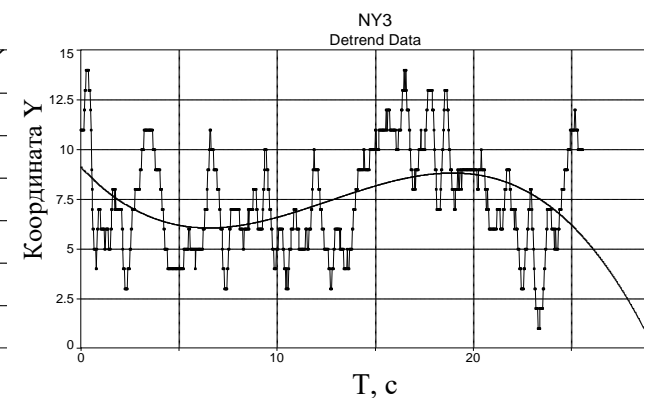
$$y = -10,981 + 0,2163x + 0,032x^2 - 0,001x^3$$

б



$$r^2 = 0,7007$$

$$y = -41,493 + 0,013x - 0,080x^2 + 0,001x^3$$



$$r^2 = 0,1421$$

$$y = 9,123 - 1,065x + 0,110x^2 - 0,003x^3$$

в

Рисунок 4.3 – Приклад статограми волонтера без фіксації суглобів з розрахованою апроксимаційною кривою
а) двоопорне стояння;

б) опора на праву кінцівку;

в) опора на ліву кінцівку.

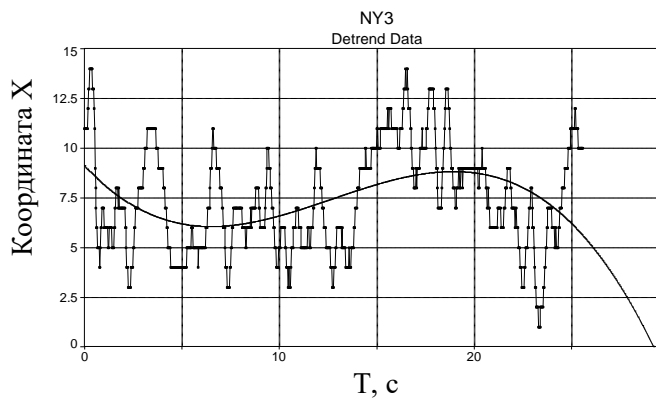
Одноопорне стояння (рис. 4.3, б, в) характеризується плавним хитанням як у фронтальній, так і сагітальній площинах. На обох кінцівках амплітуди хитання практично однакові, хоча при опорі на праву кінцівку тіло волонтера прямує вперед, а при опорі на ліву кінцівку – помірно назад. Але якщо проаналізувати первинне положення ЗЦМ, то при опорі на праву кінцівку початкове положення ЗЦМ зміщено вперед - $[-12,5; -17,5]$ і прямує вперед до $[-5,0; 0]$, а при опорі на ліву – вперед $[12,0; 15,0]$ і прямує назад $[0; 10,0]$. Отже спостерігається плавне вирівнювання тіла до вертикального положення.

Взагалі відмічається особливість стояння без фіксації суглобів нижньої кінцівки, що хитання в боки не значне і не перевищує 10 мм, до того ж переважно симетричне. Хитання вперед-назад – більш інтенсивне, має більшу амплітуду хитання від 10 до 15 мм і має більшу частоту зміни напрямку.

Фіксація правого ГСС (рис. 4.4) значно змінила характер стояння волонтера. Так при двоопорному стоянні (рис. 4.4, а) амплітуда хитання у фронтальній площині збільшується до 15 мм, збільшується і інтенсивність зміни положення тіла, тобто період повертання у вихідну точку. В сагітальній площині також спостерігається збільшення амплітуди хитання до 20 мм, збільшується частота повертання у вихідну точку і помірне відхилення тіла вперед. Крім того спостерігається більш ломана крива стояння.

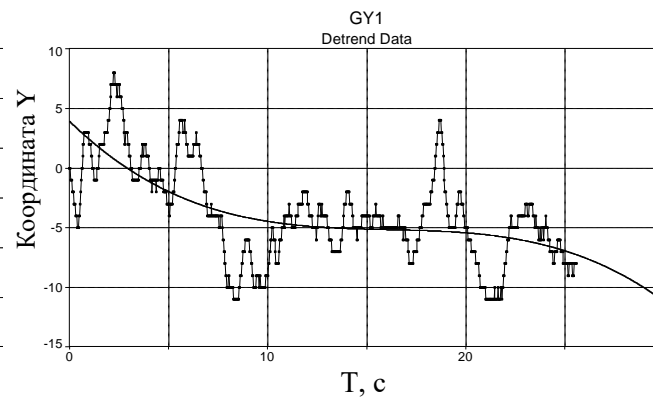
При опорі на кінцівку із зафіксованим ГСС (рис. 4.4, б) спостерігається різка зміна кривої статограма у фронтальній площині. Крива набуває характеру гострих короткочасних імпульсів, спостерігається стрімкий, практично лінійний напрямок до повертання тіла у двоопорне стояння. Амплітуда, хоча і невеличка – не перевищує 10 мм, але частота помітно збільшується.

У сагітальній площині сигнал також наближається до високоамплітудних короткочасних імпульсів (до 25-30 мм). Центр ваги залишається в межах $[-7,5; 17,5]$ у продовж всього дослідження.



$$r^2 = 0,5848$$

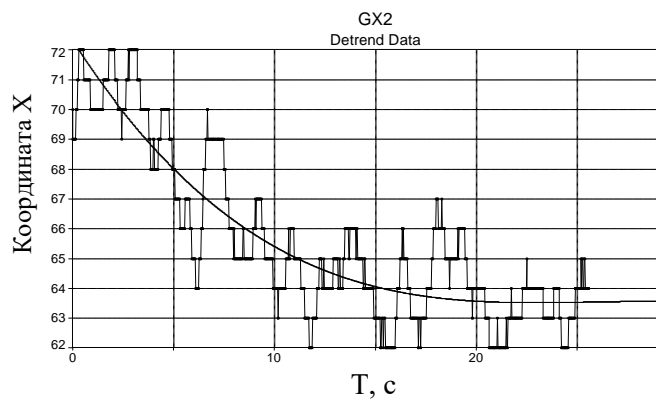
$$y = 20,463 - 0,481x + 0,080x^2 - 0,002x^3$$



$$r^2 = 0,3994$$

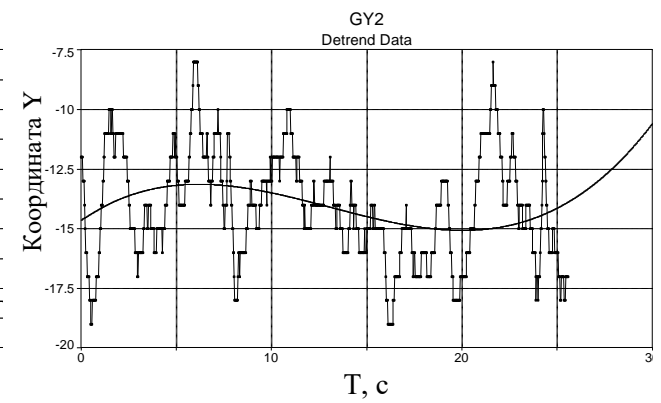
$$y = 3,933 - 1,619x + 0,098x^2 - 0,002x^3$$

а



$$r^2 = 0,7869$$

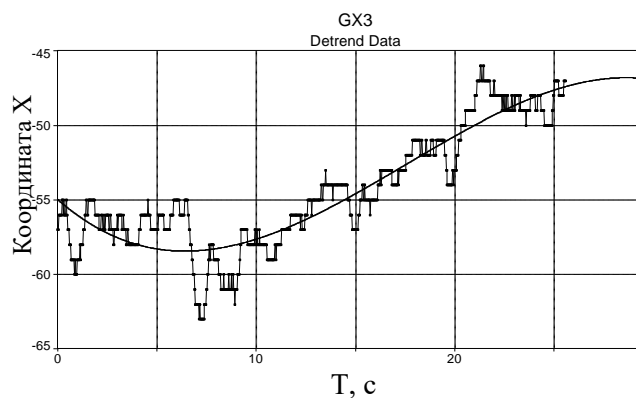
$$y = 72,299 - 1,051x + 0,041x^2 - 0,001x^3$$



$$r^2 = 0,088$$

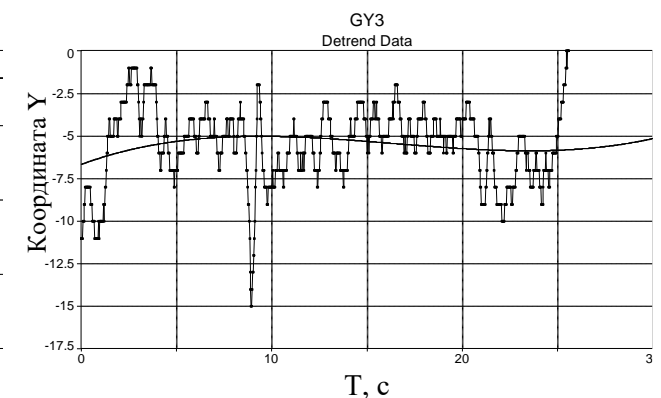
$$y = -14,639 + 0,543x - 0,057x^2 + 0,001x^3$$

б



$$r^2 = 0,847$$

$$y = -54,970 - 1,167x + 0,111x^2 - 0,002x^3$$



$$r^2 = 0,0296$$

$$y = -6,648 + 0,403x - 0,030x^2 + 0,001x^3$$

в

Рисунок 4.4 – Приклад статограми волонтера з фіксацією правого гомілковостопного суглобу з розрахованою апроксимаційною кривою

а) двоопорне стояння;

б) опора на праву кінцівку;

в) опора на ліву кінцівку.

При опорі на незафіксовану кінцівку (рис. 4.4, в) статограма приймає властивості звичайної, тобто помірне, незначне хитання 5-7 мм і помірне вирівнювання тіла до вертикального двоопорного стояння. У сагітальній площині хитання не перевищують 5-10 мм, ЗЦМ залишається практично в одному положенні упродовж всього дослідження.

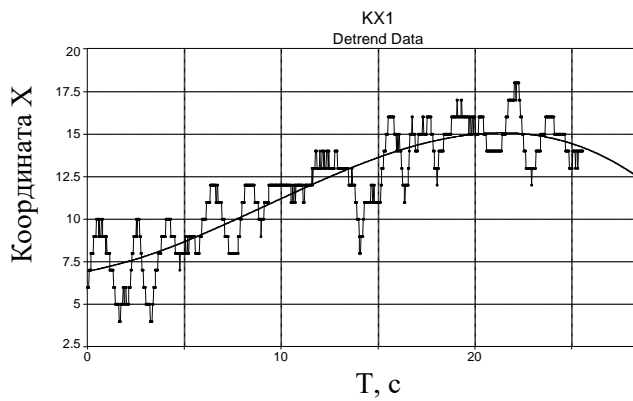
Аналіз тренда показує, що повний цикл повертання у початковий стан ЗЦМ значно перевищує цикл дослідження. Півперіод при двоопорному стоянні становить приблизно 20 с, при опорі на зафіксовану кінцівку визначити важко майже тенденцію до значень періоду, а при опорі на незафіксовану кінцівку можна приблизно за трендом розрахувати четверть періоду, який становить 20 с, тоді півперіод – 40 с.

При двоопорному стоянні зі зафіксованим правим колінним суглобом (рис. 4.5, а) амплітуда хитання у фронтальній площині не перевищує 5-7 мм, але спостерігається зміщення ЗЦМ вправо, тобто у бік зафіксованої кінцівки. Амплітуда хитання у сагітальній площині збільшується до 20 мм і спостерігається помірна тенденція до переміщення ЗЦМ вперед.

При опорі на зафіксовану кінцівку (рис. 4.5 б) статограма у фронтальній площині набуває вигляд короткочасних невеликих імпульсів з амплітудою від 2-3 мм до 5 мм. Але спостерігається зміщення тіла ще більше вправо. У сагітальній площині амплітуда збільшується до 15 мм. ЗЦМ у сагітальній площині має практично лінійний константний тренд, тобто ЗЦМ упродовж всього дослідження залишається у межах первинного положення.

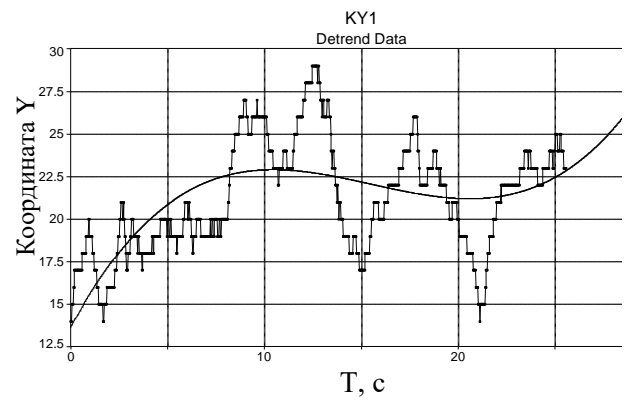
При опорі на незафіксовану кінцівку (рис. 4.5. в) спостерігається зменшення амплітуди хитання до 5 мм, але напрямок практично лінійного тренду свідчить про напрямок тіла повернутися до двоопорного положення.

Аналіз тренда показує, що є динаміка до повертання ЗЦМ у початкове положення, але цей час значно перевищує цикл дослідження. Аналіз тренду може свідчити про те, що четверта частина періоду хитання становить приблизно 20 с при двоопорному стоянні, і 25 с при опорі на зафіксовану кінцівку.



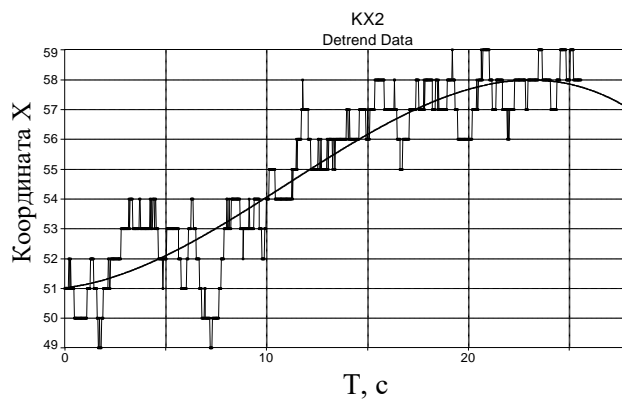
$$r^2 = 0,7845$$

$$y = 6,958 + 0,206x + 0,034x^2 - 0,001x^3$$



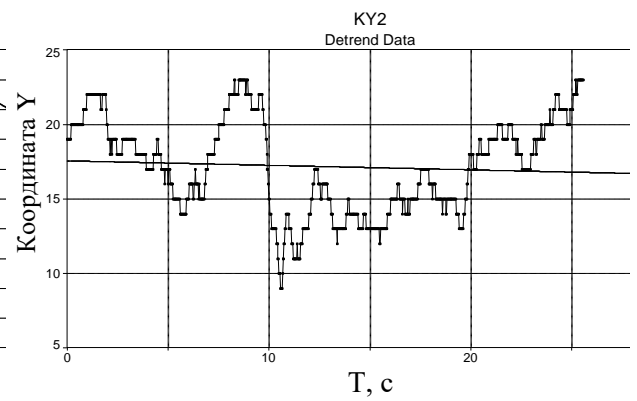
$$r^2 = 0,3738$$

$$y = 13,663 + 2,131x - 0,153x^2 + 0,003x^3$$



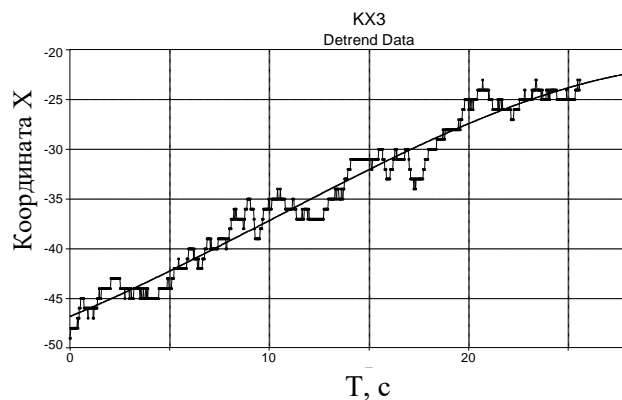
$$r^2 = 0,8420$$

$$y = 51,026 - 0,078x + 0,032x^2 - 0,001x^3$$



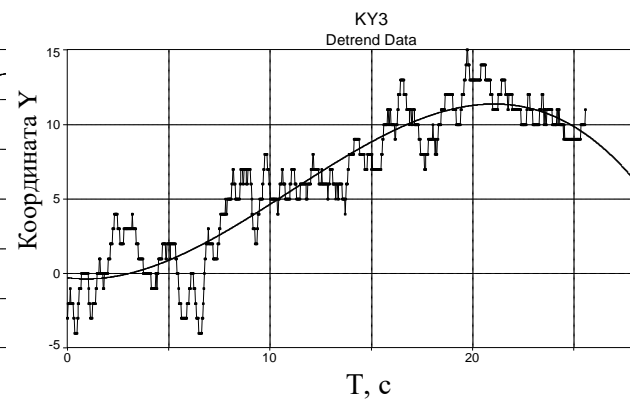
$$r^2 = 0,4706$$

$$y = 20,302 - 0,241x - 0,042x^2 + 0,002x^3$$



$$r^2 = 0,9627$$

$$y = -46,809 + 0,825x + 0,021x^2 - 0,001x^3$$



$$r^2 = 0,8582$$

$$y = -0,283 - 0,165x + 0,095x^2 - 0,003x^3$$

Рисунок 4.5 – Приклад статограми волонтера з фіксацією правого колінного суглобу з розрахованою апроксимаційною кривою

- а) двоопорне стояння;
- б) опора на праву кінцівку;
- в) опора на ліву кінцівку.

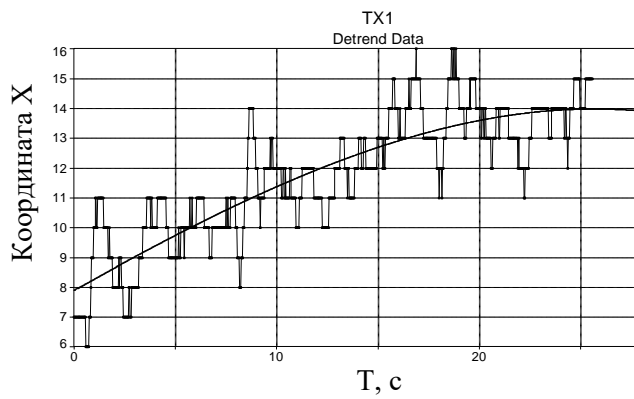
При фіксації кульшових суглобів (рис. 4.6) статограма при всіх типах стояння набуває вигляд малоамплітудних (3-5 мм у фронтальній і 3-7 мм у сагітальній площинах) але дуже високочастотних імпульсів. Невеличкі хитання схожі на тремор. У фронтальній площині спостерігається односторонній завал тіла (у нашому прикладі вправо).

У сагітальній площині положення тіла залишається у межах первинно прийнятого положення. При двоопорному стоянні спостерігається незначний нахил тіла назад з ще більшим нахилом в кінці циклу дослідження. При одноопорному стоянні нахил тіла переважно вперед, але подальшої зміни положення не відмічається.

Характер статограми при незафіксованих суглобах нижньої кінцівки має плавний характер зміни положення ЗЦМ при підтримці рівноваги, може спостерігатися помірно відхилення тіла в один із боків, для прийняття більш зручного стояння. При одноопорному стоянні частіше спостерігається помірно відхилення тіла у бік двоопорного стояння. Примусове виключення з механізму підтримки рівноваги одного з ланцюгів помітно змінює характеристики статограми.

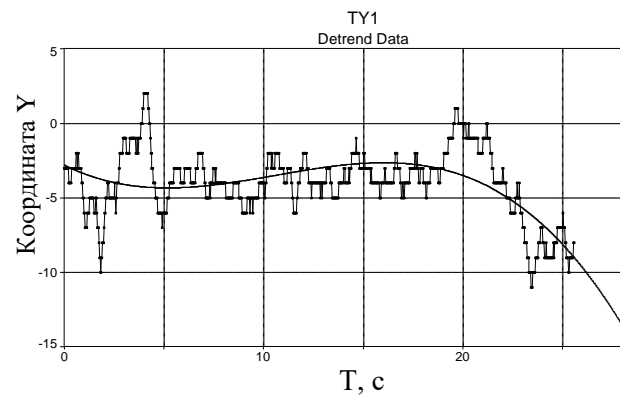
При фіксації ГСС зменшується спроможність рухомості тіла для підтримки рівноваги, тобто спотворюється повноцінна компенсація рівноваги за рахунок гармонічного хитання. Вимушене зменшення спроможності компенсації, через штучне обмеження рухів гомілки, веде до збільшення кількості рухів, тобто збільшення частоти хитання. Рухи становляться різкими, схожими на піки.

Фіксація КС при одноопорному стоянні веде до збільшення амплітуди хитання, що можна пояснити включенням до підтримки рівноваги ГСС цієї кінцівки, але збільшення довжини важеля, який треба урівноважити ГСС. На фоні дрібних пікоподібних рухів спостерігається широка хвиля хитання, яка характеризує процес підтримки рівноваги.



$$r^2 = 0,7484$$

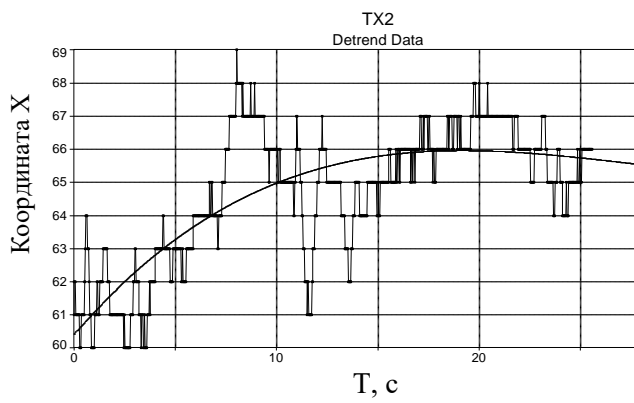
$$y = 7,902 + 0,383x - 0,002x^2 - 0,001x^3$$



$$r^2 = 0,3351$$

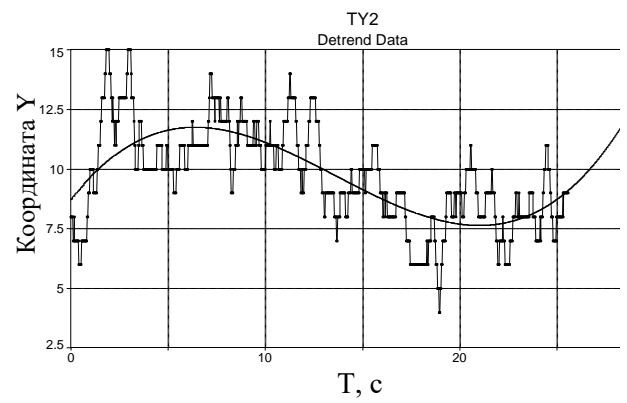
$$y = -2,794 - 0,663x + 0,085x^2 - 0,002x^3$$

а



$$r^2 = 0,5884$$

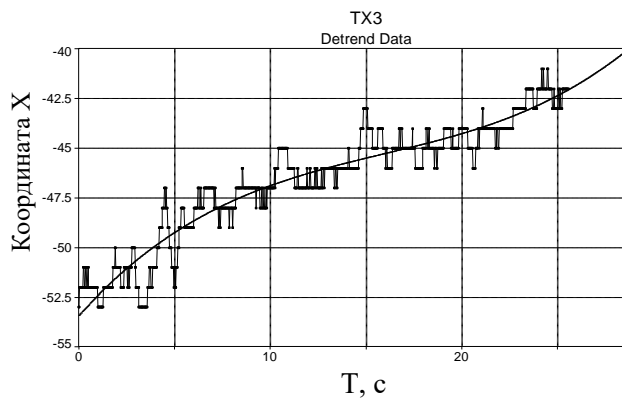
$$y = 60,415 + 0,704x - 0,028x^2 + 0,001x^3$$



$$r^2 = 0,4962$$

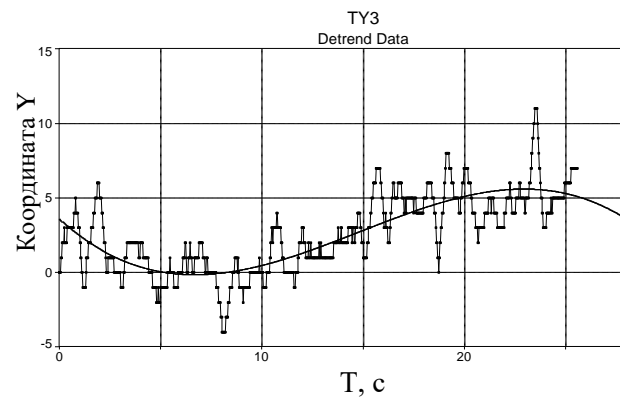
$$y = 8,716 + 1,062x - 0,109x^2 + 0,003x^3$$

б



$$r^2 = 0,9082$$

$$y = -53,411 + 1,069x - 0,052x^2 + 0,001x^3$$



$$r^2 = 0,6395$$

$$y = 3,568 - 1,232x + 0,119x^2 - 0,003x^3$$

в

Рисунок 4.6 – Приклад статограми волонтера з фіксацією кульшових суглобів з розрахованою апроксимаційною кривою

- а) двоопорне стояння;
- б) опора на праву кінцівку;
- в) опора на ліву кінцівку.

Фіксація кульшових суглобів призводить до виключення з механізму підтримки рівноваги найбільшого, і самого рухомого суглобу, який при всьому ж є центром мас всього тіла. Крім того, збільшення важеля (а в нашому випадку двох важелів) потребує значного розхитування тіла для підтримки рівноваги. Одноопорне стояння при зафіксованому кульшових суглобів потребує значних зусиль і тому на фоні дрібних пікоподібних високочастотних рухів спостерігається дуже велика хвиля відхилення тіла для підтримки рівноваги. Можливо ця хвиля має період повертання в початкове положення такий, що значно перевищує час дослідження.

Таким чином, чим більший важіль, виключений з ланцюга підтримки рівноваги, треба компенсувати, тим більше час на компенсацію рівноваги, тобто тим більше період повертання до початкового стану системи.

4.3 Спектральний аналіз статограм

4.3.1 Віконний аналіз Фур'є (Shot-time Fourier transform – STFT).

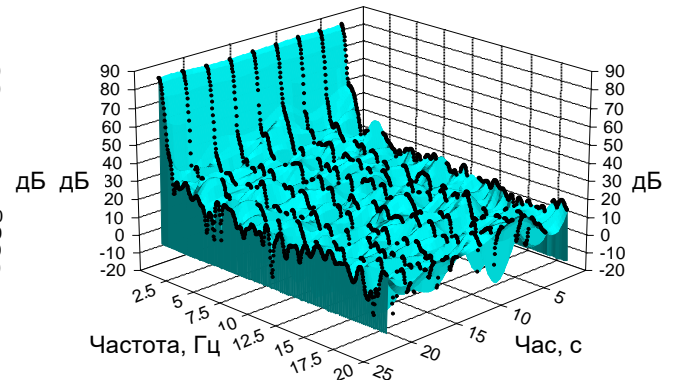
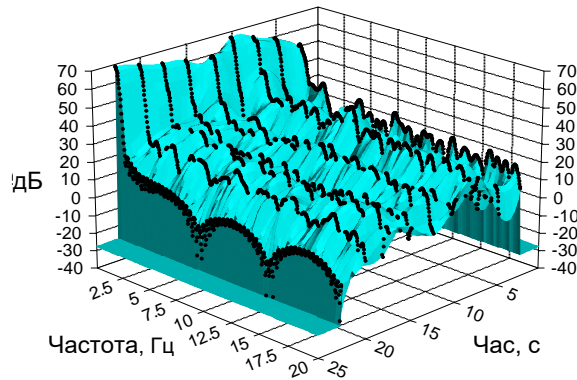
Як було визначено за літературними даними, що аналіз Фур'є тільки показує наявність головних гармонік, але проаналізувати час, коли виникли ті, чи інші частотні піки за класичним перетворенням Фур'є неможливо. Тому часто застосовують так зване віконне (або короткочасне) перетворення Фур'є. Головна мета методу полягає в тому, що часова складова розподіляється на короткі часові відрізки, які підпадають перетворенню Фур'є окремо. Тобто на кожному відрізку осі часу можна виділити головні частоти, та проаналізувати інші параметри сигналу (амплітуду, потужність та ін.).

В нашому дослідженні часову ось розділили на 80 сегментів, що при частоті дискретизації сигналу $F_s=40$ Гц відповідає 5 с тривалості відрізка вікна. Далі будується карта піків, яка включає три ідентифікованих піка, їх частоту і потужність. На кожному відрізку часу сигнал аналізується за допомогою алгоритму швидкого перетворення Фур'є (FFT). Результат аналізу графічно надано на рис. 4.7, табл. 4.10

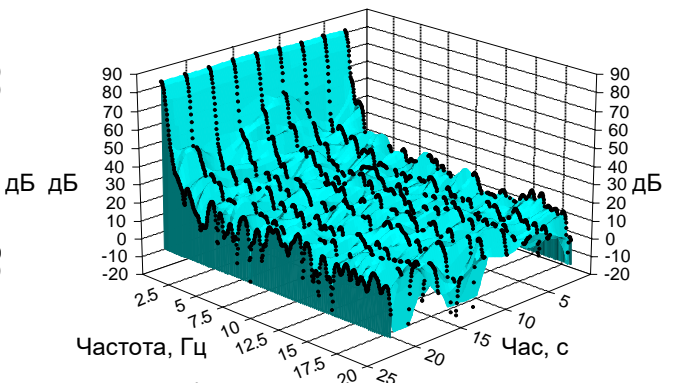
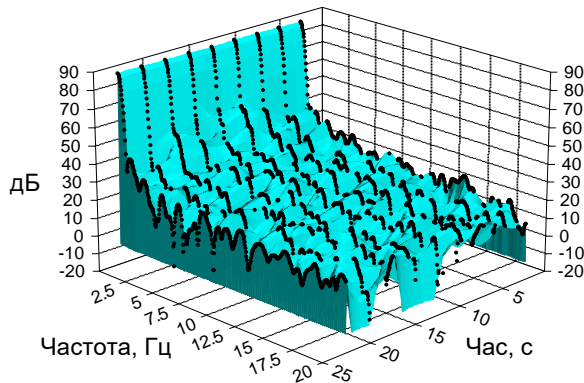
Фронтальна площина

Сагітальна площина

Двопорне стояння



Опора на праву кінцівку



Опора на ліву кінцівку

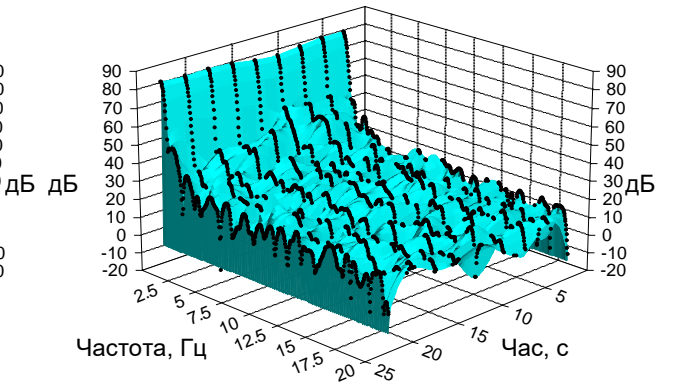
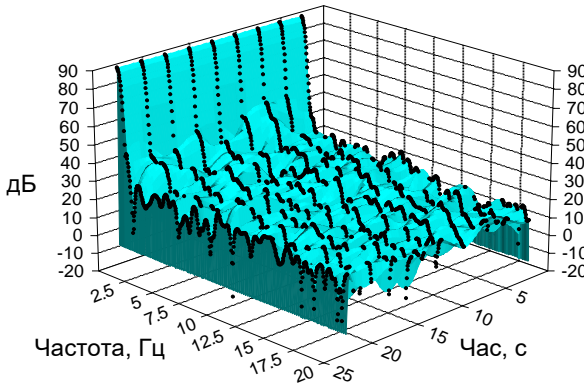


Рисунок 4.7 – Діаграми розподілу енергії спектра статограми при стоянні без фіксації суглобів

Таблиця 4.10 – Мапа трьох найбільших піків при стояння без фіксації суглобів за віконним Фур'є-перетворенням

Тип стояння	Фронтальна площина							Сагітальна площина						
	Час, с	1 пік		2 пік		3 пік		Час, с	1 пік		2 пік		3 пік	
		F, Гц	дБ	F, Гц	дБ	F, Гц	дБ		F, Гц	дБ	F, Гц	дБ	F, Гц	дБ
Двоопорне стояння	2,49	0,31	51,94	2,54	33,51	1,45	30,91	2,49	3,87	27,71	2,93	27,69	2,42	26,23
	4,99	2,27	24,34	9,10	21,83	8,52	21,33	4,99	1,52	32,40	3,32	25,93	3,91	25,25
	7,49	0,31	61,45	1,02	44,96	9,06	40,54	7,49	0,70	40,85	1,25	31,93	2,97	28,23
	9,99	2,27	24,66	9,14	23,34	8,40	22,54	9,99	2,38	28,44	3,95	25,65	8,75	24,09
	12,49	0,39	59,99	1,41	35,18	10,31	30,15	12,49	1,13	38,21	4,26	27,51	2,97	24,32
	14,99	1,29	32,36	1,91	28,71	2,93	26,53	14,99	1,45	28,25	2,85	28,01	3,75	27,09
	17,49	3,55	31,61	1,33	30,70	2,54	30,63	17,49	5,08	27,84	1,99	25,98	4,57	23,73
	19,99	3,09	27,17	1,52	25,84	9,02	25,72	19,99	1,13	31,70	3,55	29,87	1,68	26,73
	22,49	0,98	20,26	1,33	17,39	1,68	15,24	22,49	2,34	29,77	1,52	28,11	5,31	25,75
Опора на праву кінцівку	2,49	0,94	37,18	1,45	35,64	2,50	32,17	2,49	1,29	42,48	3,28	26,65	7,77	24,96
	4,99	1,37	36,40	0,82	35,47	2,66	27,74	4,99	0,70	34,92	1,52	32,76	2,73	29,15
	7,49	0,82	43,03	1,88	31,36	7,30	27,82	7,49	1,13	37,82	2,27	28,52	6,72	23,88
	9,99	0,63	49,15	0,90	47,28	8,91	29,06	9,99	0,63	57,50	1,25	40,88	2,34	29,84
	12,49	0,63	51,20	0,90	43,45	1,37	33,53	12,49	1,45	38,84	11,02	26,59	2,50	25,42
	14,99	1,09	38,41	4,10	29,31	2,54	27,61	14,99	0,70	45,32	1,88	29,25	3,13	26,25
	17,49	2,11	26,29	3,79	26,15	2,73	25,72	17,49	1,84	30,77	3,40	26,99	5,31	26,77
	19,99	1,41	33,02	3,91	26,68	1,91	26,50	19,99	0,98	44,00	2,30	31,92	3,01	28,75
	22,49	1,02	40,42	2,27	31,51	3,95	26,70	22,49	2,27	28,28	4,53	25,95	12,23	25,67
Опора на ліву кінцівку	2,49	9,06	27,46	8,28	25,11	9,69	24,45	2,49	0,94	40,72	1,99	33,24	1,45	27,24
	4,99	2,15	26,73	2,62	25,72	5,63	25,33	4,99	0,82	46,86	1,29	38,69	2,27	33,93
	7,49	0,78	46,88	1,48	38,69	9,06	26,48	7,49	0,90	46,72	1,91	41,19	3,52	29,49
	9,99	0,82	42,24	7,27	26,31	9,22	25,76	9,99	0,66	47,82	3,01	31,02	2,54	29,58
	12,49	1,25	33,48	2,38	27,66	3,95	26,48	12,49	1,60	40,49	0,86	34,87	3,32	28,58
	14,99	3,55	28,21	6,95	23,45	4,34	23,06	14,99	1,37	35,52	2,03	35,22	3,55	25,11
	17,49	0,82	36,34	2,46	29,51	9,02	28,11	17,49	0,94	36,38	1,48	31,12	2,66	27,20
	19,99	1,80	35,14	9,06	29,77	9,92	27,78	19,99	1,17	29,33	4,06	28,74	3,44	27,24
	22,49	0,70	42,25	9,06	27,82	4,34	27,47	22,49	1,02	45,88	0,66	45,12	2,30	33,43

В результаті роботи алгоритму STTF ми отримали інформацію по трьох максимальним пікам, які припадають на обраний нами відрізок у 2,5 с.

Перший пік, який розрахований алгоритмом, має більше значення, ніж наступні 2 і 3 пік у той же проміжок часу. Требі відмітити, що перші максимальні піки реєструються на частотах менших, ніж наступні 2 і 3 пік, для яких частота більше, а у деяких випадках і значно більша. Якщо враховувати, що для нас ціннішою є інформація низькочастотних піків, то основну увагу будемо приділяти першому піку – найбільшому і низькочастотному.

При стоянні без фіксації суглобів у фронтальній площині можна спостерігати викиди кривої статограми до 61,45 дБ при двоопорному стоянні на частоті 0,31 Гц. Менші за значенням піки – 59,99 дБ і 51,94 дБ відповідають частотам 0,39 та 0,31 Гц, відповідно.

Ці максимальні піки реєструються у перші 12 с дослідження, треба відмітити, що і максимальні значення 2 і 3 піків також припадають на той же час дослідження. У сагітальній площині при двоопорному стоянні значення максимальних піків дорівнює 40,8 дБ на частоті 0,70 Гц, 38,21 дБ на частоті 1,13 Гц і 32,40 дБ на частоті 1,52 Гц, піки 2 та 3 порядку менші за значенням і характерні для частот від 1,25 до 3,75 Гц, тобто більш високочастотні. Максимальні значення піків у сагітальній площині спостерігаються також у перші 12 с дослідження. Це можна бачити на тривимірній діаграмі (рис. 5.1, а), особливо це наглядно видно для фронтальній площині, де відмічається поміжна хвиля максимальних піків на частоті до 1 Гц. У сагітальній площині максимумами більш згладжені.

При одноопорному стоянні спостерігається зменшення значень піків у фронтальній площині – до 51,2 дБ на частотах від 0,63 до 0,82 Гц, Піки 2 і 3 порядку реєструються на частотах вище 1 Гц – від 1,45 до 9,92 Гц. Максимум спостерігається в середині терміну дослідження від 7 до 12 с. Можна вважати, що частоти, і відповідно значення піків на високих частотах поміхами і враховувати їх при аналізі статограм.

У сагітальній значення піків трохи більші – до 57,50 дБ на тих же частотах від 0,63 до 0,98 Гц. Піки 2 і 3 порядків менші за значеннями – до 45 дБ більш високочастотні – від 1,29 до 3,5 Гц. Поява піків при одноопорному стоянні розподілена рівномірно упродовж всього терміну дослідження.

При фіксації гомілковостопного суглобу (рис. 4.8, табл. 4.11) спостерігаємо незначне зниження значень піків при двоопорному стоянні до 50,77 дБ і зменшення частоти максимального піку до 0,51 Гц. Причому спостерігається зниження і загальної частоти для двоопорного стояння для піків першого порядку. частоти піків 2 і 3 порядку більш високочастотні – до 10 Гц, але їх

значення не перевищують 30 дБ. У сагітальній площині при двоопорному стоянні не виникає значних змін значень піків, а також частот.

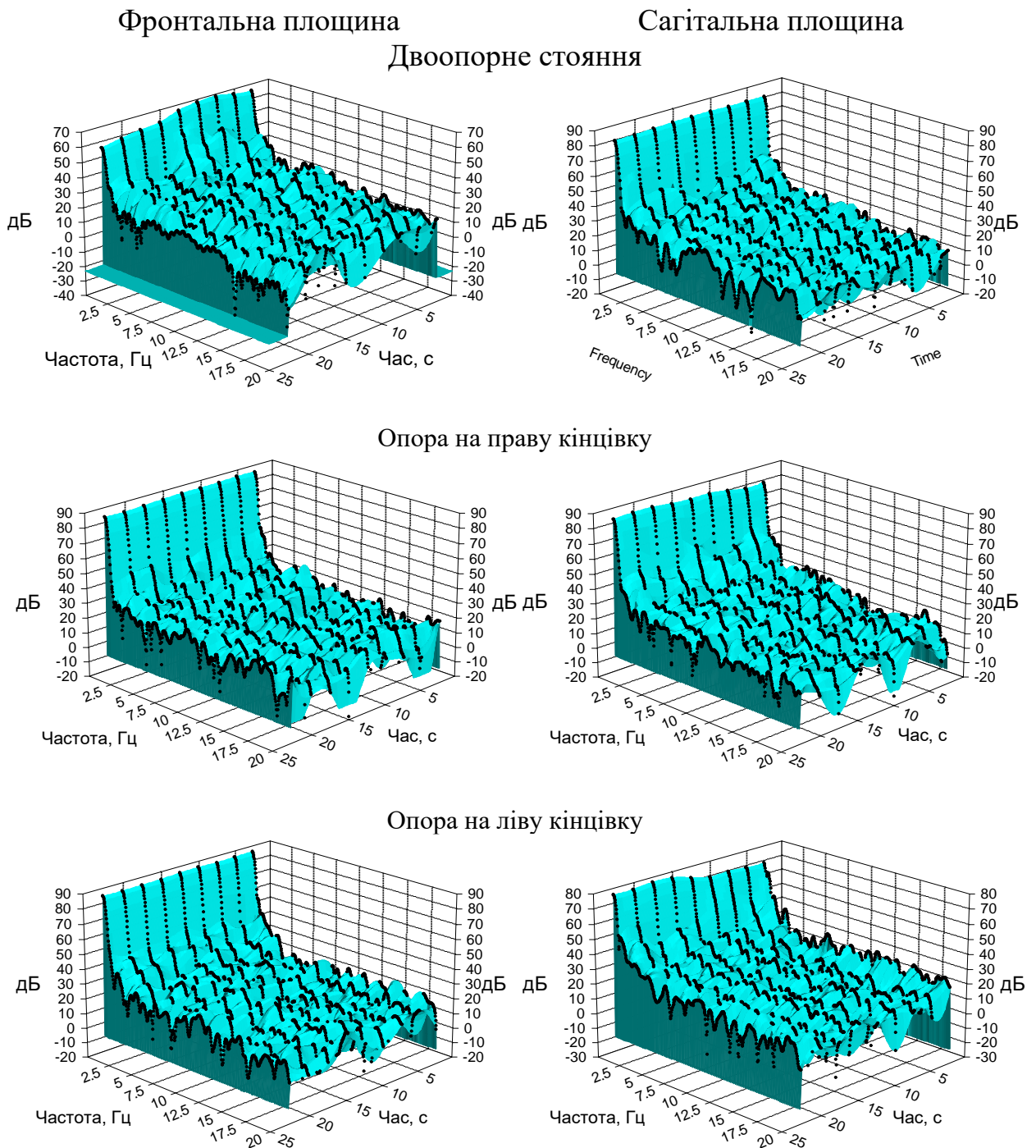


Рисунок 4.8 – Діаграми розподілу енергії спектра стаграмми при стоянні з фіксацією гомілковостопного суглобу

Таблиця 4.11– Мапа трьох найбільших піків при стояння з фіксацію го-мілковостопного суглобу за віконним Фур'є-перетворенням

Тип стояння	Фронтальна площина							Сагітальна площина						
	Час,с	1 пік		2 пік		3 пік		Час, с	1 пік		2 пік		3 пік	
		F, Гц	дБ	F, Гц	дБ	F, Гц	дБ		F, Гц	дБ	F, Гц	дБ	F, Гц	дБ
Двоопорне стояння	2,49	1,48	34,85	2,23	30,47	6,84	26,65	2,49	1,48	37,24	1,25	37,05	0,82	34,11
	4,99	1,17	34,69	9,10	29,02	8,36	27,13	4,99	1,02	41,23	2,85	31,34	2,30	28,17
	7,49	0,74	47,49	3,91	30,94	8,95	28,69	7,49	1,13	33,73	2,34	30,92	1,84	28,82
	9,99	1,64	32,49	2,50	25,45	3,83	24,93	9,99	1,09	36,00	2,77	32,27	1,76	27,25
	12,49	0,51	50,77	9,02	29,83	2,85	28,48	12,49	2,85	28,45	1,45	27,36	3,63	26,00
	14,99	1,37	27,76	9,06	26,26	2,30	24,18	14,99	1,09	35,20	2,58	28,60	1,88	27,99
	17,49	1,09	28,79	9,02	28,56	10,16	27,86	17,49	0,82	40,63	3,91	28,94	2,15	24,27
	19,99	1,05	30,37	2,62	28,44	3,44	27,32	19,99	1,72	33,67	4,53	28,56	2,46	26,45
	22,49	0,86	30,24	1,45	20,33	9,06	19,31	22,49	0,70	33,88	1,45	31,29	10,04	28,13
Опора на праву кінцівку	2,49	0,66	47,19	1,72	30,64	4,65	27,69	2,49	1,05	41,03	1,72	37,42	5,00	28,31
	4,99	1,41	30,13	2,66	27,19	9,06	25,87	4,99	2,97	31,75	2,19	27,85	8,20	24,31
	7,49	9,02	29,40	3,71	28,83	1,72	26,37	7,49	0,98	42,22	1,88	33,72	11,56	26,47
	9,99	2,50	30,57	9,10	27,96	9,69	25,81	9,99	1,21	39,48	0,74	37,12	4,34	27,65
	12,49	2,27	27,99	8,98	27,23	10,12	23,08	12,49	0,63	50,60	9,53	28,60	3,98	27,35
	14,99	2,23	30,68	1,21	28,62	4,77	24,14	14,99	1,45	30,52	2,46	28,07	7,07	24,98
	17,49	0,74	44,69	10,12	26,43	5,51	26,31	17,49	0,66	41,77	1,05	36,14	3,05	29,40
	19,99	0,70	43,21	1,33	30,52	2,38	28,46	19,99	3,32	27,00	2,30	26,78	4,57	25,00
	22,49	1,02	28,40	9,10	27,99	2,46	27,32	22,49	3,32	27,26	2,30	26,36	10,16	25,82
Опора на ліву кінцівку	2,49	1,09	44,08	2,85	32,10	10,78	25,24	2,49	0,47	61,70	1,13	46,51	2,46	39,78
	4,99	0,98	39,01	9,06	29,95	2,73	29,70	4,99	2,81	28,69	3,95	24,90	8,44	21,18
	7,49	1,45	31,52	5,63	27,46	6,25	25,65	7,49	1,84	32,27	1,37	30,56	5,16	26,03
	9,99	1,05	38,94	2,07	32,55	3,59	25,14	9,99	1,91	33,31	3,20	31,30	7,27	27,13
	12,49	1,48	38,01	2,70	27,51	2,07	26,80	12,49	2,11	31,53	1,41	30,90	3,16	24,68
	14,99	1,05	38,91	9,10	28,91	12,73	26,58	14,99	0,82	42,33	1,33	38,29	3,09	29,12
	17,49	1,52	33,15	4,49	27,58	5,82	27,49	17,49	0,86	36,89	1,29	29,09	2,62	25,90
	19,99	0,94	41,07	1,95	34,14	2,73	27,00	19,99	1,29	40,54	1,95	32,62	3,59	28,25
	22,49	1,48	35,81	10,63	28,01	3,63	27,20	22,49	0,70	48,52	1,64	33,62	2,27	33,52

При опорі на кінцівку із зафіксованим суглобом у фронтальній площині спостерігаємо різке виділення піків першого порядку до 47,2 дБ на частотах від 0,66 до 0,74 Гц. Причому піки рознесені на початок і кінець дослідження, тобто на перші і останні 5 с дослідження. Піки 2 і 3 порядку значно менші – до 30 дБ і високочастотні – від 2 до 10 Гц. У сагітальній площині збільшення піків не таке різке до 50 дБ, але спостерігаємо зміщення їх у бік високих частот – більше 1 Гц. Характеристики статограми при опорі на кінцівку з незафіксованим суглобом не відмічається якимось особливостями.

Фіксація колінного суглобу (рис. 4.9, табл. 4.12) при двоопорному стоянні зміщує частотний діапазон стаотографічного сигналу у бік менших частот, причому максимуми 1 порядку відмічаються на менших частотах – 56,73 дБ для частоти 0,39 Гц, пік 55,08 дБ на частоті 0,47 Гц, пік 53,83 дБ на частоті 0,35 Гц.

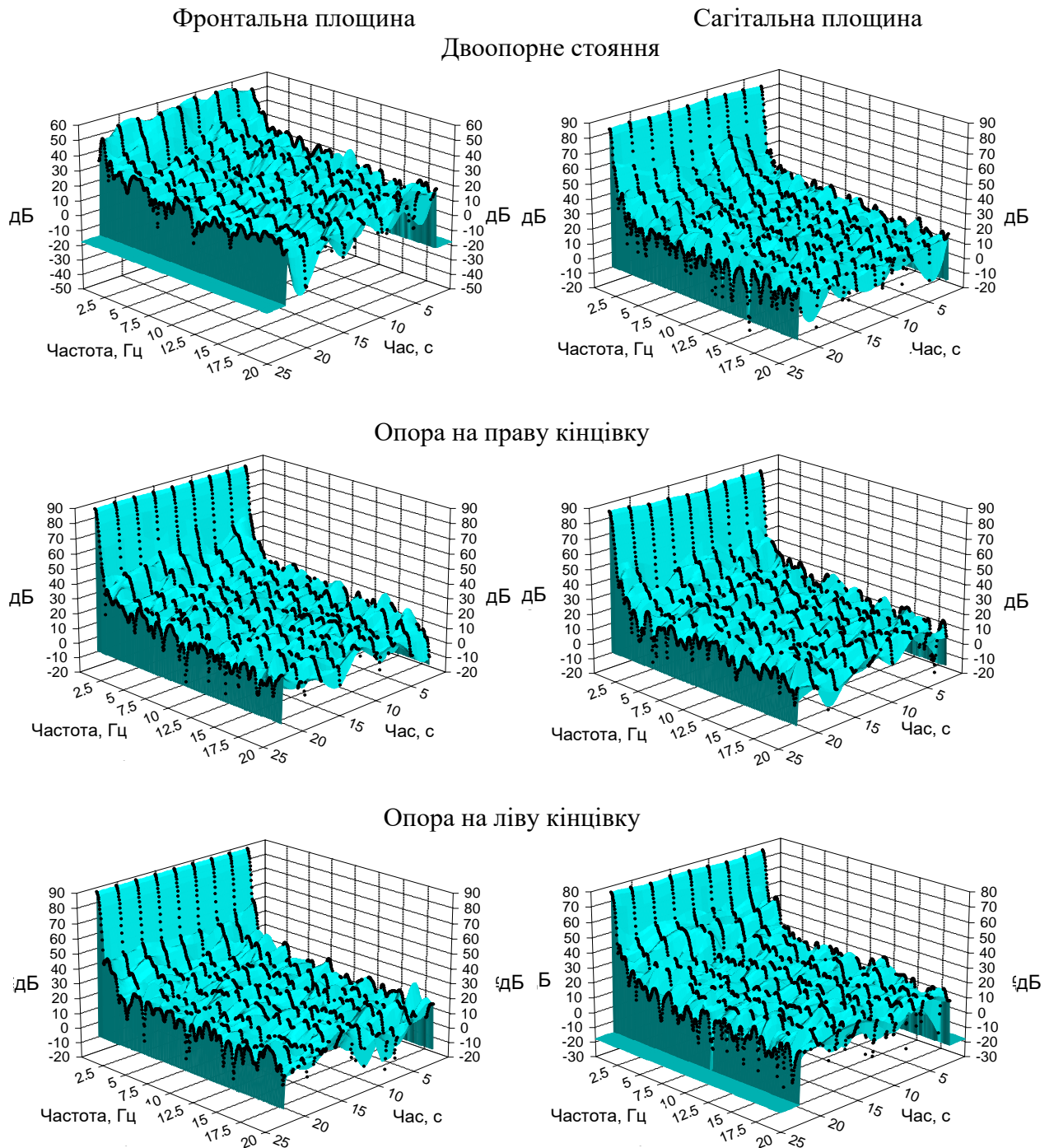


Рисунок 4.9 – Діаграми розподілу енергії спектра стаотограми при стоянні з фіксованим колінним суглобом

Таблиця 4.12 – Мапа трьох найбільших піків при стояння з фіксацією колінного суглобу за віконним Фур'є-перетворенням

Фіксація колінного суглобу														
Тип стояння	Фронтальна площина							Сагітальна площина						
	Час, с	1 пік		2 пік		3 пік		Час, с	1 пік		2 пік		3 пік	
		Ф, Гц	дБ	Ф, Гц	дБ	Ф, Гц	дБ		Ф, Гц	дБ	Ф, Гц	дБ	Ф, Гц	дБ
Двоопорне стояння	2,49	0,35	51,80	1,60	38,21	4,30	29,36	2,49	1,05	39,18	0,70	38,01	1,48	32,32
	4,99	0,47	55,08	1,41	35,75	4,38	27,33	4,99	0,51	50,29	0,90	41,53	1,91	30,45
	7,49	0,39	56,73	1,29	37,27	1,99	33,26	7,49	0,63	55,47	1,05	48,32	2,50	32,81
	9,99	0,90	31,48	1,76	28,54	3,01	26,35	9,99	0,47	53,14	0,66	47,96	0,94	43,05
	12,49	0,35	53,78	1,64	28,08	9,22	24,34	12,49	0,47	52,62	0,86	40,64	0,66	39,65
	14,99	0,43	53,84	4,10	28,72	2,23	26,89	14,99	0,90	46,54	1,52	32,47	1,80	30,56
	17,49	1,68	26,65	3,71	24,22	2,50	22,39	17,49	0,55	48,52	0,86	38,32	1,48	35,95
	19,99	0,86	34,70	1,56	30,80	2,30	24,96	19,99	0,47	54,96	0,70	49,03	1,37	38,65
	22,49	0,47	47,86	1,29	34,74	3,98	29,99	22,49	1,25	42,19	0,94	37,55	1,95	30,11
Опора на праву кінцівку	2,49	1,56	35,06	5,55	27,45	3,55	24,85	2,49	1,33	35,20	0,86	30,67	4,49	27,06
	4,99	2,50	28,36	3,98	26,48	4,88	25,51	4,99	0,74	45,10	1,37	32,46	6,76	25,68
	7,49	1,21	36,06	1,88	30,62	2,30	28,13	7,49	0,70	35,52	1,84	32,54	1,02	31,49
	9,99	1,72	31,13	3,44	25,96	17,89	23,97	9,99	0,98	39,66	1,37	33,20	5,31	25,80
	12,49	1,13	40,93	5,23	27,67	9,14	27,22	12,49	1,33	37,17	2,19	26,33	5,04	26,11
	14,99	0,66	46,29	1,99	36,69	3,09	28,13	14,99	1,13	36,35	2,42	27,96	1,80	25,72
	17,49	1,17	42,06	10,08	27,79	3,01	26,70	17,49	1,95	28,76	4,41	27,69	1,13	27,30
	19,99	1,05	40,87	1,41	39,47	2,50	25,69	19,99	0,98	40,58	1,56	35,10	2,77	26,60
	22,49	1,17	34,18	4,88	29,41	2,23	28,87	22,49	1,13	39,93	1,72	30,24	4,18	26,38
Опора на ліву кінцівку	2,49	0,70	51,51	4,34	29,54	9,10	27,95	2,49	1,52	44,92	13,36	27,45	2,85	26,45
	4,99	0,98	39,14	2,11	33,51	3,09	30,70	4,99	1,48	40,23	2,30	29,94	4,38	27,85
	7,49	0,66	47,38	1,05	43,73	5,70	25,41	7,49	0,90	40,48	1,48	37,32	3,36	29,84
	9,99	0,82	42,32	1,72	29,61	4,88	27,89	9,99	0,63	46,86	1,05	40,40	3,67	27,83
	12,49	3,13	28,88	9,06	26,87	5,82	26,78	12,49	1,41	40,81	2,34	37,78	7,27	28,18
	14,99	4,22	28,59	9,02	27,27	2,11	26,89	14,99	0,74	45,52	1,33	42,57	3,79	24,92
	17,49	1,33	38,29	2,89	29,06	3,75	26,19	17,49	0,63	47,15	1,45	40,67	2,70	29,18
	19,99	0,82	43,02	1,56	31,66	4,88	27,54	19,99	0,63	42,39	1,02	37,18	1,64	34,23
	22,49	1,09	44,54	0,74	42,75	1,76	36,38	22,49	0,82	42,16	1,37	35,69	2,30	28,41

Загальний рівень піків 1 порядку залишається на рівні біля 50-56 дБ. Піки 2 і 3 порядку менші – до 38 і 33 дБ відповідно на частотах, які не перевищують 5 Гц. У сагітальній площині спостерігається збільшення як значень піків 1 порядку до 55,47 дБ на частотах від 0,43 до 0,63 Гц. так і піків 2 і 3 порядків – до 49 дБ на частотах до 1,3 Гц.

При опорі на кінцівку з фіксованим колінним суглобом у фронтальній площині відмічено зменшення рівня піків 1 порядку до меж від 46,3 до 40,93 дБ, але збільшення їх частоти до межі від 0,66 до 1,17 Гц. Піки 2 і 3 порядку не перевищують 37 дБ, але частота їх збільшується до 2 – 3 Гц. У

Таблиця 4.13 – Мапа трьох найбільших піків при стояння з фіксацією кульшових суглобів за віконним Фур'є-перетворенням

Тип стояння	Фронтальна площина						Сагітальна площина							
	1 пік		2 пік		3 пік		1 пік		2 пік		3 пік			
	Час,с	F, Гц	дБ	F, Гц	дБ	F, Гц	дБ	Час, с	F, Гц	дБ	F, Гц	дБ	F, Гц	дБ
Двоопорне стояння	2,49	0,90	43,11	2,07	29,47	8,95	26,48	2,49	1,60	40,13	1,13	33,96	6,13	29,81
	4,99	0,98	39,87	2,19	34,01	9,14	33,27	4,99	2,19	33,67	3,13	30,49	1,56	28,31
	7,49	1,88	25,46	8,98	24,81	2,38	24,65	7,49	1,64	36,13	4,22	26,74	6,60	24,25
	9,99	0,98	30,66	1,60	27,04	2,23	23,11	9,99	1,52	33,14	0,94	31,56	0,78	31,14
	12,49	1,09	34,07	1,88	31,69	9,10	30,78	12,49	1,02	32,84	2,73	28,72	4,88	27,32
	14,99	0,66	40,98	1,41	32,15	9,10	28,36	14,99	0,43	65,35	0,98	53,00	1,72	47,36
	17,49	0,55	44,30	1,95	29,13	4,14	24,49	17,49	1,13	45,91	3,01	33,13	13,13	28,01
	19,99	0,59	46,40	1,64	29,44	9,06	26,03	19,99	0,78	42,01	2,50	32,72	1,41	28,98
	22,49	0,51	53,16	1,17	36,84	1,95	36,69	22,49	1,52	30,70	2,19	30,06	8,36	26,56
Опора на праву кінцівку	2,49	3,71	28,72	2,73	26,56	6,45	24,90	2,49	1,37	35,25	1,99	28,79	3,52	26,88
	4,99	3,01	31,42	1,29	27,95	1,84	26,93	4,99	0,74	45,17	2,07	29,20	5,63	25,31
	7,49	0,70	46,09	1,95	28,94	3,87	26,81	7,49	1,09	48,30	13,71	27,83	6,99	27,79
	9,99	0,70	43,32	1,95	32,03	3,28	29,76	9,99	1,13	44,39	0,66	42,63	1,80	29,14
	12,49	0,90	35,51	1,56	29,62	9,02	27,72	12,49	2,23	32,90	3,40	27,23	11,41	24,01
	14,99	0,74	44,67	1,68	29,87	2,34	27,21	14,99	2,70	33,72	15,78	25,93	8,32	24,34
	17,49	0,74	39,22	1,25	30,59	1,91	27,56	17,49	0,63	41,08	0,82	40,56	1,56	34,26
	19,99	2,77	25,92	4,02	25,42	8,40	25,17	19,99	0,78	36,72	1,76	33,61	4,53	27,00
	22,49	3,48	27,42	4,14	26,94	2,19	26,63	22,49	1,02	39,85	1,52	32,99	2,62	26,55
Опора на ліву кінцівку	2,49	0,82	42,59	2,15	34,38	1,41	33,16	2,49	1,80	38,11	15,43	28,61	3,75	28,51
	4,99	1,64	31,77	9,06	29,79	4,45	28,32	4,99	1,25	38,45	1,91	35,82	2,85	28,37
	7,49	1,52	36,82	9,06	29,65	3,40	29,38	7,49	1,37	37,69	2,62	32,20	4,38	27,56
	9,99	1,33	42,21	17,38	28,06	3,28	26,67	9,99	1,09	45,54	2,30	37,26	3,36	33,20
	12,49	1,41	36,63	2,62	32,03	9,06	26,96	12,49	1,45	45,13	2,54	33,02	4,41	29,96
	14,99	1,25	37,92	8,95	27,86	5,59	26,41	14,99	1,41	43,25	2,62	33,77	3,63	28,85
	17,49	0,70	50,82	3,20	28,12	9,14	27,80	17,49	0,35	68,74	1,02	50,92	2,30	38,22
	19,99	1,68	38,72	2,46	29,01	9,02	27,85	19,99	1,21	43,02	2,42	24,84	5,43	22,16
	22,49	1,33	36,87	8,98	28,87	2,30	27,90	22,49	0,39	63,06	1,09	54,58	2,03	36,55

Але значення піків 2 і 3 порядку також значні – до 36,8 дБ на частотах 1,17 Гц, причому загальний рівень сигналу 2 і 3 порядку збільшений у порівнянні зі стоянням без фіксації суглобу. Це можна бачити на рис. 4.10. У сагітальній площині відмічено різке збільшення енергетики піків всіх порядків до 65 дБ, збільшення частоти практично не відмічено. При опорі на одну кінцівку відмічено різке збільшення піків 1 типу (до 46 дБ) у порівнянні з піками 2 і 3 порядку (до 34 дБ). У сагітальній площині відмічаються поодинокі піки до 70 дБ на частоті 0,35 Гц, і помірні – 45-50 дБ на частотах 1-1,1 Гц. Треба відмітити, що загальна частотна складова у сагітальній площині при

одноопорному стоянні при фіксації кульшових суглобів вище, ніж при стоянні без фіксації суглобів.

У фронтальній і в сагітальній площинах спостерігається напруженість появи піків, тобто, якщо при стоянні без фіксації суглобів спостерігається помірне наростання значення сигналу, а потім його таке ж помірне згасання, то при фіксації тазу можна бачити прискорення зміни появи піків і їх згасання.

4.3.2 Неперервне (інтегральне) вейвлет-перетворення (Continuous Wavelet Transform – CWT)

Ми вже говорили про недоліки віконного перетворення Фур'є, яке полягає у тому, що для кожного проміжку часу виконується самостійний аналіз. Сам по собі цей аналіз дає багато цінної інформації, але особливість отриманих даних полягає у наступному: для кожного вікна розраховується особиста базова лінія, яка дорівнює мінімальному значенню. Цих недоліків можна позбутися виконанням вейвлет-перетворення, а саме – базовою лінією сигналу при вейвлет-перетворенні становить мінімальне значення всього сигналу. тому отримані значення енергетики сигналу декілька інші. Інтегрування проводиться у продовж всього часу на якому визначено сигнал.

Нами було проведено неперервне вейвлет-перетворення, результати якого надані нижче. У таблиці А.1 параметри сигналу сортовані за появою частот у порядку їх збільшення. Аналіз проводиться, як і при віконному перетворенні Фур'є за трьома максимальними піками, які відмічаються для даної частоти, для кожного піку вказано час їх появи. Ми будемо аналізувати відрізок частот, у продовж якого сигнал не знижується менше 10 дБ.

При двоопорному стоянні (рис. 4.11) без фіксації суглобів у фронтальній площині обраний мінімальний рівень енергії спектру у 10 дБ для піку 1-го порядку припадає на частоту 1,22 Гц, а для 2 і 3 порядку на частоту 0,83 Гц. У той же час при фіксації гомілковостопного суглобу мінімальний рівень енергії припадає на частоту майже 8,26 Гц до піку 1 порядку і 6,82 Гц для піків 2 і 3 порядків. При фіксації колінного суглоба обраний мінімум 11,21 дБ

спостерігається на частоті 1,79 Гц, а фіксація кульшових суглобів здвигає мінімум майже у кінець заданого рівня частот на 8,26 Гц. Вказані закономірності показані на рис. 4.12. Отже, при наймі однаковій енергії спектру частотна складова у статограм значно відрізняється.

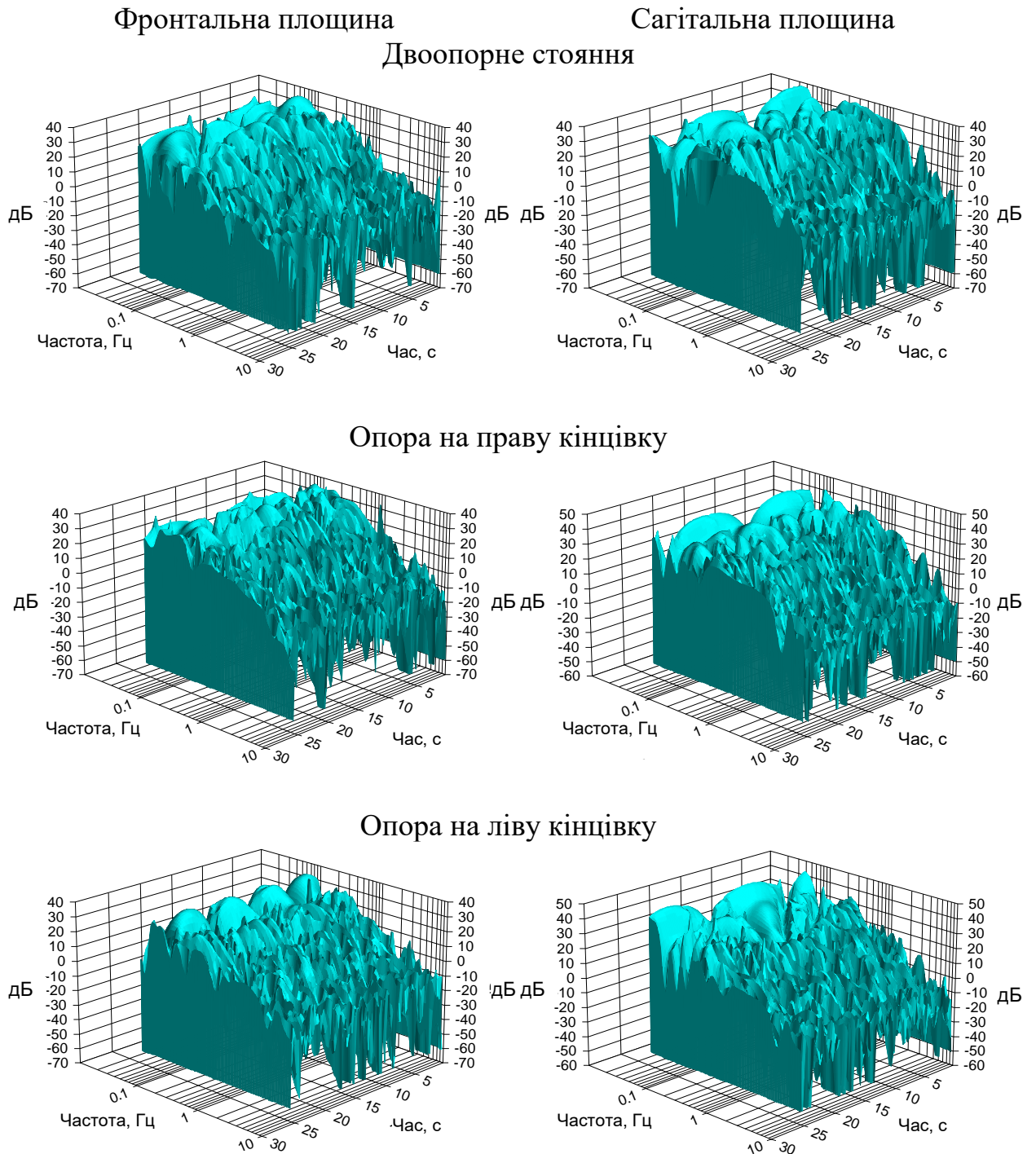
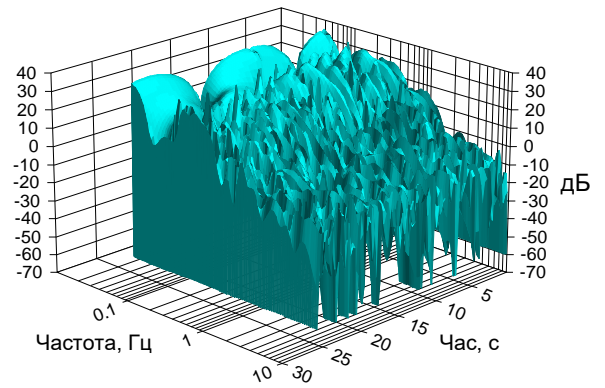
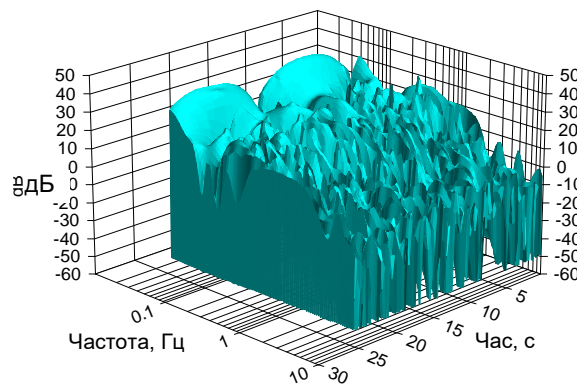


Рисунок 4.11 – Діаграма неперервного Вейвлет перетворення статограми при стояння без фіксації суглобів

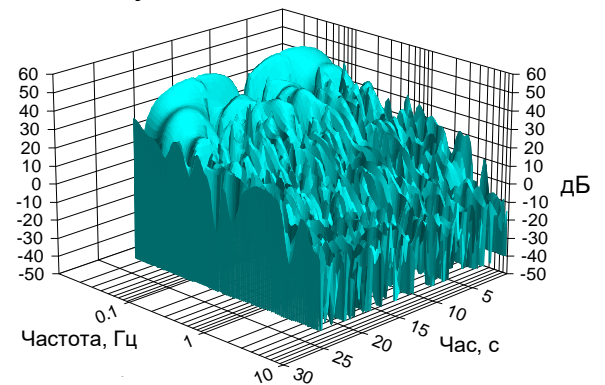
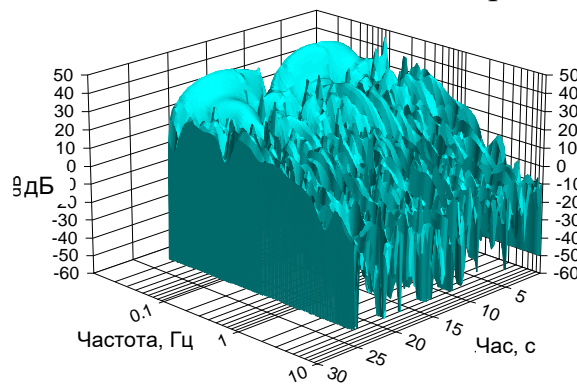
Фронтальна площина

Сагітальна площина

Двоопорне стояння



Опора на праву кінцівку



Опора на ліву кінцівку

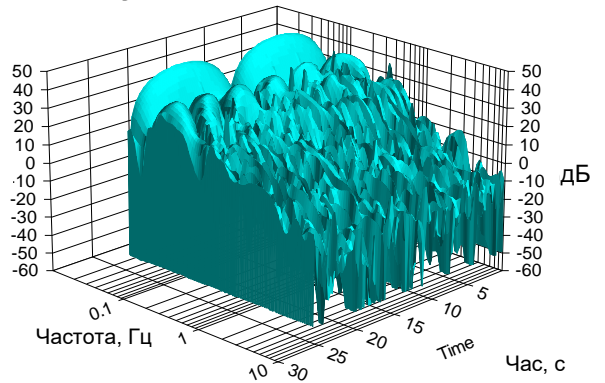
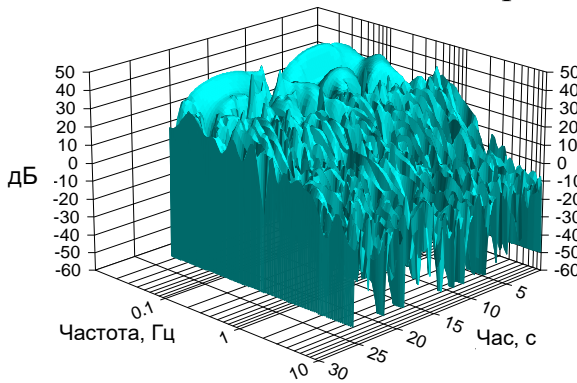


Рисунок 4.12 – Діаграма неперервного Вейвлет перетворення статограма при стоянні з фіксацією гомілковостопного суглоба

При стоянні без фіксації суглобів частота спектру для енергії сигналу в 10 дБ становить 1 Гц, ненабагато більша і частота при фіксації колінного суглобу (рис.4.13), а фіксація гомілки і кульшового суглобів (рис.4.14) значно здвигає частоту у бік високих частот, майже до 10 Гц. У сагітальній частоті

фіксація гомілки і коліна призводить до зменшення частотних складових, а фіксація тазу і відсутність фіксації збільшує смугу частоти за 10 Гц.

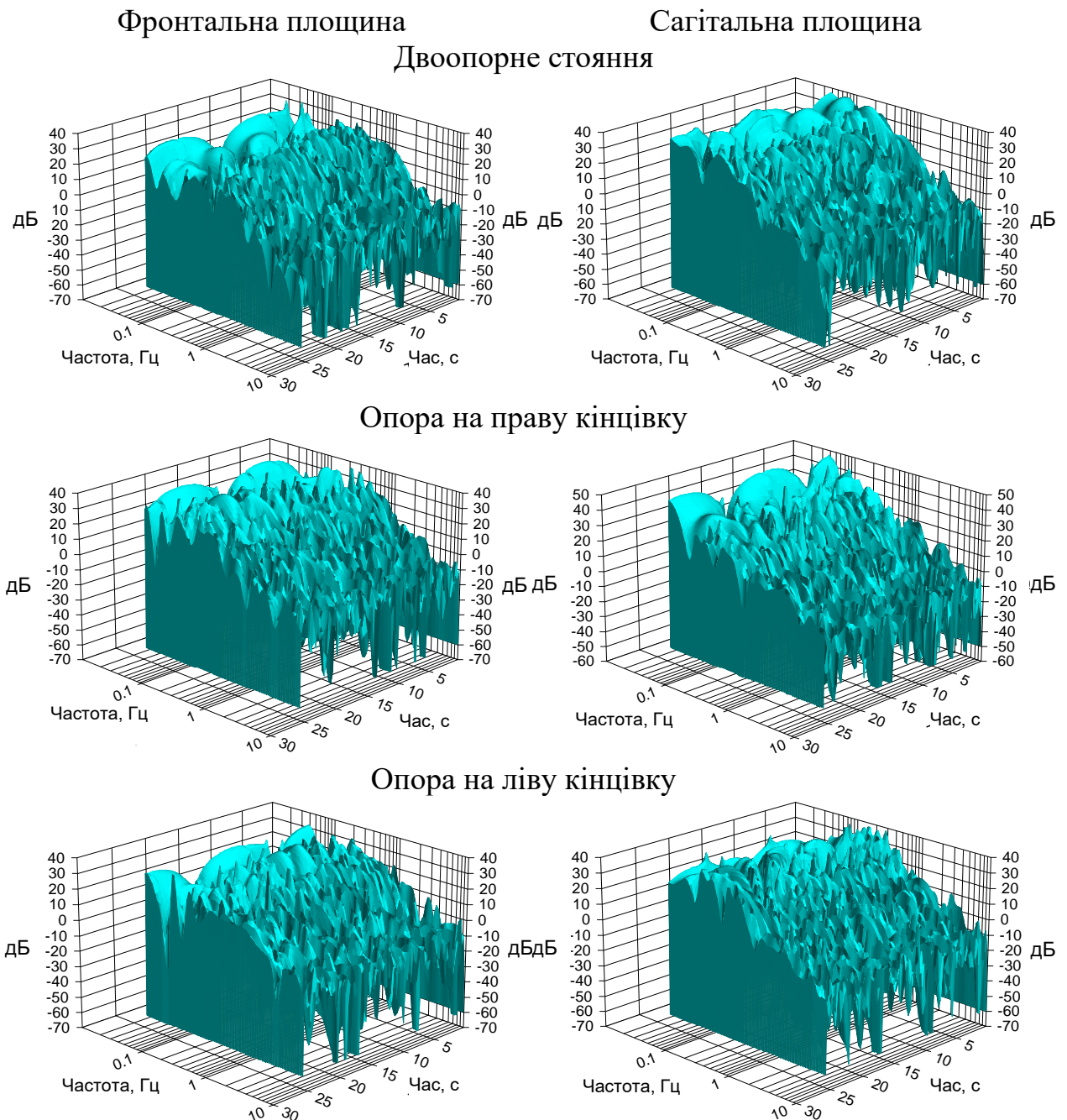


Рисунок 4.13 – Діаграма неперервного Вейвлет перетворення статограми стояння при фіксації колінного суглоба

У фронтальній площині максимальна енергію у статограми, яку вимірювали без фіксації суглобів (до 38 дБ), а у сагітальній – при фіксації кульшових суглобів – до 48 дБ.

За даними таблиць при двоопорному стоянні без фіксації суглобів у фронтальній площині максимальні піки всіх порядків енергії припадають на частоти від 0,04 до 1 Гц і спостерігаються упродовж всього часу дослідження, а на високих частотах – періодично у перші і останні 10 с., у сагітальній площині максимальні піки до 40 дБ припадають на останні 10 с дослідження на частоті до 1 Гц, а для перших секунд характерні більш високочастотні (> 6 Гц) піки від 20 до 25 дБ.

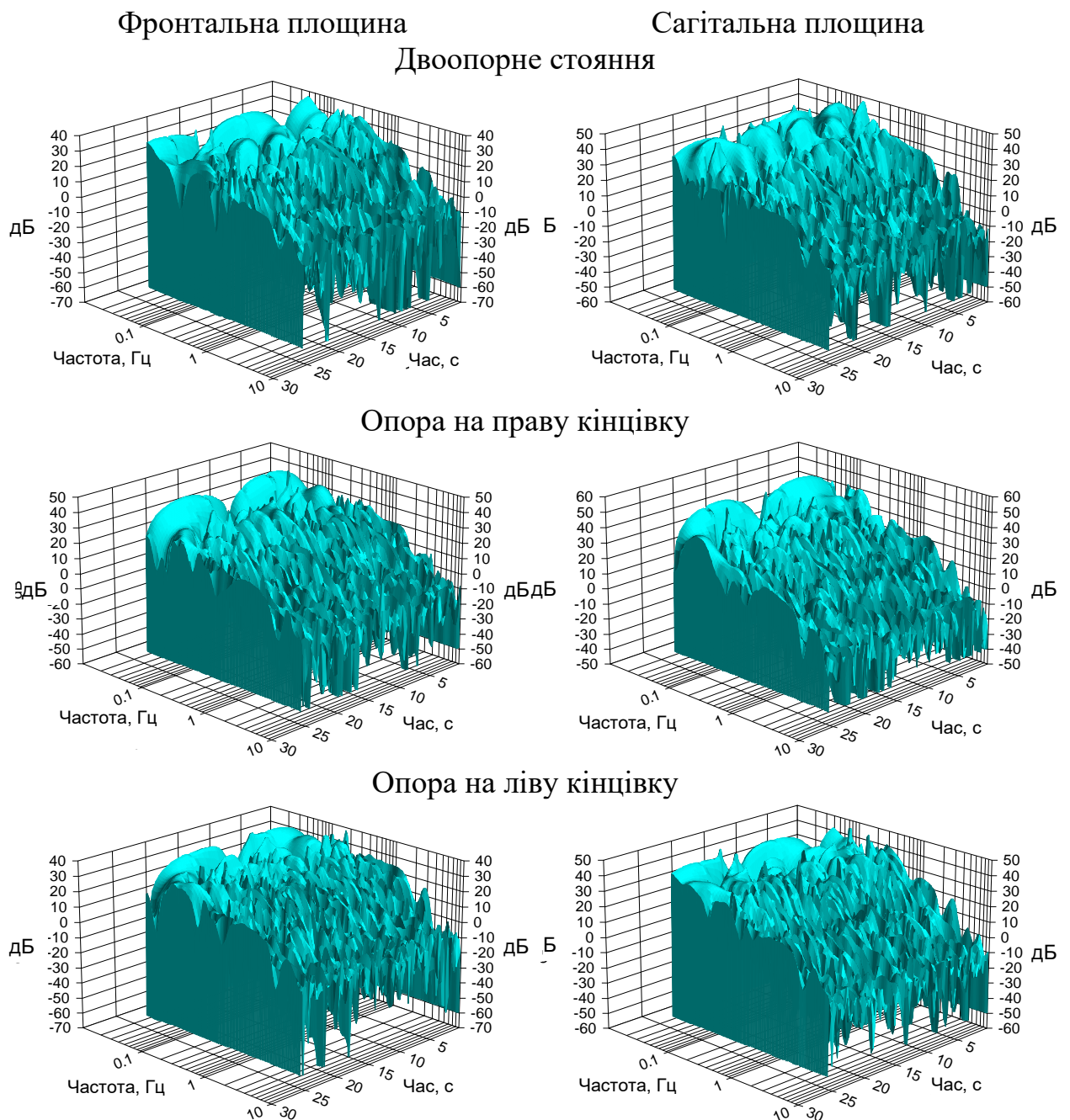


Рисунок 4.14 – Діаграма неперервного вейвлет-перетворення статограми стояння з фіксацією кульшових суглобів

При фіксації гомілки більш енергетичні піки (25-30 дБ) на частоті 0,04-0,1 Гц припадають на інтервал від 8 до 15 с. На частотах більше 1 Гц значних викидів не відмічається.

При фіксації колінного суглобу максимум піків (22-32 дБ) відмічено на інтервалі від 6 до 20 с на частотах до 1 Гц, а при фіксації кульшових суглобів піки від 26 до 37 дБ на частотах до 1 Гц наприкінці дослідження після 20 с.

Отже найбільшу енергію сигнал статограми має на низьких частотах, які не перевищують 0,6 Гц у фронтальній площині і до 1 Гц у сагітальній. треба відмітити, що у сагітальній площині сигнал більш енергетичний і має дуже широкий спектр частот. Ми показали складові спектра до 10 Гц, хоча попередні аналізи давали значення до 20, а для деяких випадків і до 40 Гц. Хоча ми вважаємо ці високі частоти поміхами чи складовими низькочастотного шуму.

При опорі на зафіксовану кінцівку (без фіксації – на праву). Мінімальне обране значення у 10 дБ зміщується у високочастотний бік.

При стоянні на правій кінцівці без фіксації суглобу у фронтальній частота 10 дБ зміщена до 2 Гц, при фіксації гомілки – до 9 Гц, при фіксації коліна – як і при стоянні без фіксації – до 2 Гц, а фіксація кульшового суглобу – близька до фіксації гомілки – 9 Гц. Основна енергія сигналу (не менше 30 дБ) припадає на частоту від 0,4 до 0,5 Гц, крім частоти при фіксації кульшового суглобу – від 0,25 до 0,3 Гц.

У сагітальній площині при стоянні без фіксації – частотна межа значно перевищує поріг вимірювання 10 Гц (на частоті 8,26 Гц рівень сигналу – 17,71 дБ), фіксація гомілки – теж перевищує поріг вимірювання – на частоті 8,26 Гц – 16,96 дБ, при фіксації коліна – частота біля 5,6 Гц, а при фіксації кульшового суглобу – залишається у межах 9 Гц. Основна енергія сигналу у сагітальній площині при всіх видах стояння знаходиться у межах від 0,4 до 0,5 Гц (рівень сигналу не менше 30 дБ).

Якщо говорити про періодичність появи піків, то треба відмітити наступне. При стоянні без фіксації суглобів при двоопорному стоянні спостерігається помірна крива наростання і падіння енергії піків. При одноопорному

стоянні крива появи піків значно підвищує частоту їх зміни, але не спостерігається помітних викидів.

При фіксації гомілковостопного суглобу плавність лінії найбільшої енергетики змінюється на більш різку, викиди енергії змінюються різким падінням, а при стоянні на фіксованій кінцівці спостерігається швидка втрата енергетики сигналу зі збільшенням частоти.

При фіксації колінного суглобу при двоопорному стоянні рівень сигналу знижується, значні викиди енергії чергуються зі спадами майже до нуля. При опорі на фіксовану кінцівку енергія сигналу збільшується, але стрімко спадає в області високих частот.

При фіксації кульшового суглобу при двоопорному стоянні ми спостерігаємо майже декілька (у нашому випадку 3) хвиль зростання і падіння енергії сигналу, а сам сигнал розтягнутий до високих частот. При одноопорному стоянні хвилі мають ще більшу крутизну фронтів і висока енергетика сигналу зберігається на всьому інтервалі частот, що вивчаються.

4.4 Енергетичний аналіз Проні (Prony)

Спектральні методи дослідження випадкових сигналів відомі давно, і добре розроблені. За їх допомогою можна описувати процеси, що перебігають у системах, характеристики яких можна описати послідовностями зміни стану – сигналами. Але коректне застосування спектральних методів можливо тільки для стаціонарних випадкових процесів необмеженої тривалості. Реальні процеси частіше мають нестационарний характер, тому для визначення спектру процесу, який динамічно змінюється, сигнал потрібно розбивати на відрізки, і для кожного відрізка розраховувати спектр окремо.

Зі зменшенням тривалості відрізків збільшується ширина розділювальної смуги, що утруднює ідентифікацію близько розташованих частот, і знижує точність визначення самих частот. При аналізі випадкових процесів, часто важливо знати складові, які обумовлені низькочастотними процесами. Сьогодні, все частіше використовуються методи частотного аналізу, які не

використовують перетворення Фур'є. Одним з них є метод Проні, заснований на поданні апроксимації сигналу, що досліджується детермінованою експоненціальною моделлю. Метод дозволяє безпосередньо виділити окремі складові коливань, визначити їх частоту та амплітуду, а також коефіцієнт детермінованості (затухання) процесу [72]

Аналіз Проні (Prony) був розроблений Gaspard Riche de Prony у 1795 році. Але практичне застосування метода очікувало цифрових обчислювальних машин [73].

Було проаналізовано статограми за аналізом Проні для виявлення розподілу потужності сигналу статограм по частотах, які реєструються при вертикальному стоянні без фіксації та з фіксацією суглобів нижньої кінцівки. Дані на енергетичних діаграмах (рис. 4.15-4.18) надані у вигляді двобічних значень спектра, значення сигналу нормалізовані, тому не збігаються зі значенням максимальної потужності сигналу за розрахунком, результати якого надані в табл. 4.14. В таблиці наведені три максимальні піки спектру, вказана частота на якій вони реєстровані, а також амплітуда піку, коефіцієнт затухання (спадання), потужність піку та доля енергії піку у загальній потужності сигналу.

При стоянні без фіксації суглобів нижньої кінцівки (рис. 4.15) при двоопорному стоянні спостерігається повільна крива спадання енергетики сигналу. У фронтальній площині максимальне значення сигналу на рівні 25 дБ на частоті 0,28 Гц. Другий пік на частоті 1,2 Гц зі значенням 10 дБ, і третій на частоті 2,6 Гц з енергетичною потужністю 9 дБ. Спостерігається доволі значне спадання сигналу – коефіцієнт затухання від 1,65 до 3,74 дБ/Гц (табл. 4.14). Енергетика піків незначна і у сумі становить лише 1,87 дБ. На перший, самий потужний пік припадає 84 % енергії.

Таблиця 4.14 – Параметри енергетичного спектру Проні при стояння без фіксації і фіксацією суглобів нижньої кінцівки

Тип стояння	Фронтальна площина					Сагітальна площина				
	Без фіксації суглобів									
	F, Гц	A, дБ	Kз	P, дБ	P піку, %	F, Гц	A, дБ	Kз	P, дБ	P піку, %
Двоопорне стояння	0,28	5,07	1,65	1,57	84,01	1,06	85,71	2,22	844,10	71,95
	1,23	1,65	3,74	0,25	13,63	2,58	55,82	2,99	216,99	18,50
	2,58	0,48	1,42	0,04	2,36	3,76	33,15	2,73	112,05	9,55
				1,87	100,00				1173,14	100,00
Опора на праву кінцівку	0,43	96,27	1,28	1750,44	79,33	0,52	34,24	0,92	310,21	71,97
	1,26	55,06	1,84	362,06	16,41	1,50	30,79	2,18	84,34	19,57
	2,63	25,79	1,96	94,04	4,26	2,93	19,59	2,81	36,47	8,46
				2206,54	100,00				431,02	100,00
Опора на ліву кінцівку	0,52	143,64	1,47	3849,93	64,31	0,57	96,06	2,29	1146,94	66,23
	1,53	156,17	3,23	1348,94	22,53	1,31	96,81	5,60	580,22	33,50
	2,48	100,88	3,71	787,43	13,15	7,23	7,18	2,75	4,59	0,27
				5986,30	100,00				1731,76	100,00
Фіксація гомілковостопного суглобу										
Двоопорне стояння	0,54	20,46	2,01	48,80	74,80	0,41	57,33	1,34	609,54	81,24
	1,42	12,70	3,10	15,56	23,85	1,48	33,55	2,22	109,25	14,56
	3,75	2,37	1,66	0,88	1,35	2,68	14,15	1,75	31,51	4,20
				65,24	100,00				750,30	100,00
Опора на праву кінцівку	0,36	191,99	1,76	4315,33	72,77	0,78	149,59	5,96	328,38	48,31
	1,28	118,39	2,98	1463,54	24,68	1,51	70,60	3,16	321,53	47,31
	2,56	35,98	2,07	150,96	2,55	3,03	19,45	2,74	29,79	4,38
				5929,83	100,00				679,69	100,00
Опора на ліву кінцівку	0,48	86,17	0,97	1896,76	74,06	0,49	28,03	1,70	98,51	68,74
	1,53	67,01	2,12	415,55	16,22	1,47	28,18	4,90	39,26	27,40
	2,76	53,01	3,18	248,96	9,72	2,56	7,32	2,17	5,54	3,87
				2561,27	100,00				143,31	100,00
Фіксація колінного суглобу										
Двоопорне стояння	0,38	6,83	1,11	6,52	76,36	0,41	77,08	1,41	850,48	78,47
	1,38	5,46	3,81	1,94	22,75	1,30	41,46	2,16	184,65	17,04
	3,62	0,99	3,05	0,08	0,89	2,59	19,30	2,16	48,68	4,49
				8,54	100,00				1083,80	100,00
Опора на праву кінцівку	0,45	194,29	1,97	4982,87	65,75	0,29	166,67	2,57	1057,93	72,78
	1,33	157,97	3,11	2087,75	27,55	1,72	50,78	2,51	314,84	21,66
	2,35	88,52	3,63	507,62	6,70	3,56	39,29	4,35	80,86	5,56
				7578,24	100,00				1453,63	100,00
Опора на ліву кінцівку	0,78	127,04	1,89	2364,19	70,54	0,38	35,96	1,27	226,22	83,56
	1,89	108,39	3,23	728,60	21,74	1,48	12,36	1,30	26,07	9,63
	3,23	51,95	2,98	258,58	7,72	2,51	12,50	2,38	18,45	6,81
				3351,37	100,00				270,73	100,00
Фіксація кульшових суглобів										
Двоопорне стояння	0,08	6,21	1,00	3,45	75,91	1,48	43,67	3,03	179,44	65,81
	0,85	2,30	1,47	0,93	20,54	2,87	42,49	4,98	76,35	28,00
	2,10	1,12	1,80	0,16	3,55	5,01	14,59	3,48	16,88	6,19
				4,55	100,00				272,67	100,00
Опора на праву кінцівку	0,47	189,67	1,91	4668,64	72,93	1,17	39,24	2,25	202,01	23,74
	1,46	167,39	5,07	1681,63	26,27	2,74	69,73	3,94	292,49	34,37
	10,50	51,89	12,89	51,07	0,80	3,27	80,60	5,76	356,51	41,89
				6401,34	100,00				851,02	100,00
Опора на ліву кінцівку	0,53	103,11	1,02	2770,26	66,36	0,35	29,29	0,91	171,91	86,59
	1,43	90,88	1,99	820,27	19,65	1,34	11,76	1,63	19,45	9,80
	2,50	83,90	3,44	583,82	13,99	2,45	6,89	1,85	7,17	3,61
				4174,35	100,00				198,54	100,00

У сагітальній площині енергетика сигналу більша, на максимальний перший пік на частоті 1 Гц спостерігається енергетичний викид до 48 дБ (енергія піку становить майже 844 дБ), інші піки менші як за спектральними значеннями – 43 дБ на частоті 2,58 Гц, та 38 дБ на частоті 3,76 Гц, але потужність їх дуже значна – 216 дБ та 112 дБ відповідно. Вся енергія сигналу становить 1173 дБ.

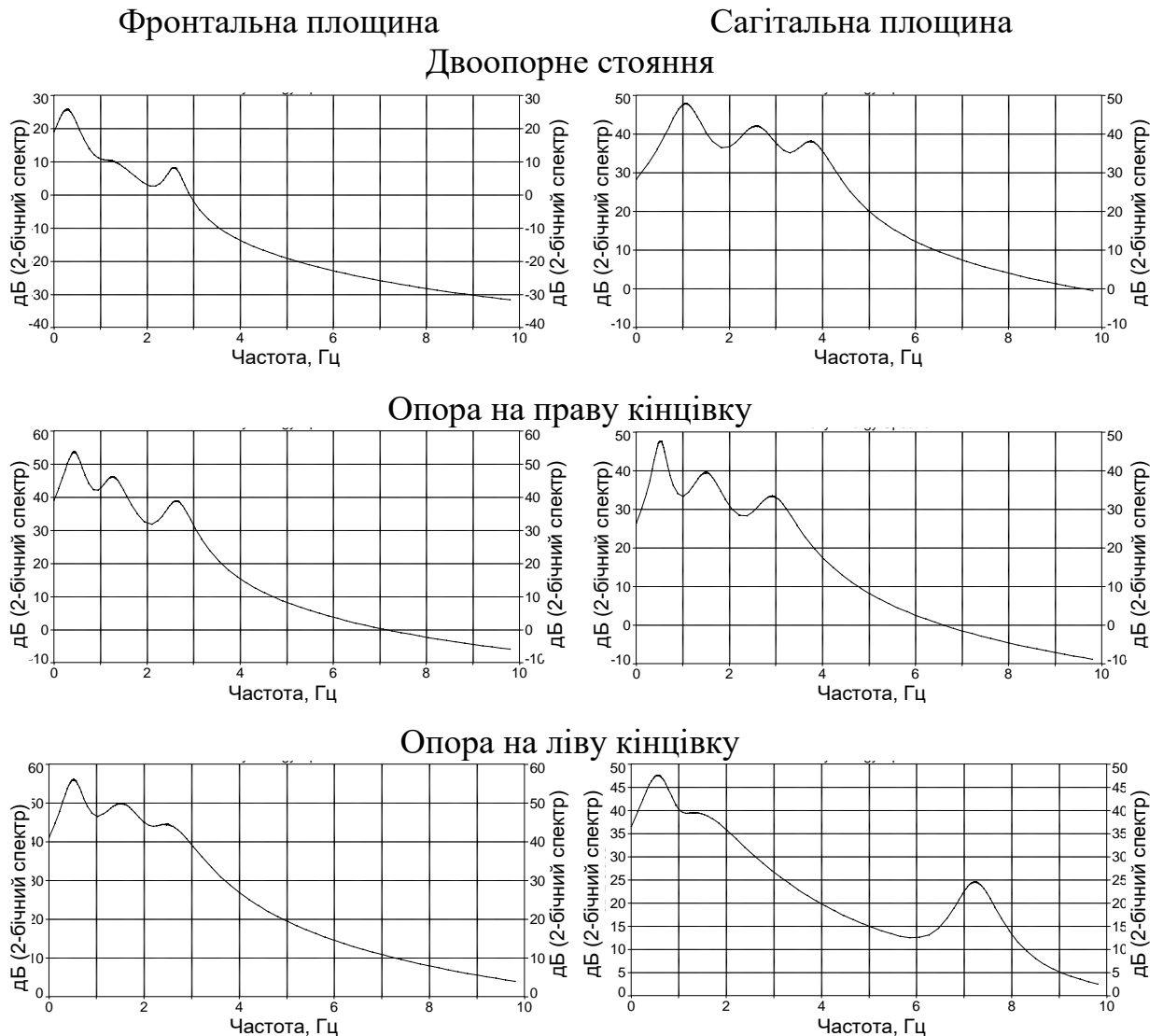


Рисунок 4.15 – Енергетичний спектр Проні при стоянні без фіксації суглобів

При опорі на одну кінцівку ми спостерігаємо збільшення загальної енергетики спектру у фронтальній площині до 2206 дБ при опорі на праву кінцівку та 5986 дБ – на ліву, а у сагітальній площині зменшення енергетики до 431 та 1731 дБ, відповідно. За спектральними характеристиками у фронтальній

На долю цього піку припадає 75 % енергії із загальної потужності спектру – 65 дБ. У сагітальній площині загальна енергетика зменшується у порівнянні зі стоянням без фіксації суглобів – до 750 дБ. Частоти, на яких реєструються піки потужності зменшуються до рівнів 0,4 Гц для першого піку, 1,48 Гц – другого і 2,68 Гц – третього. При опорі на зафіксовану кінцівку загальна потужність спектру зростає до 5930 дБ, а частота першого піку зменшується до 0,36 Гц спостерігається зростання темпів спадання енергії по частоті до 3 дБ/Гц. У сагітальній площині потужність спектру зростає до 679 дБ, а частота піків зростає, але не значно. Опора на незафіксовану кінцівку повертає характеристики спектру до незафіксованого стояння, але загальна потужність спектру зменшується до 2561 дБ у фронтальній площині, і до 141 дБ у сагітальній.

При двоопорному стоянні із зафіксованим колінним суглобом (рис. 4.17) зменшення енергії піків до 32 дБ у фронтальній площині і до 50 дБ у сагітальній.

При двоопорному стоянні з фіксованим колінним суглобом загальна потужність спектру зростає у порівнянні зі стоянням без фіксації суглобів до 8,54 дБ, але значно менше ніж при фіксації гомілки. Частоти залишаються на рівні стояння без фіксації – 0,38 Гц – перший пік, 1,38 Гц – другий і 3,63 Гц – третій. У сагітальній площині потужність спектру наближається до потужності спектру при стоянні без фіксації суглобів – 1083 дБ, частоти, на яких реєструються піки потужності наближаються до таких при стояння з фіксацією гомілки.

При опорі на зафіксовану кінцівку у фронтальній площині спостерігається різке зростання потужності спектру до 7578 дБ, також зростає і потужність спектру у сагітальній площині – до 1453,6 дБ. Частоти появи піків потужності майже залишаються на рівні попередніх досліджень. У фронтальній площині на частоті 0,45 Гц сигнал 57 дБ, на частоті 1,33 Гц – 51 дБ, на частоті 2,35 Гц – 44 дБ, у сагітальній – на 0,38 Гц сигнал 53 дБ, на 1,72 Гц – 42 дБ і 6,7 Гц – 35 дБ.

Фронтальна площина

Сагітальна площина

Двоопорне стояння

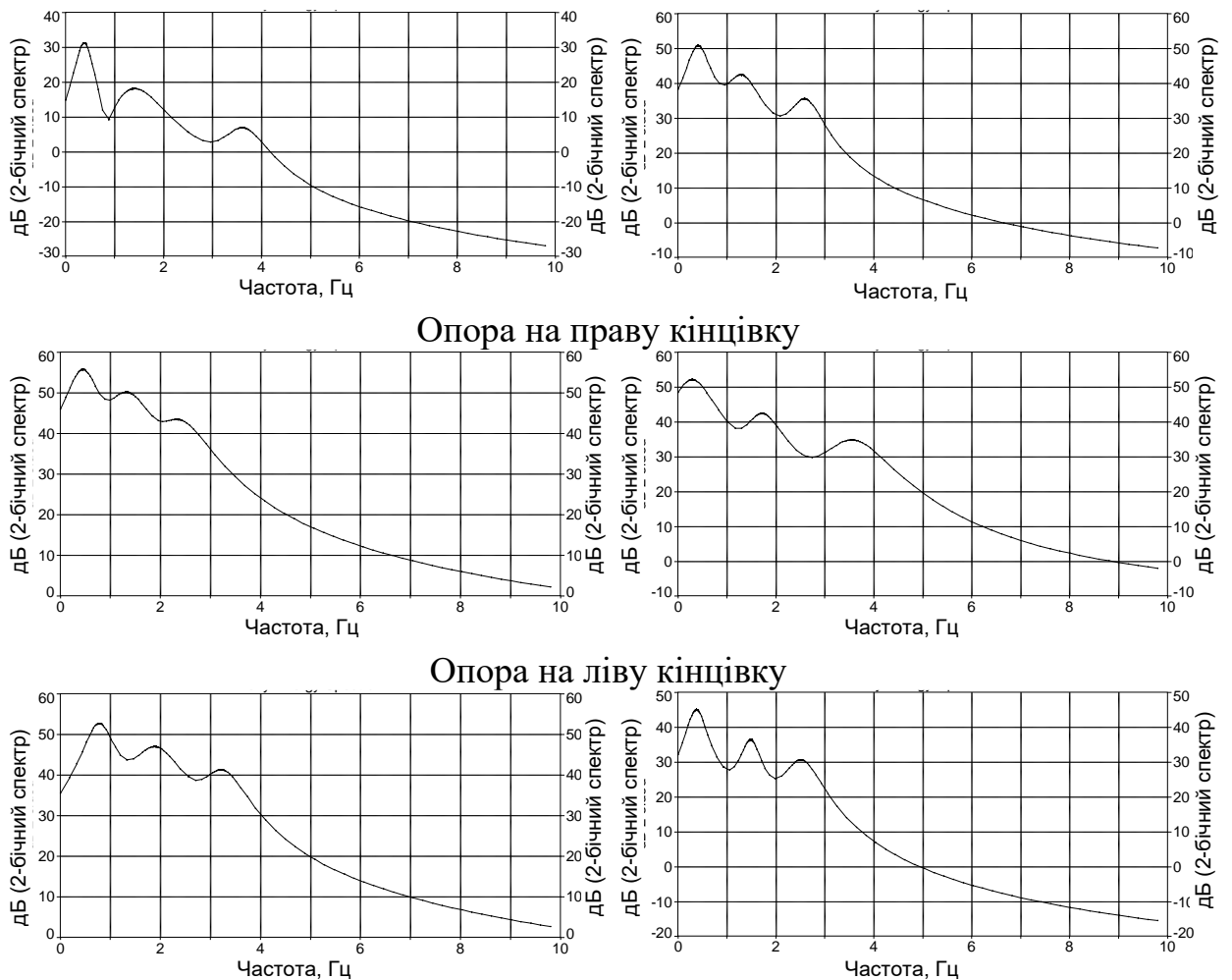


Рисунок 4.17 – Енергетичний спектр Прони при стоянні з фіксацією колінного суглобу

Опора на незафіксовану кінцівку дає у фронтальній площині незначне збільшення частот фіксації піків потужності, і зменшення частот у сагітальній площині. Загальна потужність спектру у фронтальній площині (3351 дБ) нижче, ніж при стоянні без фіксації суглобів і вище при фіксації гомілки. У сагітальній площині спостерігається зменшення енергетики спектру до 270 дБ. Можливо тут ми спостерігаємо вплив втрати можливості повноцінної підтримки рівноваги за рахунок фіксації неопорної кінцівки, яку не можливо повністю розслабити.

При фіксації кульшових суглобів (рис. 4.18) при двоопорному стоянні спостерігаємо значне зменшення величини потужності піків до 31 дБ при значному зменшенні частоти їх реєстрації – 0,08 Гц (31 дБ) – перший пік, 0,85 Гц (20 дБ) – другий і 2,1 Гц (13 дБ) – третій. Загальна потужність спектру

Частота при опорі на одну кінцівку зростає. Спостерігаються частоти (10 Гц) на яких спостерігаються викиди потужності. Це також можна пояснити різкою втратою рівноваги.

Отже, енергетичний аналіз спектру дав нову інформацію щодо параметрів статограм при стояння без фіксації і з фіксацією суглобів нижньої кінцівки. Значний розкид потужності спектральних складових дає підставу для отримання нових знань щодо характеру стояння людини і поведінки компенсаторних механізмів підтримки рівноваги вертикального стояння.

4.5 Узагальнення отриманих результатів

В результаті виконання досліджень цього року нами було отримано дані щодо закономірностей підтримки вертикальної постави при фіксації суглобів нижньої кінцівки у порівнянні зі стоянням без фіксації суглобів.

Проводили статистичний аналіз протокольних параметрів статограм, які отримуємо при стандартному дослідженні, та первинний аналіз часових рядів, на основі якого розраховуються протокольні дані.

Статистичний аналіз протокольних параметрів (коефіцієнт хитання та координати зміщення ЗЦМ у фронтальній (X) та сагітальній (Y) площинах при всіх типах стояння) не виявив статистичної різниці між місцем фіксації суглобів. Коефіцієнт хитання, який свідчить про спроможність організму підтримувати рівновагу, виявився, практично, однаковим при всіх типах стояння ($p \gg 0,05$). Зміщення ЗЦМ хоча і мають видимі відміни, але статистично не значущі. Тому ми прийшли до висновку, що протокольні параметри статограм не в повній мірі можуть служити для діагностичних цілей. Статистичний аналіз первинного часового ряду показав високу варіабельність для різних типів стояння при фіксації суглобів. Отримані статистично значущі різниці часового ряду статографічного дослідження між рівнями фіксації суглобів. На основі отриманих даних були зроблені перші висновки щодо характеру стояння при фіксації суглобів.

Далі ми проводили динамічний аналіз часових рядів, які полягав у визначенні довжини проекції статограми, швидкості зміни положення проекції ЗЦМ, площі плями проекції ЗЦМ та відношення площі плями проекції ЗЦМ до довжини траєкторії. А також аналіз тренду – аналіз тенденцій напрямку руху. Динамічний аналіз виявив певні різниці означених вище параметрів. Аналіз тренду показав можливості методу у визначенні особливих характеристики стояння при різних типах стояння.

Наступним етапом дослідження став гармонічний аналіз часових рядів. Аналізуючи літературні джерела щодо аналізу нестационарних сигналів, ми визначили, що для аналізу статографічного сигналу більше підходить віконне (чи короткочасне) перетворення Фур'є. Треба відмітити, що у доступній нам літературі ми не знайшли робіт щодо застосування цього методу у біологічній або фізіологічній практиці. Існуючі роботи присвячені були переважно теоретичному обґрунтуванню можливості застосування віконного перетворення Фур'є для обробки біологічної інформації, і лише в кардіологічних холтеровських системах. Тому, отримані нами дані дали цілу низку цікавої інформації щодо особливості формування статографічної кривої взагалі і особливостей підтримки рівноваги при фіксації суглобів нижньої кінцівки.

Неперервне вейвлет-перетворення – ще один метод, який на сьогодні є революційним в обробці не тільки біологічної інформації, а й в обробці нестационарних сигналів взагалі. Більшість робіт присвячено теоретичним обґрунтуванням методу, і сьогодні дослідники роблять лише перші кроки у вивченні можливості вейвлетів. Отримана інформація, а саме розгортка сигналу у тривимірному просторі – розгортка потужності сигналу за частотою і часом, відкриває нові можливості постановки експериментів для медичних тестів.

Останнім методом нашого дослідження статографічного сигналу став енергетичний аналіз Проні – метод, який дає можливість вивчити енергетичні потужності сигналу у частотній області спектру. Вивчення інформації, отриманої за цим аналізом дало багато інформації щодо енергетичних затрат для підтримки рівноваги людини у процесі стояння.

Отже, використовуючи дані означених вище методів аналізу ми виявили наступні закономірності стояння при фіксації суглобів нижньої кінцівки.

Фіксація гомілковостопного суглобу призводить до збільшення вдвічі хитання при двоопорному стоянні у фронтальній і сагітальній площинах. При опорі на зафіксовану кінцівку зменшується хитання у фронтальній площині і значно збільшується у сагітальній, тобто пляма проекції розтягується по осі Y. При стоянні із зафіксованим ГСС розгортка статограми набуває характеру го-стрих короткочасних імпульсів. Особливо ці зміни помітні при опорі на зафіксовану кінцівку. Тренд показує стрімкий напрямок до повертання тіла до двоопорного стояння. Фіксація гомілковостопного суглоба призводить до збільшення частоти хитання при загальному зменшенні потужності сигналу як у фронтальній, так і сагітальній площинах. При опорі на зафіксовану кінцівку ці зміни ще більше виражені. Найбільша енергетика спектр набуває у середині дослідження від 8 до 15 с, частотний спектр зміщується у бік високих частот – до 10 Гц у фронтальній площині і до 17 Гц – у сагітальній. Фіксація гомілки призводить за різкого збільшення потужності спектру сигналу як при двоопорному стоянні, так і при опорі на зафіксовану кінцівку в обох площинах.

Фіксація колінного суглобу збільшує хитання тіла при двоопорному стоянні у фронтальній площині, але вдвічі менше, ніж при фіксації гомілки, і зменшує хитання у сагітальній площині у порівнянні зі стоянням без фіксації суглобів і з фіксацією гомілки. Опора на кінцівку із зафіксованим колінним суглобом у фронтальній площині незначно збільшує хитання у порівнянні зі стоянням з зафіксованим гомілковостопним суглобом, але менше, ніж при стоянні без фіксації суглобів. У сагітальній площині опора на зафіксовану кінцівку призводить до значного зменшення амплітуди хитання – вдвічі у порівнянні зі стоянням без фіксації і з фіксацією гомілковостопного суглобу. Фіксація колінного суглобу при двоопорному стоянні приводить до незначного збільшення амплітуди хитання і помірного переміщення тіла в бік зафіксованої кінцівки в процесі дослідження. Опора на зафіксовану кінцівку призводить до появи короткочасних невеличких імпульсів, а тіло набуває напрямок до

фіксованої кінцівки. У фронтальній площині енергетика спектру помірна, у межах енергетики спектру стояння без фіксації суглобів, але у зоні більш високих частот – від 0,5 до 1 Гц, максимум спостерігається в середині дослідження – від 12 до 18 с. У сагітальній площині і енергетика і частотний діапазон спектру наближається до параметрів стояння без фіксації суглобів. Енергетика спектру рівномірно розподілена на весь проміжок часу дослідження, спостерігаються декілька хвиль з однаковою енергетикою. Фіксація колінного суглобу призводить до збільшення загальної енергії спектру у порівнянні зі стоянням без фіксації суглобів, особливо при опорі на зафіксовану кінцівку.

Фіксація кульшових суглобів виявила однозначну різницю характеру статографічного сигналу від інших. Фіксація кульшових суглобів значно зменшує амплітуду хитання як у фронтальній, так і сагітальній площинах, а опора на одну кінцівку призводить до різкого збільшення хитання в обох площинах. Статограма набуває характер різких стрибків із характерною широкою амплітудою. Спостерігається тенденція зміщення тілі в один бік і частою зміною положення у сагітальній площині – високочастотне хитання для підтримки рівноваги. Потужність спектру при фіксації кульшових суглобів зростає і зміщується у бік більш високих частот – у фронтальній площині ближче до 1 Гц, а у сагітальній – від 2 до 22 Гц. Енергетика спектру при двоопорному стоянні найменша зі спектрів стояння з зафіксованими суглобами, і дуже потужна при стоянні з опорою на одну кінцівку.

Аналізуючи отримані дані можна зробити висновки, що фіксація гомілки призводить до зростання хитання, особливо у фронтальній площині. це можна пояснити, що штучно ми фіксуємо рухи у сагітальній площині, і залишаємо незмінними механізми підтримки рівноваги за рахунок м'язів опорної поверхні стопи, плюсні та пальців. Гомілковий суглоб підтримує рівновагу тіла, розташованого вище, а виходячи з теорії багатоланкового маятника він є першою і головною ланкою всього маятника. Тому виключення, навіть часткове, спроможності гомілковостопного суглобу підтримувати рівновагу веде до збільшення

амплітуди хитання і як слід, збільшення енергетики спектру, що підтверджено результатами гармонічних та енергетичних розрахунків.

Фіксація колінного суглобу призводить до збільшення важеля, який треба урівноважити гомілковому суглобу, в наслідок того, що колінний суглоб має обмежену кількість площин вільності, його фіксація впливає тільки на сагітальні параметри статограм, які проявляються як при аналізі частотних, так і енергетичних спектрів.

Фіксація кульшових суглобів виключає з механізму підтримки рівноваги самий великий і самий рухомий суглоб, причому який знаходиться біля центру ваги всього тіла. Характеристики статограм при фіксації кульшових суглобів значно відрізняються як за характером напрямку стояння, так і за енергетичними ознаками – при фіксації тазу енергетика зростає, особливо при одноопорному стоянні.

Проведений комплексний аналіз статограм при стоянні з фіксацією суглобів нижніх кінцівок виявив багато нових, до сьогодні ще не описаних особливостей. Вперше показані можливості застосування для аналізу таких сучасних методів гармонійного аналізу, як віконне перетворення Фур'є і вейвлет-аналіз, доведено доцільність проведення енергетичного аналізу Проні. Але отримані нові знання дали основу для багатьох нових задач подальших досліджень, які ми не могли навіть передбачити до виконання цього етапу НДР. Ось деякі з них.

За даними динамічного аналізу було виявлено, що короткочасні імпульси розташовані на гіпонизькочастотній хвилі, період якої значно перевищує час стандартного дослідження. Це обумовлює збільшення часу дослідження, за попередніми розрахунками не менш 2 хв.

Вейвлет-аналіз показав, що зміна потужності сигналу також перебігає на фоні гіпонизькочастотної хвилі, причому хвилі у фронтальній і сагітальній площинах у деяких випадках проходять у фазі, а у деяких у протифазі. Це спостереження потребує додаткових досліджень часових рядів більшої протяжності.

Енергетичний аналіз вивив, що основна енергія статограми фіксується на частотах до 1 Гц, а при фіксації суглобів – до 2 Гц. Але у наших дослідженнях було виявлено енергетичні піки на частотах, які значно перевищують 10 Гц. До якого явища треба віднести ці викиди потужності – до корисного сигналу, чи це атерфакти (поміхи) – це ще треба з'ясувати.

Результаті проведеного дослідження дозволяють зробити такі висновки:

Статистичний аналіз не виявив значущої різниці між параметрами статограм при фіксації різних суглобів нижньої кінцівки. Не виявлено різниці між даними статографічних досліджень при стоянні без фіксації і з фіксацією суглобів нижньої кінцівки.

Статистичний аналіз часових рядів статограм волонтерів з фіксацією різних суглобів нижньої кінцівки дозволив виявити такі закономірності:

- чим нижче рівень фіксації, тим більше величина зміщення проекції ЗЦМ в бік фіксованої кінцівки при двоопорному стоянні, якщо за основу брати величину зміщення при дослідженні без фіксації;

- в сагітальній площині при двоопорному стоянні спостерігали збільшення величини зміщення проекції ЗЦМ до заду з підвищенням рівня фіксації суглобів;

- при опорі на фіксовану кінцівку у фронтальній площині спостерігали зменшення величини зміщення проекції ЗЦМ від базового рівня при стоянні без фіксації суглобів.

Статистичний аналіз стандартних значень протоколу стотографічного дослідження і первинних даних часових рядів показали, що первинні дані несуть значно більше корисної інформації. щодо особливостей формування рівноваги стояння, ніж усереднені протокольні дані.

Статистичний аналіз не виявив значущих різниць у динамічних параметрів вертикального стояння. При фіксації будь-якого суглобу при двоопорному стоянні спостерігається збільшення довжини траєкторії на 15-20 %, а переважна опора на зафіксовану кінцівку призводить до зменшення довжини траєкторії хитання, особливо при зафіксованому гомілковостопному суглобі.

Швидкість хитання прямо залежить від довжини траєкторії, тому закономірності зміни швидкості хитання такі ж самі.

Аналізуючи криву тренда можна відмітити, що всі зміни сигналу статограми проходять на фоні низькочастотного хвилеподібного процесу. Час запису статограми складає 40 с, аналізували 25 с, а тренд показував максимум чверть хвили процесу. На основі цього можна відмітити, що низькоамплітудні коливання ЗЦМ розповсюджується на низькочастотній хвилі з періодом біля 1-2 хв. Ця хвиля має свої особливості в залежності від типу стояння й рівня фіксації – її період і амплітуда значно варіюють.

Аналіз спектрального складу статограм виявив, що в нормі, тобто при стоянні без фіксації суглобів, у фронтальній площині найвищий рівень сигналу спостерігається на частотах 0,3-0,4 Гц, а його потужність складає близько 60 дБ. В сагітальній площині рівень сигналу значно нижчий – до 30 дБ, а частоти біль високі – від 0,7 до 1,2 Гц. Одноопорне стояння у фронтальній площині характеризується збільшенням частоти до 0,8 Гц, а рівень сигналу декілька спадає до 40-45 дБ. В сагітальній площині потужність сигналу та частоти залишаються на тому ж рівні.

Вейвлет-аналіз показав, що зміна потужності сигналу перебігає на фоні гіпонизькочастотної хвилі, причому хвилі у фронтальній і сагітальній площинах у деяких випадках проходять у фазі, а у деяких у протифазі.

Енергетичний аналіз вивив, що основна енергія статограми фіксується на частотах до 1 Гц, а при фіксації суглобів – до 2 Гц. Але у наших дослідженнях було виявлено енергетичні піки на частотах, які значно перевищують 10 Гц. До якого явища треба віднести ці викиди потужності – до корисного сигналу, чи це артефакти (поміхи) – це ще треба з'ясувати.

5 РОЗРОБКА НОВИХ МЕТОДІВ ОЦІНКИ ФУНКЦІОНАЛЬНОГО СТАНУ ОПОРНО-РУХОВОЇ СИСТЕМИ ЛЮДИНИ

5.1 Спосіб оцінки функціонального стану опорно-рухової системи людини

На підставі проведеного концептуального моделювання та попередніх експериментальних досліджень нами розроблений новий спосіб оцінки функціонального стану ОРС людини.

Відомий спосіб оцінки функціонального стану опорно-рухової системи людини, заснований на визначенні геометричних показників досліджуваних сегментів системи на основі зчитування, за допомогою цифрової камери, координат точок з об'єкта із стоп-кадра відеограми, який відтворюється на відеомоніторі [74]. Недоліком даного способу діагностики є відсутність повної та детальної інформації про постуральні порушення у людей з патологією опорно-рухової системи, так як при рівній поставі людини ці порушення не виявляються.

Відомо, що при підтриманні людиною вертикальної пози, як саме тіло, так і окремі її сегменти – гомілки, стегна, суглоби верхніх та нижніх кінцівок тощо, зазнають незначні коливання, які можуть бути зареєстровані за допомогою спеціалізованих біомедичних електронних систем. Величина зазначених коливань людини, які є постійними при знаходженні її у вертикальній позі, залежить, як правило, від функціонального стану її опорно-рухової системи, як взагалі, так і окремих сегментів. Тому спосіб оцінки функціонального стану опорно-рухової системи людини, заснований на визначенні і порівнянні коливань, як загального центра мас, так і окремих її сегментів є більш надійним та об'єктивним.

Найбільш близьким по суті та результату, що досягається, до пропонуємого технічного рішення є спосіб оцінки функціонального стану опорно-рухової системи людини, заснований на вимірюванні її антропометричних параметрів – ваги, і довжини кожного сегменту системи, що досліджується, а також зросту людини, розрахунку на підставі даного вимірювання амплітуди і

частоти власних коливань кожного сегмента і порівнянні, з використанням комп'ютерно-програмного комплексу, характеристик зазначених коливань з фактичними коливаннями даних сегментів [75]. Даний спосіб діагностики враховує переміщення різних сегментів опорно-рухової системи людини і дає об'єктивні дані при постуральних порушеннях у людей з патологією конкретних сегментів системи. В той же час, фактичні коливання кожних сегментів визначають тут на підставі значень амплітуди коливань загального центру мас в діапазонах частот, що відповідають частотам коливань сегмента, що досліджувався. Враховуючи те, що досліджувані сегменти є переважно парними, а ушкодження може бути в одному із сегментів, на виявлення ушкодження конкретного сегмента (правого або лівого) потребуються додаткові і зайві витрати часу та коштів, що робить цю діагностику достатньо витратною. Крім того, визначення фактичних коливань сегмента, що досліджується, здійснюється тут через коливання загального центру мас людини, що робить дане визначення хибним і на показники дослідження накладаються похибки, що негативно позначається на точності діагностики пошкоджень конкретного сегмента опорно-рухової системи людини.

Завдання даної розробки полягає у створенні способу оцінки функціонального стану опорно-рухової системи людини, який дозволяє здійснювати пряму і диференційну оцінку стану кожного із елементів парних сегментів зазначеної системи і зменшити, на основі цього, витрати часу та коштів. а також підвищити достовірність цієї оцінки.

Поставлене завдання вирішується тим, що в способі оцінки функціонального стану опорно-рухової системи людини, застосованому на вимірюванні її антропометричних параметрів – ваги, і довжини кожного сегменту системи, що досліджується, а також зросту людини, розрахунку на підставі даного вимірювання амплітуди і частоти власних коливань кожного сегмента і порівнянні, на підставі використання комп'ютерно-програмного комплексу, характеристик зазначених коливань з фактичними коливаннями даних сегментів, згідно з корисною моделлю додатково розміщують кольорові маркери на

кожному із елементів парних сегментів, що досліджуються, і здійснюють відеозйомку зазначених маркерів зі швидкістю 15-25 кадрів за секунду упродовж не менш 30 с, будують криві переміщення маркерів в системі координат "мм/с" з перетворенням їх в амплітудно-частотні характеристики власних коливань сегментів, визначають максимальні величини амплітуд цих коливань і при збільшенні зазначених амплітуд більш ніж на 30% від розрахункових діагностують патологію конкретного парного елемента опорно-рухової системи. При відеозйомці досліджуваних сегментів використовують маркери різного кольору. Відеозйомку досліджуваних сегментів здійснюють або одночасно, або послідовно одного за одним. Розміщення кольорових маркерів різного кольору на кожному із елементів парних сегментів опорно-рухової системи, що досліджуються, дозволяє виконувати кодування конкретного елемента зазначеного сегмента на відеокамері із запам'ятовуванням у комп'ютері та визначенням координати в кадрі. Здійснення відеозйомки зазначених маркерів зі швидкістю 15-25 кадрів за секунду на протязі не менш ніж 30 с, побудова кривих переміщення маркерів в системі координат "мм/с" з перетворенням їх в амплітудно-частотні характеристики власних коливань сегментів дає змогу покадрово проаналізувати на основі використання комп'ютерно-програмного комплексу власні коливання конкретного елемента парного сегмента і при перевищенні амплітуди цих коливань більш ніж на 30% від розрахункових діагностують патологію цього конкретного елемента системи.

Виконання відеозйомки досліджуваних сегментів одночасно або послідовно одного за одним дає змогу, залежно від функціональних можливостей комп'ютерно-програмного комплексу визначити достовірний стан кожного елемента парного сегмента опорно-рухової системи без додаткових досліджень, що зменшує час і кошти на виявлення патології та підвищує достовірність оцінки стану цієї системи.

Аналогічних технічних рішень зі схожими ознаками при проведенні патентно-інформаційного пошуку не виявлено. Це свідчить про те, що технічне рішення, що пропонується, є новим і клінічно придатним.

Розроблений спосіб пояснюється кресленнями, де на рис. 5.1 зображена схема маркування сегментів, що досліджуються; на рис. 5.2 – крива переміщення маркера; на рис. 5.3 – а) визначена амплітудно-частотна характеристика власних коливань елемента парного сегмента опорно-рухової системи, що досліджується, б) розрахункові значення амплітуд та частот різних сегментів опорно-рухової системи людини.

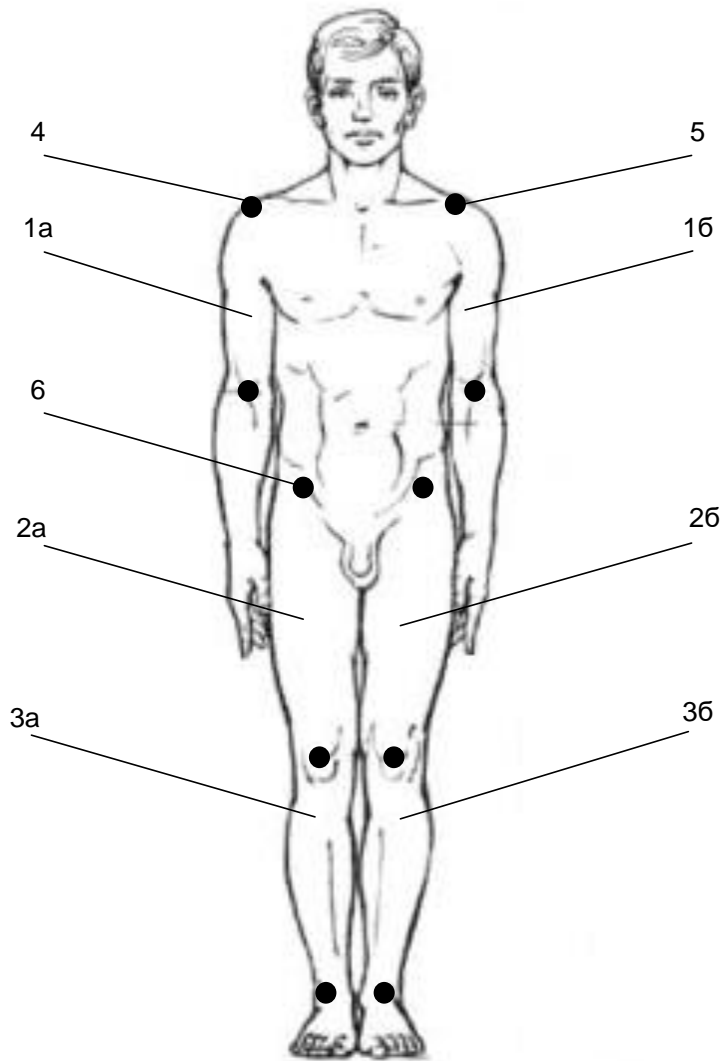


Рисунок 5.1 - Схема маркування сегментів тіла людини

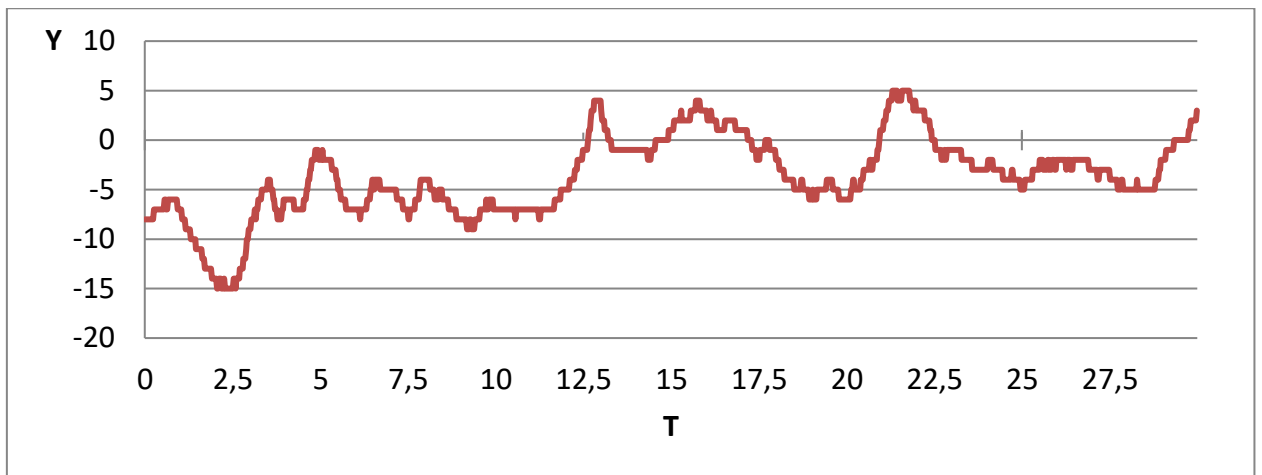


Рисунок 5.2 - Крива переміщення маркера

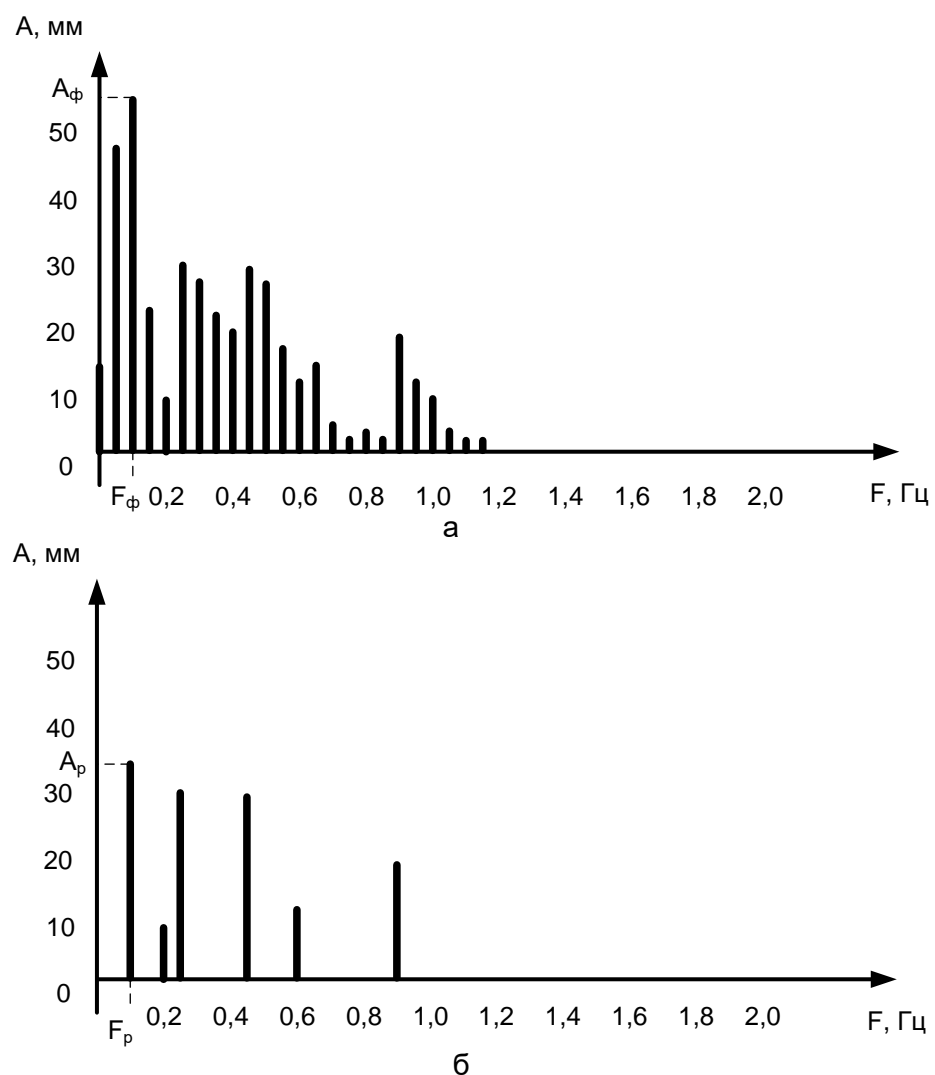


Рисунок 5.3 – Графіки АЧХ переміщень сегментів тіла людини:

а) визначена амплітудно-частотна характеристика власних коливань елемента парного сегмента опорно-рухової системи, що досліджується;
 б) розрахункові значення амплітуд та частот різних сегментів опорно-рухової системи людини.

Спосіб оцінки функціонального стану опорно-рухової системи людини виконують таким чином.

Вимірюють антропометричні параметри пацієнта: вагу, зріст, довжину кожного сегмента опорно-рухової системи, що досліджується, та їх окремих елементів (правих та лівих) – гомілки, стегна верхніх та нижніх кінцівок тощо. Отримані дані вводять в комп'ютер і на їх основі розраховують амплітуду A_p і частоту F_p власних коливань кожного з елементів парних сегментів опорно-рухової системи, а також хребта. Вагу кожного елемента сегмента розраховують за методикою Образцова за нижеприведеною формулою:

$$M_c = B_0 + B_1 \cdot M_1 + B_2 \cdot P, \quad (5.1)$$

де M_c – маса елемента сегмента;

M_1 – маса тіла;

B_0 , B_1 і B_2 – коефіцієнти;

P – зріст.

Приводимо дані про розрахункові коефіцієнти для різних сегментів опорно-рухової системи людини та їх вагові співвідношення (згідно Образцова).

На кожному із елементів парних сегментів 1а, 1в, 2а, 2в, 3а, 3в та ін. сегментах, що досліджуються, наносять кольорові водорозчинні маркери 4, 5, 6 таким чином, що на одному із елементів сегмента, наприклад 1а, маркер одного кольору, а на протилежно розташованому елементі 1в – іншого кольору.

Здійснюють відеозйомку зазначених маркерів зі швидкістю 15-25 кадрів за секунду на протязі не менш 30 с. Це дає змогу покадрово проаналізувати, на основі використання комп'ютерно-програмного комплексу, власні коливання конкретного елемента кожного парного сегмента опорно-рухової системи, що досліджуються. За цей час людина та її досліджувані сегменти з нанесеними на них маркерами зазнають визначені коливання з визначеною частотою F_ϕ і амплітудою A_ϕ . Будують криві переміщення маркерів 4, 5, 6 і т.д. в системі координат "мм/с" з перетворенням їх в амплітудно-частотні характеристики власних коливань кожного з елемента парних сегментів. Це дає змогу покадрово проаналізувати, на основі використання комп'ютерно-програмного комплексу,

власні коливання конкретного елемента кожного парного сегмента опорно-рухової системи, що досліджуються, A_{ϕ} і F_{ϕ} . Аналіз власних коливань елементів парних сегментів, що досліджуються, залежно від функціональних можливостей комп'ютерно-програмного комплексу виконують одночасно, або послідовно одного за одним.

Визначають максимальні величини амплітуд A_{ϕ} цих коливань і при перевищенні зазначених амплітуд більш ніж на 30 % від розрахункових A_p діагностують патологію конкретного елемента парного сегмента опорно-рухової системи.

Відеозйомка досліджуваних сегментів опорно-рухової системи пацієнта та їх елементів зі швидкістю 15-25 кадрів/с на протязі часу не менш 30 с дає змогу зафіксувати фактичні коливання цих сегментів та їх елементів і на основі порівняння величини амплітуди A_{ϕ} цих коливань з розрахунковими A_p виявити стан порушення досліджуваних сегментів та їх окремих елементів. Це зменшує час і підвищує достовірність оцінки стану цієї системи.

Нанесення маркерів різних кольорів на різні елементи кожного сегмента сприяє покращенню ідентифікації їх комп'ютером та визначенню їх координат в кадрі.

За даною методикою оцінки функціонального стану опорно-рухової системи обстежено більш ста пацієнтів. Встановлено, що достовірність оцінювання зазначеного стану окремих сегментів та їх елементів складає у межах 0,92-0,97, залежно від точності вимірювання антропометричних параметрів пацієнтів. Зафіксовано також різницю у функціональному стані різнобічних елементів досліджуваних сегментів у 27 пацієнтів. Це дало змогу зменшити кошти на наступні дослідження зазначених пацієнтів на 22-27 % і час – в 1,2-1,35 рази.

Зазначений спосіб діагностики дає, таким чином, диференційовану оцінку функціонального стану конкретного елемента право- або лівобічного кожного досліджуваного сегмента опорно-рухової системи людини. Дана діагностика не є інвазивною, не використовує шкідливі фізичні чинники

(рентгенівське, радіоактивне, електромагнітне, ультразвукове та інші випромінювання), не потребує використання будь-яких хімічних препаратів і може бути використана з метою визначення ступеню ураження того або іншого сегмента, або окремого його елемента, а також для контролю за станом всієї системи в процесі реабілітації хворих.

Використання даного способу оцінки функціонального стану опорно-рухової системи при реабілітації хворих дозволило відслідковувати динаміку змінення стану пошкоджених елементів сегментів, що досліджувались, виконувати своєчасну корекцію або змінення реабілітаційних заходів, виробляти оптимальне сполучення і послідовність реабілітаційних заходів, що, в свою чергу, дозволяє покращити результати лікування пацієнтів із захворюваннями та ушкодженнями опорно-рухової системи.

5.2 Аналіз геометричних параметрів статографічного сигналу

Часовий ряд статограми може дати багато інформації щодо геометричних параметрів проекції ЗЦМ на площу опори. Використовуючи тільки три статистичних параметри ряду – математичне очікування (МО), мінімальне та максимальне значення координат, ми розробили алгоритм аналізу статограми, який включає аналіз геометрії статограми та їх кутові параметри. Далі наводимо детальний опис цих параметрів та алгоритми їх розрахунку.

Загальний вигляд статорами у більшості випадків має вигляд, представлений на рис. 2.5.

Разом з графічним зображенням статорами дослідник отримує і значення основних параметрів статорами. Детальний аналіз цих показників ми приводили у попередніх звітах, тому зупинятися на них ми не будемо.

Задачею цього етапу дослідження стане розробка нових алгоритмів аналізу статорам, у тому числі геометричний аналіз.

5.2.1 Аналіз площин статограми

При аналізі великої кількості статорам хворих на різні патологічні стани ОРС нами було відмічено, що плями проекції ЗЦМ значно відрізняються як по формі, так і по розташуванню на площині опори.

Отже, проаналізуємо можливість розрахунку геометричних параметрів плям статорам, а саме площу як окремої плями проекції ЗЦМ, так і загальної площі ЗЦМ, яка включає двоопорне стояння та стояння з переважним навантаженням однієї кінцівки.

Параметри визначаємо для кожної з трьох плям статограми, при цьому параметри позначаються додатковими мітками 1 – для двоопорного стояння, 2 – для переважної опори на праву кінцівку, 3 – для переважної опори на ліву кінцівку.

Визначимо параметри плями ЗЦМ (рис. 5.5, а): розкид координат по осям X та Y – ΔX та ΔY відповідно, що визначають розмір плями у фронтальній та сагітальній площинах, площа плями $S = \Delta X \times \Delta Y$, відповідно для двоопорного та одноопорного стояння – S_1, S_2, S_3 .

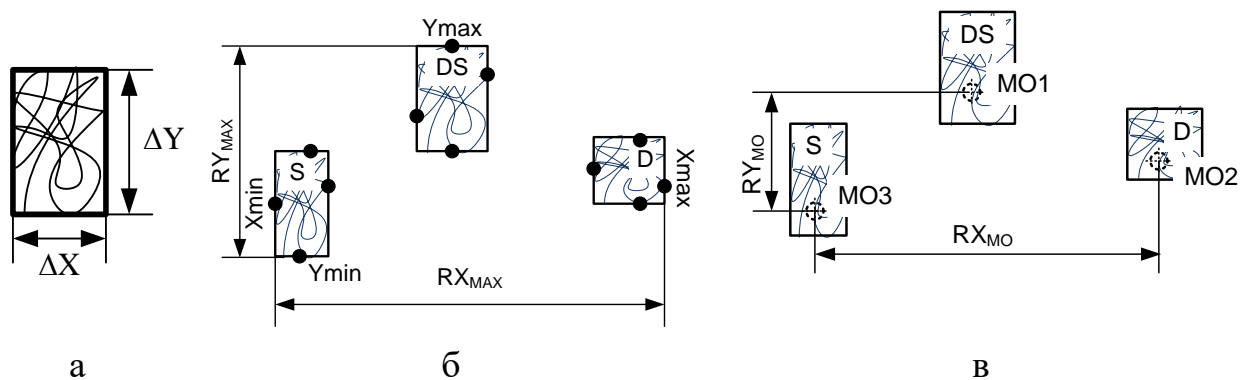


Рисунок 5.5 - Параметри статограми для визначення:

- площі плями ЗЦМ для двоопорного та одноопорного стояння;
- загальної площі статорами;
- площі по значенням МО.

Далі розраховуємо відношення площин плями ЗЦМ правої кінцівки до площі ЗЦМ лівої кінцівки

$$KS_{23} = \left(\frac{S2}{S3} \right), \quad (5.2)$$

а також відношення площ плям одноопорного стояння до площі двоопорного стояння:

$$\begin{aligned} KS_{21} &= \frac{S2}{S1}, \\ KS_{31} &= \frac{S3}{S1} \end{aligned} \quad (5.3)$$

Розраховується загальна площа поверхні статограми – S_{Σ} . Визначається як множення розкиду статограми по осі X (RX_{\max}) на розкид статограми по осі Y (RY_{\max}). Далі розраховуємо відношення площ плям статограми до загальної площі статограми - $K_{\Sigma S1}$, $K_{\Sigma S2}$, $K_{\Sigma S3}$.

Визначаємо площу статограми, обмежену значеннями МО ЗЦМ повного дослідження (рис. 5.5, в) (S_{MO}). Для розрахунку використовуємо значення розкиду між МО по осі X (RX_{MO}) та значення розкиду по осі Y (RY_{MO}).

Розраховуємо коефіцієнт відношення площин S_{MO} до S_{Σ} - KSS . Чим ближче більше коефіцієнт KSS до 1, тим менше розкид статограми від координат центру розташування ЗЦМ. Він може бути інтегральним показником стабільності підтримки рівноваги. Коефіцієнт KSS не досягає 1, бо завжди є якийсь розкид проєкцій плям ЗЦМ статограми.

Геометричний аналіз включає також розрахунок відношення розмірів плями статограми:

$$K_{XY} = \frac{\Delta X}{\Delta Y}. \quad (5.4)$$

Цей показник може свідчити про форму плями ЗЦМ. Чим ближче значення K_{XY} до 1, тим більшу форму плями проєкції ЗЦМ наближається до квадрату (кола). Значення коефіцієнту від 0,5 і менше може свідчити про витягнуту у сагітальній проєкції форму плями, а значення коефіцієнту більше 1 – свідчить про витягнуту форму плями у фронтальному напрямку.

Формули для розрахунку означених параметрів наведено у табл. 5.1.

Таблиця 5.1 – Формули для розрахунків блоку «Аналіз площин»

Параметри, що розраховуються		Статиграфічний тест					
		Двоопорне стояння		Опора на праву кінцівку		Опора на ліву кінцівку	
		Координати					
		X1	Y1	X2	Y2	X3	Y3
Вхідні параметри	MIN	$\min X1$	$\min Y1$	$\min X2$	$\min Y2$	$\min X3$	$\min Y3$
	MAX	$\max X1$	$\max Y1$	$\max X2$	$\max Y2$	$\max X3$	$\max Y3$
	MO	$MO(X1)$	$MO(Y1)$	$MO(X2)$	$MO(Y2)$	$MO(X3)$	$MO(Y3)$
Δ	$ \max X1 - \min X1 $	$ \max Y1 - \min Y1 $	$ \max X2 - \min X2 $	$ \max Y2 - \min Y2 $	$ \max X3 - \min X3 $	$ \max Y3 - \min Y3 $	
$S_{XY1}, S_{XY2}, S_{XY3}$	$\Delta X1 \times \Delta Y1$		$\Delta X2 \times \Delta Y2$		$\Delta X3 \times \Delta Y3$		
$KS_{21}, KS_{31}, KS_{23}$	$\frac{S_{XY2}}{S_{XY1}}, \frac{S_{XY3}}{S_{XY1}}$		$\frac{S_{XY2}}{S_{XY3}}$				
S_{Σ}	$[\max(X1, X2, X3) - \min(X1, X2, X3)] \times [\max(Y1, Y2, Y3) - \min(Y1, Y2, Y3)]$						
$K_{S\Sigma1}, K_{S\Sigma2}, K_{S\Sigma3}$	$\frac{S_{XY1}}{S_{\Sigma}}$		$\frac{S_{XY2}}{S_{\Sigma}}$		$\frac{S_{XY3}}{S_{\Sigma}}$		
S_{MO}	$[(\max(MO(X1, X2, X3)) - \min(MO(X1, X2, X3)))] \times [(\max(MO(Y1, Y2, Y3)) - \min(MO(Y1, Y2, Y3)))]$						
KSS	$\frac{S_{MO}}{S_{\Sigma}}$						
$K_{XY1}, K_{XY2}, K_{XY3}$	$\frac{\Delta X1}{\Delta Y1}$		$\frac{\Delta X2}{\Delta Y2}$		$\frac{\Delta X3}{\Delta Y3}$		

5.2.2 Аналіз геометрії розкиду та асиметрії.

Ідеальною вважається статограма, коли людина має симетрично розташовані плями ЗЦМ одноопорного стояння, але у більшості випадків, навіть у здорових людей, і геометрія плям, і їх розташування на площині опори мають значні асиметрії. Для того, що виявити межі патологічної асиметрії, ми ввели низку параметрів для цього аналізу.

Для аналізу параметрів розкиду та асиметрії параметрів статорам вводимо окрім даних мінімальних та максимальних координат – значення математичного очікування (МО) координати, що аналізується.

За допомогою означених вище даних можна розрахувати параметри асиметрії плям статограми у фронтальній (по осі X) та сагітальній (по осі Y) площинах.

Зміщення МО проекції ЗЦМ при одноопорному стоянні відносно МО двоопорного стояння. Розраховується як відстань між МО двоопорного стояння та одноопорного (RX_{12} , RX_{13} , RY_{12} , RY_{13}) по осям X та Y, відповідно (рис. 5.6).

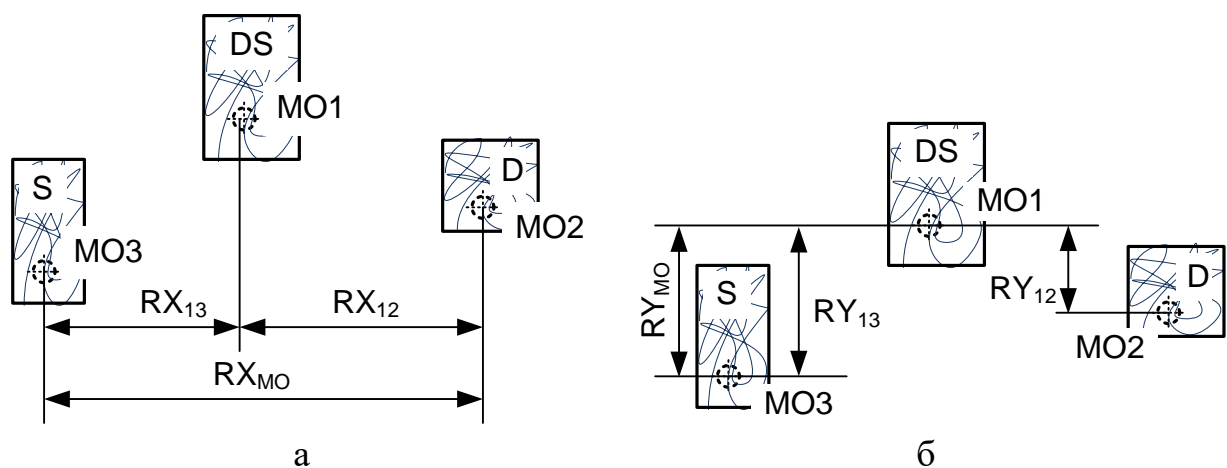


Рисунок 5.6 – Параметри статограми для визначення:

- розкиду МО координат ЗЦМ одноопорного стояння та коефіцієнту асиметрії у фронтальній площині (ось X);
- розкиду МО координат ЗЦМ одноопорного стояння та коефіцієнту асиметрії у сагітальній площині (ось Y)

Асиметрія проєкції ЗЦМ при одноопорному стоянні визначається як відношення зміщення ЗЦМ правої кінцівки до ЗЦМ лівої кінцівки ($K_G X, K_G Y$). Коефіцієнт відношення розкиду статорами по осі X до розкиду по осі Y (K_G) визначається як відношення розкиду по осі X (RX_{MO}) до розкиду по осі Y (RY_{MO}) за значеннями по математичному очікуванню координат X та Y відносно.

Фізичний сенс кутової асиметрії ($K\alpha$) [патент] полягає у відношенні величини кутів, що утворені осью ліній по МО осі Y двоопорного стояння, МО координат (X, Y) двоопорного стояння, та МО (X, Y) координат проєкції ЗЦМ одноопорного стояння (рис. 5.7).

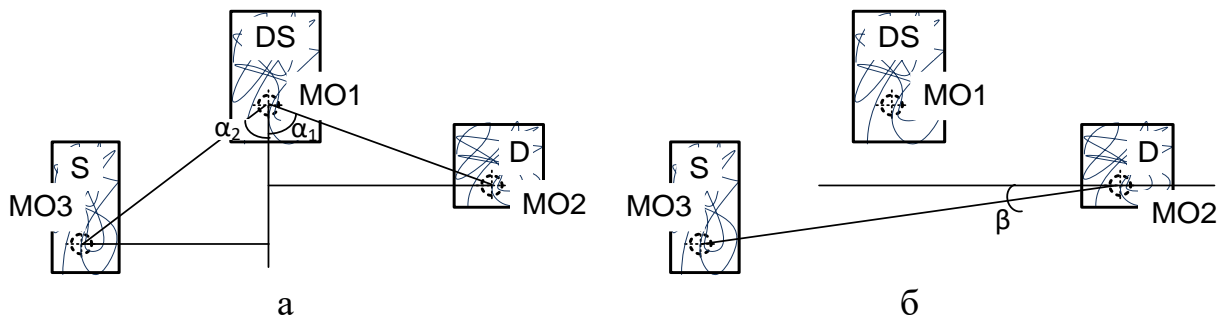


Рисунок 5.7 - Параметри статорами для визначення:

- а) коефіцієнту кутової асиметрії;
- б) кута розвороту тіла.

Кут розвороту тіла визначається по трикутнику, який утворений відрізком між МО (X, Y) одноопорного стояння та горизонтальною лінією, що будується по осі X з точки максимального МО координати Y одноопорного стояння (рис. 5.7, б).

Всі формули для математичного аналізу геометричних параметрів статорів наведено в табл. 5.2.

Таблиця 5.2 - Формули для розрахунків «Аналіз геометрії розкиду та асиметрії»

Параметри		Статистичний тест					
		Двоопорне стояння		Опора на праву кінцівку		Опора на ліву кінцівку	
		Координати					
		X1	Y1	X2	Y2	X3	Y3
Вхідні параметри	МО	$MO(X1)$	$MO(Y1)$	$MO(X2)$	$MO(Y2)$	$MO(X3)$	$MO(Y3)$
$RX_{12}, RX_{13},$ RY_{12}, RY_{13}		×		$ MO(X1) - MO(X2) $	$ MO(Y1) - MO(Y2) $	$ MO(X1) - MO(X3) $	$ MO(Y1) - MO(Y3) $
$K_G X, K_G Y$		$K_G X = \frac{RX_{12}}{RX_{13}}, K_G Y = \frac{RY_{12}}{RY_{13}}$					
K_G		$\frac{RX_{23}}{RY_{23}}$					
$K\alpha$		$\alpha1 = \arctg\left(\frac{RY_{12}}{RX_{12}}\right), \alpha2 = \arctg\left(\frac{RY_{13}}{RX_{13}}\right), K\alpha = \frac{\alpha1}{\alpha2}$					
β		$\beta = \arctg\left(\frac{RY_{23}}{RX_{23}}\right)$					

5.2.3 Аналіз геометричних параметрів статограм у хворих на патологію ОРС

Як було показано вище, час дослідження та додаткові ортопедичні пристрої, в нашому випадку корсет, змінюють картину статограми, часто замулюють дійсну картину статограми. Ми визначили, що дослідження краще проводити у першій половині дня, а хворих, по можливості досліджувати без корсетів, ортезів тощо.

Дизайн статистичного аналізу геометричних параметрів статограм будемо проводити за алгоритмом, що представлено на рис. 5.8.

ГРУПИ		СТАТИСТИЧНІ МЕТОДИ АНАЛІЗУ		
1. Контрольна група (на початку робочого дня) 2. Хворі на остеохондроз (без корсета) 3. Хворі на двобічний коксартроз		Описова статистика Порівняльний аналіз (ANOVA) Кореляційний аналіз		
Етап аналізу	Аналітичний блок	Параметри		
Площа плями статограми та сумарна потужність	Аналіз площин Спектральний аналіз Фур'є	S_{XY1} KS_{21} $K_{S\Sigma 1}$ S_{Σ} K_{XY1}	S_{XY2} KS_{31} $K_{S\Sigma 2}$ S_{MO} K_{XY2}	S_{XY3} KS_{23} $K_{S\Sigma 3}$ SSS K_{XY3}
Асиметрія розкидів	Аналіз геометрії розкиду та асиметрії	RX_{12} RY_{12} K_{GX}	RX_{13} RY_{13} K_{GY}	RX_{23} RY_{23} K_G
Кутові параметри статограм	Аналіз геометрії розкиду та асиметрії	$\alpha 1$	$\alpha 2$ β	$K\alpha$

Рисунок 5.8 - Дизайн дослідження геометричних параметрів статограм у групах хворих.

Було проведено статистичне дослідження площин плям статограм та їх зв'язок з енергетичними параметрами спектру. Цей аналіз було проведено з метою оцінити залежність загальної потужності спектру плями статограми і площею, яка є інтегральним показником розкиду розмірів плями у фронтальній та сагітальній площинах. Було проведено кореляційний аналіз загальної потужності плями статограми та її площі.

Результати надані в табл. 5.3.

Таблиця 5.3 - Результати кореляційного аналізу (по Пірсону) потужності спектру та площі проекції ЗЦМ

Сумарна потужність спектру	Статистики	Площа проекції ЗЦМ		
		Двоопорного стояння	З переважною опорою на праву кінцівку	З переважною опорою на ліву кінцівку
Двоопорного стояння	г	0,938		
	р	0,001		
З переважною опорою на праву кінцівку	г		0,680	
	р		0,001	
З переважною опорою на ліву кінцівку	г			0,530
	р			0,001

Як показав кореляційний аналіз, площа плями проекції ЗЦМ високо значуще ($p < 0,001$) корелює з сумарною потужністю спектру. Але виходячи з теорії сигналів, можна відмітити, що потужність спектру пропорційна щільності сигналу, тобто швидкості зміни напрямку сигналу. Для статистичного сигналу цим показником може бути швидкістю переміщення ЗЦМ, або частота високоамплітудних рухів.

Таким чином, можна вважати, що чим більше площа плями проекції ЗЦМ, тим вище потужність сигналу.

Надалі оцінимо показники площі проекції ЗЦМ при кожному виді стояння (S_1, S_2, S_3) (табл. 5.1), величини загальної максимальної площі статограма (S_Σ) та відношення до неї площ плями проекції при кожному виді стояння ($K_{S\Sigma 1}, K_{S\Sigma 2}, K_{S\Sigma 3}$), площу статограма за даними математичного очікування (S_{MO}), та відношення цих площин (K_{SS}), а також відношення розкиду плям проекції ЗЦМ по осі Y до розкиду по осі X (KR_1, KR_2, KR_3)

Алгоритм розрахунку площі плями проекції ЗЦМ по статограмі наведені в табл. 5.1 – «Аналіз площин». Результати описової статистики та порівняльний аналіз наведено в табл. 5.4.

Таблиця 5.4 – Аналіз площин плям (S_1, S_2, S_3 (мм²)) ЗЦМ статограми при різних видах стояння у групах, що досліджували

Вид стояння	Групи	M	SD	SE	95% довірчий інтервал для середнього		MIN	MAX	ANOVA	
					Нижня границя	Верхня границя			F	p
Двоопорне стояння	КГ	213,29	118,40	31,64	144,92	281,65	72,00	459,00	2,485	0,098
	ОХЗ	495,30	736,28	232,83	-31,40	1022,00	72,00	2565,00		
	КА	533,07	271,96	70,22	382,463	683,67	198,00	1218,00		
З переважною опорою на праву кінцівку	КГ	378,86	250,67	66,99	234,12	523,59	161,00	1056,00	6,846	0,003
	ОХЗ	401,60	241,72	76,44	228,68	574,52	143,00	1008,00		
	КА	807,67	457,73	118,18	554,19	1061,15	231,00	1716,00		
З переважною опорою на ліву кінцівку	КГ	359,00	213,71	57,12	235,61	482,39	108,00	961,00	3,874	0,030
	ОХЗ	537,60	490,70	155,17	186,58	888,62	144,00	1566,00		
	КА	756,20	428,71	110,69	518,79	993,61	252,00	1998,00		

Аналіз показав, що при всіх видах стояння у волонтерів контрольної групи площа плями проекції ЗЦМ найменша ($231,29 \pm 118,40$) мм² – при двоопорному стоянні, і ($378,86 \pm 250,67$) мм² та ($359,00 \pm 213,71$) мм² – при одноопорному стоянні з переважною опорою на праву і ліву кінцівки відповідно. У хворих на ОХЗ поперекового відділу хребта та хворих з КА площа плям значно більша, причому при одноопорному стоянні різниця статистично значуща ($p < 0,05$). Для того, щоб виявити різницю величини площини між групами, було проведено апостеріорний тест Дункана для виявлення гомогенних груп для $\alpha = 0,05$ (табл. 5.5).

Таблиця 5.5 - Результат апостеріорного тесту Дункана аналізу площі плям ЗЦМ для виявлення гомогенних груп

Групи дослідження	Двоопорне стояння	З переважною опорою на праву кінцівку		З переважною опорою на ліву кінцівку	
	Підмножини для $\alpha = 0,05$				
	1	1	2	1	2
КГ	213,29	378,86		359,00	
ОХЗ	495,30	401,60		537,60	
КА	533,07		807,67		756,20
Внутрігрупова значущість	0,072	0,869	1,000	0,252	0,163

Апостеріорний тест Дункана виявив таку особливість розподілу величин площ – при двоопорному стоянні статистичної різниці між групами не виявлено ($p=0,072$), при одноопорному стоянні статистично значущо відрізняється група хворих на коксартроз ($\alpha = 0,05$). Таку ж закономірність ми спостерігали і при аналізі спектральних характеристик статограм.

Було проведено аналіз сумарної площі статограми (S_{Σ}) за максимальними значеннями координат проекції ЗЦМ, площі проекції ЗЦМ по координатам математичного очікування (S_{MO}) та аналіз коефіцієнту відношення площ (KSS). Результати аналізу наведені в табл. 5.6.

Таблиця 5.6 – Аналіз площин статограми (S_{Σ}, S_{MO} (мм²)) та коефіцієнту відношення площин (KSS) у групах, що досліджували

Вид стояння	Групи	M	SD	SE	95% довірчий інтервал для середнього		MIN	MAX	ANOVA	
					Нижня границя	Верхня границя			F	p
S_{Σ}	КГ	5291,50	1698,46	453,93	4310,84	6272,16	1824,00	7866,00	0,367	0,696
	ОХЗ	5283,30	1495,87	473,03	4213,22	6353,38	3275,00	8320,00		
	КА	5811,07	2175,71	561,77	4606,20	7015,93	2379,00	11060,00		
S_{MO}	КГ	2042,10	949,21	253,69	1494,04	2590,16	442,61	3682,65	0,659	0,524
	ОХЗ	1679,21	968,65	306,31	986,28	2372,15	475,89	3420,38		
	КА	1597,89	1267,04	327,15	896,23	2299,55	312,78	5297,28		
KSS	КГ	0,38	0,12	0,03	0,31	0,45	0,12	0,56	3,450	0,043
	ОХЗ	0,31	0,14	0,04	0,21	0,41	0,11	0,53		
	КА	0,25	0,12	0,03	0,19	0,32	0,09	0,48		

Аналіз показав, що сумарна площа статограми, розрахована за максимальними значеннями координат, статистично значущо не відрізняється ($p=0,969$) у групах, що досліджували. Також, статистично не відрізняються групи і за значеннями площі статограми, розрахованої по координатам математичного очікування ($p=0,524$). Це можна пояснити тим, що площа статограми визначає ту площу опори, в межах якої тіло людини знаходиться в рівновазі, в вихід за ці межі може призвести до падіння, чи до включення механізмів активної підтримки рівноваги (додатковий крок, пересування стоп, рухи руками чи тулубом тощо). На відміну від площин статограми, коефіцієнт відношення площин статистично відрізняється між групами ($p=0,043$). В контрольній групі коефіцієнт KSS максимальний (0,38), тобто спроможність підтримки рівноваги найбільша, мінімальний коефіцієнт в групі хворих на коксартроз (0,25).

Апостеріорний тест Дункана дав можливість визначити різницю між групами більш наочніше (табл. 5.7)

Таблиця 5.7 - Результат апостеріорного тесту Дункана аналізу коефіцієнту KSS для виявлення гомогенних груп

Групи	Підмножина для $\alpha = 0.05$	
	1	2
Коксартроз	0,25	
Остеохондроз	0,31	0,31
Контрольна група		0,38
Ст. значущість	0,303	0,170

За результатами апостеріорного тесту можна стверджувати, що групи коксартрозу і контрольна група статистично значущо (на рівні $\alpha=0,05$) відрізняються між собою. Група остеохондрозу розміщена одразу в двох гомогенних групах, що може свідчити чи про наявність додаткової патології кульшових суглобів, чи стану, який ще не призводить до станів неповернення (см. розділ компенсаторні механізми).

Було проведено аналіз коефіцієнту відношення площі плями ЗЦМ при кожному з видів стояння ($(S1, S2, S3)$) до сумарної максимальної площі S_{Σ} . Цей коефіцієнт визначає долю, яка приходить на площу плями ЗЦМ кожного виду стояння. Результати аналізу наведені в табл. 5.8.

Таблиця 5.8 – Аналіз коефіцієнту відношення площин $K_{S\Sigma}$

Коефіцієнт	Групи	M	SD	SE	95% довірчий інтервал для середнього		MIN	MAX	ANOVA	
					Нижня границя	Верхня границя			F	p
$K_{S\Sigma1}$	КГ	28,54	10,32	2,76	22,59	34,50	16,24	49,02	8,395	0,001
	ОХЗ	20,88	12,08	3,82	12,24	29,52	3,24	45,49		
	КА	13,11	8,46	2,18	8,43	17,80	4,45	39,50		
$K_{S\Sigma1}$	КГ	16,74	7,09	1,89	12,65	20,83	7,24	27,75	1,731	0,051
	ОХЗ	15,94	8,71	2,75	9,71	22,17	8,25	39,44		
	КА	10,78	11,17	2,88	4,59	16,96	2,42	47,88		
$K_{S\Sigma1}$	КГ	18,04	8,64	2,31	13,05	23,02	4,60	41,11	4,585	0,017
	ОХЗ	16,89	11,74	3,71	8,49	25,29	2,84	38,95		
	КА	9,22	4,93	1,27	6,49	11,95	2,80	22,99		

Було визначено, що за параметром $K_{S\Sigma}$ групи статистично значущо відрізняється при всіх видах стояння. Апостеріорних тест Дункана показав розподіл коефіцієнту $K_{S\Sigma}$ між групами (табл. 5.9)

Таблиця 5.9 - Результат апостеріорного тесту Дункана аналізу коефіцієнту $K_{S\Sigma}$ для виявлення гомогенних груп

Групи дослідження	$K_{S\Sigma1}$		$K_{S\Sigma1}$		$K_{S\Sigma1}$	
	Підмножини для $\alpha = 0,05$					
	1	2	1	2	1	2
Контрольна група	13,11		10,78		9,2182	
Остеохондроз	20,88	20,88		15,94		16,89
Коксартроз		28,54		16,74		18,03
Внутрігрупова значущість	0,062	0,066	1,000	0,135	1,000	0,735

Для всіх видів стояння група коксартрозу за коефіцієнтом $K_{S\Sigma}$ відрізняється від групи остеохондрозу и контрольної групи волонтерів.

Аналіз асиметрії розташування плям проекції ЗЦМ при статистичному дослідженні може дати багато інформації щодо патологічних процесів, що перебігають в організмі людини. Асиметрії можуть і не нести в собі інформації щодо патології, бо ідеальної симетрії у стоянній людини не існує. Асиметрія може свідчити про характер стояння людини, чи наявність якихось асиметрій тіла, що не несуть патологічного характеру. Іноді асиметрія може бути причиною не ортопедичних розладів, а нести в собі неврологічну основу. Тому асиметрія розподілу параметрів статиграми може мати місце, але на неї треба звертати увагу і при наявності больового синдрому чи захворюваннях, які не мають поки клінічних проявів, потребують додаткових тестів чи досліджень.

Було проаналізовано асиметрії розкиду координат МО плям проекцій ЗЦМ при одноопорному стоянні у фронтальній (KGX) та сагітальній (KGY) площинах по відношенню до двоопорного стояння, а також коефіцієнт відношення розкиду між МО координат X та Y повної статиграми. Результати дані в табл. 5.10.

Таблиця 5.10 – Аналіз коефіцієнтів асиметрії параметрів статиграми

Коефіцієнт	Групи	M	SD	SE	95% довірчий інтервал для середнього		MIN	MAX	ANOVA	
					Нижня границя	Верхня границя			F	p
KGX	КГ	0,78	0,25	0,07	0,64	0,93	0,10	1,00	0,688	0,509
	ОХЗ	0,84	0,13	0,04	0,75	0,94	0,53	0,99		
	КА	0,74	0,25	0,07	0,60	0,88	0,17	0,99		
KGY	КГ	0,43	0,24	0,06	0,29	0,57	0,01	0,84	0,064	0,938
	ОХЗ	0,45	0,24	0,08	0,28	0,62	0,10	0,84		
	КА	0,42	0,25	0,06	0,28	0,55	0,04	0,82		
KG	КГ	0,12	0,07	0,02	0,08	0,17	0,02	0,27	1,239	0,302
	ОХЗ	0,09	0,05	0,02	0,05	0,13	0,02	0,18		
	КА	0,19	0,24	0,06	0,06	0,32	0,04	0,97		

Проведений дисперсійний аналіз не виявив статистично значущої різниці значень коефіцієнтів між групами. Коефіцієнт KGX показує асиметрію розкиду ЗЦМ по осі X, аналіз показав, що в середньому досліджені однаково

опираються на праву і ліву кінцівки. Але якщо проаналізувати максимальні і мінімальні значення коефіцієнту KGX , то можна побачити, що у хворих на ОХЗ мінімальне значення коефіцієнту значно більше, ніж в контрольній та групі з коксартрозом. На діаграмі (рис.) видно, що медіана значення KGX у хворих на коксартроз менше (0,8), ніж медіана в контрольній групі (0,9) і групі з остеохондрозом (0,85). І довірчий інтервал коефіцієнту в групі хворих на коксартроз зміщено в сторону більшої асиметрії.

Що стосується коефіцієнту KGy , то його середнє значення практично однакове в групах, але значення медіани (рис. 5.9) у хворих на коксартроз зміщено у бік більшої асиметрії.

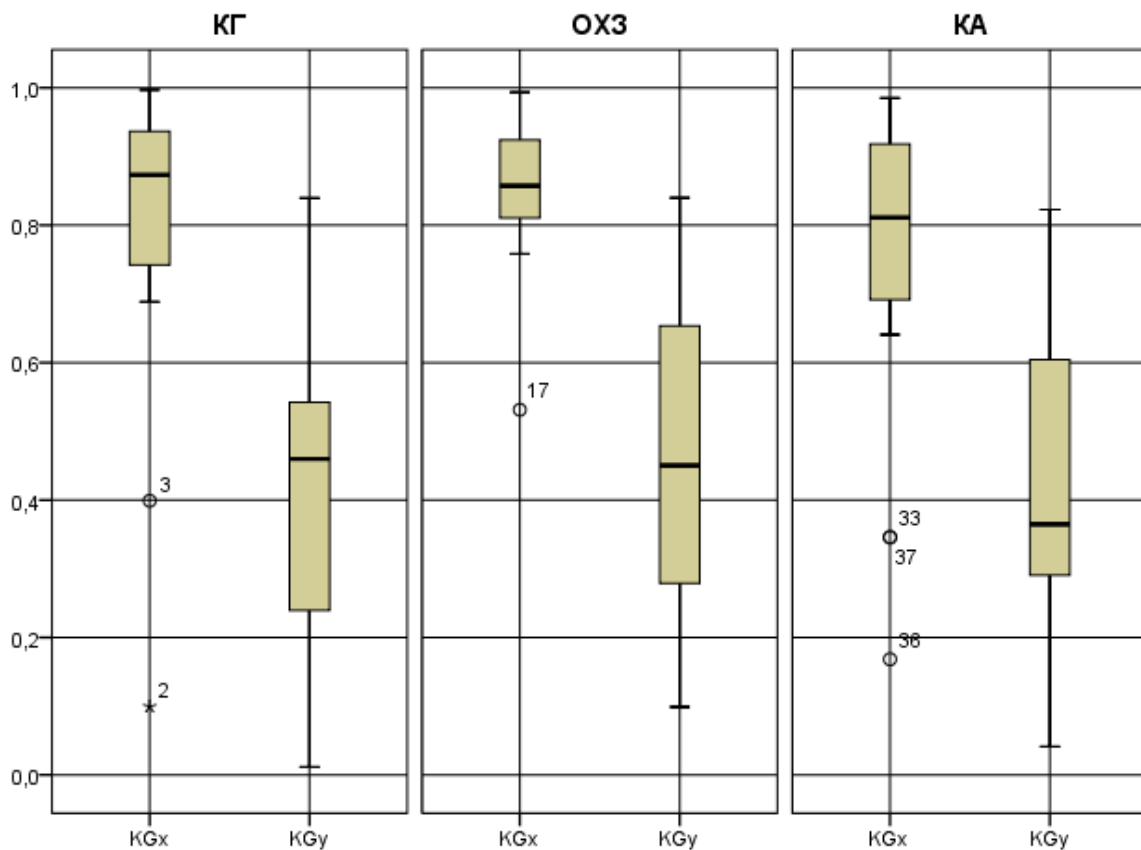


Рисунок 5.9 - Діаграма розподілу коефіцієнтів KGX та KGy у групах, що досліджували.

Коефіцієнт відношення розкиду KG також статистично значущо не відрізняється в групах, але треба відмітити, що у хворих на остеохондроз загальна статограма сильно розтягнута у фронтальній площині ($KG=0.09$), ніж в

контрольній групі (KG=0.12) і групі хворих на коксартроз (KG=0.19). А у деяких пацієнтів з коксартрозом максимальне значення KG дорівнює 0,97, тобто статограма окреслена практично квадратною границею.

Наявність больового синдрому чи іррадіація болю у кінцівку на статограмі відбивається несиметричним розташуванням плям ЗЦМ при одноопорному стоянні відносно ЗЦМ двоопорного стояння. Методика визначення коефіцієнту кутової асиметрії ($K\alpha$) вже використовувалася в дослідження лабораторії для дослідження параметрів стояння хворих з люмбоішіалгіями. Нами було застосовано цю методику для аналізу статограм всіх груп, що досліджували.

Наявність больового синдрому може привести до того, що при опорі на одну кінцівку пацієнт для зменшення болю повертає тіло у бік. це може бути чи усвідомлений рух, чи підсвідомий компенсаторний акт. Цей поворот тіла можна виявити, якщо проаналізувати кут розвороту тіла $K\beta$.

Результати аналізу наведені в табл. 5.11.

Таблиця 5.11 – Результати статистичного аналізу коефіцієнтів $K\alpha$ та $K\beta$

Групи	M	SD	SE	95% довірчий інтервал для середнього		MIN	MAX	ANOVA		
				Нижня границя	Верхня границя			F	p	
$K\alpha$	КГ	0,89	0,08	0,02	0,84	0,93	0,78	0,98	4,101	0,025
	ОХЗ	0,89	0,08	0,03	0,83	0,95	0,77	0,99		
	КА	0,68	0,33	0,09	0,50	0,87	0,02	0,94		
β	КГ	7,04	4,18	1,12	4,62	9,45	1,22	15,10	1,267	0,294
	ОХЗ	5,14	3,05	0,96	2,96	7,32	1,40	10,44		
	КА	9,80	10,84	2,80	3,80	15,80	2,03	43,98		

Результати дисперсійного аналізу виявили статистично значущу різницю ($p=0,025$) асиметрії кута розвороту тіла $K\alpha$ між групами, що досліджували. Апостеріорний тест Дункана (табл. 5.12) виявив, що волонтери контрольної групи та хворі на остеохондроз мають приблизно однакову середню величину $K\alpha$ - 0,89, котрий показує практично симетричний розподіл кутів при

одноопорному стоянні. В групі хворих на коксартроз $K\alpha$ дорівнює 0,68, тобто, опора на одну кінцівку показує різницю у сформованих кутах майже вдвічі. Для хворих на коксартроз цей показник може бути специфічним.

Таблиця 5.12 – Результати дисперсійного аналізу за апостеріорним тестом Дункана

Групи	Підмножини для $\alpha = 0,05$	
	1	2
Коксартроз	0,68	
Остеохондроз		0,89
Контрольна група		0,89
Знч.	1,000	0,995

У той же час, кут розвороту тіла при одноопорному стоянні статистично не відрізняється у досліджених групах ($p=0,294$), але сам по собі цей показник може показувати наявність патології чи больового синдрому, що присутні і при остеохондрозі, і при коксартрозі, і у здорової людини, яка не має ортопедичної патології, а наприклад, в анамнезі мала якусь травму, має вроджену асиметрію у межах фізіологічної норми.

5.2.4 Аналіз енергетичних параметрів статограм хворих на патологію ОРС

На першому етапі було проаналізовано енергетичні витрати для підтримки рівноваги волонтерів на початку робочого дня (між 8 і 9 годинами) і на кінці (між 16 та 18 годинами) його при двоопорному стоянні та стоянні з переважною опорою на одну кінцівку у фронтальній та сагітальній площинах. Результати статистичних розрахунків наведені у таблиці 5.13.

Аналіз частотного спектру статограми показав, що ні у фронтальній, ні в сагітальній площинах на протязі дня не відмічається помітних змін частот на які припадають піки з максимальною потужністю як при двоопорному, так і при одноопорному стоянні.

Таблиця 5.13 – Статистика енергетичних витрат для підтримки рівноваги у волонтерів контрольної групи

Номер піку спектру		На початку дня															
		Фронтальна площа (X)								Сагітальна площа (Y)							
		Частота піків				Потужність, дБ				Частота піків				Потужність, дБ			
		MIN	MAX	M	SD	MIN	MAX	M	SD	MIN	MAX	M	SD	MIN	MAX	M	SD
Двоопорне стояння	1	0,00	0,27	0,13	0,08	3,73	105,51	23,72	26,93	0,04	0,23	0,11	0,05	15,39	348,28	96,49	98,55
	2	0,07	0,35	0,23	0,075	2,93	27,47	11,25	7,13	0,12	0,34	0,20	0,06	5,72	89,91	35,76	22,55
	3	0,21	0,60	0,35	0,09	1,25	15,75	7,02	4,38	0,23	2,23	0,48	0,51	4,59	75,53	26,25	21,70
	4	0,30	0,86	0,51	0,16	0,74	7,55	3,93	2,20	0,30	0,75	0,52	0,13	3,08	40,30	13,20	11,46
	Сумарна потужність	-				11,70	143,62	45,91	33,12	-				43,55	392,95	171,69	116,35
Одноопорне стояння	1	0,08	0,23	0,13	0,05	11,84	365,13	81,75	83,46	0,03	0,18	0,11	0,05	9,69	441,29	120,25	128,43
	2	0,15	2,26	0,32	0,386	6,29	38,68	17,70	8,20	0,13	0,58	0,26	0,093	4,98	116,39	36,36	26,40
	3	0,21	0,56	0,37	0,09	2,20	31,95	15,32	8,81	0,21	0,71	0,42	0,15	1,39	41,28	17,06	9,65
	4	0,29	0,92	0,59	0,17	1,63	15,76	8,24	4,60	0,28	0,96	0,62	0,21	1,41	51,56	17,37	15,06
	Сумарна потужність	-				28,42	428,88	123,01	89,17	-				23,05	485,03	191,04	136,45
В кінці дня																	
Двоопорне стояння	1	0,02	0,34	0,11	0,08	4,19	200,04	49,69	63,05	0,08	0,36	0,14	0,08	11,40	276,98	80,27	76,50
	2	0,10	0,49	0,22	0,10	2,93	62,72	20,74	17,09	0,14	0,60	0,25	0,11	4,54	82,07	35,59	23,73
	3	0,20	0,64	0,34	0,12	0,97	86,53	15,44	22,51	0,23	0,88	0,41	0,18	2,11	110,07	21,40	27,47
	4	0,29	0,81	0,50	0,17	1,17	23,67	7,35	6,93	0,30	0,96	0,59	0,19	1,21	72,40	15,50	18,58
	Сумарна потужність	-				16,14	352,06	93,22	94,99	-				50,88	413,70	152,76	122,17
Одно- порне	1	0,06	0,28	0,13	0,06	3,75	667,91	109,71	137,42	0,03	0,33	0,13	0,06	19,17	229,15	77,12	51,11
	2	0,13	0,45	0,25	0,08	3,79	189,67	34,60	34,85	0,13	0,52	0,26	0,09	5,03	73,17	28,86	17,69
	3	0,20	0,60	0,37	0,09	2,01	79,53	19,84	16,56	0,21	0,76	0,39	0,13	3,05	78,02	20,64	17,38
	4	0,27	1,01	0,53	0,16	1,05	38,04	11,00	9,11	0,36	0,99	0,59	0,17	2,66	25,38	12,24	7,19

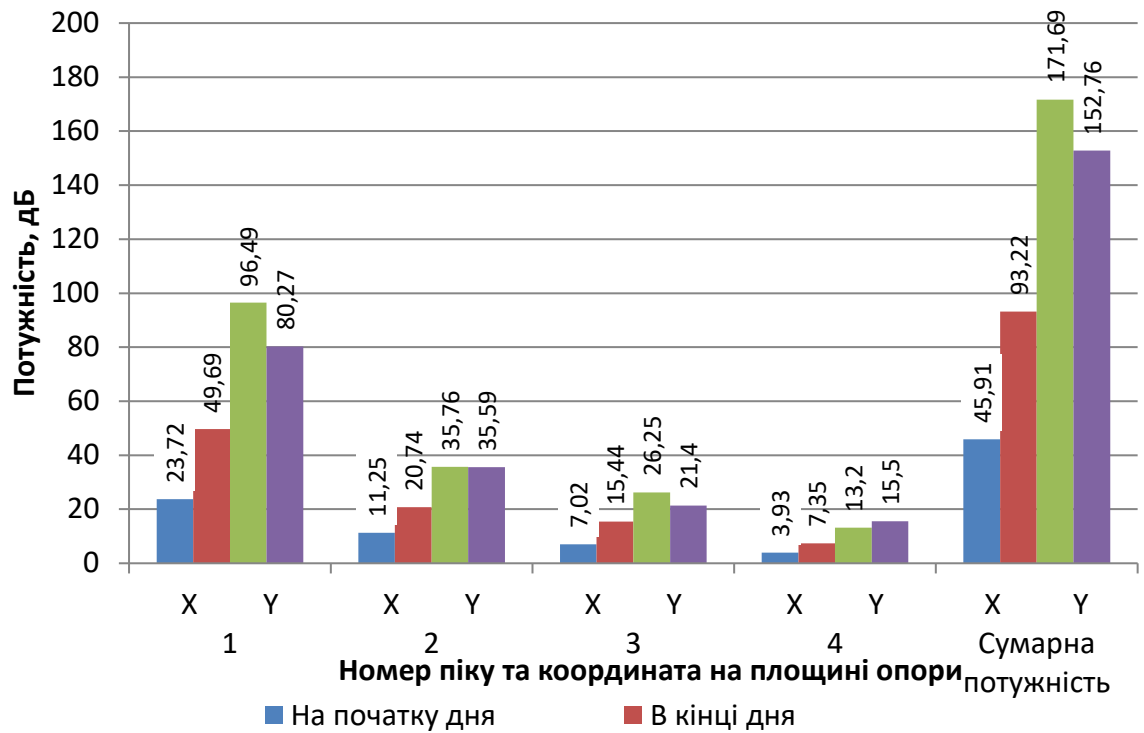
	Сумарна потуж- ність	-	17,28	703,03	172,12	155,73	-	40,61	347,73	138,86	69,76
--	----------------------------	---	-------	--------	--------	--------	---	-------	--------	--------	-------

Але потужність піків статограми на кінець робочого дня помітно зростає, особливо у фронтальній площині, майже більше, ніж в двічі (з $4,0 \pm (33,12)$ дБ до $93,2 \pm 95,0$) дБ при двоопорному стоянні та з $(123,0 \pm 89,17)$ дБ до $(172,1 \pm 155,7)$ дБ при одноопорному стоянні). Особливо це стосується першого піку, який припадає на найменші частоти – до 0,3 Гц. Для спектру статограми у сагітальній площині відмічається зростання потужності спектру, але не значне, а у деяких випадках і зменшення потужності. Це показує, що на протязі дня частково змінюється характер стоянні з розкачування вперед-назад на розкачування у боки. Цей розподіл потужності можна бачити на діаграмі (рис. 5.10)

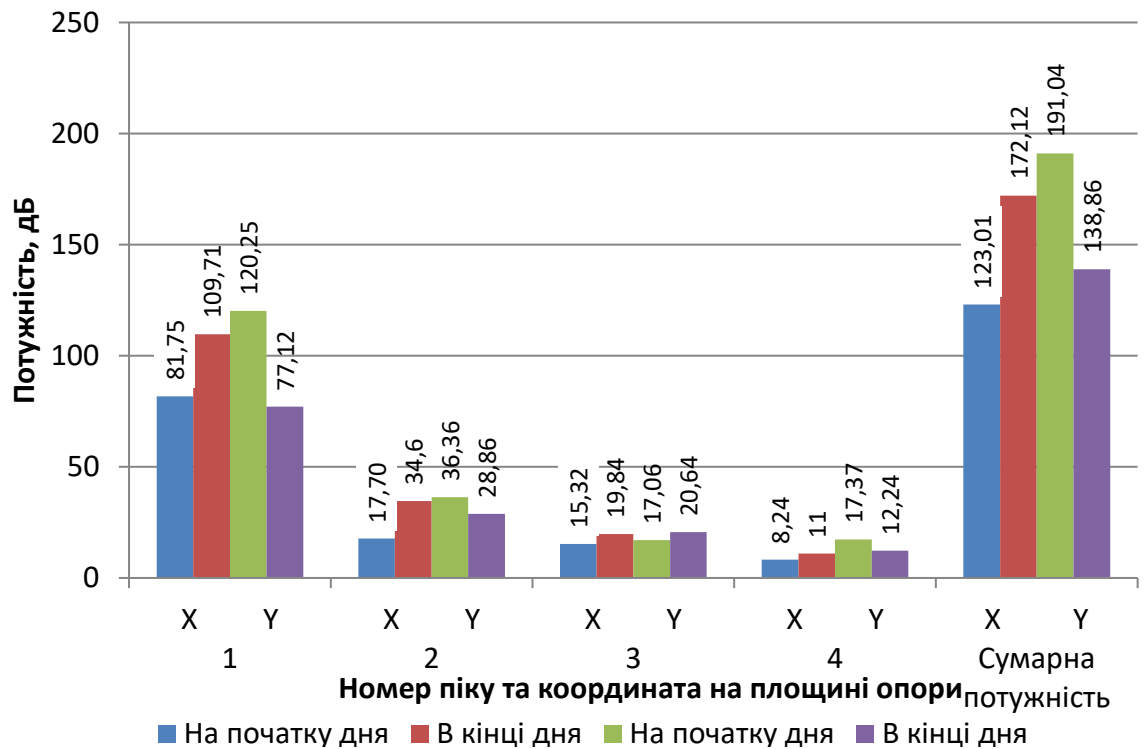
З представлених на діаграмі даних можна відмітити, що основна доля потужності спектру статограми припадає на перший пік з найменшою частотою. При двоопорному стоянні витрачається менше енергії, ніж при одноопорному стоянні, причому для кожного з чотирьох піків. Ця ж закономірність простежується і для сумарної потужності спектру статограми.

Графічний розподіл сумарної потужності спектру представлено у вигляді коробчастих діаграм (рис. 5.11). Для статограм двоопорного стояння відмічаються екстремальні викиди значень потужностей спектру статограм в кінці робочого дня, при одноопорному стоянні вигляд діаграми потужностей більш згладжений.

Таку розбіжність енергетичних параметрів статограм можна пояснити як особливостями стояння людини, так і роботою, яку упродовж дня виконували волонтери. Але однозначно можна стверджувати, що час дослідження має значення, і втома, майже незначна, може впливати на характер стояння, на енергетику, яку витрачає для підтримки рівноваги людина. Особливо це стосується дослідження хворих, які втрачають на підтримку рівноваги значно більше енергії, ніж здорова людина.



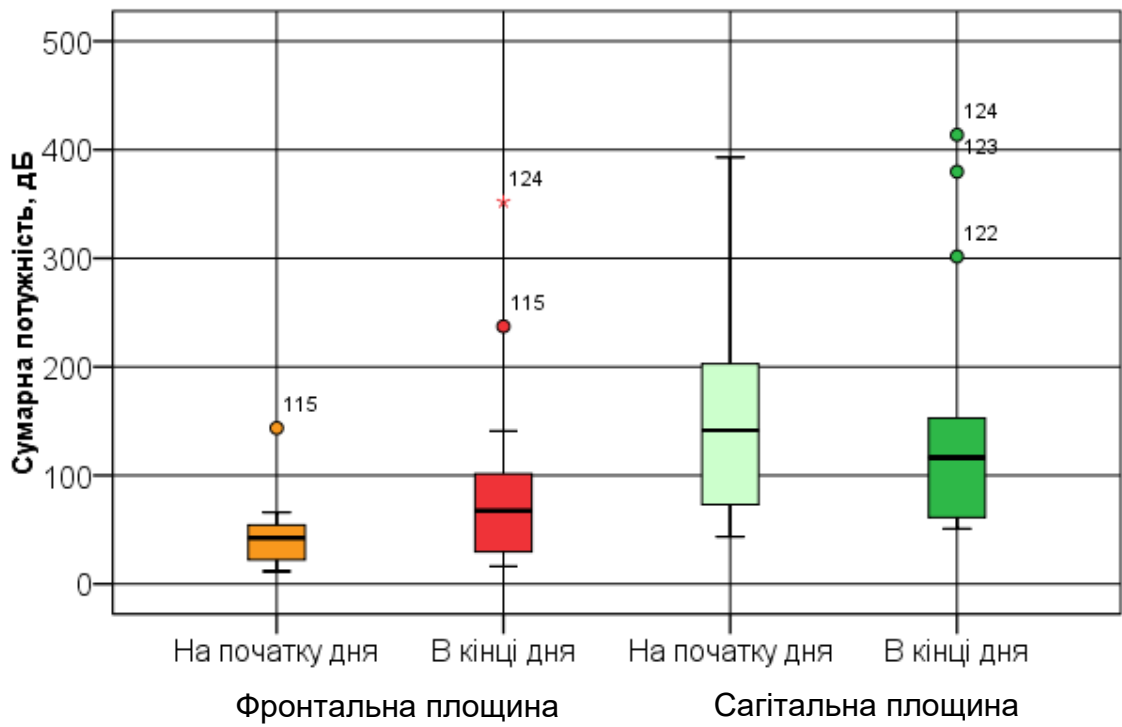
а



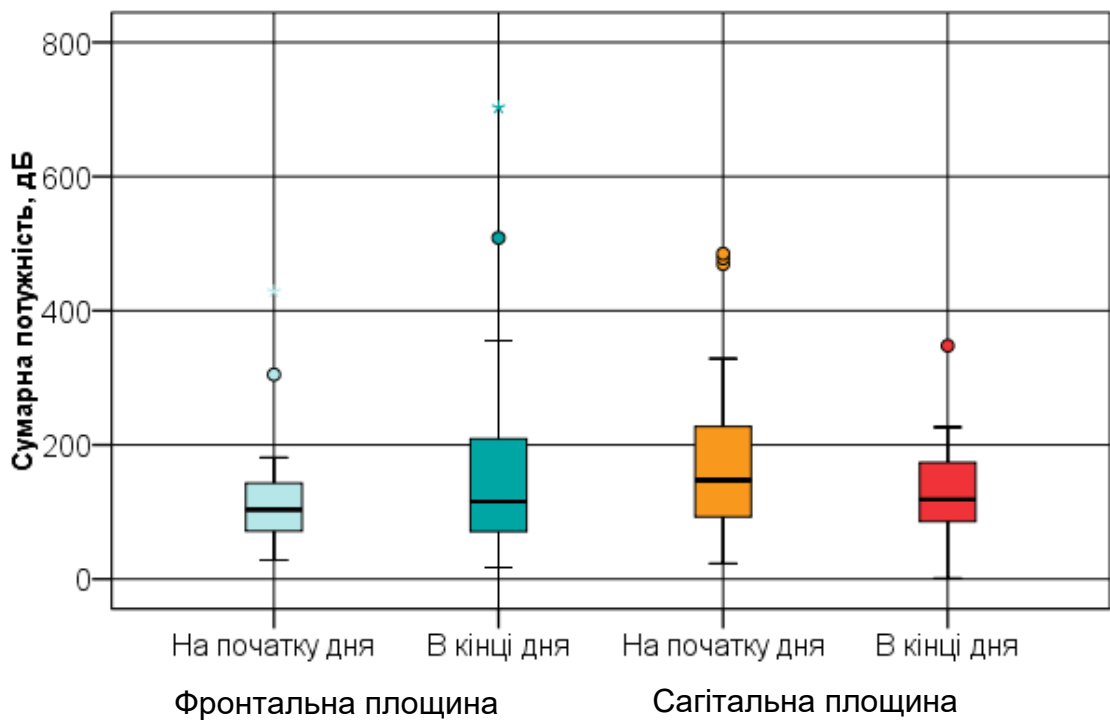
б

Рисунок 5.10 – Діаграми розподілу потужності спектру статограми у волонтерів контрольної групи на протязі дня:

- а) при двоопорному стоянні;
- б) при одноопорному стоянні



а



б

Рисунок 5.11 – Діаграми розподілу сумарної потужності 4 найбільших піків спектру стадограми контрольної групи:

а) при двоопорному стоянні;

б) при одноопорному стоянні

Наступним було дослідження хворих, в анамнезі яких основним було захворювання на остеохондроз поперекового відділу хребта. У більшості пацієнтів було діагностовано одна чи більше гриж МХД на рівні L3...S1, спондилоартроз, у деяких діагностовано спондилолістез 1-2 ступеня, стеноз на рівні поперекового відділу хребта. Пацієнти були переважно у віці від 35 до 50 років, нормальної статури без важких супутніх захворювань. Пересувалися самостійно без додаткової опори. Всі пацієнти були не оперовані, деякі з них проходили на момент дослідження, чи раніше курс консервативного лікування.

В курсі консервативного лікування всім пацієнтам було показана корсетотерапія. Хворі носили корсет упродовж приблизно тижня. Дослідження проводили у першу половину дня. Дослідження складалося з двох частин – статографія без корсету і статографія в корсеті. Аналізували енергетичні параметри обох досліджень. Результати описової статистики наведені в табл. 5.14.

Отже, попередній аналіз показав, що корсет мало впливає на характер статограм двоопорного стояння у фронтальній площині ((82,13±135,39) дБ – без корсету і (83,38±100,77) дБ – в корсеті у фронтальній площині та (326,7±571) дБ – без корсету і (298,16±289,29) дБ в корсеті в сагітальній площині). А при одноопорному стоянні спостерігається збільшення енергетичних витрат при стоянні в корсеті (з (110,25±116,81) дБ – без корсету до (248,22±476,48) дБ – в корсеті у фронтальній площині і з (164,36±108,82) дБ – без корсету до (206,83±148,27) дБ в корсеті в сагітальній площині). Треба відмітити дуже великий розкид значень потужностей піків спектру статограм від 1,58 дБ до 1650 дБ. Це пояснюється тим, що підтримка рівноваги для кожної людини потребує різних енергетичних витрат, яка залежить і від терміну захворювання, і від наявності болю локального, чи який іррадіює у кінцівки, і від зручності корсета.

У попередніх наших дослідженнях на волонтерах було доведено, що фіксація кульшових суглобів і поперекового відділу хребта змінює характер стояння, тобто, зростає відхилення тіла у сагітальній площині, особливо при одноопорному стоянні, при цьому зростає частотний спектр та сумарна потужність сигналу статограми по осі Y.

Таблиця 5.14 – Статистика енергетичних витрат для підтримки рівноваги у хворих на остеохондроз

Номер піку спектру		Без корсету															
		Фронтальна площина (X)								Сагітальна площина (Y)							
		Частота піків				Потужність, дБ				Частота піків				Потужність, дБ			
		MIN	MAX	M	SD	MIN	MAX	M	SD	MIN	MAX	M	SD	MIN	MAX	M	SD
Двополярне стояння	1	0,11	0,40	0,21	0,10	4,05	199,21	29,60	60,37	0,07	0,25	0,15	0,07	9,32	1483,92	229,37	448,43
	2	0,21	0,56	0,36	0,12	1,58	179,22	35,24	60,84	0,13	0,40	0,29	0,10	8,60	241,18	57,72	73,17
	3	0,32	0,81	0,55	0,16	0,53	39,23	8,30	12,22	0,20	0,66	0,44	0,15	2,07	133,43	28,64	42,17
	4	0,50	1,40	0,83	0,27	0,20	74,31	8,99	22,97	0,41	1,13	0,62	0,23	1,69	56,24	10,97	16,22
	Сумарна потужність	-				7,18	426,69	82,13	135,39	-				24,08	1914,77	326,70	571,48
Однополярне стояння	1	0,08	0,40	0,20	0,09	13,43	169,48	54,92	53,64	0,08	0,25	0,17	0,06	4,20	386,42	93,74	84,33
	2	0,17	0,60	0,35	0,11	1,92	82,72	20,67	21,93	0,15	0,45	0,30	0,08	3,96	96,73	36,51	29,96
	3	0,27	0,80	0,49	0,15	1,37	177,39	23,35	45,29	0,27	0,67	0,46	0,10	4,27	120,05	22,20	26,17
	4	0,33	1,18	0,73	0,23	1,65	63,53	11,31	14,91	0,35	0,98	0,70	0,15	1,35	49,89	11,91	11,87
	Сумарна потужність	-				22,59	479,52	110,25	116,81	-				17,49	436,14	164,36	108,82
В корсеті																	
Двополярне стояння	1	0,08	0,17	0,13	0,03	3,30	233,59	49,02	68,38	0,07	0,23	0,13	0,04	30,47	582,13	187,58	195,77
	2	0,19	0,40	0,29	0,06	1,64	65,23	17,59	19,73	0,20	0,37	0,26	0,07	7,60	521,71	77,57	157,06
	3	0,27	0,65	0,45	0,10	0,71	24,28	8,81	8,87	0,26	0,80	0,44	0,16	3,91	88,06	21,40	25,28
	4	0,37	0,95	0,66	0,17	0,43	34,07	7,96	10,86	0,33	1,25	0,60	0,26	3,33	26,98	11,61	8,19
	Сумарна потужність	-				6,28	356,69	83,38	100,77	-				61,15	857,53	298,16	286,29
Однополярне	1	0,07	0,27	0,15	0,05	7,06	1649,12	164,54	364,50	0,07	0,24	0,15	0,05	12,60	449,97	133,67	126,91
	2	0,19	0,74	0,33	0,13	5,50	356,56	45,62	89,44	0,19	0,47	0,30	0,08	3,33	100,76	38,57	28,94
	3	0,27	0,79	0,48	0,14	1,13	93,85	22,53	29,60	0,27	0,95	0,49	0,17	2,60	71,27	21,06	20,11
	4	0,39	1,16	0,71	0,22	1,16	123,75	15,54	27,82	0,33	1,10	0,68	0,20	2,42	67,25	13,53	13,93

	Сумарна потуж- ність	-	16,02	2101,02	248,22	476,48	-	34,92	563,02	206,83	148,27
--	----------------------------	---	-------	---------	--------	--------	---	-------	--------	--------	--------

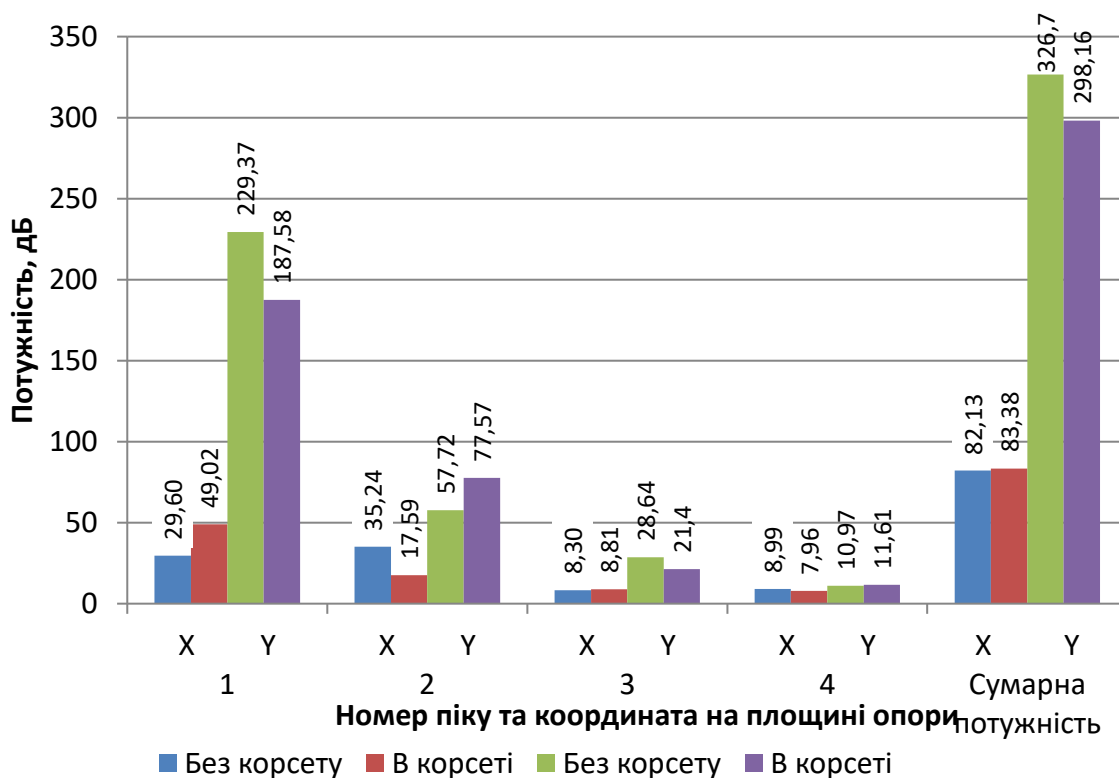
Ця загальна закономірність характерна і для статограм хворих на остеохондроз поперекового відділу хребта. Фіксація поперекового відділу хребта виключає з механізму підтримки рівноваги людини цілу низку суглобів, які розташовані у центрі біомеханічної системи, і таким чином практично виключають коливання тіла у фронтальній площині, а для підтримки рівноваги залишаються лише рухи у сагітальній площині, теж значно обмежені і тому відмічається зростання витрат енергії підтримки рівноваги через зменшення амплітуди фізіологічного коливання тіла.

На діаграмі (рис 5.12) представлено розподіл потужностей піків спектру статограми хворих на остеохондроз без корсету і в корсеті.

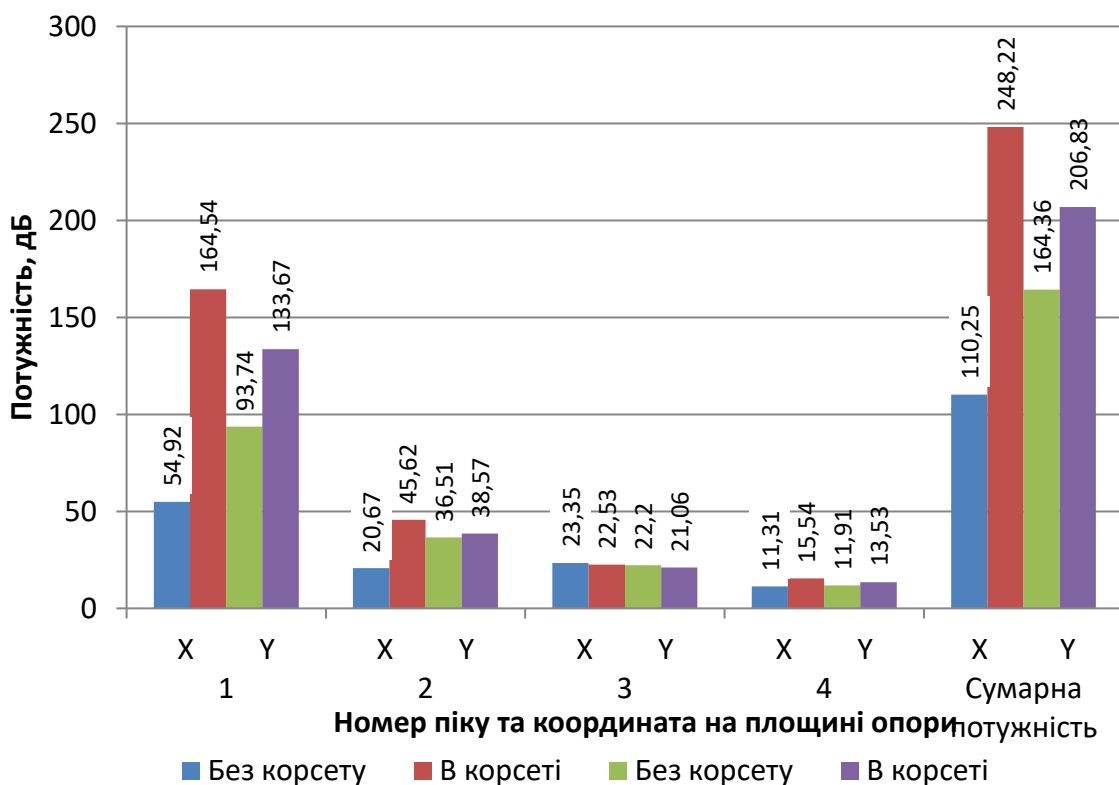
Основна потужність спектру припадає на перший низькочастотний пік (до 0,1 Гц). І як що при двоопорному стоянні корсет зменшує чи залишає незмінною і потужність спектру і частотну складову, то при одноопорному стояння, по перше основна доля потужності спектру припадає теж на перший пік, але вже з частотою до 0,4 Гц і спостерігається зростання потужності спектру на всій його протяжності. Відмічається і збільшення сумарної потужності спектру.

Аналіз розподілу сумарної потужності спектру статограми у хворих на остеохондроз без корсету і в корсеті представлений у вигляді коробчастих діаграм (рис. 5.13) показав, що параметри вибірки розподілені дуже не рівномірно, і як що середнє значення потужності спектру у сагітальній площині для двоопорного стояння в корсеті менше, то медіана декілька більше, а розкид значень потужностей перевищує довірчий інтервал потужностей двоопорного стояння без корсету, що свідчить про появу впливу кульшового компоненту на формування статограми.

Такий розкид параметрів може свідчити про те, що для призначення корсетотерапії потрібен індивідуальний підхід, який враховує не тільки патологічні зміни у поперековому відділі хребта, а й особливості флексії тіла (якщо вона спостерігається), наявність патології кульшових суглобів, наявність болювого синдрому та інше.



а

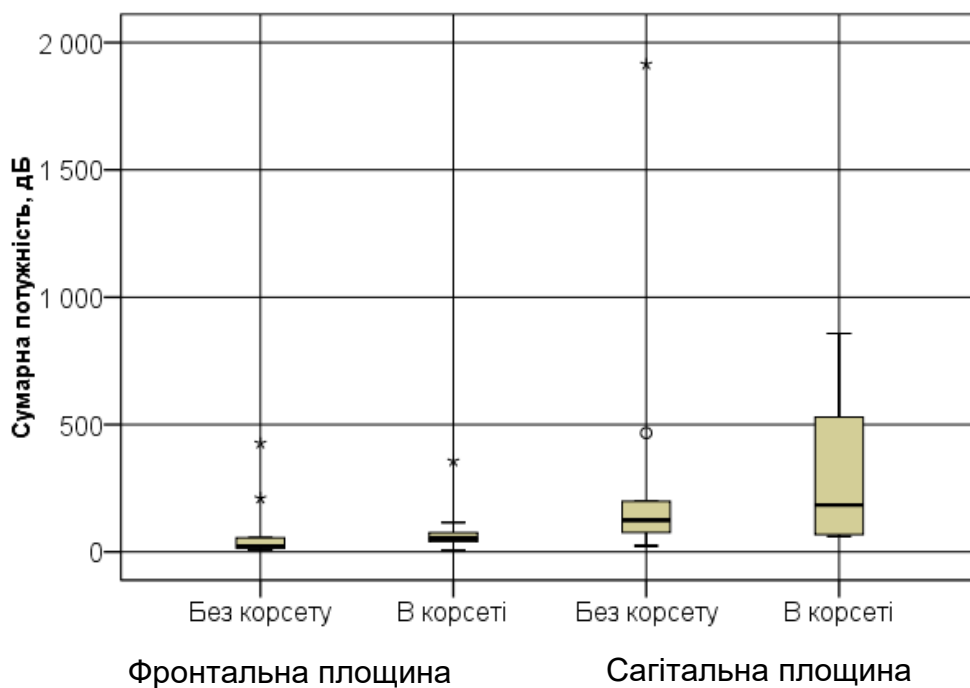


б

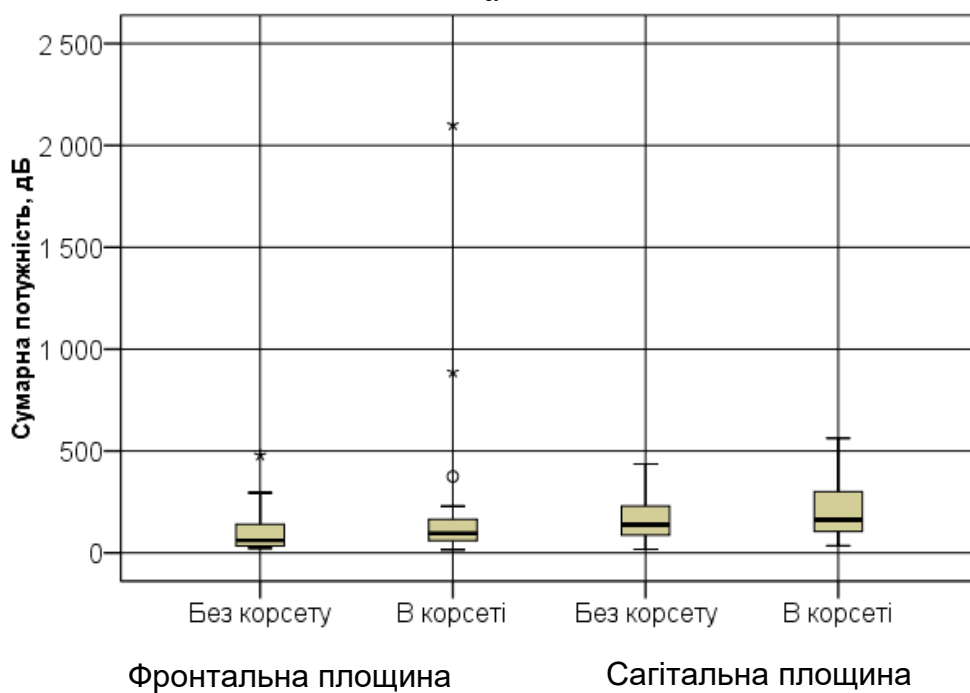
Рисунок 5.12 – Діаграми розподілу потужності спектру статограми у хворих на остеохондроз без корсету та в корсеті:

а) при двоопорному стоянні;

б) при одноопорному стоянні



а



б

Рисунок 5.13 – Діаграми розподілу сумарної потужності 4 найбільших піків спектру стадиограми у хворих на остеохондроз:

- а) при двоопорному стоянні;
- б) при одноопорному стоянні

Аналіз спектральних характеристики статограм хворих на двобічний коксартроз 3-4 стадії (табл. 5.15), показав, що при двоопорному стоянні основна потужність статограми припадає на сагітальну площину, тобто, для підтримки рівноваги пацієнти з коксартрозом виконують руху переважно у сагітальній площині, що підтверджує те, що при двоопорному стоянні потужність спектру у фронтальній площині становить $(197,19 \pm 178,88)$ дБ, а у сагітальній $(383,53 \pm 271,55)$ дБ, причому максимум сумарної потужності спектру по осі Y становив 1027,94 дБ.

Таблиця 5.15 – Статистика енергетичних витрат для підтримки рівноваги у хворих на двобічний коксартроз

Номер піку спектру		Частота піків				Потужність, дБ			
		Фронтальна площина (X)							
		MIN	MAX	M	SD	MIN	MAX	M	SD
Двоопорне стояння	1	0,03	0,20	0,10	0,05	15,24	319,05	96,09	98,19
	2	0,13	0,42	0,21	0,07	8,67	175,47	56,02	49,68
	3	0,20	0,54	0,32	0,09	6,81	125,06	27,39	29,32
	4	0,35	1,00	0,53	0,17	1,95	101,35	17,70	24,03
	Сумарна потужність	-				38,03	673,37	197,19	178,88
Одноопорне стояння	1	0,08	0,27	0,14	0,05	11,62	640,59	131,78	128,72
	2	0,14	0,52	0,26	0,09	7,63	248,36	51,14	58,22
	3	0,21	0,70	0,41	0,13	4,69	117,91	33,26	34,19
	4	0,35	0,97	0,59	0,17	2,90	100,80	20,20	22,66
	Сумарна потужність	-				40,65	860,45	236,38	194,24
		Сагітальна площина (Y)							
Двоопорне стояння	1	0,07	0,20	0,13	0,04	28,68	786,69	190,38	202,08
	2	0,16	0,38	0,24	0,06	10,86	428,26	127,83	133,59
	3	0,24	0,58	0,39	0,10	4,61	136,00	40,84	36,94
	4	0,36	0,95	0,59	0,19	3,26	97,56	24,48	30,07
	Сумарна потужність					64,25	1027,94	383,53	271,55
Одноопорне стояння	1	0,02	0,43	0,14	0,08	13,96	1628,26	238,94	316,09
	2	0,10	0,56	0,25	0,08	7,55	255,33	78,71	64,34
	3	0,19	0,89	0,39	0,14	3,14	359,46	59,03	75,77
	4	0,26	1,20	0,59	0,19	2,26	103,11	27,81	25,90
	Сумарна потужність					31,10	2127,99	404,49	412,85

Інша картина спостерігається при одноопорному стоянні. У фронтальній площині потужність спектру зростає до $(236,38 \pm 194,24)$ дБ з максимумом 860,45 дБ, а в сагітальній до $(404,49 \pm 412,85)$ дБ із зафіксованим максимумом 2127,99 дБ.

Такий характер розподілу потужності спектру пояснюється у першу чергу, наявністю больового синдрому та обмеженістю рухів привідних м'язів стегна. При цьому підтримка рівноваги здійснюється за рахунок переміщень у сагітальній площині, причому з достатньо великою амплітудою.

Наступним етапом нашого дослідження став порівняльний аналіз спектральних параметрів статограм хворих на остеохондроз та кокс артроз з волонтерами контрольної групи. Цей аналіз дає можливість оцінити ступінь різниці енергетичних параметрів статограми при різних видах ортопедичних захворювань, виявити більш інформативні параметри статограми. В контрольній групі ми обрали показники статограми на початку дня.

Порівняння енергетичних параметрів статограми контрольної групи (КГ) на початку дня і хворих на остеохондроз без корсета надані в табл. 5.16, та хворих на остеохондроз в корсеті (табл. 5.17).

Таблиця 5.16 - Порівняння енергетичних витрат для підтримки рівноваги хворих на остеохондроз без корсету і волонтерів контрольної групи на початку дня

Параметр статограми	Групи	M	SD	Т-тест				
				t	p	Різниця середніх	Ст.похибка різниці	
Двоопорне стояння	Х	КГ на початку дня	18,36	24,41	-1,322	0,191	-14,49	10,96
		ОХЗ без корсета	32,85	74,69				
	У	КГ на початку дня	68,68	90,05	-1,265	0,211	-62,00	49,00
		ОХЗ без корсета	130,68	338,00				
Одноопорне стояння	Х	КГ на початку дня	49,21	70,69	0,533	0,595	5,11	9,58
		ОХЗ без корсета	44,10	70,87				
	У	КГ на початку дня	76,41	108,43	0,800	0,424	10,67	13,34
		ОХЗ без корсета	65,74	85,04				

Таблиця 5.17 - Порівняння енергетичних витрат для підтримки рівноваги хворих на остеохондроз в корсеті и волонтерів контрольної групи на початку дня

Параметр статограми	Групи	M	SD	Т-тест				
				t	p	Різниця середніх	Ст.похибка різниці	
Дво- опорне стояння	X	КГ на початку дня	18,36	24,41	-1,651	0,104	-14,99	9,08
		ОХЗ в корсеті	33,35	60,81				
	Y	КГ на початку дня	68,68	90,05	-1,692	0,096	-50,59	29,90
		ОХЗ в корсеті	119,26	197,26				
Одно- опорне стояння	X	КГ на початку дня	49,21	70,70	-1,732	0,086	-50,08	28,92
		ОХЗ в корсеті	99,29	281,88				
	Y	КГ на початку дня	76,41	108,43	-0,418	0,677	-6,32	15,13
		ОХЗ в корсеті	82,73	115,55				

Порівняльний аналіз не виявив статистично значущої різниці між енергетичними параметрами статограм волонтерів і хворих на остеохондроз в корсеті та без нього. Для хворих на остеохондроз, досліджених без корсета, відмічається помітне зростання енергетичних витрат на підтримку рівноваги при двоопорному стоянні, особливо в сагітальній площині (на $(-62,00 \pm 49,00)$ дБ), про що свідчить відмінне значення різниці середніх вибірок. При одноопорному стоянні спостерігається незначне (у межах похибки) зменшення енергетики спектру (на $(5,11 \pm 9,58)$ дБ) у фронтальній площині і (на $(10,67 \pm 13,34)$ дБ) в сагітальній.

Порівняння енергетичних витрат волонтерів і хворих на ОХЗ, досліджених в корсеті показав збільшення енергетики спектру за всіма параметрами, особливо у сагітальній площині при двоопорному стоянні (на $(50,59 \pm 29,90)$ дБ) і у фронтальній площині при одноопорному стоянні (на $(50,08 \pm 28,92)$ дБ).

Таким чином, поява високоенергетичних спектрів статограми при двоопорному стоянні може бути ознакою захворювань поперекового відділу хребта, якщо дослідження хворого проводимуть без корсета.

Порівняння енергетики спектрів статограми волонтерів і хворих на двобічний кокс артроз 3-4 стадії наведені у табл. 5.18.

Таблиця 5.18 - Порівняння енергетичних витрат для підтримки рівноваги хворих на двобічний коксартроз и волонтерів контрольної групи на початку дня

Параметр статограми	Групи	M	SD	Т-тест				
				t	p	Різниця середніх	Ст.похибка різниці	
Дво- опорне стояння	Х	КГ на початку дня	18,36	24,41	-4,501	0,001	-60,51	13,44
		Коксартроз	33,35	60,81				
	У	КГ на початку дня	68,68	90,05	-3,241	0,002	-87,73	26,14
		Коксартроз	119,26	197,26				
Одно- опорне стояння	Х	КГ на початку дня	49,21	70,70	-3,56	0,001	-45,35	12,75
		Коксартроз	99,29	281,88				
	У	КГ на початку дня	76,41	108,43	-3,49	0,001	-85,38	24,43
		Коксартроз	82,73	115,55				

Для хворих на коксартроз спостерігається статистично значуще ($p < 0.01$) збільшення енергетики спектральних складових для підтримки рівноваги, причому як при двоопорному, так і при одноопорному стоянні. Найбільше збільшення спостерігається у сагітальній площині (на $(87,73 \pm 26,14)$ дБ при двоопорному стоянні та на $(85,38 \pm 24,43)$ дБ – при одноопорному).

У фронтальній площині також спостерігається значне збільшення потужності спектру (на $60,51 \pm 13,44$) дБ при двоопорному стоянні і на $(45,35 \pm 12,75)$ дБ при одноопорному).

Ми провели порівняння всіх п'яти груп, що досліджували – контрольну групу волонтерів на початку та в кінці дня, хворих на ОХЗ без корсету та в корсеті і хворих на коксартроз.

Результати одно факторного дисперсійного аналізу (ANOVA) з апостеріорним тестом НЗР наведені в табл. 5.19 (Критерій НЗР еквівалентний Т-тесту для незалежних вибірок).

Ми не приводили порівняння всіх пар вибірок, а показали лише порівняння значущих. Виявилось, що статистично значущу різницю має лише порівняння між хворими на коксартроз і іншими групами. Тому в таблиці показано порівняння енергетичних параметрів статограми цих груп.

Таблиця 5.19 – Результати множинного (ANOVA) порівняння енергетичних витрат для підтримки рівноваги груп досліджених у порівнянні зі хворими на коксартроз

Параметр статограми	Групи порівняння	Різниця середніх	SD	Ст. значущість тесту	95% довірчий інтервал різниці середніх		
					Нижня границя	Верхня границя	
Двоопорне стояння Площина	Фронтальна	КГ на початку дня	151,28	44,61	0,001	61,98	240,58
		КГ в кінці дня	103,97	44,61	0,023	14,66	193,27
		ОХЗ без корсета	115,06	49,01	0,022	16,95	213,17
		ОХЗ в корсеті	113,81	49,01	0,024	15,70	211,91
	Сагітальна	КГ на початку дня	211,84	109,97	0,059	-8,29	431,97
		КГ в кінці дня	230,77	109,97	0,040	10,64	450,90
		ОХЗ без корсета	56,83	120,81	0,640	-185,01	298,66
		ОХЗ в корсеті	85,373	120,81	0,483	-156,464	327,20
Одноопорне стояння Площина	Фронтальна	КГ на початку дня	113,37	64,57	0,082	-14,52	241,25
		КГ в кінці дня	64,26	61,96	0,302	-58,44	186,97
		ОХЗ без корсета	126,13	68,07	0,066	-8,67	260,9339
		ОХЗ в корсеті	-11,84	68,07	0,862	-146,64	122,96
	Сагітальна	КГ на початку дня	213,45	62,76	0,001	89,15	337,75
		КГ в кінці дня	265,62	60,22	0,001	146,36	384,89
		ОХЗ без корсета	240,13	66,16	0,001	109,11	371,15
		ОХЗ в корсеті	197,65	66,16	0,003	66,63	328,68

Аналіз виявив, що енергетичні параметри статограми у хворих на коксартроз статистично значущо більше, ніж ті ж параметри в інших групах, особливо це помітніше при двоопорному стоянні у фронтальній площині і при одноопорному в сагітальній.

Таким чином можна зробити висновки, що збільшення енергетичних параметрів спектру у фронтальній площині при двоопорному стоянні і у сагітальній площині при одноопорному можна передбачати наявність патології кульшового суглобу, поки не доведено інше.

В результаті проведеного статистичного аналізу геометричних і спектральних характеристики нами були виявлені параметри, які можуть бути використані для класифікаційної діагностики. Ми аналізували окремо кожний показник. Деякі з них мали високу чутливість (значення площини плями ЗЦМ

при одноопорному стоянні (S_2, S_3), коефіцієнти відношення площин (K_{SS} та $K_{\Sigma S}$), коефіцієнт кутової асиметрії (K_α), інші не мали такої. Але, для комплексної класифікації треба враховувати і сукупність параметрів. Для вирішення цієї задачі застосували апарат нейронального програмування.

6 РОЗРОБКА АВТОМАТИЗОВАНОЇ СИСТЕМИ ОЦІНКИ СТАНУ ОПОРНО-РУХОВОЇ СИСТЕМИ ЛЮДИНИ

Проведені експериментальні дослідження показали дієздатність розробленої нами моделі оцінки стану ОРС людини. Це дозволило нам на її основі розробити автоматизовану систему підтримки прийняття рішень, яка зможе допомогти лікарю при діагностиці захворювань ОРС людини.

Система складається з таких компонентів:

- а) система вводу даних – містить статограф та програмне забезпечення для запису статограм;
- б) база даних – містить інформацію про пацієнтів, діагнози та результати статографічних досліджень пацієнтів у вигляді часового ряду;
- в) система керування моделями – має доступ до бази даних, перетворює статограми пацієнта в амплітудно-частотні характеристики та розраховує по неї енергетичні параметри часового ряду та геометричні параметри статограми;
- г) штучна нейронна мережа – по вхідним даним пацієнта локалізує уражений сегмент та видає синдромальний висновок;
- д) графічний інтерфейс користувача – надає можливість зручного доступу до даних, моделей, дозволяє керувати системою.

На рис 6.1 наведена модель взаємодії компонентів системи.

Як наведено на рисунку, входом системи є результат статографічного дослідження, в якому містяться координати переміщення ЗЦМ пацієнта.

Інформація про пацієнта вводиться через графічний інтерфейс перед початком дослідження. Результати вимірювання, а також інформація про пацієнта зберігаються в базі даних.

Через графічний інтерфейс користувач може обрати пацієнта та завантажити результати його обстеження. Система керування моделями перетворює дані відповідно маятниковій моделі ОРС людини. На виході системи керування моделями ми отримуємо амплітудно-частотний спектр хитання пацієнта

для кожної зі стабілограм. Ці дані подаються на вхід нейронної мережі, яка виробляє синдромальний висновок про стан ОРС людини.



Рисунок 6.1 – Модель взаємодії компонентів системи підтримки прийняття рішень при оцінці стану ОРС людини.

Система керування моделями перетворює вихідний часовий ряд статограми в амплітудно-частотний спектр та розраховує його енергетичні параметри. Алгоритм дискретного перетворення Фур'є наведено у розділі

На даний момент не можливо створити штучний мозок, але можливо створити спрощені штучні нейрони та штучні нейронні мережі (ШНМ). Ці мережі можуть бути побудовані багатьма способами і можуть по різному наслідувати мозку.

ШНМ не розумні, але вони можуть розпізнавати образи та створювати прості правила рішення складних задач. Вони, також, мають відмінну можливість навчатися, тому часто використовуються в розробках в галузі штучного інтелекту.

Штучна нейронна мережа – математична структура, змодельована на основі нейронної системи людини і призначена вирішувати цілу низку статистичних задач, в основному в області розпізнавання образів, багатомірного аналізу, навчання та запам'ятовування. Головною рисою такої структури є мережа з простих процесорів (штучних нейронів), які об'єднані попарно (як технічно, так і програмно) таким чином, щоб вони могли взаємодіяти. З серії «вводів» і відповідного набору параметрів, штучні нейрони виконують «вивід», який забезпечує можливі рішення поставленої задачі дослідження. Найбільш загальною формою моделі є прямий зв'язок мережі, в основі якого лежить ідея персептрона. Кожний нейрон сумує вхідну інформацію в загальний вхід x_j і застосовує функцію f_j до x_j , щоб отримати вихід y_j . Сполучення вершин мають ваги w_{ij} , які множать сигнали, що проходять по ним [76].

Штучний нейрон може бути реалізований багатьма способами. Основне математичне визначення нейрона надано рівнянням (6.1) [56]:

$$y(x) = g(\sum_{i=0}^n \omega_i x_i), \quad (6.1)$$

де x – нейрон з n входами ($x_0 \dots x_i$) та одним виходом $y(x)$,

$(\omega_0 \dots \omega_i)$ – вага входів.

g – функція активації, яка визначає значення на виході нейрону, основана на додаванні вхідних значень нейрона.

Отже, штучний нейрон повинен наслідувати реальному, то функція активації повинна бути звичайною пороговою функцією, що повертає 0 або 1. Але, в штучних нейронах, звичайно, використовують гладкі функції активації. Вихід функції активації може знаходитись між 0 та 1, або між -1 та 1, в залежності від того, яка функція використовується, але можуть використовуватись і функції, які не мають меж. Штучний нейрон проілюстрований на рис. 6.2.

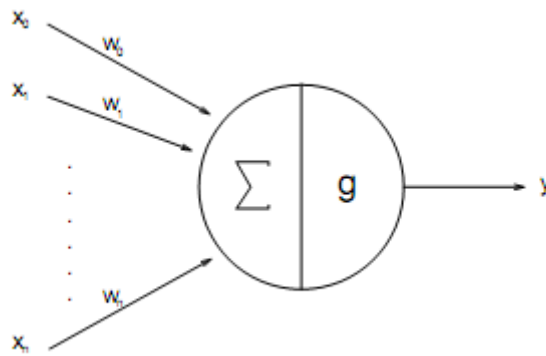


Рисунок 6.2 – Схема штучного нейрону.

В якості функції активації була обрана сігмоїда (6.2) [56]:

$$g(t) = \frac{1}{1 + e^{-2S(X+1)}}, \quad (6.2)$$

де t – зміщення функції активації відносно 0;

S – параметр, що визначає крутизну функції.

Графік функції наведено на рис. 6.3.

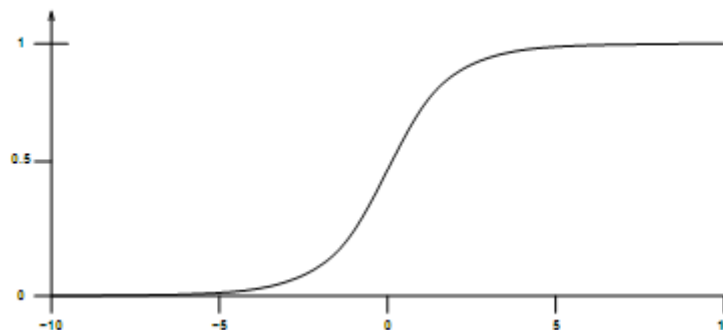


Рисунок 6.3 – Графік сігмоїди, де $s = 0.5$, $t = 0$

Параметр t в штучному нейроні може бути представлений, як кількість вхідних імпульсів, необхідних для активації реального нейрону. Цей параметр, а також вага, налаштовуються під час навчання нейромережі.

Через ідею нейронної мережі можуть бути виражені поняття класифікаційної статистики, у тому числі регресійний аналіз, узагальнені адитивні моделі та дискримінантний аналіз.

Однією з причин вибору методу нейронного аналізу став тип даних, який ми аналізуємо. Найбільш сильним методом статистичної класифікації є дискримінантний аналіз, але він потребує наявності дихотомічних величин у якості класифікаційного аргументу, а при наявності більше 3 його рівнів, результати аналізу дуже важкі для інтерпретації перевірки класифікаційного рівняння.

Для будови класифікаційної моделі ми використовуємо метричні значення, які мають дуже велику дисперсію. Такі дані можуть бути оброблені за допомогою ROC кривої. Графік залежності чутливості діагностичного тесту від величини, що дорівнює одиниці мінус специфічність, у якості критерію відрізу, при варіюванні якого буде змінюватися позитивний тест. ROC крива показує залежність кількості вірно діагностованих позитивних випадків від кількості невірно діагностованих негативних випадків.

Але ROC-крива використовується для тестування лише одного параметра. Сукупність параметрів можна оцінити лише за допомогою дискримінантного аналізу чи штучної нейронної мережі. Складність застосування дискримінантного аналізу ми показали вище.

В якості вхідних аргументів (коваріат) нейронної мережі ми обрали 20 параметрів спектральних та геометричних характеристик статограми (табл. 6.1).

Нами було проаналізовано декілька моделей нейронних мереж, і було обрано та, ймовірність передбачення вірного результату якої була максимальною. Параметри цієї моделі також представлені в табл. 6.1.

Нейронна мережа має 2 сховані шари, нейрони яких активують функцію гіперболічного тангенсу, тобто нелінійну залежність пар нейронів. Мережа має 3 вихідних нейрона по кількості рівні класифікаційного аргументу.

Таблиця 6.1 – Параметри нейронної мережі

Вхідний шар	Коваріати	1	E1
		2	S1
		3	E2
		4	S2
		5	E3
		6	S3
		7	KS21
		8	KS31
		9	KS23
		10	KSsum1
		11	KSsum2
		12	KSsum3
		13	KSS
		14	Ssum
		15	SMO
		16	KGX
		17	KGY
		18	KG
		19	beta
		20	KA
Сховані шари	Кількість схованих шарів		2
	Кількість нейронів в шарі 1		9
	Кількість нейронів в шарі 2		7
	Функція активації		Сігмоїда
Вихідний шар	Залежні перемінні		1
	Кількість нейронів		3

Структура нейронної мережі дана на рис. 6.4.

Робота нейронної мережі складається з трьох етапів: навчання мережі на спеціальній вибірці зі встановленим діагнозом (вибірка навчання), перевірка моделі мережі на контрольній вибірці і етап перевірки моделі на випадковій вибірці. Під час фази навчання нейронна мережа навчається повертати певний вихідний сигнал для певного вхідного сигналу, це відбувається шляхом безперервного навчання на наборі навчальних даних. Під час фази виконання нейронна мережа повертає вихідні сигнали, базуючись на вхідних даних.

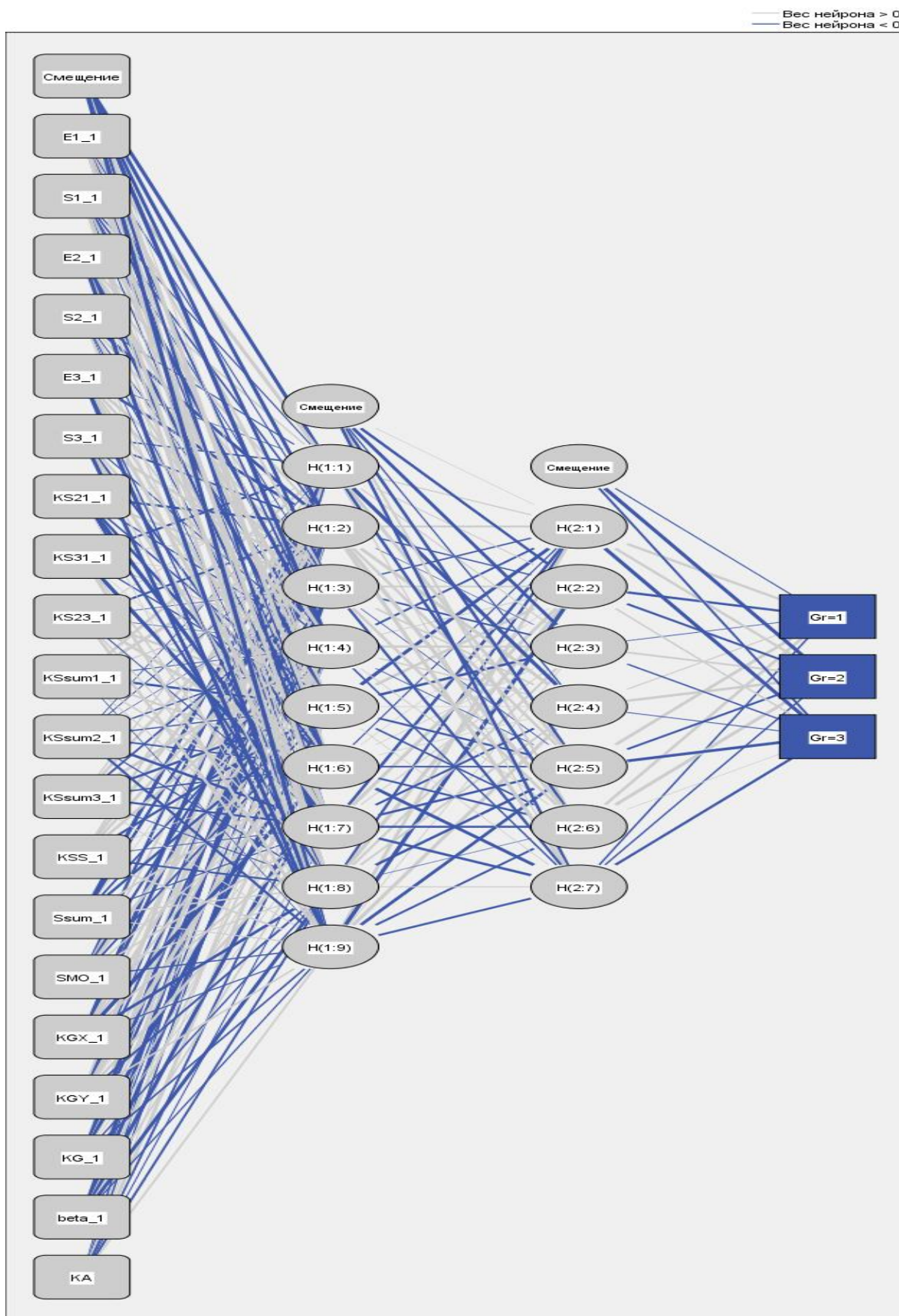


Рисунок 6.4 – Структура нейронної мережі

Алгоритм виконання функцій прямого розповсюдження такий: вхідні дані подаються на вхідний шар мережі та розповсюджуються скрізь всі шари мережі поки не досягнуть вихідного шару, де повертається результат. Обчислення результату в мережах прямого розповсюдження не є складною задачею.

На рис. 6.4 зображена схема багатошарової мережі прямого розповсюдження, де кожен нейрон, в кожному шарі з'єднаний зі всіма нейронами наступного шару. Така мережа має назву повнозв'язаної, але мережа не обов'язково повинна мати всі зв'язки.

Під час навчання мережі можуть налаштовуватися два типи параметрів – вага та значення t активаційної функції, або вводиться нейрон зміщення. Він розташовується в одному шарі й з'єднується зі всіма нейронами наступного шару.

Під час навчання ШНМ на наборі вхідних та вихідних даних, ваги мережі налаштовують таким чином, щоб отримати такі ж значення на виходах, як і в навчальній виборці. З іншого боку, не можна зробити мережу занадто специфічною, що дає точні результати для навчальних даних, але невірні для всіх інших.

Процес навчання може бути представлений, як задача оптимізації, коли ми намагаємось мінімізувати похибку на всьому наборі навчальних даних. Ця задача може бути вирішена багатьма способами. Найбільш популярним є алгоритм зворотного розповсюдження похибки. Алгоритм зворотного розповсюдження похибки працює таким чином: після розповсюдження вхідних сигналів через мережу, підраховується похибка та розповсюджується назад по мережі до тих пір, поки ваги не налаштуються, щоб зменшити похибку.

При визначенні розмірів ШНМ необхідно враховувати розмір навчальної вибірки. Кількість ваг, що налаштовуються, повинна бути меншою за кількість вхідних образів, інакше мережа "запам'ятає" образи та втратить можливість до класифікації, з іншого боку, чим більше ваг мережі, що налаштовуються, тим більш точно налаштування можна виконати. Так як вибірка, що використовувалась, відносно мала, а кожен образ містить результати

енергетичного аналізу статограми та 17 параметрів геометричних даних статограми (всього 20 вхідних параметрів).

Мережа має 3 виходи, бо є 3 класи образів – здорові волонтери, хворі з остеохондрозом, кульшових суглобів.

Слід відмітити, що в деяких випадках нейронна мережа давала неоднозначний результат. Це можна пояснити тим, що, як правило, захворювання кульшового суглоба розвиваються спочатку з одного боку і супроводжуються кульгавістю, больовим синдромом, скороченням кінцівки. Природно, що постійне асиметричне навантаження на кульшові суглоби призводить до зростання та зміни навантажень на поперековий відділ хребта, з часом це призводить до розвитку дегенеративних захворювань – остеохондрозу, спондилоартрозу та ін. В подальшому, ще більша асиметрія навантаження суглобів, посилена дегенеративними захворюваннями хребта, призводить до симетричного розвитку захворювання другого кульшового суглоба.

В свою чергу, часто захворювання поперекового відділу хребта, особливо у людей старше 40 років, супроводжується іррадіацією болю в нижні кінцівки та переміжною кульгавістю, що викликається короткочасним дратуванням нервових корінців спинного мозку. Прогресування переміжної кульгавості також призводить до зміни навантажень на суглоби та, отже, до розвитку дегенеративних змін в їх кісткових та хрящових структурах. Тобто, часто двобічна патологія суглобів супроводжується захворюваннями хребта і, навпаки, прогресування та тривале захворювання поперекового відділу хребта призводить до розвитку захворювань суглобів нижніх кінцівок, зокрема кульшового. Ця обставина пояснює низку диференціацію захворювань у пацієнтів, особливо старшого віку.

На діаграмі (рис. 6.5) показано розкид ймовірності передбачення вірного результату. Як видно з представлених даних, найбільшу ймовірність вірно передбачених результатів спостерігається в групі с коксартрозом (до 98 %), меншу ймовірність вірно передбачених результатів мають хворі на остеохондроз 60% і приблизно стільки ж контрольна група.

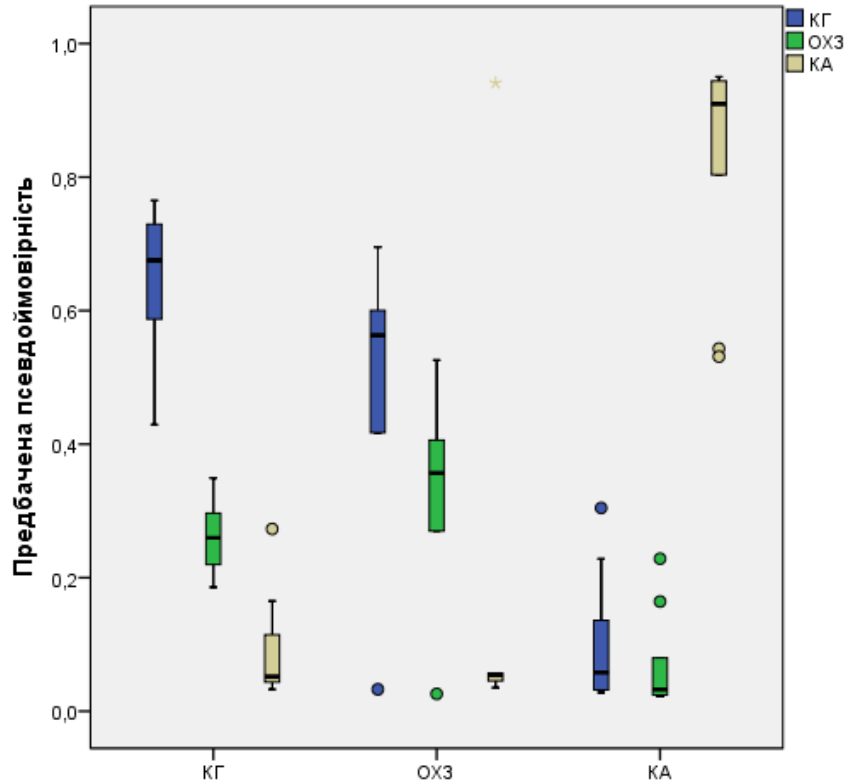


Рисунок 6.5 – Діаграма розкид ймовірності передбачення вірного результату.

Результати роботи класифікаційного алгоритму нейронної мережі дані в табл. 6.2.

Таблиця 6.2 – Класифікаційна робота нейронної мережі

Етапи	Групи спостереження	Кількість в групі	Предбачено		Відсоток коректності
			вірно	не вірно	
Вибірка навчання	Контрольна група	10	8	2	80,00
	Остеохондроз	25	20	5	81,67
	Коксартроз	25	24	1	95,63
Контрольна вибірка	Контрольна група	5	4	1	80,00
	Остеохондроз	12	10	2	81,67
	Коксартроз	12	11	1	95,63
Вибірка перевірки	Контрольна група	10	8	2	80,00
	Остеохондроз	13	5	8	38,46
	Коксартроз	13	12	1	95,63

Отже, збудована нейронна мережа показала достатньо високий результат у визначенні діагнозу. На рис. 6.6 показано результуюча ROC-крива роботи

нейронної мережі для діагностики остеохондрозу поперекового відділу хребта і коксартрозу.

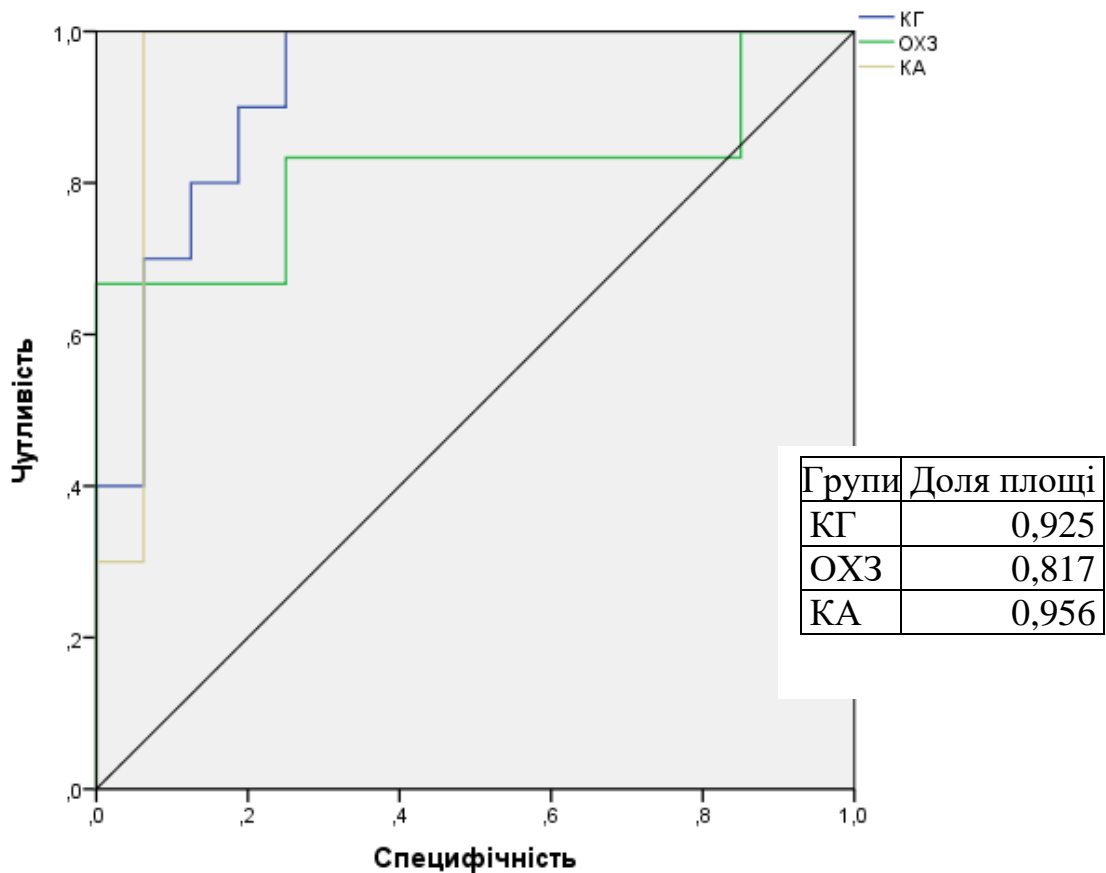


Рисунок 6.6 – ROC крива роботи штучної нейронної мережі

Можна бачити, що найбільшу чутливість і специфічність нейронна мережа має для визначення коксартрозу, для цього захворювання у 95 % випадків прогноз буде вірним, меншою чутливістю та специфічністю мережа працює для визначення остеохондрозу – для 82 % випадків.

Нашими рекомендаціями може бути наступне – для уникнення помилки 2 роду (не виявлення захворювання там, де воно є) діагноз «коксартроз» існує поки не доведено інше.

6.1 Розробка інструментальної середовища моделювання системи оцінки стану опорно-рухової системи людини

Нами була розроблена автоматизована система оцінки стану ОРС людини. Для розробки системи використовували середовище Microsoft Visual

Studio 2008, язик програмування C++, графічний інтерфейс користувача розроблено за допомогою бібліотеки Qt4 [77, 78].

Програма складається з трьох компонентів: графічного інтерфейсу користувача, системи керування моделями, яка одночасно є інтерфейсом до бази даних статографа, менеджера роботи з ШНМ.

Головним компонентом системи є ШНМ, яка виконує поставлене завдання – здійснює диференційну оцінку стану ОРС людини. Вірне налаштування мережі та вибір навчальних даних відіграють важну роль в покращенні якості оцінки. У зв'язку з цим, система дозволяє змінювати та переналаштовувати параметри мережі, змінювати розмір вхідних образів. Користувач може створювати власну мережу та навчати її або завантажити дійсну та використовувати, а, можливо, донавчити її на нових даних. Для реалізації роботи з нейронною мережею була використана бібліотека FANN (Fast Artificial Neural Network) [79].

Для роботи з ШНМ інтерфейс програми має меню Network. Меню містить такі пункти:

- New – дозволяє створити нову ШНМ;
- Save – зберігає створену та навчену ШНМ у файл;
- Save As – дозволяє зберегти ШНМ у файл з новим ім'ям;
- Load – завантажує збережену раніше ШНМ із файлу;
- Train – викликає діалог навчання мережі;
- Test – тестує мережу на тестовій вибірці, зберігає результати у файл;
- Close – закриває файл із поточною ШНМ.

Для створення ШНМ необхідно обрати пункт меню “Network->New”, відкриється вікно редагування мережі (рис. 6.7). Поля вводу ліворуч дозволяють вводити налаштування мережі, в таблиці праворуч відображаються номери шарів мережі та кількість нейронів в них (не враховуючи нейрон здвигу). Кількість входів мережі водиться в поле “Inputs number” (по замовченню 20), ця кількість буде відповідати кількості нейронів вхідного шару. Значення кількості нейронів для першого шару в таблиці автоматично зміниться. В полі

“Layers number” можна ввести кількість шарів мережі (по замовченню 2), мінімальна кількість шарів – 2, при зміні значення цього поля в таблиці з’являться нові строки зі значеннями кількості нейронів в кожному скритому шарі (по замовченню 2), їх можна редагувати в таблиці. В останньому полі “Outputs number” задається кількість нейронів вихідного шару (по замовченню 2). На рис. 6.7 створюється мережа з такими параметрами: кількість шарів – 3, кількість входів – 48, кількість виходів – 3, кількість нейронів в скритому шарі – 11.

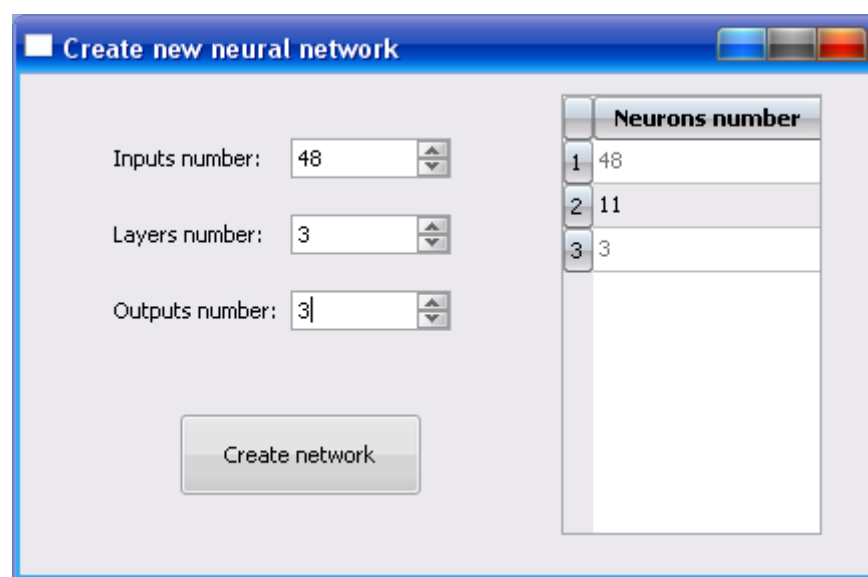


Рисунок 6.7 – Вікно створення нової ШНМ.

Далі йде процес навчання мережі. Для цього необхідно обрати пункт меню “Network->Train”. У вікні, що з’явиться, необхідно вказати шлях до директорії з навчальними образами (по замовченню використовується поточна директорія програми). Образи повинні мати розширення .dat та іменуватися таким чином: спочатку вказується номер образу, а потім латинська літера, що позначає клас образу, наприклад, “023B.dat”. Це необхідно для того, щоб система автоматично розпізнавала клас навчального образу та налаштувала значення виходів. Коли мережа має вихідний нейрон цього класу, то на його виході буде встановлене значення 1, на інших – 0. Якщо для вказаного класу не існує вихідного нейрону, то на всіх виходах буде встановлено значення 0.

Далі необхідно вказати параметри навчання мережі. В полі “Max. epochs” вказується максимальна кількість епох навчання мережі, по замовченню це значення дорівнює 1000 епох. В полі “Error threshold” вводиться мінімальне значення середньоквадратичної похибки мережі, значення по замовченню рівне 0,000001. навчання зупиняється при досягненні мінімальної середньоквадратичної похибки або по закінченню максимальної кількості епох навчання. Для початку навчання треба натиснути кнопку “Train”.

Після кожної епохи навчання мережі в діалоговому вікні внизу виводиться повідомлення про поточну середньоквадратичну похибку. При завершенні навчання виводиться повідомлення про завершення. Зупини ти процес навчання можна натиснувши кнопку “Stop”, яка з'явиться на місці кнопки “Train” після початку навчання.

На рис. 6.8 мережа навчається на тренувальній вибірці, розташованій в каталозі “D:/Development/FANN/TrainDataDat”. Навчання закінчується при досягненні середньоквадратичної похибки рівної 0,0001 або 10000-ї епохи.

Повідомлення в діалоговому вікні вказують на те, що навчання мережі завершено по досягненні вказаної середньоквадратичної похибки.

Після навчання мережу необхідно протестувати на вибірці тестових даних. Для цього обираємо пункт меню “Network->Test” у вікні, що з'явиться. обираємо каталог з тестовою вибіркою. Результати тестування зберігаються в текстовому файлі в такому форматі:

Image <імя_тестового_файлу_1>

Output 1: <значення_виходу_1>

...

Output N: <значення_виходу_N>

Приклад файлу результатів на рис. 5.21.

```

AkeIPad - [D:\Development\FANN\GUI\result1.txt]
Файл  Правка  Вид  Настройки  Окно  Справка
result1.txt
Image 001A.dat
Output 1 : 0.937729
Output 1 : 0.398033
Output 1 : 0.0232386

Image 001B.dat
Output 1 : 0.00198368
Output 1 : 0.573065
Output 1 : 0.425098

Image 001C.dat
Output 1 : 0.311572
Output 1 : 0.20596
Output 1 : 0.27928

Image 002A.dat
Output 1 : 0.675698
Output 1 : 0.277817
Output 1 : 0.120002

Image 002B.dat
Output 1 : 0.0420202
Output 1 : 0.233029
26:11  Ins  Win  1251 (ANSI - кириллица)

```

Рисунок 6.8 – Файл з результатами тестування ШНМ.

Якщо нас влаштовують результати тестування ШНМ, ми можемо зберегти її налаштування у файл.

Мережа зберігається в бінарний файл з розширенням ".neuro", користувач може обрати інше розширення файлу.

Щоб закрити поточний файл з ШНМ обираємо "Network->Close".

Для завантаження мережі, яку зберегли раніше, із файлу, обираємо "Network->Load".

Робота із статограмами здійснюється через систему керування моделями. Користувач обирає файл, що його цікавить, з бази даних статографа. Система зчитує всі статограми, які в неї записані, виконує необхідні перетворення та готує образ, який може використовувати ШНМ. Статограми можуть бути завантажені як для навчання, так і для перегляду, в другому випадку статограми та їх АЧХ відображаються на графіках (рис. 6.9).

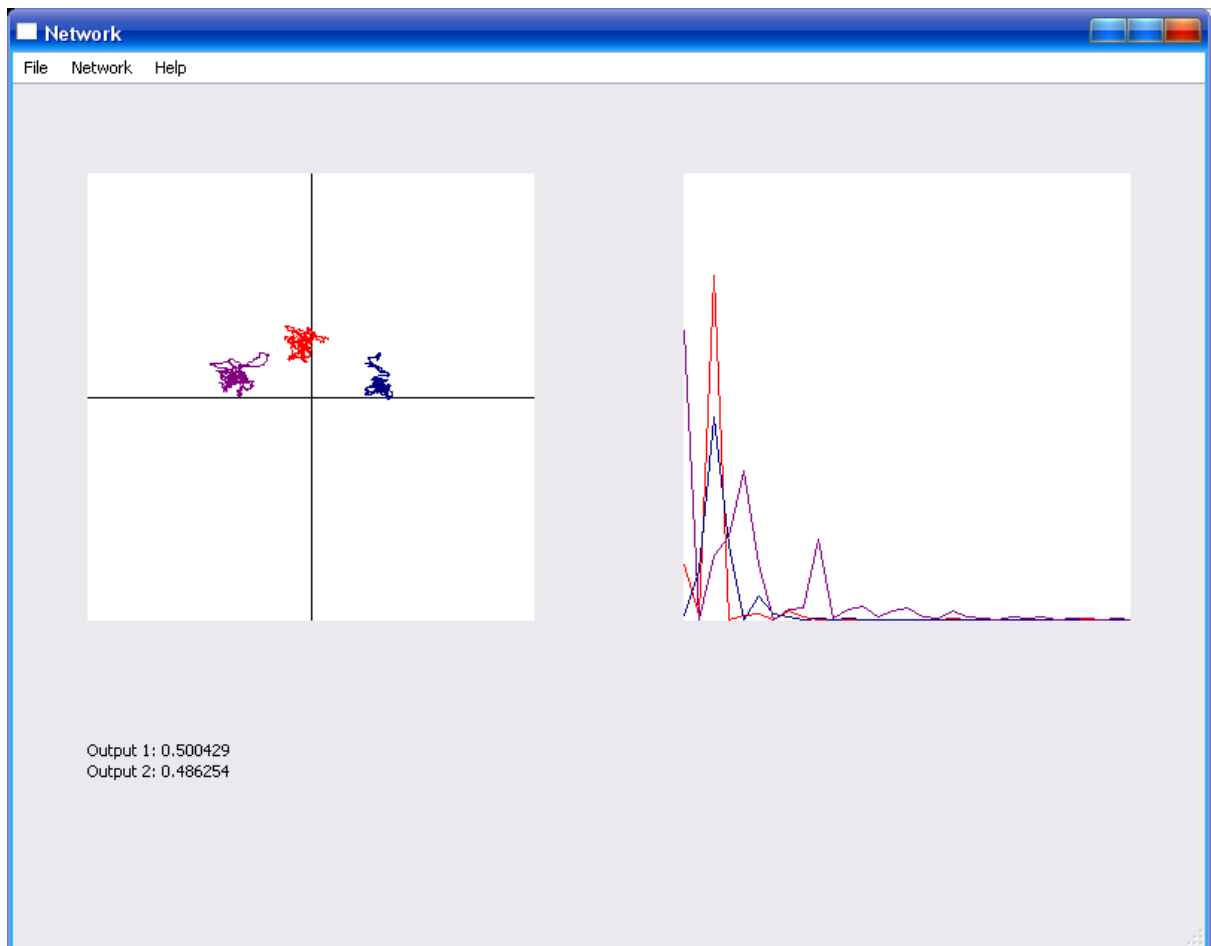


Рисунок 6.9 – Інтерфейс системи керування моделями, ліворуч зображені статограми одного обстеження, праворуч – їх АЧХ, знизу – значення виходів ШНМ.

Для перегляду статограми обираємо в меню “File->Open”, в діалоговому вікні обираємо файл зі статограми. В правій частині робочого вікна програми відображаються статограми, зчитані із файлу, в лівій частині – їх АЧХ. Кожна статограма виділена власним кольором на обох графіках.

Якщо при відкритті файлу зі статограми завантажена нейронна мережа, тоді знизу з’явиться значення виходів нейронної мережі.

Таке відображення статограм дозволяє легко оцінити візуально різниці між статограми та їх АЧХ, а також, по значенням виходів ШНМ визначити, які порушення ОРС можуть бути наявними у пацієнта.

Таким чином, маючи вірно навчену нейронну мережу, лікарю не потрібно виконувати складних операцій для оцінки статограм, а лише виконати

необхідне обстеження на статографі та завантажити данні в програму нейронної мережі.

Для визначення взаємозв'язків між амплітудами хитання сегментів тіла людини та можливим захворюванням була створена штучна нейронна мережа та навчена на вибірці із 777 статограм пацієнтів із захворюваннями поперекового відділу хребта, кульшового суглоба та здорових людей.

Хоча точність діагностики сягала – 70 % вірних відповідей, 20 % неточних відповідей та 10 % невірних відповідей, метод підтверджує свою робото спроможність і може бути використаний для вирішення задач диференційованої оцінки стану ОРС людини, але потребує подальшої доробки. Також для створення системи, яка б могла використовуватись в медицині, потрібен більш повний та якісний набір навчальних даних.

Спроектвана медична система підтримки прийняття рішень при діагностиці захворювань ОРС, в основу якої лягли запропоновані в роботі методи. Був реалізований її прототип, який потребує подальшого вдосконалення та доробки.

Проведена робота дала позитивні результати, отримані дані можуть бути використані для вдосконалення методів аналізу статограм та створення нових систем діагностики стану ОРС людини.

Розроблена штучна нейронна мережа, яка використовує тільки дані статограми (геометричні та енергетичні параметри) не може в повній мірі відповідати всім вимогам сучасної системи діагностики, але в якості інструменту для первинного діагнозу (або синдромального висновку) може використовуватися при експрес-діагностиці.

ВИСНОВКИ

В результаті проведеної роботи зроблені наступні висновки:

1 Розроблено концептуальну модель процесу підтримки вертикальної пози людини, як роботи системи автоматизованого керування та обґрунтовано загальний напрямок проведення статографічних досліджень при оцінці функції ОРС.

2 Розроблено математичну модель впливу компенсаторно-приспосувальних механізмів організму на результати статографічних досліджень. Показано, що змінення одного або декількох параметрів системи підтримки рівноваги не веде до невідновних наслідків, а може компенсуватися змінами інших, що веде до збереження рівноваги, але за рахунок інших механізмів компенсації.

3 Розроблено математичну модель людини, як багатоланкового вертикального маятника, яка дозволяє розраховувати коливання сегментів тіла при аналізі траєкторії переміщення загального центру мас людини.

4 Проведений аналіз часових рядів статограм волонтерів з фіксацією різних суглобів нижньої кінцівки дозволив виявити такі закономірності:

- чим нижче рівень фіксації, тим більше величина зміщення проекції ЗЦМ в бік фіксованої кінцівки при двоопорному стоянні, якщо за основу брати величину зміщення при дослідженні без фіксації;

- в сагітальній площині при двоопорному стоянні спостерігали збільшення величини зміщення проекції ЗЦМ до заду з підвищенням рівня фіксації суглобів;

- при порі на фіксовану кінцівку у фронтальній площині спостерігали зменшення величини зміщення проекції ЗЦМ від базового рівня при стоянні без фіксації суглобів.

5 Статистичний аналіз не виявив статистично значущих різниць у динамічних параметрів вертикального стояння. При фіксації будь-якого суглобу при двоопорному стоянні спостерігається збільшення довжини траєкторії на 15-20 %, а переважна опора на зафіксовану кінцівку призводить до зменшення

довжини траєкторії хитання, але до збільшення енергетичних витрат на підтримку рівноваги.

6 Енергетичний аналіз вивив, що основна енергія статограми фіксується на частотах до 1 Гц, а при фіксації суглобів – до 2 Гц.

Аналіз енергетичних даних статограм показав, що на прикінці робочого дня людина в середньому втрачає більше енергії для підтримки рівноваги, ніж на початку дня. Тому однозначно можна стверджувати, що час дослідження має значення, і втома, майже незначна, може впливати на характер вертикального стояння, на енергетику, яку витрачає для підтримки рівноваги людина.

При дослідженні характеристик стояння хворих з остеохондрозом поперекового відділу хребта було визначено, що корсет мало впливає на характер статограм двоопорного стояння. Однак, при одноопорному стоянні спостерігається збільшення енергетичних витрат при стоянні в корсеті як у фронтальній, так і в сагітальній площинах. Підтримка рівноваги для кожної людини потребує різних енергетичних витрат, яка залежить і від терміну захворювання, і від наявності болю локального, чи який іррадіює у кінцівки, і від зручності корсета. Це підтверджується великим розкидом значень статограм (від 1,58 до 1650 дБ). Фіксація поперекового відділу хребта виключає з механізму підтримки рівноваги людини цілу низку суглобів, які розташовані у центрі біомеханічної системи, і таким чином практично виключають коливання тіла у фронтальній площині, а для підтримки рівноваги залишаються лише рухи у сагітальній площині, теж значно обмежені і тому відмічається зростання витрат енергії підтримки рівноваги через зменшення амплітуди фізіологічного коливання тіла.

Аналіз спектральних характеристики статограм хворих на двобічний коксартроз 3-4 стадії, показав, що при двоопорному стоянні основна потужність статограми припадає на сагітальну площину, тобто, для підтримки рівноваги пацієнти з коксартрозом виконують рухи переважно у сагітальній площині. При одноопорному стоянні у фронтальній площині потужність спектру

зростає. Такий характер розподілу потужності спектру пояснюється у першу чергу, наявністю больового синдрому та обмеженістю рухів привідних м'язів стегна. При цьому підтримка рівноваги здійснюється за рахунок переміщень у сагітальній площині, причому з достатньо великою амплітудою.

Збільшення енергетичних параметрів спектру у фронтальній площині при двоопорному стоянні і у сагітальній площині при одноопорному можна передбачати наявності патології кульшового суглобу, поки не доведено інше.

7 Статистичний аналіз розроблених геометричних параметрів статограми виявив статистично значущу їх різницю у хворих на коксартроз, особливо при одноопорному стоянні.

8 Для визначення взаємозв'язків між амплітудами хитання сегментів тіла людини та можливим захворюванням була створена штучна нейронна мережа. Точність діагностики – 70 % вірних відповідей, 20 % неточних відповідей та 10 % невірних відповідей, метод підтверджує свою роботоспроможність і може бути використаний для вирішення задач диференційованої оцінки стану ОРС людини, але потребує подальшої доробки.

9 Таким чином, було обґрунтовано можливість використання параметрів статографічного дослідження для постановки попереднього діагнозу, а також для більш детальної оцінки стану кожного пацієнта окремо.

10 Отримані нові знання можуть бути використані для створення системи оцінки стану пацієнта, вивчення наслідків лікування, при оцінці якості ведення хворого, призначені та підгонці корсетів та ортезів та ін.

ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. Nashner L.M. Sensory Feedback in Human Posture Control. Cambridge: M.I.T. Man-Vehicle Laboratory, 1970
2. Martinerie J. Chaotic analysis of the stabilometric signal / Martinerie J., Gagey P.M. // In: M.Woollacott & F. Horak (Eds) Posture and Gait: Control Mechanisms. – University of Oregon Books (Portland), 1992. - Vol. 1. – P.404-407.
3. Gagey P.M. L'équilibre statique est contrôlé par un système dynamique non-linéaire / Gagey P.M., Martinerie J., Pezard L., Benaim C. // Ann. Oto-Laryngol. – 1998. – Vol. 115. – P. 161–168.
4. Малинецкий Г.Г. Современные проблемы нелинейной динамики / Малинецкий Г.Г., Потапов А.Б. – М.: Эдиториал УРСС, 2000.
5. Bonnet C.T. Deterministic and stochastic postural processes: effects of task, environment, and age / C.T. Bonnet, J.M. Kinsella-Shaw, T.D. Frank, et al. // J. Mot. Behav. 2010. – Vol. 42, № 1. – P. 85-97.
6. Boulet J. Stochastic two-delay differential model of delayed visual feedback effects on postural dynamics / J. Boulet, R. Balasubramaniam, A. Daffertshofer, A. Longtin // Philos. Transact A Math. Phys. Eng. Sci. – 2010. – Vol. 368, № 1911. – P. 423-38
7. Poincaré H. Science et Méthode. – Paris: E. Flammarion, 1908.
8. Dulac H. Points singuliers des équations différentielles. – Paris: Gauthier-Villars, 1934.
9. Takens F. Lecture Notes in Mathematics / Rand D.A., Young L.S. (Eds). - Vol 989, Springer-Verlag, Berlin, 1981.
10. Congresses of the International Society of Posturography, renamed the International Society for Postural and Gait Research: 1971 Madrid, published in Agressologie. - 1972. – Vol. 13
11. Congresses of the International Society of Posturography, renamed the International Society for Postural and Gait Research: 1983 Houston, Vestibular and visual control on posture and locomotor equilibrium / Igarashi M., Black F.O. (Eds), Karger, Basel (1985)

12. Kapteyn T.S. Afterthought about the physics and mechanics of postural sway // *Agressologie*. – 1973. – Vol. 14. – C. 27-35.
13. Bizzo G. Specifications for building a vertical force platform designed for clinical stabilometry / Bizzo G., Guillet N., Patat A., Gagey P.M. // *Med. Biol. Eng. Comput.* – 1985. – Vol. 23. – P. 474-476
14. Takagi A. A new method of statokinesigram area measurement. Application of a statistically calculated ellipse / Takagi A., Fujimura E., Suehiro S. // In Igarashi M., Black F.O. (Eds) *Vestibular and visual control of posture and locomotor equilibrium*. - 1985. – P. 74-79
15. Gagey P.M. *Posturologie; Régulation et dérèglements de la station debout. Deuxième édition* / Gagey P.M., Weber B. // Préface du professeur Henrique Martins da Cunha Masson. - Paris, 1999.
16. Vallier G. Analyse statistique multivariée concernant 60 patients présentant un syndrome de déficience posturale // Paris: Thèse Médecine, 1994.
17. Gagey P.M. L'amplitude des oscillations posturales dans la bande de fréquence 0,2 Hertz: Étude chez le sujet normal. in Lacour M. (Ed) / Gagey P.M., Toupet M. // *Posture et Équilibre*. Sauramps, Montpellier. – 1998. – P. 155-166.
18. Njiokiktjien C. Romberg's sign expressed in a quotient. II Pathology. / Njiokiktjien C., Van Parys J.A.P. *Agressologi*. 1976. – Vol. 17. - D: 19-24.
19. Le Van Quyen M. Nonlinear interdependences of EEG signals in human intracranially recorded temporal lobe seizures / Le Van Quyen M., Adam C., Baulac M., Martinerie J., Varela F.J. // *Brain Res.* – 1998. – Vol. 792. – P. 24-40.
20. Gagey P.M. Analyse dynamique non linéaire du signal stabilométrique en pratique clinique / Gagey P.M., Sasaki O. (2000) // In Ph. Villeneuve & B. Weber (Eds). - *Pied, équilibre et mouvement*. Masson, Paris, 2000. – P.67-71.
21. Baratto L. A new look at posturographic analysis in the clinical context: sway–density vs. other parameterization techniques *Motor Control* / Baratto L., Morasso P.G., Re C., Spada G. // *Brain Res.* 2002. – Vol. 6. – P. 246-270
22. Sasaki O. Role of visual input in nonlinear postural control system / Sasaki O., Usami S.-I., Gagey P.M., Martinerie J., Le Van Quyen M., Arranz P. // *Exp. Brain Res.* - 2002. – Vol. 147. – P. 1–7.

23. Gurfinkel V.S. On the relation between stability in a vertical position and respiration in patients with focal diseases of the brain in various localizations / Gurfinkel V.S., Elnor A.M. // *Zh Nevropatol Psikhiatr.* – 1968. – P. 1014–1018.

24. Gagey P.M. Le rythme ventilatoire apparaît sur les stabilogrammes en cas de pathologie du système vestibulaire ou proprioceptif / Gagey P.M., Toupet M. // In Lacour M., Gagey P.M., Weber B. (Eds) *Posture et Environnement.* - Sauramps, Montpellier, 1997. – P. 11–28.

25. Hamaoui A. Does respiration perturb body balance more in chronic low back pain subjects than in healthy subjects? / Hamaoui A., Do M.C., Poupard L., Bouisset S. // *Clin. Biomech.* – 2002. – Vol. 17. – P. 548–550.

26. Collins J.J. Open-loop and closed-loop control of posture: a random-walk analysis of center-of-pressure trajectories / Collins J.J., De Luca C.J. // *Exp. Brain Res.* – 1993. – Vol. 95. – P. 308–318

27. Fournier R. Analyse stochastique multimodale du signal stabilométrique. Application à l'étude de l'équilibre chez l'Homme // Doctoral thesis in Biological and Medical Engineering. // Université de Paris. – 2002. – Vol. XII.

28. Федорова В.Н. Оценка влияния утомляемости и зрительной информации на удержание вертикальной позы / В.Н.Федорова, Н.С.Снегирева, В.И.Доценко [и др.] // *Russian Journal of Biomechanics*, - 2000. - Vol. 4, № 2. – 2000;

29. Черникова Л.А. Оценка постуральных нарушений в клинике нервных болезней // Сборник статей по стабилometрии. – Таганрог, 2006. – С. 35-38

30. Скворцов Д.В. Стабилometрия – функциональная диагностика функции равновесия, опорно-двигательной системы и сенсорной системы // *Функциональная диагностика.* – 2004. -№3. – С. 78 – 84

31. Сергиенко А.Б. Цифровая обработка сигналов. / Учебник для вузов. – СПб.: Питер, 2003. – 608 с.;

32. Лосев А.К. Линейные радиотехнические цепи: Учебник для вузов. - М.: Высшая школа, 1971;

33. Баскаков С.И. Радиотехнические цепи и сигналы: Учебник для вузов. - М.: Высшая школа, 1988.

34. Даджион Д., Мерсеро Р. Цифровая обработка многомерных сигналов. – М.: Мир, 1988. – 488 с.
35. Купер Дж., Макгиллем А. Вероятностные методы анализа сигналов и систем. – М.: Мир, 1989
36. Божокин С.В. Непрерывное вейвлет-преобразование и точно решаемая модель нестационарных сигналов / Божокин С.В. // Журнал технической физики. – 2012. – Т. 82, вып. 7. – С. 8-13.
37. Ларичев О.И., Петровский А.Б. Системы поддержки принятия решений: современное состояние и перспективы развития // Итоги науки и техники. – М.: ВИНТИ, 1987 г. – Т. 21, с. 131-164.
38. Сараев А.Д., Щербина О.А. Системный анализ и современные информационные технологии // Труды Крымской Академии наук. – Симферополь: СОНАТ, 2006. – С. 47-59.
39. Druzdzel M.J., Flynn R.R. Decision Support Systems. – New York: Marcel Dekker, Inc, 2002 – 16 p.
40. Berner E.S. Clinical Decision Support Systems. Theory and Practice / Berner E.S. (ed.). – New York: Springer Science+Business Media, LLC, 2007. – 270 p.
41. Tan J.K.H., Sheps S. Health decision support systems. – Aspen Publishers, Inc., 1998. – 408 p.
42. Петров И.Р. Общее учение о болезни / И.Р. Петров, В.Б. Лемус // Многотомное руководство по патологической физиологии. – Т.1. – М., 1966. – С. 9-15.
43. Aruin A.S. Anticipatory postural adjustments in conditions of postural instability / Aruin A.S., Forrest W.R., Latash M.L. // Electroencephalography and Clinical Neurophysiology. – 1998. - Vol.109. - P.350-359
44. Mochizuki L., Duarte M., Amadio A.C., Zatsiorsky V.M., Latash M.L. Changes in postural sway and its fractions in conditions of postural instability different postural control mechanisms. //J.Appl.Biomech. 2006. v.22. P.51-60.
45. Батуев А.С., Таиров О.П. Мозг и организация движений: концептуальные модели. – Л.: Наука, 1978. – 138 с.

46. Вероятностные методы в вычислительной технике: Учебное пособие для вузов./ А.В.Крайников [и др.] - М.: Высшая школа, 1986. - 312 с.
47. Наследов А. SPSS 19: профессиональный статистический анализ данных. – СПб: Питер, 2011. – 400 с.
48. Клиническая биомеханика / Под ред. В. И. Филатова - Л., Медицина, 1980. – 59 с.
49. Бернштейн Н.А.Очерки по физиологии движений и физиологии активности. - М., 1966).
50. Дудел Дж. Физиология человека. Т.1 / Дудел Дж., Рюэгг И., Шмидт Р., Яниг В. / Под ред. Р. Шмидта и Г.Тевса. - М.: Мир, 1985.
51. *Caporossi R. Concept osteopathique de l'équilibre postural du système musculo-squelettique pour la prévention de la santé // Congrès intern, de Problématique Médicale Interdisc. – Venise, 1991. – P. 38–41.*
52. Kendall F.P. Muscles: Testing and Function with Posture and Pain / Kendall F.P. McCreary E.K. Provance P.G. - Publisher: Lippincott Williams & Wilkins, 2005.
53. Гурфинкель В.С. Регуляция позы человека / Гурфинкель В.С., Коц Я.М., Шик М.Л. – М.:Наука, 1965. – 256 с
54. Norr M.E. Posture testing (posturography) in the diagnosis of peripheral vestibular pathology / Norr M.E., Forrez G. //Arch. Otorhinolaryngol. - 1986. - Vol. 243. - P.186-189.
55. Sologubov E.G. Use of Computer Stabilography and computer-assisted biomechanical examination of gait for diagnosis of posture and movement disorders in patients with various forms of infantile cerebral paralysis. / Sologubov E.G., Yavorskii A.V., Kobrin V.I., Nemkova S.A., Sinel'nikova A.N. // Biomed. Eng. – 2000. - Vol.34, №3. - P.138-143
56. Устинова К.И., Черникова Л.А., Иоффер М.Е., Слива С.С. // Журн.высшей нервн.деятельности. - 2000. - Т.50, №3. - С.421-443
57. Болобан В.Н. Стабилография: достижения и перспективы / Болобан В.Н., Мистулова Т.Е. // Наука в олимпийском спорте. Спец. Выпуск ГНИИФК. - 2000. - С.5-13.

58. Мистулова Т.Е. Использование методики стабиллографии в спортивной тренировке и реабилитации / Мистулова Т.Е., Слива С.С., Миленьякая С. // Педагогіка, психологія та медико-біологічні проблеми фізичного виховання і спорту: Зб. наук. праць. Під ред. Ермакова С.С. - Харків:ХДАДМ (ХХІІІ), 2004. - №24. - С.74-82.

59. Sliva S.S. Domestic computer stabilography: engineering standards, functional capabilities, and fields of application. // Biomed. Eng. - 2005. - Vol.39. - № 1. - P.31-34.

60. Карпинский М.Ю. Методика контроля техники ходьбы у спортсменов, занимающихся спортивной ходьбой / Карпинский М.Ю., Сасин М.П. //V Всеросс. конф. по биомеханике. - 2000. - С.178.

61. Карпинский М.Ю. Методика подготовки биатлонистов / Карпинский М.Ю., Сасин М.П. // V Всеросс. конф. по биомеханике. - 2000. - С.179.

62. Freitas S. Two kinematic synergies in voluntary whole-body movements during standing / Freitas S., Duarte M., Latash M.L. // J. Neurophysiol. - 2006. - Vol.95. - P.636–645

63. Zatsiorsky V.M. Instant equilibrium point and its migration in standing tasks: Rambling and trembling components of the stabilogram / Zatsiorsky V.M., Duarte M. // Motor Control, 1999. - Vol.3. - P.28-38

64. Zatsiorsky V.M. An algorithm for determining gravity line location from posturographic recordings / Zatsiorsky V.M., King D.L. // J. Biomech. - 1998. - Vol.31. - P.161-164.

65. Soames R.W. The spectral characteristics of postural sway behaviour. / Soames R.W., Atha J. // Eur. J. Appl. Physiol. - 1982. – Vol.49. - P.169-177.

66. Лещенко А.Г. Применение стабиллографа новой конструкции для исследования статики человека / Лещенко А.Г., Бойчук В.М., Орехова М.Г., Боянович Ю.В. //Биомеханика. Профилактика, патогенез и лечение травм и ортопедических деформаций. – Рига. 1975. - С.401-406.

67. Alessandrini M. Posturography frequency analysis of sound-evoked body sway in normal subjects / Alessandrini M., Lanciani R., Bruno E., Napolitano B., Di Girolamo S. //Eur. Arch. Otorhinolaryngol. – 2006. - Vol.263. - P.248–252.

68. Latash M.L. Movement sway: changes in postural sway during voluntary shifts of the center of pressure / Latash M.L., Ferreira S.S., Wieczorek S.A., Duarte M. // *Exp. Brain. Res.* - 2003. - Vol.150. - P.314–324.]

69. Ahmad S., Ro hrbaugh J.W., Anokhin A.P., Sirevaag E.J., Goebel J.A. Effects of lifetime ethanol consumption on postural control: A computerized dynamic posturography study. // *J. Vestibular Res.* - 2002. - Vol.12, № 1. P.53-64.

70. Образцов И.В. Проблемы прочности в биомеханике / Образцов И.В. и др. - М.: Высшая школа, 1988. – 255 с.

71. Zatsiorsky V.M. Methods of determining mass-inertial characteristics of human body segments / Zatsiorsky V.M., Selujanov V.N., Chugunova L.G. // *Contemporary problems of biomechanics.* / Chernyi G.G., Regirer S.A. (eds). Moscow: Mir Publishers. CRCPress. – 2000. - P.272-291.

72. Демчук А.Т. Методики и алгоритмы анализа переходных процессов в энергосистеме / А.Т. Демчук, Й. Штефка / <http://forca.ru/stati/energetika/metodiki-i-algoritmy-analiza-perehodnyh-processov-v-energosisysteme.html>

73. Hauer, J.F. "Initial Results in Prony Analysis of Power System Response Signals" / Hauer, J.F. [et al.] // *IEEE Transactions on Power Systems.* – 1990. – V. 5 (1). – P. 80-89

74. Кашуба В.А. Биодинамика осанки. – К.: Олимпийская литература, 2003. – 280 с.

75. Патент № 46957 МПК(2009) А61В 5/103. Спосіб непрямої оцінки функціонального стану опорно-рухової системи людини / Карпінський М.Ю., Карпінська О.Д., Кізілова Н.М., Пустовойт Б.А., Тяжелов О.А., Хамдоні А., Вирва О.Є. – Заявка № u2009 07801 від 24.07.2009. – Опубл. 11.01.2010, Бюл. № 1

76. Ripley B.D. *Pattern Recognition and Neural Networks.* – Cambridge: Cambridge University Press, 1996.

77. Шлее М. Qt4. Профессиональное программирование на C++. – СПб.: БХВ-Петербург, 2007. – 880 с.: ил.

78. Страуструп Б. Язык программирования C++. Специальное издание. Пер. с англ. – М.: ООО «Бином-Пресс», 2007 г. – 1104 с.: ил.

79. Nissen S. *Implementstion of A Fast Artificial Neural Network Library (FANN).* – Copenhagen: University of Copenhagen, 2003. – 92 p.