

**МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ ТА НАУКИ УКРАЇНИ  
ЧОРНОМОРСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ ІМЕНІ ПЕТРА  
МОГИЛИ**

Факультет фізичного виховання і спорту  
Кафедра медико-біологічних основ спорту та фізичної реабілітації

**ФІЗІОЛОГІЧНІ МЕХАНІЗМИ ПІДВИЩЕННЯ КООРДИНАЦІЙНИХ  
ЗДІБНОСТЕЙ В УМОВАХ РІЗНИХ ВИДІВ БІОУПРАВЛІННЯ**

**Дипломна робота**

Студент 685 групи  
Блистів О.В.  
Науковий керівник  
д.б.н., професор  
Берегова Т.В.

**Миколаїв 2022**

ЗГІДНО РІШЕННЯ КАФЕДРИ МЕДИКО-БІОЛОГІЧНИХ ОСНОВ СПОРТУ ТА  
ФІЗИЧНОЇ РЕАБІЛІТАЦІЇ

Протокол № 8 від 17 січня 2022 року

дипломну роботу магістра

на тему: «Фізіологічні механізми підвищення координаційних здібностей в умовах  
різних видів біоуправління» рекомендувати до захисту.

Завідувач кафедри

Сергій ГЕТМАНЦЕВ

Декан факультету

Андрій ЧЕРНОЗУБ

## ЗМІСТ

<b>ВСТУП</b> .....	5
<b>РОЗДІЛ 1. ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРНИХ ДЖЕРЕЛ</b> .....	9
1.1. Фізіологічні основи формування рухових навичок і навчання техніці руху.....	9
1.2. Фізіологічні механізми формування рухової координації.....	12
1.3. Методи біологічного зворотного зв'язку в спорті.....	19
<b>РОЗДІЛ 2. МАТЕРІАЛ, МЕТОДИ ТА ОРГАНІЗАЦІЯ ДОСЛІДЖЕНЬ</b> .....	25
2.1. Методи досліджень.....	25
2.2. Організація досліджень.....	30
<b>РОЗДІЛ 3. РЕЗУЛЬТАТИ ДОСЛІДЖЕННЯ ТА ЇХ ОБГОВОРЕННЯ</b> .....	31
3.1 Вплив різних видів тренінгів на формування координаційних здібностей і рівноваги.....	31
3.2 Характеристики біоелектричної активності м'язів при використанні різних видів тренінгу.....	42
3.3 Характеристики біоелектричної активності головного мозку до і після курсу тренінгів з використанням апаратів з функцією зворотного зв'язку.....	53
<b>ВИСНОВКИ</b> .....	61
<b>ПОСИЛАННЯ</b> .....	64

## СПИСОК СКОРОЧЕНЬ

- БЗЗ - біологічний зворотний зв'язок
- ВА - вестибулярний аналізатор
- ВП - викликані потенціали
- ВНС - вегетативна нервова система ВЧ - високочастотний
- РА - руховий аналізатор
- РВ - рухова одиниця
- ІМТ - індекс маси тіла
- КЗ - координаційні здібності
- ЯФР - якість функції рівноваги
- НС - нервова система
- НЧ - низькочастотний
- ЗЗ - зворотний зв'язок
- ПК - персональний комп'ютер
- ЦТ - центр тиску стоп на площину опори
- ЦНС - центральна нервова система
- ЧСС - частота серцевих скорочень
- ЕМГ - електроміографія, електроміограма
- ЕЕГ - електроенцефалографія, електроенцефалограма

## Вступ

**Актуальність дослідження.** Проблема пошуку нових підходів до вдосконалення рухових навичок і фізичних здібностей спортсменів залишається актуальною. На сьогоднішній день можливості традиційних підходів в значній мірі вичерпані. Жорсткість антидопінгових правил суттєво обмежує можливості фармакологічної підтримки спортсменів. У цих умовах увагу дослідників привертає перспектива застосування інформаційних технологій і технічних пристроїв [13, 34, 54, 73].

Особливою ефективністю володіє методичний прийом, спрямований на надання додаткової інформації - біологічного зворотного зв'язку (БЗЗ), або біоуправління; в англійській літературі використовується термін biofeedback [18, 63].

Спектр застосування технології БЗЗ в спортивній діяльності досить широкий - від оптимізації навантажень і забезпечення пікової продуктивності скелетної мускулатури до навчання розслабленню і відновленню після навантажень [13, 30, 43, 44]. Зворотній зв'язок (ЗЗ) дає можливість здійснювати фізичну роботу, збалансовану по силі, координації рухів і постурального контролю. Метод БЗЗ дозволяє також, використовуючи мультимедійні можливості, забезпечувати високу емоційну зацікавленість і нестандартність проведення занять [40, 51].

Тренування з БЗЗ проводяться за різними параметрами - частоті і структурі серцевих скорочень [25], частоті ритмів [14, 35, 42], за параметрами дихання [35]. Для управління системою рухів важливе значення має самоконтроль, здійснюваний на основі чітких рухових уявлень, а одним із способів його вдосконалення є розвиток точності сприйняття і відтворення проявляються власних зусиль при вирішенні рухових завдань різної спрямованості [23, 45, 51, 54, 86]. У зв'язку з цим у розвитку координації як здатності узгоджувати м'язові напруги відповідно до наміченої рухової програмою використання БЗЗ також бачиться перспективним напрямком.

**Мета дослідження** - дослідити фізіологічні особливості формування рухової координації на основі тренувань з БЗЗ за різними параметрами.

**Завдання дослідження:**

1. Оцінити ефективність різних видів тренувань з БЗЗ для формування рухових навичок.
2. Дослідити закономірності формування почуття рівноваги і координації при тренуваннях з БЗЗ.
3. Вивчити особливості біоелектричної активності скелетних м'язів при виконанні рухів після курсу тренувань з БЗЗ.
4. Оцінити вплив різних типів тренувань на біоелектричну активність головного мозку.

#### **Наукова новизна дослідження:**

Вперше виконано комплексне порівняльне дослідження фізіологічних особливостей формування рухової координації на основі тренувань з БЗЗ за різними параметрами.

Показано, що тренування з БЗЗ по параметрам «прикладені зусилля в положенні пошуку динамічної рівноваги» і «становище проекції центра ваги» сприяють вдосконаленню регулювання рухових дій і збереженню статичних положень, що супроводжується формуванням специфічних патернів біоелектричної активності кори головного мозку, поліпшенням м'язової координації, пропріоцептивної чутливості, м'язової пам'яті.

Встановлено, що після тренувань з БЗЗ по параметру «положення проекції центра ваги» спостерігається зростання стійкості, міжм'язової координації та здатності тривалий час утримувати концентрацію в процесі збереження рівноваги за рахунок поліпшення контролю за становищем центру тиску (ЦТ).

Доведено, що при тренінгу з БЗЗ по параметру «прикладені зусилля в положенні пошуку динамічної рівноваги» формується звичка збереження статичної стійкості при відверненні на виконання паралельних розумових операцій за рахунок поліпшення міжм'язової координації. Даний вид тренінгу найбільшою мірою сприяє оптимізації параметрів нервово м'язового взаємодії.

Вперше показано, що характерною особливістю м'язової координації при збереженні статичної рівноваги після тренінгу з БЗЗ по параметру «положення проекції центра ваги» є одночасне включення в роботу м'язів гомілки (агоністів і

антагоністів) в статичному режимі з одночасним досягненням в розглянутих м'язах пікових амплітудних значень імпульсів; тоді як після тренінгу з БЗЗ по параметру «прикладені зусилля в положенні пошуку динамічної рівноваги» зазначається включення в роботу м'язів гомілки в динамічному режимі зі зміною періодів напруги і розслаблення в м'язах-антагоністів.

Вперше показано, що тренування з БЗЗ за параметрами «положення проекції центра ваги» і «зусилля, що докладаються в положенні пошуку динамічної рівноваги» більшою мірою (в порівнянні з традиційними тренуваннями) супроводжуються залученням нейрональних ансамблів, відповідальних за процеси пропріоцептивного сприйняття, вегетативної регуляції, утримання уваги, формування адаптивної індивідуальної стратегії в порівнянні зі звичайними тренуваннями, при яких відзначаються переважно прояви десинхронізації біоелектричної активності кори головного мозку.

#### **Теоретична і практична значущість дослідження:**

Отримані результати розкривають ряд важливих фізіологічних закономірностей, що характеризують процес формування точності рухів, рівноваги і міжм'язової координації при тренуванні з БЗЗ за різними параметрами. Описана взаємозв'язок параметрів статичного і динамічного рівноваги, м'язової активності і біоелектричної активності кори головного мозку.

Результати дослідження можуть послужити основою для розробки і впровадження в тренувальний процес нових підходів і методичних прийомів, що сприяють підвищенню його ефективності.

#### **Методологія і методи дослідження:**

Методологія цього дослідження заснована на теорії функціональних систем П. К. Анохіна, на концепції рівневої побудови організації рухів Н. А. Бернштейна і концепції фізіологічного забезпечення спортивної майстерності. У роботі використовувався комплекс функціональних методів дослідження, що включає: комп'ютерну стабілографію, електроміографію (ЕМГ), електроенцефалографію (ЕЕГ).

**Структура й обсяг роботи.** Робота складається зі вступу, трьох розділів,

висновків, списку використаних джерел (119). Загальний обсяг дипломної роботи складає 79 сторінок, вона містить 9 таблиць та 9 рисунків.



## РОЗДІЛ 1. ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРНИХ ДЖЕРЕЛ

### **1.1. Фізіологічні основи формування рухових навичок і навчання техніці руху**

Процес навчання людини руховому навичку складається з декількох етапів. Першому етапу передують спонукання до дії (в більшості випадків - прагнення до задоволення певної соціальної потреби, наприклад, бажання навчитися виконання фізичної вправи), що задається підкірковими і корковими мотиваційними зонами.

Перший етап полягає у виникненні задуму дії у вигляді загального уявлення про рухову задачу в асоціативних зонах кори великих півкуль. Для створення еталона необхідного дії в свідомості людини, що складається з образу ситуації (просторових і часових характеристик рухової завдання) і способу м'язових дій, необхідних для досягнення мети, зазвичай використовуються показ руху іншою особою, словесна інструкція [6, 32].

Другий етап полягає в безпосередньому виконанні розучуваного вправи. На цьому етапі виділяють наступні стадії формування рухової навички: 1) генералізація (іrrадіація збудження); 2) концентрація (або спеціалізація [5, 46]); 3) стабілізація і автоматизація [17, 32].

Перша стадія - коротка за часом [25, 26]. На ній зовнішній образ на основі спроектованої моделі перекладається у внутрішні процеси формування програми власних дій [62], а окремі дії об'єднуються в цілісний акт [72].

Для пошуку найбільш потрібних в створенні рухових програм мозкових елементів (нейронів кори, мозочка, таламуса, підкіркових ядер, стовбура мозку) використовується їх широке залучення за рахунок широкої іrrадіації збудження [16, 52] і недостатності внутрішнього гальмування [56].

Даний процес супроводжується узагальненим характером (генералізацією) периферичних реакцій скелетних м'язів [6, 52] - напругою великого числа активованих скелетних м'язів, їх тривалим скороченням, одночасним залученням в рух м'язів-антагоністів [27, 42, 78].

Це проявляється у вигляді так званих «зайвих» рухів, в напруженості мускулатури, значних енерговитрат і, відповідно, зайво виражених вегетативних реакціях. Психологічно цей процес пов'язаний з емоційною реакцією людини на новизну, а також невпевненістю при розучуванні руху [56, 62].

Друга стадія формування рухової навички більш тривала за часом [56]. Вона характеризується наявністю збудження в необхідних для здійснення руху коркових зонах [62] і придушенням активності в інших зонах кори за рахунок диференційного гальмування.

При цьому при розучуванні складних рухових дій відбувається концентрація збудження в системі з різних коркових зон з встановленням високого рівня просторової синхронізації електричної активності і відображенням їх функціональних взаємозв'язків [68].

За рахунок цього відбувається уточнення окремих рухових рефлексів і всієї їх системи в цілому [15, 36]; робочі енерговитрати знижуються, покращується координація, відбувається усунення зайвого м'язового напруги і помітна більш високий ступінь досконалості зовнішнього прояву стереотипності рухів [72].

Так як навик ще неміцний і порушується при будь-яких нових подразненнях, його утворення на цій стадії відбувається з перемінним успіхом [46]: людина вже усвідомлює способи виконання дії, проте його увагу напружене і сконцентовано на процесі виконання руху [37, 40].

Третя стадія характеризується стабільністю і надійністю рухової навички, а також зниженням свідомого контролю за рухом, що підтверджується, ймовірно, зниженням участі лобових асоціативних відділів кори [16, 22]. За рахунок багаторазового повторення руху в різноманітних умовах, дії людини більш раціональні і економні, досить точні і вільні; друга сигнальна система відіграє провідну роль [5, 8, 21].

Захист сформованих рухових програм від випадкових впливів сторонніх аферентних потоків забезпечується пресинаптичним гальмуванням імпульсів від периферичних рецепторів, що перешкоджає доступу цих сторонніх потоків в спинний мозок і вище розміщені центри. Відбувається підкріплення робочої

домінанти рухової навички зовнішніми подразненнями без її руйнування, підвищується надійність сформованих навичок [6, 11].

Іррадіація збудження на даній стадії спостерігається тільки в незвичайних умовах, при дії сильних сторонніх подразників, а також при втомі [37].

У різних осіб біоелектрична активність, яка відображає ступінь участі в русі при формуванні рухової навички різних м'язів, протікає неоднаково. Це пояснюється тим, що один і той же рух може виконуватися при кількох відрізняється поєднанні діяльності працюючих м'язів [8, 75].

У зв'язку з цим реципрокність між м'язами-антагоністами навіть на даній стадії може бути виражена в повному обсязі, проявляючись лише в зниженні активності антагоніста під час скорочення агоніста. Відзначається [37], що чим швидше темп рухів, тим більше біоелектрична активність агоніста поєднується з одночасною активністю антагоніста. Таким чином, у міру розвитку рухової навички спостерігається «феномен воронки», тобто зменшення варіативності в рухових діях [63].

Відзначається [60], що в ряді випадків деякі з стадій можуть бути відсутніми, що, в свою чергу, залежить від багатьох факторів (ступінь складності руху, рівень підготовленості та ін.).

Інформація, що отримується із зовнішнього середовища і від різних частин тіла і систем організму, також є важливим аспектом при формуванні рухових актів та управлінні ними.

Навик не може бути здійснений без наявності програми у внутрішньому кільці. Для утворення цієї програми слід дотримуватися самого руху, то такий, який забезпечив би створення правильної, необхідної програми руху.

У зв'язку з цим для закладання початкової програми для внутрішнього кільця використовується здійснення освоюється навички під управлінням зовнішнього кільця в примітивній, мінімально прийнятній формі. Потім, по мірі включення в управління внутрішнього кільця, необхідно поступово розширювати його діяльність.

Щоб не «закласти» неправильну програму, початкове виконання руху має

протікати по біомеханічних (внутрішнім) параметрам, найближче стоїть до тих, які необхідні для правильного виконання руху.

Для цього в ході первинного виконання навичку важливо застосувати такі методи термінової інформації, які дозволять слідом за освітою потрібних складових структури рухів негайно довести їх параметри до учня, відразу показати йому, як протікає освоєння прихованої від нього діяльності внутрішнього кільця, і одночасно вжити заходів щодо усунення можливих помилок.

Для цього, наприклад, можна дати тому, якого навчають завдання самостійно стежити за параметрами руху в момент його здійснення, використовуючи певні технічні засоби, і відразу ж проводити корекцію даного рухового акту [7, 38].

Для виконання фізичної вправи також важливе значення має запам'ятовування програм управління скороченням м'язів за допомогою енграм (слідів нервових процесів, пов'язаних з прийомом аферентних і посилюючих еферентних імпульсів), що складають рухову та інші види пам'яті [11, 20].

У таких програмах враховуються безперервно змінюються просторово-часові відносини між різними нервовими центрами, які керують рухами. Різні параметри рухового акту запам'ятовуються і витягуються з пам'яті неоднаково. Ефективність запам'ятовування і подальша точність відтворення часових і просторових параметрів фізичних вправ пов'язані з багатьма факторами: ступенем навченості, складністю рухового акту, числом повторень руху, величиною інтервалів між ними, тривалістю перерв між тренуваннями, наявністю збивають факторів, емоційним станом [37].

## **1.2. Фізіологічні механізми формування рухової координації**

Дослідниками [20, 93] відзначається, що сутність рухової координації полягає в безперервному налаштуванні ефекторних імпульсів до змінних непередбачених динамічних умов діяльності.

І саме рухову координацію можна розглядати як узагальнюючу, яка ніколи як особливості прояву нервово-м'язової координації під впливом різних зовнішніх умов, так і сумарну ефективність реалізації спільних, спеціальних і специфічних координаційної здатності (КЗ). Як індикатор при цьому може виступати оцінка

успішності досягнення кінцевої мети рухової дії [34, 95].

КЗ формуються в процесі розвитку психофізіологічних і функціональних можливостей організму людини [4, 6, 10, 23] і характеризують його можливості до організації та управління найрізноманітнішими рухами. У зв'язку з цим КС можна розглядати як багатокомпонентну поняття, тісно пов'язане з іншими фізичними якостями [13, 36].

Аналіз літературних джерел показав, що багато експериментальні і теоретичні розробки присвячені вивченню біомеханічних, фізіологічних, педагогічних і філософських основ побудови і управління рухами. Ряд вчених, які розробляли свої теорії, висували гіпотези, припущення щодо здатності людини керувати складними психомоторними рухами [8, 19].

У концепції Н. А. Бернштейна про багаторівневу систему управління довільними рухами показано, що в залежності від змістовної частини рухової завдання, здавалося б, подібні за формою психомоторні дії можуть регулюватися різними відділами нервової системи (НС) по-різному, виходячи зі складу і якості аферентних синтезів, включених в цю регуляцію [4, 8, 40].

Відповідно до цієї теорії існують п'ять рівнів побудови рухів, пов'язаних з виконанням певного класу рухових дій. Автор вважає, що кожна з технічних сторін і деталей виконуваного складного руху поступово вишукує для себе, що пролягає нижче рівень з адекватними для цієї деталі афферентацію, найбільш підходящими їй за характеристиками забезпечуваних ними сенсорних корекцій. Таким чином, поступово утворюється складна багаторівнева споруда, очолювана провідним рівнем, адекватним смислової структурі рухового акту і які реалізують тільки найосновніші, вирішальні в смисловому плані корекції [14, 31, 59].

Підхід Н.А. Бернштейна отримав підтвердження в психофізіології і може застосовуватися як теоретико-методологічна основа аналізу психомоторної активності людини [53].

Відповідно до теорії функціональних систем П.К. Анохіна в основі управління руховими діями лежать процеси організації елементів в систему, а поведження цілеспрямоване, так як направляється випереджаючим відображенням дійсності.

П.К. Анохін вводить тезу про обов'язкову присутність ЗЗ, тобто про вплив керованих органів на керуючий центр [46].

Відзначається [37] істотність інформації, що надходить з навколишнього середовища, а також інформації про стан різних функцій організму як важливого компонента для правильного програмування в ЦНС різних дій, визначення початку і характеру відповідних рухів за рахунок синтезу даних, одержуваних від багатьох (в деяких випадках десятків і навіть сотень) подразників.

Все що впливають на людину об'єкти і умови діяльності, незалежно від їх значущості, сприймаються людиною у вигляді образу. Цей образ співвідноситься з інформацією, що зберігається в пам'яті, і мотиваційними установками людини. Процес зіставлення здійснюється, швидше за все, через свідомість [46].

При цьому в підкіркових мотиваційних областях і асоціативної корі формуються спонукання до дії (драйв) і стратегія руху, які потім перетворюються в програми руху, тобто передаються в спинний мозок, а звідти - до скелетних м'язів для реалізації [69].

На електроенцефалограмі (ЕЕГ) ці процеси відбиваються у вигляді появи «хвилі очікування», зміни обвідної амплітуди, взаємопов'язаного посилення коркових нейронів, місцевих потенціалів готовності та інших феноменів, пов'язаних з підвищенням збудливості кіркових нейронів і створенням робочої системи мозку. Виразність цих феноменів відображає ступінь зацікавленості людини в реакції, швидкість і силу відповідних скорочень м'язів.

На рівні спинного мозку процеси настройки відображаються в підвищенні збудливості спінальних мотонейронів, в м'язах - підвищенням чутливості пропріорецепторів скелетних м'язів.

Таким чином, на стадії аферентного синтезу на кожному нейроні кори головного мозку одночасно обробляються збудження чотирьох різних джерел: 1. внутрішнє збудження, пов'язане з формуванням тієї чи іншої домінуючої мотивації; 2. зовнішні збудження, представлені сприянням даної обстановки; 3. порушення пам'яті, витягнуті як мотивацією, так і даної обстановочної аферентації 4. стартове збудження (пускова аферентація). Тільки одночасна обробка нейронами всіх цих

порушень і зіставлення всіх комбінацій збуджень з минулим досвідом дають можливість організму приймати те чи інше рішення для отримання корисного результату. Тобто нейрофізіологічною основою аферентного синтезу є конвергенція множинних порушень на нейронах кори головного мозку [46].

Таким чином, процес управління рухом можна описати приблизно так. Апарат аферентного синтезу отримує певне роздратування від зовнішніх рецепторів, погодить його зі станом м'язової периферії і виробляє збудження відповідних нервових центрів (в основному підкіркових), які управляють певними м'язовими групами. Відбувається порушення нервових центрів в апараті формування рефлекторної реакції, відповідне результатами всього аферентного синтезу. Одночасно дані синтезу надходять в акцептор дії, який, зіставляючи їх з інформацією, що йде по зворотної аферентації від пропріоцепторів, звіряє фактичні параметри ходу здійснення рефлексу з заданими і, в разі потреби, вносить в нього необхідні поправки. На цьому цикл управління рефлексом замикається [78].

Загальна схема управління рухами виглядає дещо інакше. По-перше, управління довільними рухами у людини і вищих тварин є кільцевим процесом, що складається з діяльності зовнішнього (переважно будується на зовнішньої аферентації) і внутрішнього (що будується на внутрішній аферентації) кілець. Обидва аферентних шляхи як разом, так і окремо можуть входити з різними фізіологічними значеннями в ті чи інші дуги умовних і безумовних рефлексів. При виконанні освоєних навичок зовнішнє кільце пов'язане з діяльністю свідомості, а внутрішнє - з діяльністю м'язових синергій.

По-друге, координація довільних рухів вимагає перетворення в керовану систему м'язової периферії, і тому вона обумовлена системою рефлексів з обов'язковою участю самопрограмується керуючого механізму.

По-третє, внутрішня ЗЗ, що сигналізує за допомогою пропріорецепторів про стан м'язів і положенні ланок тіла в просторі, є найважливішою невід'ємною частиною всього управління рухами.

Сигнали пропріорецепторів після синтезу надходять в звіряти механізм, що визначає основне завдання при виконанні координованого руху, - встановлення

взаємини між м'язовою напругою і результуючим рухом. Звіряти механізм локалізується, мабуть, в мозочку.

На підставі складної взаємозв'язку між звіряти механізмом, що задає елементом і моторної пам'яттю повинні вироблятися необхідні корекції, які, вступаючи знову в програмує механізм, продовжують керувати уточненими рухом.

Виходячи з цієї схеми, протікання неосвоєної рухової навички можна уявити як управління в умовах, коли внутрішнє кільце не підготовлено до здійснення своїх функцій. Тоді конкретні синергетичні деталі здебільшого залишаються поза контролем або регулюються зовнішнім кільцем, рецептори якого не можуть встановити правильне співвідношення між м'язовою напругою і результуючим рухом. А це в більшості випадків викликає біомеханічну неповноцінність руху. Смыслова сторона руху також не може бути повністю і правильно здійснена.

Перебіг освоєного навички, навпаки, можна представити у вигляді управління як по зовнішньому кільцю (смыслова сторона руху), так і за внутрішнім (автоматизовані деталі руху). На останній в цьому випадку лягає вироблення і управління найбільш зручними формами безпосереднього (в деталях) здійснення навички. Оскільки цим самим забезпечується біомеханічну доцільність руху, зовнішнє кільце має можливість правильно здійснити найтонші деталі смыслової сторони руху.

Можна припускати, що кільце управління на деяких відрізках розпадається на ряд дрібних паралельних ланцюгів, що мають великі діапазони взаємозамінності [78].

Таким чином, в якості фізіологічних механізмів управління довільними рухами людини можна розглядати рефлекторне кільцеве регулювання і програмне керування за механізмом центральних команд.

При цьому механізм кільцевого регулювання є більш древнім філогенетично і виникає раніше в процесі індивідуального розвитку. Замкнута система рефлекторного кільцевого регулювання характерна для здійснення різних форм рухових дій і пізнав реакцій, які не потребують швидкого рухового акту. Це дозволяє нервовим центрам отримувати інформацію про стан м'язів і результати їх дій по різним аферентні шляхах і вносити поправки в моторні команди по ходу дії.



Програмне управління за механізмом центральних команд - це механізм регуляції рухів, незалежний від аферентних пропріоцептивних впливів. Таке управління використовується в разі виконання короткочасних рухів (стрибків, кидків, ударів, метань), коли організм не встигає використовувати інформацію від пропріорецепторів м'язів і інших рецепторів. Вся програма повинна бути готова ще до початку рухового акту. При цьому відсутня замкнуте кільце регуляції.

Управління здійснюється за так званої відкритої петлі, а активність у багатьох довільно скорочуються м'язах виникає раніше, ніж реєструється зворотна аферентна пульсація.

Такі центральні програми створюються згідно сформованому в мозку (головним чином в асоціативної області кори) образу рухової дії і цілі руху. У подальшій конкретної розробки моторної програми беруть участь мозочки (латеральна область його кори) і базальні ядра (смугасте тіло і бліде ядро). Інформація від них надходить через таламус в моторну і премоторну області кори і далі - до виконавчих центрів спинного мозку і скелетних м'язів [9].

Таким чином, при повільному виконанні рухових актів ОС сприяють коригуванню даного руху або будь-якої його фази. При складних багатофазних рухах, які виконуються швидко, ЗЗ відіграють меншу роль в поточній корекції в результаті нестачі часу. Нарешті, при дуже короткочасних рухах ОС можуть коригувати тривалий акт тільки при його повторенні [37].

Важливу роль в отриманні інформації від зовнішнього і внутрішнього середовища організму грають аналізатори. Від зорового аналізатора залежить ефективність виконання багатьох фізичних вправ, так як за допомогою нього людина отримує близько 90% інформації про стан навколишнього середовища під час рухових дій [55]. Завдяки бінокулярного зору, що дозволяє визначити величину зміщення зображення предметів на сітківці правого і лівого ока, організм виробляє оцінку взаємного розподілу предметів в просторі [47].

Аналіз і синтез сигналів, що йдуть від органів руху, здійснюється за рахунок роботи рухового аналізатора (РА). Він контролює правильність і точність виконання довільних рухів [47]. Включає в себе: периферичний відділ, що складається з

пропріорецепторів, специфічні провідні нервові волокна, що несуть імпульси до головного мозку, підкіркові структури і корковою відділ. Бере участь в підтримці постійного тону м'язів тіла і координації рухів [69].

Пропріорецепція - здатність миттєвої оцінки і контролю стану тіла в просторі (без участі зору) - має виняткове значення в спорті.

Пропріорецептори в організмі представлені нервово-м'язовими веретенами і сухожильних органами Гольджі [4, 7, 32].

Тактильні рецептори по механізму умовних зв'язків також включаються в аналіз рухів. Функціональний зв'язок між тактильними рецепторами і пропріорецепторами є фізіологічною основою комплексного кінетичного аналізу рухів [47].

Поруч дослідників [5, 18] відзначається також важливість взаємозв'язку між коректним функціонуванням слуховий системи і рівнем розвитку вестибулярного апарату, що також впливає на рівень розвитку координації, динамічного і статичного рівноваги.

Таким чином, сенсорна інформація і рухова активність тісно взаємопов'язані: правильне виконання рухів залежить від надходження з периферії до всіх відповідає за рух структурам інформації про положення тіла і про хід реалізації складеної програми, на основі якої проводиться сенсорна корекція, а частина видів сенсорної інформації (наприклад, зорову і тактильну) можна отримати тільки за допомогою певних рухових актів [2, 7, 9, 60].

В результаті координаційна структура руху може бути розглянута як закономірності узгодженого поєднання рухів з рухової завданням і дійсними умовами її рішення. Вона включає в себе біомеханічні структури - кінематику і динаміку - і має приватні особливості - ритмічну, фазову структуру і ін. [7, 8, 31]. Вся складна структура в цілому формується завдяки м'язовим синергії при провідній ролі смислового боку.

Оскільки м'язові синергії висловлюють керуючу функцію НС, координаційну структуру можна розглядати як узагальнений показник усіх боків руху (фізична, біологічна, психологічна) [78].

### 1.3. Методи біологічного зворотного зв'язку в спорті

Принцип ЗЗ є основним і універсальним принципом управління різними системами. Цей регуляторний механізм реалізується на різних рівнях біосистем для підтримки оптимального стану внутрішнього середовища (гомеостазу) і здійснення направлених назовні дій. БЗЗ - це комплекс методів і технологій, які базуються на принципах ЗЗ і спрямованих на активізацію внутрішніх резервів організму, розвиток самоконтролю та саморегуляції важливих фізіологічних функцій [10, 13].

Тренажери з функцією БЗЗ дозволяють з мінімальною часовою затримкою інформувати людину про стан його тілесних функцій, за рахунок чого виникає можливість їх свідомого регулювання. Основним завданням методу БОС є саме навчання саморегуляції, а використовується при цьому обладнання робить доступною для людини інформацію, в звичайних умовах їм не сприйняту [10, 13, 63].

Р. Енока ставив проблему розгляду руху як результату взаємодії біологічної системи і її зовнішнього оточення через функціонування нейромеханічних систем організму (це те, що можна назвати внутрішньою системою управління) [52]. І.П. Ратов і Г.І. Попов розширили цей підхід, стверджуючи, що рухи людини і вдосконалення в них слід розглядати як результат не просто взаємодії із зовнішнім середовищем, а взаємодії, коли фізичні властивості зовнішнього середовища цілеспрямовано змінюються [52]. А це означає, що таким способом можна цілеспрямовано впливати на сам характер руху через пристосувальні рухові реакції людини в умовах безперервного взаємодії із зовнішнім середовищем (то, що можна назвати зовнішнім управлінням).

Тоді штучне створення певних умов зовнішнього середовища, наприклад, у вигляді тренажера, при виробленні рухових навичок може значно прискорити процес навчання і якість отриманого результату [52, 67]. «Тренажер» при цьому можна визначити як комплекс пристроїв, що дозволяють відтворювати цілісні вправи або їх основні елементи в спеціально створених для цього штучних умовах, що забезпечують можливість регламентувати режими виконуваних рухів і їх доцільна зміна. Тренажери, на відміну від інших засобів підготовки, які застосовуються для навчання і розвитку фізичних якостей і здібностей людини,

повинні забезпечувати формування у займаються дії, за всіма або деякими взятим під контроль параметрам відповідні кінцевої мети навчання або вдосконалення в рухах [52].

Тренування в встановлених тренажером умовах - це організація послідовно і повторно розвиваються відгуків на задані, повторювані події зовнішнього світу, тобто по суті ОС [52].

У багатьох випадках в ході навчання рекомендується використовувати різні види ОС, тобто використовувати принцип «наочності навчання» [52]. Адже, наприклад, за допомогою використання орієнтирів для контролю над рухом полегшується освоєння навичку, а обмеження або виключення отримання інформації через будь-який канал зв'язку (наприклад, зоровий) ускладнює виконання рухових дій [65]. Цим і пояснюється зростання популярності тренажерів з можливістю БЗЗ.

Biofeedback-терапія, або метод БЗЗ, сформувався як напрям в 60-і роки минулого століття. Американська асоціація прикладної психофізіології та біологічного зворотного зв'язку (AAPB) визначає БЗЗ як «нефармакологічний метод лікування з використанням спеціальної апаратури для реєстрації, посилення і «зворотного повернення» пацієнтові фізіологічної інформації» для їх фізіологічно адекватного управління на рівні головного мозку [13, 76].

В ході оцінки механізмів дії методів БЗЗ дослідники дотримуються наступних точок зору: «необхідний ефект досягається шляхом свідомого впливу людиною на ті чи інші свої функції: дихання, тонус м'язів» і «свідомість впливає на зміну параметрів опосередковано (зокрема, через вегетативну нервову систему (ВНС))».

Нам, як і більшості авторів [49], здається, що позитивний ефект, швидше за все, виникає в результаті сумачії психотерапевтичної і власне біологічної складових методу з метою досягнення гармонійної психофізіологічної саморегуляції.

Ефективність БЗЗ-регуляції, мабуть, пов'язана з можливістю прямого доступу до нейронних мереж, а також з таким фундаментальним властивістю мозку, як пластичність. БЗЗ-терапія полегшує відновлення і підтримання гомеостазу на багатьох рівнях, включаючи баланс симпатичного і парасимпатичного відділів ВНС. Вона підтримує рівновагу між двома півкулями головного мозку, а також між НС і

імунною системою, тим самим впливаючи на фізичні, емоційні, інтелектуальні та соціальні процеси, забезпечуючи оптимальне використання всіх можливостей індивіда [15].

Схематично БЗЗ-процедура являє собою «фізіологічне дзеркало», що відбиває внутрішні процеси людини за рахунок безперервного моніторингу певних електрофізіологічних показників і «підкріплення» з допомогою мультимедійних, ігрових і інших прийомів заданої області значень. Таким чином, аферентна інформація йде по штучним каналах, що створює нову «петлю» ЗЗ [13, 47].

Тренований під час сеансу через датчик, що перетворює і реєструють пристрій отримує інформацію про зміни свого фізіологічного показника, який вирішено контролювати і коригувати (визначається клінічним протоколом, який регламентує проведення процедури), і намагається змінити його в заданому напрямку. Протягом курсу БЗЗ-сеансів можливо посилити або послабити той чи інший фізіологічний показник, а отже рівень тонічної активації тієї регуляторної системи, чию активність він відображає [57].

Серед коректованих при процедурі фізіологічних показників можна виділити:

1. «Neurofeedback» -Показники - різні параметри ЕЕГ головного мозку (амплітуди, потужності, когерентності і т.д. основних ритмів ЕЕГ) [5, 74].

2. «Biofeedback» -Показники або показники вегетативної (симпатико-парасимпатичної) активації (провідність шкіри, кардіограма, частота серцевих скорочень (ЧСС), дихання, електроміограма (ЕМГ), температура, фотоплетізограми і ін.) [10, 46].

Серед основних каналів отримання ЗЗ виділяють зоровий, слуховий, вестибулярний, нюховий, смаковий, тактильний, пропріоцептивної, вісцеральний (сприйняття механічних і хімічних змін внутрішніх органів), а також отримання ЗЗ за допомогою больових аналізаторів [8, 9, 77].

При використанні БЗЗ варто, однак, враховувати, що ОС не повинна бути безперервною. Важливість цієї проблеми обґрунтував батько кібернетики Норберт Вінер, який відзначив, що «зворотний зв'язок в пристроях управління повинна бути обмеженою, якщо ми хочемо стабілізуючого ефекту. В іншому випадку, при

наявності надмірної зворотного зв'язку, пристрій приходить в мимовільні коливання, які стають все сильніше і сильніше і врешті-решт або руйнують пристрій, або щонайменше роблять його практично некерованим »[18].

Також не варто забувати, що ефективність функціонального біоуправління сильно залежить від активної участі пацієнта, оскільки саме він повинен стежити за правильністю виконання вправ і відразу ж коригувати свої дії при появі помилок [13].

Особливий інтерес представляють результати вивчення біоелектричної активності головного мозку при застосуванні БЗЗ-тренінгу, хоча такого роду досліджень зустрічається небагато. Біоуправління розглядається як активний когнітивний процес пошуку необхідної інформації, виділення істотних ознак, зв'язків між собою, що передбачає участь багатьох функціональних систем організму людини [16, 38]. Здатність до Біоуправління параметрами ритму серця свідчить не тільки про ефективність механізмів кардіореспіраторної сполучення, а й про оптимальну для даного індивіда функціональної організації корково-підкіркових взаємодій. При зміні ритму серця активізуються такі структури мозку, як поясна звивина кори, острівцеві Рейлі [10, 36], структури моста і ретикулярної формації [98]. Вважають, що в правій передній частині поясної звивини кори головного мозку відбувається інтеграція вегетативних реакцій з когнітивними й емоційними процесами [90].

В роботі [38] показано, що при одноразовому сеансі біоуправління параметрами ритму серця у підлітків виявляється наявність різних типів змін ЕЕГ, що відображають варіанти інтеграції нейронів в функціональних системах для забезпечення оптимізації балансу симпатичного і ваготропних механізмів. Може відбуватися або збільшення спектральної потужності альфа-, бета- і тета складових ЕЕГ у всіх відділах головного мозку, або зниження альфа-, бета- і тета-активності в усіх відведеннях головного мозку. У цих випадках забезпечується більш інтенсивний режим корково-підкіркових взаємодій. Можливий також варіант, супроводжуваний підвищенням альфа-активності в центральних, лобових відділах головного мозку, що свідчить про формування таламо-кортикальних взаємин нейронних мереж для

оптимізації вегетативної регуляції серцевої діяльності. Варіант з підвищенням вагусних впливів на ритм серця при Біоуправління супроводжується підвищенням альфа- і бета-активності в тім'яних, центральних, лобових і скроневих відділах головного мозку, що забезпечує полегшення взаємодії нейронних мереж для обробки інформації. Підвищення спектральної потужності тета-активності в центральних і лобових відділах обох півкуль головного мозку пов'язують з кортико-гіпокампульними взаємодіями для досягнення успішного біоуправління параметрами ритму серця.

Вивчається поліпшення спортивних результатів за рахунок використання методу БЗЗ при здійсненні психологічної роботи зі спортсменами: спортсменів вчать за допомогою ЗЗ знижувати напругу шляхом самоконтролю і регуляції свого стану, використовуючи для цього, наприклад, параметри біоелектричної активності головного мозку (ЕЕГ-БЗЗ-тренінг); з метою зниження ризику розвитку психоемоційних розладів у БЗЗ-тренінгах використовуються також параметри вегетативного статусу і церебральної гемодинаміки [3, 10, 17].

У плані розвитку координації одним з найбільш широко застосовуваних методів тренування з БЗЗ є комп'ютерна стабілографія [8, 11, 42, 59]. На стабілоплатформі спортсмени навчаються управлінню переміщенням проекції центра ваги свого тіла, контролюючи рух курсору на екрані монітора [5, 11]. ЕМГ також активно використовується в БЗЗ-тренінгах, в тому числі і в поєднанні зі стабілометром [5, 97]. Особливістю застосування ЕМГ-БЗЗ-тренінгу при відпрацюванні біомеханічних рухів людини як в процесі реабілітації, так і при спортивних тренуваннях є вироблення оптимальних рухових стереотипів. ЕМГ-БЗЗ-тренінг дозволяє збільшити активність ослаблених м'язових груп, зменшити активність гіперактивних м'язів, нормалізувати реципрокні взаємини м'язів-антагоністів, удосконалювати і коригувати складно координаційні рухи на основі управління їх просторово-тимчасовим малюнком [1, 3, 86].

У літературі відзначена ефективність термінової ЗЗ в забезпеченні зростання спортивної результативності шляхом вдосконалення досвіду диференціювати і оцінювати основні специфічні параметри рухів в обраній спортивній спеціалізації [1,

3, 42].

Серед апаратних комплексів, що дозволяють розвинути точність дозованих зусиль, відзначається апарат «HUBER» з вбудованим динамометром. Показано, що апарат «HUBER» має високу ефективність в якості технічного засобу для контролю і розвитку КС спортсменів різної кваліфікації та може бути рекомендований для використання в навчально-тренувальному процесі в видах спорту, що пред'являють підвищені вимоги до координації рухів [50, 51, 91].

Таким чином, використання методів тренування з БЗЗ в першу чергу має на меті поліпшити ефективність профілактики, лікування або реабілітації тих чи інших захворювань і станів; щодо спортсменів це, наприклад, реабілітація після травм або профілактика психоемоційних і м'язових перенапруг. Роботи, спрямовані на розвиток конкретних фізичних якостей за допомогою різних видів БЗЗ-тренінгу, в тому числі і щодо формування рухових навичок, зустрічаються набагато рідше; порівняльна ефективність і механізми різних видів тренінгу в рішенні даного завдання мало вивчені.



## РОЗДІЛ 2.

### МАТЕРІАЛ, МЕТОДИ ТА ОРГАНІЗАЦІЯ ДОСЛІДЖЕНЬ

#### 2.1. Методи дослідження

Для оцінки поточного стану ЦНС і РА використовувалася методика «Теппінг-тест» з каталогу досліджень комп'ютерного комплексу «НС Психотест». Випробуваному пропонувалося протягом заданого інтервалу часу провести якомога більше ударів «олівцем» по спеціальній платформі. Враховувалися число ударів, середня частота ударів (Гц), рівень мануальної асиметрії (с), усереднені міжударні інтервали для правої і лівої руки (с).

Також використовувалися спортивні методики оцінки координаційної та м'язової точності. Дані методики призначені для оцінки узгодженості рухів і координації рухових дій випробовуваних в просторі.

**Координаційна точність.** Методика «Контактна координаціометрія за профілем» з каталогу досліджень комп'ютерного комплексу «НС-Психотест» застосовувалася для діагностики точності рухів руки обстежуваного при вирішенні рухових завдань, а, отже, і його здатності до координації рухів. Випробуваному пропонувалося вставити алюмінієвий стрижень через один з отворів спеціальної платформи з лабіринтом в початок лабіринту на глибину 2 - 3 мм і, тримаючи руку на вазі, як можна швидше провести кінцем стрижня до кінця лабіринту, намагаючись не торкатися країв отвору. Реєструвалися тривалість тестування (с), кількість торкань (загальне і в секунду), загальну і середню час торкань (с).

**М'язова точність.** Дана методика використовувалася для оцінки пропріоцептивної чутливості. Тест складався з двох етапів. Перший етап - стиснення пензлем руки пружинного динамометра на максимально можливу величину. Потім випробуваному необхідно було 3 рази повторити стиснення пружини на силу 50% від початкової з закритими очима. Результат оцінювався у вигляді відхилення від заданої сили (в кг).

**Координаційна і м'язова точність.** Метання тенісного м'яча проводилися з

метою дослідження динамічної координації та пропріоцептивної чутливості. Метання здійснювалися правою рукою в ціль, розташовану на підлозі на відстані 3 м, з положення сидячи ноги нарізно з відкритими (2 спроби) і закритими (2 спроби) очима [32].

**Дослідження пропріоцептивної чутливості на апараті «HUBER».** Для тестування пропріоцептивної чутливості дівчат в умовах додаткової вестибулярної навантаження також був використаний багатофункціональний апарат «HUBER» (рис. 2.1). Особливість апарату полягає в мультисенсорному впливі на пропріоцепції, екстероцепція і органи чуття пацієнта під час ізотонічно-ізометричного зусилля в різних варіантах виконання рухового завдання: змінюється швидкість і амплітуда руху опорної платформи.

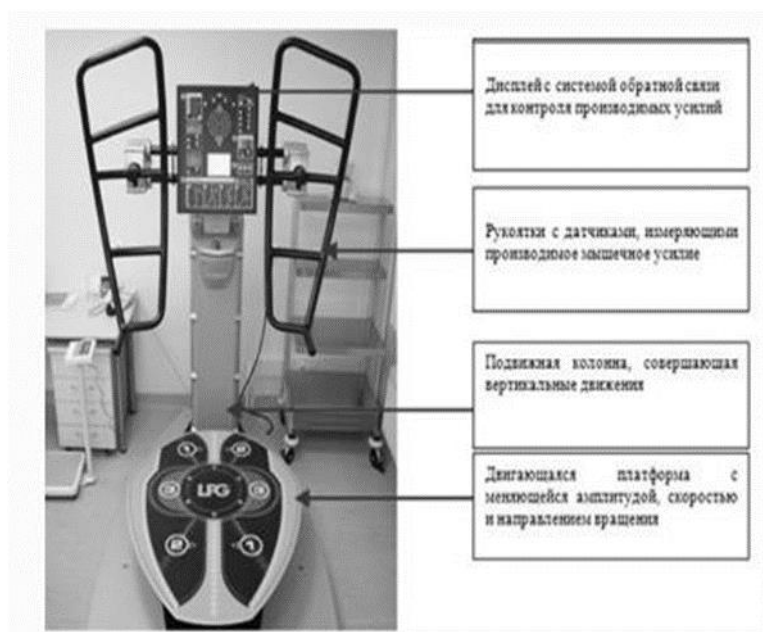


Рис. 2.1. Зовнішній вигляд апарата «HUBER»

Апарат являє собою моторизовану рухливу платформу, сполучену з вертикальної динамічної колоною, в яку вбудовані: багатосекторні рукояті, що містять сенсори для вимірювання прикладається зусилля; інтерактивний дисплей для здійснення ОС з тренуємих і саморегулювання рухової активності щодо різних груп м'язів, що беруть участь в виконуваному русі безпосередньо під час його здійснення; координаційне табло для відображення інформації про ступінь синхронізації (координації) рухової активності м'язів правої і лівої сторін тіла тренуємого при

виконанні руху [25, 50].

Технічні характеристики системи HUBER: Д x Ш x В - 1,89 x 1,29 x 2,05 м (зі стійкою); висота зі стійкою в верхньому положенні ручки - 2,48 м; вага (розкладене стан) - 300 кг; допустиме навантаження на платформу - 150 кг. Електричні характеристики: нержавіюча сталь, харчування 230 В змінного струму з частотою 50 Гц; споживаний струм 3,5 А; споживана потужність - 800 ВА.

Рух платформи: максимальна швидкість вібрації  $40\% \pm 10\%$  об. / Хв; максимальна амплітуда  $10^\circ \pm 1^\circ$ . Вимірювання зусилля - 0 - 100 daN на ручці [51].

Апарат дозволяє виміряти ступінь зусилля кожної руки при виконанні рухів типу «дави» і «тягни» при розташуванні рук під різним кутом по відношенню до вертикальної осі тіла пацієнта, виміряти середнє зусилля і його відхилення від еталонного за весь період взаємодії випробуваного з апаратом, тривалість відтворення еталонного зусилля за час тестування [30].

В апарат вбудовано 4 послідовності фізичних вправ з трьома рівнями складності в кожній (початківець, середній, просунутий) від початкового до професійного рівня. Комп'ютер системи дозволяє регулювати ряд параметрів: визначати навантаження на рукояті (в Ньютона), вибирати програми за ступенем складності або створювати нову програму у вільному режимі; керувати колоною і платформою; вибирати рівень координації рухів за тривалістю потрапляння пацієнта в задані тестом навантаження; задавати параметри тимчасово-швидкісний програми у вільному режимі; вибирати управління, передбачене програмою самого комп'ютера системи [50].

Дослідження на апараті «HUBER» включає в себе настройку апарату і установку необхідних параметрів дослідження, розминку випробуваного на апараті і ознайомлювальне виконання ним тестових завдань, відпочинок випробуваного до повного відновлення (по самопочуттю, але не менше 10 хв), тестування, затримку.

У нашій роботі розминка перед тестуванням (10 хв), а також затримка після нього (5 хв), проводилася з використанням рівня «Free level». Максимальна амплітуда рощення платформи - 5 см, амплітуда і швидкість обертання - 90% від максимальної, тривалість серії - 1 хв, кількість дій в серії - 1, тривалість паузи між серіями - 5 с,

напрямок обертання платформи змінюється кожену серію. Позиція випробуваного - стоячи по центру платформи, ноги на позиції «3 - 3» платформи (див. рис. 2.2), стопи паралельно, кисті рук на рукоятках на рівні трохи нижче рівня плечей.

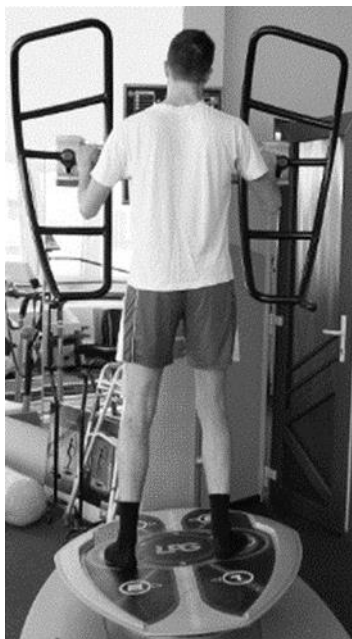


Рис. 2.2. Розминка на апараті «HUBER»

У кожній з позицій тестування проводилося двічі: з здійсненням тиску на силовідтворювальні елементи пристрою і з здійсненням їх тяги. Рівень «Discovery» передбачає наступні тимчасові параметри виконання тестових вправ: 4 підходи по 10 з з перервами між підходами в 5 з на одну дію (тиск / тягу) у вправі. Допустиме розходження між зусиллями, прикладеними до ручок під час активного періоду, - 30%.

Результати в кожному окремому тесті, зафіксовані для лівої і правої руки, в подальшому записувалися і підсумовувалися; на їх основі розраховувалися середні показники для кожної людини, а потім (на основі аналізу індивідуальних середніх) - середній показник для учасників групи [23, 26].

В якості функціональних методів дослідження були використані такі методи діагностики, як комп'ютерна стабілографія, ЕМГ, ЕЕГ.

**Стабілографія.** Стабілографічні дослідження проводилися з використанням комп'ютерного стабілоаналізатора з БЗЗ «Стабілан-01-2». Основними частинами приладу є: тензостабілографічна платформа; тензопосилювач ТОПАЗ-4; блок

нормують підсилювачів; плата введення - виведення аналогових сигналів ADA-+1292; персональний комп'ютер (ПК) зі спеціальним програмним забезпеченням.

**ЕМГ.** Відведення і реєстрація біопотенціалів скелетних м'язів здійснювалися за загальноприйнятою методикою [12, 33] за допомогою багатofункціонального комп'ютерного комплексу «Нейро-МВП-4», до складу якого входять блок пацієнта з незалежних від модифікації приладу набором каналів і програмно-методичне забезпечення.

Програмне забезпечення дозволяє записувати і обробляти дані ЕМГ при довільному тонусі і електричній стимуляції, біоелектричні відповіді на зорові і соматосенсорні подразники, супроводжувати їх текстом і виводити на друк, зберігати сигнали і дані про пацієнтів в електронній картотеці на вінчестері або іншому пристрої для зберігання інформації.

**Реєстрація ЕЕГ** виконувалася в смузї пропускання 0,3 - 35 Гц і при частоті дискретизації 500 Гц. Кожен запис ЕЕГ автоматично сканувалася на наявність артефактів. Ділянки ЕЕГ з амплітудою більше 200 мкВ в межах вікна в 640 мс відзначалися як поганий канал; ділянки з амплітудою більше 140 мкВ розглядалися як руховий артефакт. Для спектрального аналізу використовували відрізки безартефактного запису.

Запис ЕЕГ здійснювалася при проведенні наступних проб: фоновий запис (в стані відносного спокою із закритими очима) - 180 с; проба 1 - проста проба Ромберга з закритими очима (випробуваний стоїть без взуття з закритими очима, щільно зсунувши стопи, руки витягнувши вперед, пальці розслаблені і кілька розведені) - 10 с; проба 2 - ускладнена проба Ромберга з закритими очима (ноги випробуваного стоять на одній лінії (носок лівої ноги впирається в п'яту правої). Руки витягнуті вперед, пальці розслаблені і кілька розведені) - 10 с; проба 3 - проба Бірюк з закритими очима (випробуванний постає в зімкнуту стійку на носках, руки вгору і утримує це положення) - 10 с.

Аналіз ЕЕГ включав оцінку таких параметрів, як амплітуда спектра і потужність спектра альфа- і бета-ритмів. Під симетричністю ЕЕГ розумілося значний збіг амплітуд гомотопних відділів обох півкуль мозку - відмінність менше 50% [63].

## **Методи математичної статистики**

Статистична обробка матеріалу проведена з використанням прикладного програмного пакету Statistica 8.0 for Windows фірми Statsoft. Описовий аналіз включав визначення середнього арифметичного значення, помилки середнього значення «середнє  $\pm$  похибка середнього» ( $X \pm m$ ).

Для перевірки характеру розподілу ознаки отриманих даних використовували критерій Колмогорова - Смирнова. Порівняльний аналіз змін, що відбулися в обстежуваних групах, ґрунтувався на визначенні достовірності різниці показників по Т-критерієм Вілкоксона.

### **2.2 Організація дослідження**

У дослідженні взяли участь 60 дівчат у віці 18 - 20 років, що не займаються спортом без відхилень в стані здоров'я і фізичному розвитку, мають гарний функціональний стан і відповідну віку фізичну підготовленість.

В результаті відбору були сформовані 3 групи дівчат так, щоб різниця між результатами проведеного при відборі тестування дівчат трьох груп була несуттєвою. 20 дівчат тренувалися за програмою, що включала комплекс вправ на розвиток чутливості вестибулярного аналізатора і пропріоцептивної чутливості. 20 дівчат займалися на комп'ютерному стабілоаналізаторі «Стабилан-01-2». Решта 20 випробовуваних займалася на апараті «HUBER» з використанням ЗЗ по параметру «прикладені зусилля». Заняття проводилися 3 рази на тиждень протягом місяця, всього 12 тренувань.

## РОЗДІЛ 3

### РЕЗУЛЬТАТИ ДОСЛІДЖЕННЯ ТА ЇХ ОБГОВОРЕННЯ

#### 3.1. Вплив різних видів тренінгів на формування координаційних здібностей і рівноваги

Перед початком курсу тренувань, а також після нього, випробовувані проходили тестування на обладнанні для психофізіологічного тестування «НС Психотест».

В ході тестування випробовуваних до і після курсу тренувань за методикою «Теппінг-тест» були отримані наступні результати (Табл. 3.1).

Таблиця 3.1

**Результати тестування за методикою «Теппінг-тест»,  $M \pm m$**

Показники	До курсу тренувань			Після курсу тренувань		
	Група «Вправи»	Група «Стабілан»	Група «HUBER»	Група «Вправи»	Група «Стабілан»	Група «HUBER»
Середня частота ударів, Гц	6,09± 0,26	5,95± 0,71	6,02± 0,39	6,20± 0,46	5,61± 0,31	6,03± 0,16
Число ударів	179,60± 7,56	169,38± 9,14	177,06± 11,01	183,50± 13,54	165,80± 9,03	177,67± 4,91
Показник мануальної асиметрії, с	19,35± 7,26	21,08± 3,28	19,88± 4,45	10,80± 8,52*	22,88± 8,41	3,60± 3,53*
Усереднений між ударний інтервал правої руки, с	149,13± 6,17	152,76± 4,15	151,89± 1,89	156,17± 7,18	152,38± 1,94	163,35± 0,02
Усереднений між ударний інтервал лівої руки, с	168,50± 11,50	173,84± 9,21	171,80± 4,84	166,93± 4,47	175,28± 7,14	166,95± 3,47
* – достовірність різниці з результатом до курсу тренувань, $p < 0,05$						

За результатами теппінг-тесту після курсу занять спостерігалось достовірне зменшення показника мануальної асиметрії (тобто різниці в між ударних інтервалах правої і лівої руки) в групі «Вправи» [24] і групі «HUBER», заняття в яких включали в тому числі роботу верхніми кінцівками (на силову витривалість, пропріоцептивну

чутливість).

При тестуванні за методикою «Контактна координаціометрія за профілем» в групі «Стабілан» після курсу тренувань спостерігалось зниження таких показників, як кількість торкань (Табл. 3.2). Середній час торкання при цьому також достовірно знизилось. Таким чином, у обстежуваних групи «Стабілан» після курсу тренувань можна констатувати збільшення швидкості виправлення виникаючих помилок, що може говорити про поліпшення нервової регуляції рухів [8].

Таблиця 3.2

**Результати тестування за методикою «Контактна координаціометрія за профілем»,  $M \pm m$**

Показники	До курсу тренувань			Після курсу тренувань		
	Група «Вправи»	Група «Стабілан»	Група «HUBER»	Група «Вправи»	Група «Стабілан»	Група «HUBER»
Кількість дотиків в секунду	2,11± 0,16	2,15± 0,30	2,08± 0,44	2,18± 0,14	1,46± 0,20*	3,10± 0,04*
Середній час дотиків, с	0,11± 0,01	0,13± 0,01	0,12± 0,01	0,08± 0,01	0,06± 0,01*	0,15± 0,02
* – достовірність різниці з результатом до курсу тренувань, $p < 0,05$						

При тестуванні за методикою «Динамометрія» (Табл. 3.3) після курсу тренувань спостерігається достовірне скорочення величини середньої помилки, отриманої при проведенні тестування лівою рукою при закритих очах, в групах «Стабілан» і «HUBER». Це може говорити про поліпшення розрізнення яких докладають зусиль без участі зорового аналізатора і більш коректному їх дозуванні після занять в групах «Стабілан» і «HUBER», що займалися на апаратах з БЗЗ [19]. Аналогічний показник для групи «Вправи» також скоротився, але незначно, а показник для правої руки після серії тренувань незначно виріс.



Таблиця 3.3

### Результати тестування за методикою «Динамометрія», $M \pm m$

Показники	До курсу тренувань			Після курсу тренувань		
	Група «Вправи»	Група «Стабілан»	Група «HUBER»	Група «Вправи»	Група «Стабілан»	Група «HUBER»
Середня похибка для правої руки, кг	2,31± 0,32	2,59± 0,28	2,61± 0,41	2,48± 0,97	3,19± 0,49	2,67± 0,29
Середня похибка для лівої руки, кг	2,31± 0,28	2,47± 0,15	2,23± 0,19	2,02± 0,34	1,79± 0,25*	1,92± 0,31*

\* – достовірність різниці з результатом до курсу тренувань,  $p < 0,05$

### Оцінка рівноваги методом Стабілометрії

Для оцінки рівноваги і координаційних здібностей у дівчат при проведенні різних видів тренінгу були використані стабілографічні проби [36].

На рис. 3.1-3.3 представлені результати стабілографічного аналізу виконання проби Ромберга з відкритими і закритими очима

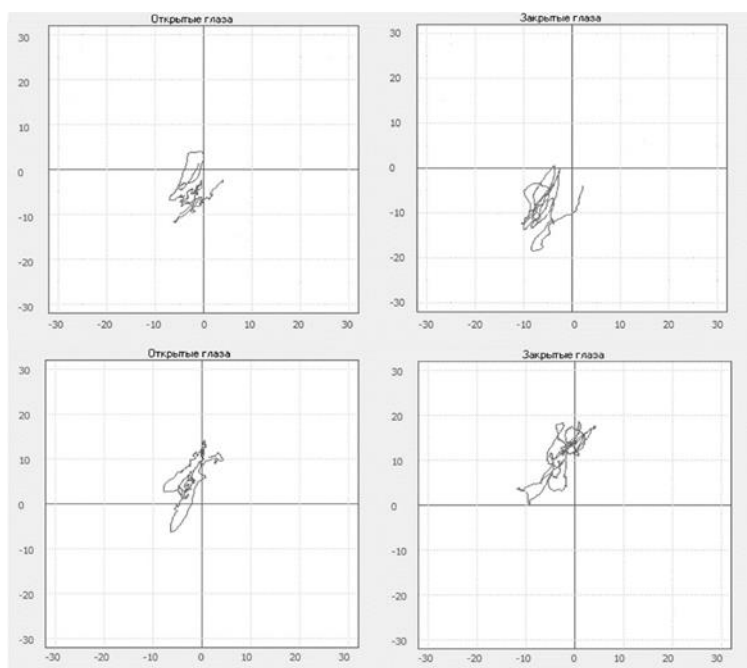


Рис. 3.1. Стабілограми виконання проби Ромберга дівчиною з групи «Вправи» до і після курсу тренувань

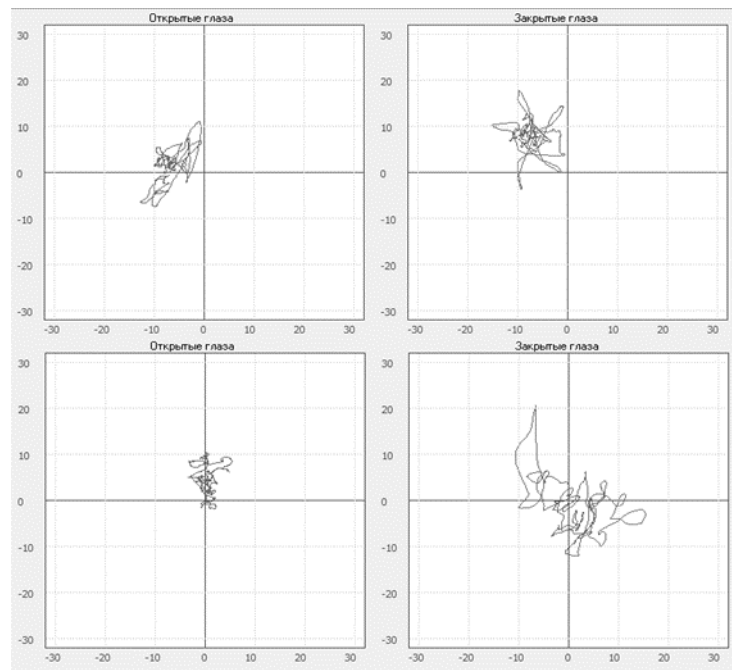


Рис. 3.2. Стабілограми виконання проби Ромберга дівчиною з групи «Стабілан» до і після курсу тренувань

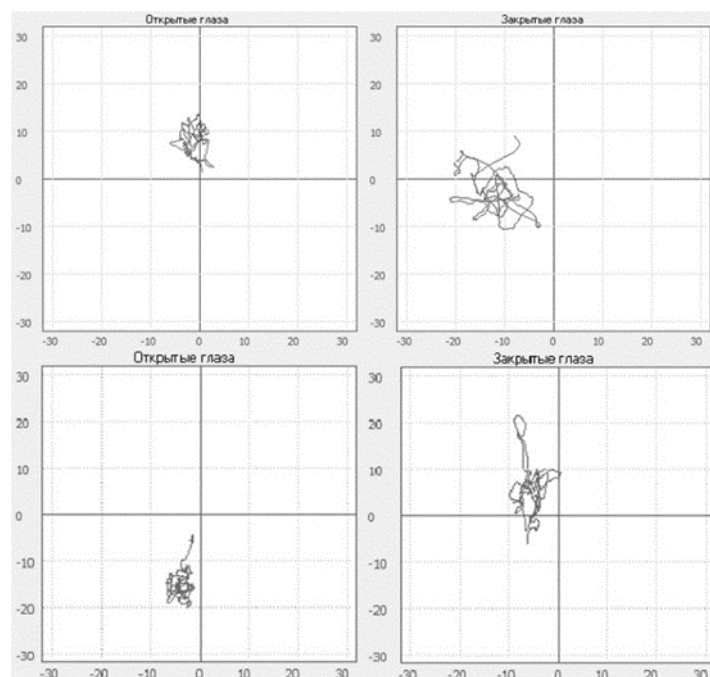


Рис. 3.3. Стабілограми виконання проби Ромберга дівчиною з групи «HUBER» до і після курсу тренувань

Крива представляє динаміку переміщення в процесі виконання проби проєкції ЦТ, в свою чергу, умовно прийнятої в якості проєкції загального центру тяжіння (ЗЦТ). Після курсу тренувань в групі «Вправи» було зафіксовано істотне збільшення

ступеня зміщення ЦТ у фронтальній площині. Достовірне зменшення розміру розкиду ЦТ у фронтальній площині при виконанні вправи закритими очима і в сагітальній площині при виконанні проби з відкритими очима свідчить про підвищення стійкості займаються у відповідній площині. У групі 3 відзначено достовірне зниження значень як зміщення (при виконанні завдання з закритими очима), так і розкиду (при виконанні вправи з відкритими очима) у фронтальній площині (Табл. 3.4).

У групі «Стабілан» поряд з достовірним зниженням величини зміщення ЗЦВ (загальний центр ваги) у фронтальній площині відзначається зниження стійкості займаються при виконанні завдання з закритими очима.

У групі «Стабілан» після курсу тренувань відзначається збільшення ступеня зміщення статокінезіограми у фронтальній площині щодо нуля, про що говорить відповідний коефіцієнт асиметрії при виконанні тесту з закритими очима (Табл. 3.4).

Цікаві результати були отримані при порівнянні лінійної і кутової швидкості переміщення ЗЦТ дівчат. Якщо лінійна швидкість у піддослідних групи «Вправи» після курсу тренувань незначно знизилася, то кутова швидкість після занять мала істотне зростання. Якщо зіставити отримані результати з даними, представленими на рис. 3.1, можна припустити, що велика лінійна швидкість руху ЗЦТ у дівчат до початку тренувань пов'язана зі значними вигинами траєкторії їх руху. Це припущення підтверджується і великими величинами довжини траєкторії руху ЗЦТ до занять (Табл. 3.4). Вірогідне зростання кутової швидкості може говорити про збільшення частоти зміни напрямку руху ЗЦТ і бути наслідком активних процесів підтримки вертикальної пози, пов'язаних з неповною компенсацією виникаючих відхилень тіла.

Таблиця 3.4

**Стабілографічні показники виконання тесту Ромберга дівчатами до і після тренінгів**

Показники	Група «Вправи»				Група «Стабілан»				Група «HUBER»			
	До курсу тренувань		Після курсу тренувань		До курсу тренувань		Після курсу тренувань		До курсу тренувань		Після курсу тренувань	
	Відкриті очі	Закриті очі	Відкриті очі	Закриті очі	Відкриті очі	Закриті очі	Відкриті очі	Закриті очі	Відкриті очі	Закриті очі	Відкриті очі	Закриті очі
Зсув ЗЦТ у фронтальній площині, мм	-8,42± 0,81	-10,47± 8,25	27,94± 22,05*	26,82± 22,16*	-8,04± 0,78	-9,99± 6,14	0,36± 0,57*	0,94± 1,02*	-8,17± 0,30	-11,01± 7,38	-0,71± 1,01	0,26± 1,59*
Зсув ЗЦТ в сагітальній площині, мм	13,55± 9,13	11,89± 10,00	43,36± 32,55	43,11± 31,49	12,99± 9,02	11,05± 8,99	5,25± 1,57	2,39± 1,27	13,41± 8,76	10,90± 7,52	-1,81± 0,76	5,46± 2,80
Розкид ЗЦТ по фронтальній площині, мм	2,12± 0,3	2,4± 0,4	0,84± 0,14	0,88± 0,04*	2,10± 0,6	2,36± 0,12	1,68± 0,14	2,86± 0,62	2,07± 0,46	2,55± 0,32	1,44± 0,37*	1,70± 0,13
Розкид ЗЦТ по сагітальній площині, мм	2,92± 0,35	3,61± 0,46	1,28± 0,38*	1,52± 0,35	2,87± 0,49	3,74± 0,58	2,80± 0,45	3,91± 1,00	2,90± 0,14	3,74± 0,34	2,93± 0,51	3,44± 0,58
Середній розкид ЗЦТ, мм	3,18± 0,35	3,78± 0,52	1,26± 0,28	1,49± 0,29	3,23± 0,41	3,56± 0,44	2,88± 0,40	4,26± 0,97	3,30± 0,27	3,84± 0,61	2,90± 0,60	3,30± 0,45

Середня швидкість переміщення ЦТ, мм/с	6,79± 0,55	9,24± 0,68	5,11± 0,50	5,30± 0,74	6,74± 0,62	9,12± 0,25	6,98± 0,70	10,49± 1,46	6,86± 0,54	9,37± 0,46	6,33± 0,90	8,86± 0,38
Швидкість зміни площі статокін, мм <sup>2</sup> /с	7,18± 1,64	11,53± 2,73	2,60± 0,92	3,03± 0,89	7,02± 0,96	10,97± 1,89	7,74± 2,17	17,12± 6,23	7,24± 0,85	12,01± 2,11	6,38± 2,67	8,56± 0,98
Площадь еліпсу, мм <sup>2</sup>	86,26± 24,68	135,21 ±43,93	57,28± 7,38*	59,30± 5,27	91,04± 30,72	128,18 ± 39,81	70,42± 16,52	181,48 ± 71,46	89,13± 28,15	140,01 ± 41,14	62,22± 25,69*	84,52± 19,66
Коефіцієнт асиметрії щодо нуля у фронтальній площині, %	-24,33± 20,37	-20,25± 24,02	51,03± 10,18	50,15± 6,01	-25,10± 14,05	-21,17± 19,63	17,40± 24,48	25,00± 16,05*	-22,16± 10,81	-19,07± 8,04	-28,80± 37,05	24,40± 35,82
Середня лінійна швидкість, мм/с	6,8± 0,55	9,25± 0,68	5,12± 0,51	5,31± 0,75	6,05± 0,97	10,01± 0,32	6,99± 0,70	10,50± 1,46	6,91± 0,14	9,72± 0,57	6,34± 0,90	8,87± 0,38
Середня кутова швидкість, град/с	25,75± 2,02	23,36± 2,88	38,18± 2,08	36,60± 2,70*	23,99± 1,76	22,21± 2,42	21,50± 1,42	19,50± 1,57	26,31± 1,97	22,64± 2,15	18,64± 0,92*	17,20± 1,57
Коефіцієнт Ромберга, %	166,92±24,97		149,25±25,65		159,14±30,72		259,20±84,41*		171,01±21,56		132,33±39,46	

Ще одним важливим показником є коефіцієнт Ромберга - співвідношення площі статокінезіограми в пробі з закритими очима до аналогічного показника в пробі з відкритими очима. У групі «Стабілан» спостерігається достовірне зростання показника, що може говорити про збільшення залежності рівноваги в даній групі займаються від зорового компонента [21].

Отримані результати можуть говорити про те, що при тренуванні вестибулярної і пропріоцептивної чутливості людина починає менше залежати від функціонування зорового апарату. Після тренінгів відзначається достовірне зростання показників стійкості: в групі «HUBER» - при виконанні проби з відкритими очима; в групі «Вправи» - при виконанні проби з відкритими, а також з закритими очима (тобто без участі зорового компонента). Це може говорити про позитивну тенденцію розвитку пропріоцептивної чутливості після проведених тренінгів.

У групі «Стабілан», навпаки, після занять на стабілоплатформі відзначається зростання різниці між показниками стійкості в пробах з відкритими і закритими очима, що може говорити про збільшення залежності від даних, одержуваних шляхом зорового аналізатора, і зменшенні значущості пропріоцептивного аналізатора при збереженні стійкості тіла в момент відволікання на виконання паралельних розумових операцій.

Результати проби «Тест на стійкість» до і після тренінгу представлені в табл. 3.5. Збільшення ступеня відхилення у всіх чотирьох напрямках (вперед і вправо - з вірогідністю  $p < 0,05$ ) після курсу тренувань було зафіксовано в групі «Стабілан», що підтверджується також значним збільшенням площі зони переміщення. У групі «HUBER» також наголошується достовірне зростання величини відхилення випробовуваних вперед, проте при цьому спостерігається зменшення ступеня відхилення в інших напрямках (тому і вправо - з вірогідністю  $p < 0,05$ ).

Таблиця 3.5

**Стабілографічні показники виконання тесту на стійкість дівчатами до і після тренінгів,  $M \pm m$**

Показники	Група «Вправи»		Група «Стабілан»		Група «HUBER»	
	До курсу тренувань	Після курсу тренувань	До курсу тренувань	Після курсу тренувань	До курсу тренувань	Після курсу тренувань
Якість функціональної рівноваги (ЯФР), %	27,71± 2,13	27,93± 5,16	26,15± 2,01	29,20± 4,16	28,03± 1,89	29,09± 2,81
Відхилення вперед, мм	71,64± 10,15	64,50± 7,41	69,40± 8,32	103,60± 17,61*	70,95± 9,78	119,33± 3,29*
Відхилення назад, мм	64,45± 6,83	46,00± 3,49*	67,18± 5,13	70,40± 8,00	65,14± 3,54	42,67± 1,69*
Відхилення вправо, мм	76,64± 11,07	78,25± 1,49	77,21± 7,16	99,00± 17,59*	75,49± 10,25	63,33± 9,34*
Відхилення вліво, мм	78,09± 10,63	71,50± 11,06	77,13± 11,44	87,40± 18,51	77,65± 9,97	62,00± 14,86
Площа зони переміщення, кв. мм	10644,64± 1508,63	8372,00± 1178,56	10119,47± 1328,16	15707,20± 876,47*	10539,12± 1451,19	9948,67± 1097,00
Відношення вперед-назад	1,35± 0,29	1,41± 0,15	1,21± 0,27	1,63± 0,41	1,27± 0,38	2,81± 0,06*
Відношення вправо-Вліво	1,22± 0,27	1,18± 0,19	1,34± 0,41	1,51± 0,47	1,25± 0,22	1,30± 0,33
Відношення сагіталь-фронталь	1,01± 0,18	0,74± 0,05	1,00± 0,21	0,99± 0,15	0,99± 0,24	1,47± 0,27*

\* – достовірність різниці з результатом до курсу тренувань,  $p < 0,05$

Величина якості функції рівноваги (ЯФР) після курсу занять при виконанні проби з закритими очима також істотно зросла в групі «Вправи». Ще одним важливим показником є коефіцієнт Ромберга - співвідношення площі

статокінезіограми в пробі з закритими очима до аналогічного показника в пробі з відкритими очима. У групі «Стабілан» спостерігається достовірне зростання показника, що може говорити про збільшення залежності рівноваги в даній групі займаються від зорового компонента [21].

Отримані результати можуть говорити про те, що при тренуванні вестибулярної і пропріоцептивної чутливості людина починає менше залежати від функціонування зорового апарату. Після тренінгів відзначається достовірне зростання показників стійкості: в групі «HUBER» - при виконанні проби з відкритими очима; в групі «Вправи» - при виконанні проби з відкритими, а також з закритими очима (тобто без участі зорового компонента). Це може говорити про позитивну тенденцію розвитку пропріоцептивної чутливості після проведених тренінгів.

У групі «Вправи» спостерігається достовірне зменшення ступеня відхилення випробовуваних назад. При цьому у всіх групах зафіксовано зростання різниці між відхиленнями вперед і назад, вправо і вліво (в групі «HUBER»: вперед і назад - з вірогідністю  $p < 0,05$ ).

Таким чином, найбільше збільшення максимальному ступені відхилення, а, отже, і рівня стійкості при виконанні динамічних проб, що вимагають збереження рівноваги, спостерігається в групі, що займалася на стабілоплатформі.

На рис. 3.4-3.6 представлені результати стабілографічного аналізу виконання проби «Евольвента».

З рис. 3.4-3.6 видно, що після курсу тренувань дівчата досить успішно виконують завдання, траєкторія руху ЗЦТ не настільки значно відхиляється від окружності, практично не виходячи за її межі. Однак під час тестування до серії занять картина зовсім інша - траєкторія руху ЗЦТ нерівномірна, часто перетинає коло, виходячи за її межі, а також по діаметру.



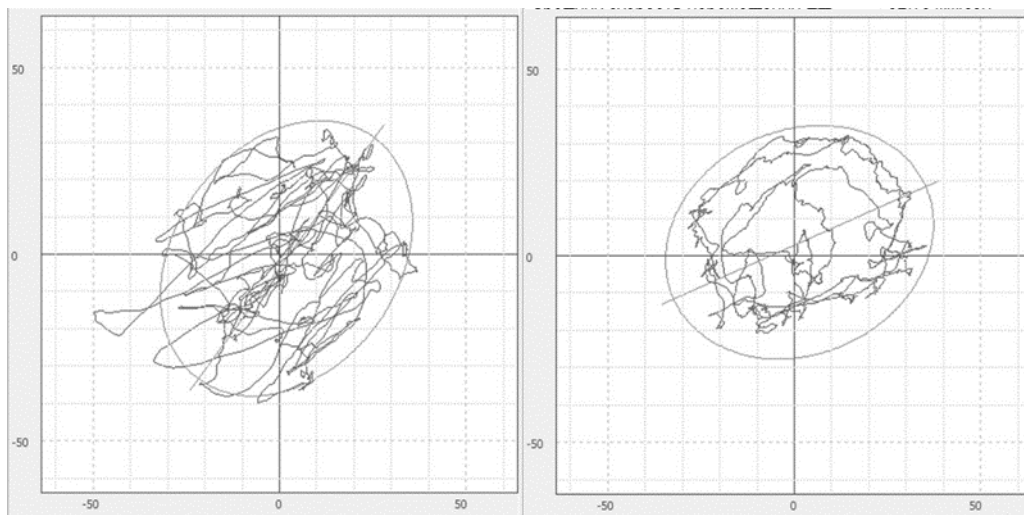


Рис. 3.4. Стабілограми виконання проби «евольвенти» дівчиною з групи «Вправи» до і після курсу тренувань

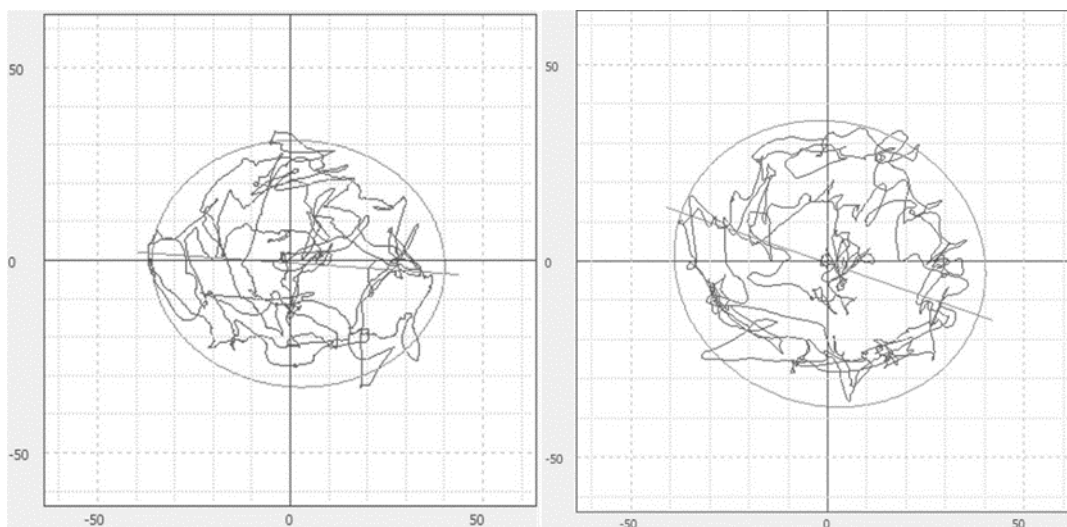
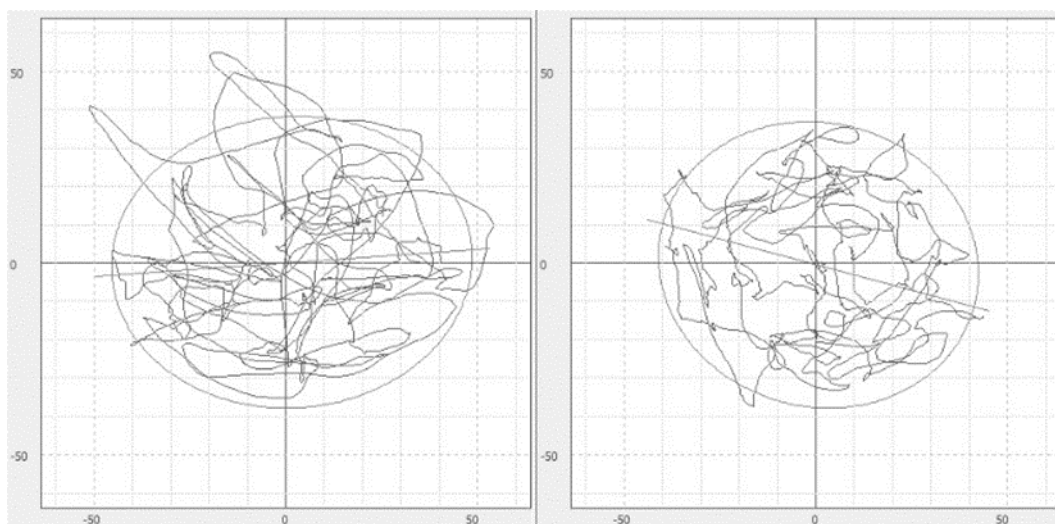


Рис. 3.5. Стабілограми виконання проби «евольвенти» дівчиною з групи «Стабілан» до і після курсу тренувань



### 3.2. Характеристики біоелектричної активності м'язів при використанні різних видів тренінгу

Загальні закономірності зміни біоелектричної активності залежать від навантаження, яку відчуває м'яз, і сили її скорочення: чим дані показники більше, тим вище частота і амплітуда на ЕМГ [7, 12]. Для вдосконалення механізмів прояву якостей рівноваги і сили, в тому числі дозованої, в процесі виконання розглянутих вправ необхідно оцінити координацію роботи м'язових груп, що беруть участь в реалізації даного рухового дії. З цією метою були вивчені параметри ЕМГ м'язових груп, що беруть участь у виконанні тестових вправ (Табл. 3.6-3.8).

Таблиця 3.6

#### Характеристики максимальної амплітуди біоелектричної активності м'язів, мкВ при виконанні проб на рівновагу, $M \pm m$

Проба	М'язи	Група «Вправи»		Група «Стабілан»		Група «HUBER»	
		До курсу тренувань	Після курсу тренувань	До курсу тренувань	Після курсу тренувань	До курсу тренувань	Після курсу тренувань
Проста проба Ромберга з відкритими очима	Лівий Передній великогомілковий	741,68± 373,25	785,33± 30,55	817,13± 268,09	92,28± 8,54*£	723,52± 164,11	122,58± 27,66£
	Лівий литковий	788,20± 174,46	684,00± 140,25	802,09± 212,21	134,10± 14,89*££	794,15± 205,31	97,83± 14,29*£
	Правий литковий	1906,20± 706,69	894,50± 115,86	1852,15± 303,05	79,50± 10,95*££	1723,92± 361,73	290,70± 114,33£
	Правий Передній великогомілковий	312,34± 102,25	461,75± 101,21	358,09± 94,77	69,62± 6,77*££	385,71± 102,24	96,93± 20,12*£
Проста проба Ромберга з закритими очима	Лівий Передній великогомілковий	4608,20± 2503,10	2467,80± 681,85	4036,83± 1035,38	382,00± 55,61*££	3401,18± 1208,07	411,75± 63,64£
	Лівий литковий	3812,20± 1385,05	997,40± 140,59	3421,52± 1984,42	345,40± 42,14*£	3629,71± 1058,34	175,25± 20,87*£!

	Правий литковий	7280,60± 4021,49	2928,60± 726,44	6352,54± 2826,64	184,82± 29,02*££	6621,43± 1914,37	397,75± 104,65£
	Правий Передній великогомілковий	443,40± 96,48	1389,20± 153,16*	478,09± 115,28	291,08± 42,55*££	467,14± 195,47	199,95± 50,19£
Складна проба Ромберга з відкритими очима	Лівий Передній великогомілковий	6459,20± 4004,74	2948,00± 1650,52	6272,46± 4841,24	413,80± 71,02*£	6267,14± 3547,27	503,00± 83,80
	Лівий литковий	1865,20± 830,48	544,60± 165,11	1798,54± 978,41	253,28± 40,77*	1728,37± 849,67	236,50± 28,90*
	Правий литковий	6463,00± 4004,02	2294,26± 1240,49	6237,74± 2341,41	126,76± 17,03*£	5842,29± 1424,38	290,58± 97,51
	Правий Передній великогомілковий	542,60± 107,53	754,00± 239,74	558,19± 116,12	284,40± 22,26*	518,62± 175,10	177,80± 39,25*£
Складна проба Ромберга з закритими очима	Лівий Передній великогомілковий	7415,80± 4101,45	7088,60± 3908,53	7382,34± 4276,03	559,00± 70,85*££	7185,81± 3741,52	763,75± 74,28£
	Лівий литковий	2583,40± 562,90	981,00± 201,41*	2319,24± 728,37	567,40± 53,76*£	2501,61± 739,43	439,75± 65,11*£
	Правий литковий	7287,20± 3867,03	4065,60± 1856,39	7075,39± 2108,61	314,20± 35,03*£	7303,15± 1952,34	597,00± 162,01*£
	Правий Передній великогомілковий	1741,60± 428,79	1411,40± 186,70	1625,84± 489,37	488,40± 56,99*£	1683,61± 401,33	312,75± 62,68*£
Проба Бірюк с відкритими очима	Лівий Передній великогомілковий	624,68± 172,58	332,60± 57,85	643,13± 185,46	9620,00± 150,63	603,62± 193,46	351,75± 34,37
	Лівий литковий	1214,00± 143,16	503,60± 148,38*	1261,11± 156,46	530,20± 80,91*	1201,00± 119,32	364,25± 42,11*



	Правий Передній великогом ілковий	23,58± 20,00	37,28± 11,08	25,49± 21,52	0,24± 0,18*££	19,93± 9,08	0,78± 0,51£
Проста проба Ромберга з закритим и очима	Лівий Передній великогом ілковий	44,00± 30,45	72,80± 29,46	42,57± 21,36	3,94± 1,17£	43,06± 19,42	4,93± 1,10£
	Лівий литковий	91,34± 52,22	57,68± 20,71	87,29± 36,04	4,28± 0,82**£	87,36± 39,12	1,23± 0,67*£!
	Правий литковий	76,24± 28,57	78,26± 30,29	77,09± 13,64	1,04± 0,34**££	71,54± 26,83	32,23± 12,05£!
	Правий Передній великогом ілковий	16,98± 10,74	56,92± 11,68**	15,38± 4,86	6,24± 1,38££	15,78± 8,13	2,30± 1,44£
Складна проба Ромберга з відкритими очима	Лівий Передній великогом ілковий	50,12± 25,98	16,08± 3,78	48,34± 26,72	5,88± 2,13£	49,95± 16,72	44,75± 21,65
	Лівий литковий	77,94± 38,04	19,66± 16,35	75,86± 20,92	3,54± 1,20*	77,83± 44,19	5,20± 1,76*
	Правий литковий	140,34± 69,36	60,76± 42,45	136,88± 62,03	1,26± 0,84*£	139,26± 48,59	14,35± 9,09
	Правий Передній великогом ілковий	28,80± 7,07	15,80± 6,41*	30,73± 6,49	4,22± 0,92**£	29,13± 6,85	2,70± 1,02*£
Складна проба Ромберга з закритими очима	Лівий Передній великогом ілковий	97,12± 24,54	68,52± 18,59	90,62± 22,13	17,82± 4,73*£	95,84± 31,42	74,48± 23,88
	Лівий литковий	173,92± 29,58	36,66± 20,69*	156,21± 38,02	26,80± 4,20**	166,47± 23,51	20,45± 6,95*
	Правий литковий	178,92± 56,38	111,20± 48,00	181,53± 44,38	15,88± 3,62*£	177,05± 49,67	26,63± 8,40*£
	Правий Передній великогом ілковий	114,80± 40,32	73,46± 20,78	109,76± 36,85	29,48± 4,71*	112,98± 41,60	16,50± 7,43*£

Проба Бірюк с відкритими очима	Лівий Передній великогом ілковий	65,24± 31,35	24,72± 21,33	63,19± 38,72	52,98± 17,82£	61,59± 27,35	28,15± 4,26
	Лівий литковий	221,68± 46,88	52,40± 31,13*	219,35± 41,27	54,36± 11,85*	224,43± 51,62	49,23± 13,60*
	Правий литковий	252,75± 32,76	194,48± 45,23	229,64± 43,98	38,24± 8,51*££	218,64± 27,52	116,65± 26,89*!
	Правий Передній великогом ілковий	152,45± 73,10	53,60± 21,30*	149,38± 65,74	90,18± 23,66*	147,26± 61,03	40,90± 17,14
Проба Бірюк с закритими очима	Лівий Передній великогом ілковий	86,68± 25,18	76,90± 14,75	81,53± 29,84	25,73± 11,43*£	85,32± 33,21	44,25± 16,88
	Лівий литковий	134,75± 51,23	65,34± 29,40*	124,39± 46,87	42,70± 8,20*	131,83± 42,69	30,93± 7,47*
	Правий литковий	155,98± 34,67	132,46± 35,07	169,43± 41,78	32,98± 10,09*£	159,53± 41,62	78,43± 26,07
	Правий Передній великогом ілковий	109,93± 17,66	115,38± 27,26	102,53± 19,42	66,50± 16,64*£	95,94± 21,72	48,93± 15,25£
* - достовірність відмінностей з результатами до курсу тренувань, $p < 0,05$ . ** - достовірність відмінностей з результатами до курсу тренувань, $p < 0,01$ . £ - достовірність відмінностей з групою 1, $p < 0,05$ . ££ - достовірність відмінностей з групою 1, $p < 0,01$ . ! - достовірність відмінностей між показниками групи 2 і групи 3, $p < 0,05$							

Щодо спостережуваних біоелектричних імпульсів при виконанні кожного тестового завдання ситуація склалася таким чином.

До курсу тренувань при виконанні проби Ромберга з відкритими очима приблизно в 80% випадків поза підтримувалася за рахунок активного напруги литкових м'язів, приблизно в половині випадків при цьому права і ліва литкові м'язи були задіяні не в рівній мірі. У решти 20% випадків основна біоелектрична активність спостерігалася в м'язах правої ноги, що може свідчити про нерівномірний розподіл ваги між ногами.

Більша задіяність литкових м'язів в роботі може говорити про те, що йде утримання тіла від перекидання вперед, а вага перенесений більше на передню частину стопи.

При виконанні даної проби з закритими очима біоелектрична активність розглянутих м'язів приблизно в 60% випадків була вище, ніж при відкритих очах, рівномірний розподіл ваги між стопами обох ніг спостерігалось приблизно в 60% випадків, приблизно в 20% випадків спостерігалася найбільша задіяність литкових м'язів, а в 20% - почергове перенесення ваги з ноги на ногу, що виражалось в відповідних сплесках активності на ЕМГ. Таким чином, спостерігалось нерівномірний розподіл навантаження між напруженими м'язами, а також неузгоджене включення м'язів в роботу.

Після курсу тренувань у всіх трьох групах при виконанні проби Ромберга спостерігається збільшення ступеня узгодженості в роботі розглядаються м'язів, причому найбільш виражена - в групах «HUBER» і «Стабілан» за рахунок специфіки видів тренінгу.

До кінця виконання проби Ромберга з закритими очима у всіх вивчених випадках як до курсу тренінгів, так і після нього, імпульсація в розглянутих м'язах зростала, що говорило про активні спроби підтримки рівноваги. Відмінною особливістю результатів групи «Вправи» після курсу тренінгів стала переважно патерна селективної, що не синхронізованою з розглянутими м'язами активності окремих рухових одиниць (РО).

Група «Стабілан» характеризувалася більшою часткою патерною підтримки пози на всій протяжності проби, а також більш координованою роботою м'язів, що беруть участь в підтримці даної пози, що виражалось в одночасній появі або зникненні патерни підтримки статичного зусилля при виконанні завдання. У групі «HUBER» простежувалася узгодженість в роботі розглядаються м'язів в форматі реципрокного взаємодії м'язів-антагоністів, частка патерни підтримки пози під час проби була менше, ніж в групі «Стабілан», і крім патерни підтримки статичного зусилля зустрічалися патерни селективної активності окремих ДЕ, що можна розглядати як один з механізмів корекції руху на основі зворотного зв'язку [42].

При виконанні ускладненою проби Ромберга з закритими очима після занять у всіх розглянутих групах відзначалося зниження амплітуди і частоти імпульсів. У групах «Стабілан» і «HUBER» патерн утримання статичної напруги був більш рівномірний і без істотних сплесків амплітуди і частоти, а напруга і розслаблення м'язів було більш узгодженим, ніж в групі «Вправи». При цьому якщо в групі «Стабілан» спостерігалось одночасне включення в роботу всіх розглянутих м'язів, що характерно для роботи статичного характеру, то в групі «HUBER» спостерігалось включення в роботу м'язів-антагоністів, що може вказувати на спосіб вирішення завдання по збереженню статичної рівноваги за допомогою більш динамічного переміщення ваги тіла над опорою, ніж в групі «Стабілан».

При виконанні проби Бірюк з закритими очима після курсу тренувань було зафіксовано зниження амплітудних і частотних параметрів у всіх розглянутих групах, особливо в групах «Стабілан» і «HUBER». У них коливання біоелектричної активності були більш «згладженими» і мали більш виражені періоди наростання і спаду напруги, що говорить про злагодженому включенні в роботу декількох РВ. Крім того, у всіх розглянутих групах (особливо в групах «Стабілан» і «HUBER») чітко виражені періоди синхронізованою імпульсною активності м'язів, а саме одночасне «включення в роботу» одних і розслаблення інших.

У групі «Вправи» при виконанні проби Бірюк з закритими очима після курсу тренувань фіксувалися періоди узгодженої роботи м'язів гомілки, але вони були виражені менш чітко, ніж в інших групах, а також включали в себе як періоди збереження рівноваги за допомогою одночасного напруження всіх розглянутих м'язів, так і періоди збереження рівноваги в режимі реципрокної роботи. У групі «Стабілан» спостерігалось або одночасне напруження всіх розглянутих м'язів, або перенесення ваги з незначним зростанням амплітуди з однієї ноги на іншу з одночасним напруженням м'язів даної ноги. У групі «HUBER» крім рівномірного розподілу напруги між розглянутими м'язами і одночасного напруження м'язів однієї ноги, також спостерігалось одночасне включення в роботу обох передніх великогомілкової або литкових м'язів, а також передній великогомілкової і литкового м'язів різнойменних ніг. На відміну від групи «Вправи» скоординованість в роботі



м'язів в групі «HUBER» була виражена чіткіше, без зайвої імпульсної активності окремих РВ при виконанні проби.

Далі були проведені дослідження узгодженості роботи м'язів правої руки під час метань тенісного м'яча в ціль, розташовану на відстані 3 метри, з положення сидячи ноги нарізно, права рука до плеча долонею вперед з відкритими (2 спроби) і закритими (2 спроби) очима (табл. 3.8- 3.9). Реєстрація поверхневої ЕМГ велася з двоголового і триголовий м'язів плеча, променевих згинача і розгинача зап'ястя.

Таблиця 3.8

**Характеристики максимальної амплітуди біоелектричної активності м'язів, мкВ при виконанні метань,  $M \pm m$**

Проба	М'язи	Група «Вправи»		Група «Стабілан»		Група «HUBER»	
		До курсу тренувань	Після курсу тренувань	До курсу тренувань	Після курсу тренувань	До курсу тренувань	Після курсу тренувань
Метання м'яча з відкритими очима	Триголовий м'яз плеча справа	4355,14± 1754,11	5285,25± 1947,11	4823,52± 1052,34	7336,90± 2824,70	4298,64± 1438,61	918,15± 184,57
	Двоголовий м'яз плеча справа	3895,14± 1120,95	3783,75± 634,86	3732,64± 1231,92	712,20± 27,93	3596,67± 1183,28	1946,38± 847,37
	Променевий м'яз розгинач зап'ястка справа	18756,86± 3882,24	6456,75± 1505,62*	17792,35± 3249,54	1620,70± 154,44**	18125,64 ± 3743,92	10072,63± 3701,53
	Променевий м'яз згинач зап'ястка справа	733,83± 141,94	4401,75± 1438,44**	704,59± 128,05	1866,60± 277,57**	729,58± 134,67	1355,63± 346,55*
Метання м'яча з закритим	Триголовий м'яз плеча справа	19473,83± 4178,91!!	6353,00± 2563,34	20872,16± 4598,31!!	7060,70± 2714,26	19068,64 ± 4327,41!	1173,75± 242,59*

очима	Двоголовий м'яз плеча справа	3925,67± 930,86	5136,13± 1212,60	3312,65± 647,39	690,70± 53,79*	3813,27± 835,69	6637,88± 2553,23!!
	Променевий м'яз розгинач зап'ястка справа	21908,50± 4259,86	11828,88± 1596,19*	20384,92± 4103,54	1759,90± 137,08**!	21374,18 ± 4007,65	13882,00± 4136,17
	Променевий м'яз згинач зап'ястка справа	1261,00± 114,95!!	5283,63± 1927,87*	1304,89± 153,71!!	1668,90± 244,93	1299,37± 154,63!!	2225,38± 719,89
* - достовірність відмінностей з результатами до курсу тренувань, $p < 0,05$ . ** - достовірність відмінностей з результатами до курсу тренувань, $p < 0,01$ . ! - достовірність відмінностей в групі між показниками при метанні з відкритими і закритими очима, $p < 0,05$ . !! - достовірність відмінностей в групі між показниками при метанні з відкритими і закритими очима, $p < 0,01$							

До курсу тренінгів в більшості випадків в металевому русі з вихідного положення при виконанні проби з відкритими очима першими активувалися променеві розгинач і згинач зап'ястя, триголовий м'яз плеча, потім двоголовий м'яз плеча. Під час метання в розглянутих м'язових групах спостерігався залп імпульсів, що характеризується поступовим наростанням, а потім спадом амплітудних і частотних показників.

При цьому піковий рівень амплітуди імпульсів досягався в розглянутих м'язах в різний час. Спершу амплітуда досягала свого максимуму в променевому розгиначів зап'ястя і триголовий м'язі плеча. Потім в променевому розгиначів зап'ястя амплітуда імпульсу знижувалася, а в променевий згинач зап'ястя - виходила на пік разом з амплітудою в триголовий м'язі плеча, потім амплітуда у всіх розглянутих м'язах знову зростала, в меншій мірі - в двоголового м'яза плеча. Найбільший пік амплітуди надалі досягався також в променевому розгиначів зап'ястя, коли напруга в інших розглянутих м'язах вже спадала.

Таблиця 3.9

**Характеристики середньої частоти біоелектричної активності м'язів, 1 / с при виконанні метань,  $M \pm m$**

Проба	М'язи	Група «Вправи»		Група «Стабілан»		Група «HUBER»	
		До курсу тренувань	Після курсу тренувань	До курсу тренувань	Після курсу тренувань	До курсу тренувань	Після курсу тренувань
Метання м'яча з відкритими очима	Триголовий м'яз плеча справа	61,73± 12,45	14,04± 3,98*	60,58± 10,78	68,93± 26,82	60,52± 19,46	26,73± 8,33*
	Двоголовий м'яз плеча справа	107,14± 35,83	89,10± 20,14	110,53± 29,56	13,68± 3,08**	108,72± 31,53	14,85± 3,49**
	Променевий м'яз розгинач зап'ястка справа	110,00± 16,52	79,73± 22,37	103,54± 13,08	34,48± 4,72**	126,73± 19,67	202,74± 122,02
	Променевий м'яз згинач зап'ястка справа	22,05± 3,11	40,69± 8,97**	23,17± 4,79	20,12± 4,14	21,39± 3,76	27,93± 4,83
Метання м'яча з закритими очима	Триголовий м'яз плеча справа	90,25± 18,47	22,68± 4,78*	88,63± 21,52	68,88± 27,56	91,63± 23,54	25,25± 6,27
	Двоголовий м'яз плеча справа	106,70± 26,60	116,86± 22,22	99,63± 24,72	13,87± 2,52**	101,83± 34,84	36,61± 10,02*!
	Променевий м'яз розгинач зап'ястка справа	186,93± 38,12	99,84± 24,94	183,16± 33,72	34,24± 5,52**	199,45± 41,53	363,70± 152,32!
	Променевий м'яз згинач зап'ястка справа	30,75± 4,00	42,46± 11,41	31,59± 5,16	25,74± 5,62!	31,08± 4,65	27,83± 4,82

\* - достовірність відмінностей з результатами до курсу тренувань,  $p < 0,05$ . \*\* - достовірність відмінностей з результатами до курсу тренувань,  $p < 0,01$ . ! - достовірність відмінностей в групі між показниками при метанні з відкритими і закритими очима,  $p < 0,05$

При виконанні метань з закритими очима піковий рівень амплітуди під час виконання руху досягався спершу одночасно в триголовий м'язі плеча і променевий

згинач зап'ястя, потім в двоголового м'яза плеча, а далі - в променевому розгиначів зап'ястя. При досягненні пікових значень амплітуди в розглянутих м'язах, в променевому розгиначів зап'ястя також спостерігалися високоамплітудні залпи, нашаровуються на фонову ЕМГ і перевищують її за амплітудою. Після закінчення руху в променевому розгиначів зап'ястя імпульс досягав максимальної амплітуди і низької частоти.

У всіх розглянутих групах при виконанні метань до курсу тренінгів періоди зростання і зниження амплітуди імпульсів на ЕМГ були виражені нечітко, в м'язах протягом усього руху зберігалася зайва напругу незалежно від реальної необхідності участі м'язи в русі в даний момент.

Найбільша максимальна амплітуда при виконанні метання спостерігалася в променевому розгиначів зап'ястя, найбільша частота - в променевому розгиначів зап'ястя і двоголового м'яза плеча.

Після курсу занять в групі «Вправи» при виконанні даної проби з відкритими очима спочатку в рух «включалися» двоголовий м'яз плеча і променевої розгинач зап'ястя, причому пікові значення амплітуди імпульсів досягалися одночасно. Потім напружувалися триголовий м'яз плеча і променевої згинач зап'ястя, причому пікові значення їх амплітуди припадали на спад амплітуди в імпульсах двох інших розглянутих м'язів.

Максимальна амплітуда в розглянутих м'язах при кидку розрізнялася несуттєво, найбільша амплітуда була зареєстрована в променевому розгиначів зап'ястя і триголовий м'язі плеча, при кидках з закритими очима - в променевому розгиначів зап'ястя. Найбільша частота при метаннях в групі «Вправи» після курсу тренінгів спостерігалася в двоголового м'яза плеча і променевому розгиначів зап'ястя.

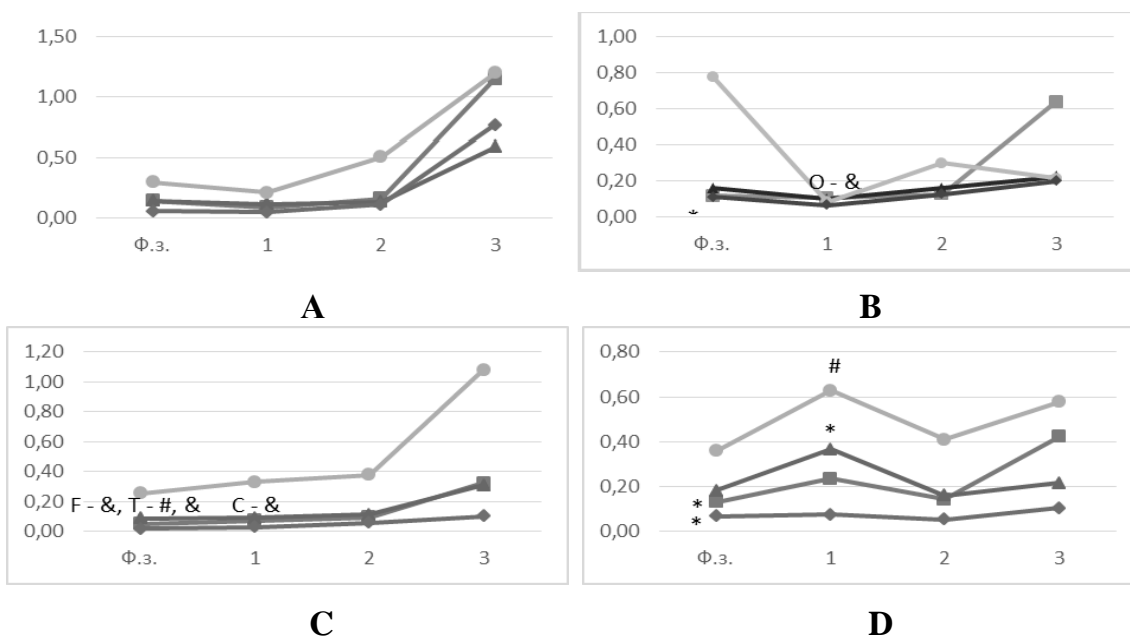
У групі «Стабілан» після курсу тренінгів переважаючим (в 88,9% випадків) є такий тип кидка: спочатку активується трицепс плеча, в момент досягнення амплітудного піку якого починають наростати імпульси в двоголового м'яза плеча, променевий згинач і, потім, променевому розгиначів зап'ястя. Ці імпульси досягають амплітудного піку в момент його спадання в триголовий м'язі плеча, притому

максимум амплітуди досягається спочатку в променевому згиначів, а потім - в променевому розгиначів зап'ястя і двоголового м'яза плеча.

У групі «HUBER» після курсу тренінгів під час кидка крім такого ж, як і в групі «Стабілан», способу метання, в половині випадків спостерігався спочатку невелике зростання імпульсів в триголовий і двоголового м'язах плеча. Потім в момент досягнення в них піку амплітуди починали наростати імпульси в променевих згиначів і розгиначів зап'ястя, причому максимальна амплітуда досягалася в них в протифазі. До кінця руху імпульси синхронізувалися у всіх розглянутих м'язах.

### 3.3 Характеристики біоелектричної активності головного мозку до і після курсу тренінгів з використанням апаратів з функцією зворотного зв'язку

Показники середньої потужності спектра альфа-діапазону в стані відносного спокою і при проведенні проб на координацію з закритими очима представлені на рис. 3.7. При виконанні проб Ромберга з закритими очима до курсу тренінгів у всіх розглянутих групах найбільша середня потужність спектра концентрувалася в потиличних відділах, при виконанні проби Бірюк - також в передньо-лобних відведеннях.



Примітки - Ф.З. - показники фонової записи, 1 - показники під час виконання простої проби Ромберга, 2 - показники під час виконання ускладненою проби Ромберга, 3 - показники під час виконання проби Бірюк.

*A - до курсу тренінгів, B - після курсу вправ, C - після курсу тренувань з БОС на апараті «Стабилан», D - після курсу треніровок з БОС на апараті «HUBER».*  
*# - статистично значущі відмінності між показниками при порівнянні з групою «Вправи» ( $p \leq 0,05$ ), \* - статистично значущі відмінності між показниками при порівнянні з групою «Стабилан», ( $p \leq 0,05$ ), & - статистично значущі відмінності між показниками при порівнянні з групою «HUBER» ( $p \leq 0,05$ ).*

Рис. 3.7. Середня потужність спектра альфа-активності ЕЕГ до і після курсу тренінгів, мкВ<sup>2</sup> с

При виконанні проби Бірюк спостерігалася асиметрія в передньо-лобових, центральних і потиличних відведеннях, а при виконанні проб Ромберга - в скроневих відведеннях (середня потужність спектра вище зліва), що відображає функціональну асиметрію, що характеризує специфіку активації коркових полів мозку при певних впливах.

Після курсу тренінгів в групі «Вправи» при виконанні простої проби Ромберга було відзначено значне зниження середньої потужності спектра альфа-ритму в потиличних відведеннях, що може інтерпретуватися як підвищення тону кори мозку, тобто десинхронізація основного ритму ЕЕГ як відображення висхідних активуючих впливів ретикулярної формації на кору головного мозку. У групах «Стабилан» і «HUBER» після курсу тренінгів під час виконання простої проби Ромберга спостерігалася зростання середньої потужності спектра альфа-ритму ЕЕГ зі значною його концентрацією в потиличних відведеннях. У групі «HUBER» спостерігалися значне зростання середньої потужності спектра в лівому центральному відведенні в порівнянні з результатами до тренінгу, а також асиметрія в скроневих відведеннях. Ці зміни, ймовірно, відображають відносне зниження тону кори, активацію синхронізуючих впливів таламуса. Активація лівої півкулі може відображати втрату ефекту новизни, перехід до рутинних реакцій, закріплення нового алгоритму дій.

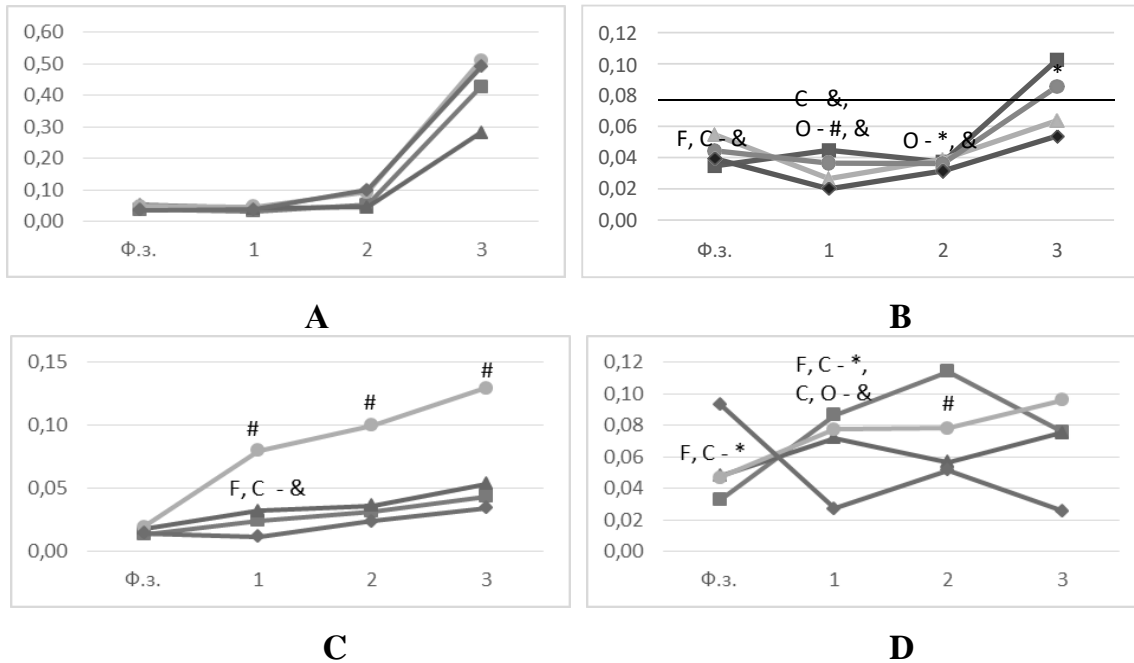
Після курсу тренувань під час виконання ускладненою проби Ромберга в групах «Вправи» і «Стабилан» спостерігалася зростання середньої потужності

спектра альфа-діапазону з концентрацією в потиличних відведеннях, що може бути відображенням активізації таламо-кортикальної системи. У групі «HUBER», навпаки, спостерігалось зниження даного показника в порівнянні з простою пробою Ромбера. Також в цій групі відзначалася асиметрія в скроневих відведеннях, причиною якої може бути зв'язок скроневих відведень з вестибулярними структурами.

При виконанні проби Бірюк після тренінгів в групі «Вправи» середня потужність спектра альфа-ритму переважає в передньо-лобних відведеннях (що може говорити про посилення концентрації уваги і включення процесу обмірковування способів утримання рівноваги) і правій півкулі. У групах «Стабілан» і «HUBER» як і раніше середня потужність спектра концентрується в основному в потиличних відведеннях, причому в групі

«HUBER» спостерігається виражена асиметрія середньої потужності спектра з переважанням активності зліва в передньо-лобній, центральному, і потиличній відведеннях. У групі «Стабілан» відзначено значне зниження середньої потужності спектра альфа-ритму в передньо-лобній і скроневій відведеннях справа в порівнянні з результатами до курсу тренінгів.

Показники середньої потужності спектра низькочастотної (НЧ) компоненти бета-діапазону в стані відносного спокою і при проведенні проб на координацію з закритими очима представлені на малюнку 3.8.



*Позначення ті ж, що на рис. 3.7*

Рис. 3.8. Середня потужність спектра НЧ бета-активності ЕЕГ до і після курсу тренінгів, мкВ<sup>2</sup> · з

Після курсу тренінгів в групі «Вправи» середня потужність спектра НЧ бета-діапазону в скроневих відведеннях і передньо-лобному відведенні зліва була мінімальна; максимальна середня потужність спектра відзначалася в передньо-лобному відведенні справа, що може говорити про активацію процесів оцінки ситуації та прийняття рішення в спробі зберегти рівновагу.

У групах «Стабілан» і «HUBER» мінімальна середня потужність спектра відзначалася в скроневих відведеннях. У групі «Стабілан» відзначалося зростання середньої потужності спектра спереду назад і значне її зниження в порівнянні з результатом до тренінгів в лівому скроневій відведенні. У групі «HUBER» спостерігалось значне зростання середньої потужності спектра в потиличних відведеннях і асиметрія з достовірним переважанням середньої потужності спектра в правому передньо-лобному відведенні, лівому скроневим відведенні. Зростання НЧ бета-активності в потиличних відведеннях може бути відгуком на рухову активність, наслідком зменшення бета-активності ЕЕГ у фронтальній частині через виконання



руху, а також еквівалентом швидкого альфа-ритму [16]. Можливо, це також пояснюється локальною активацією ансамблів кори мозку, пов'язаної з напруженою процесів вироблення позитивного «підкріплення» зорового аналізатора в процесі збереження рівноваги закритими очима.

При виконанні ускладненою проби Ромберга після курсу тренінгів в групі «Вправи» спостерігалось рівномірний розподіл середньої потужності спектра по всьому відведенням з максимальним її значенням в центральних відведеннях і переважанням в правій півкулі, що може говорити про активні рухових спробах збереження рівноваги [7, 16].

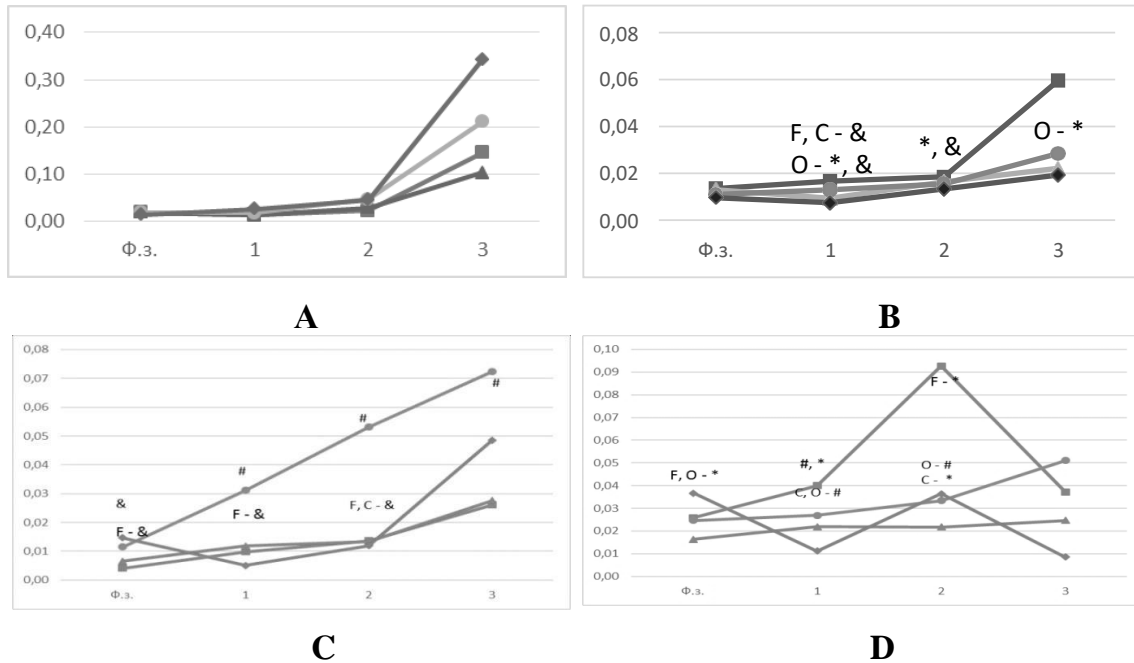
У групі «Стабілан» максимальна середня потужність спектра спостерігалась в потиличних відведеннях; виражена асиметрія спостерігалась у фронтальній і скроневої області (середня потужність спектра вище зліва). Також відзначалося значне зниження середньої потужності спектра в порівнянні з результатами до курсу тренінгів в передньо-лобових і скроневої відведенні зліва. У групі «HUBER» як і раніше спостерігалась значна асиметрія: максимальна середня потужність спектра спостерігалась в правому передньо-лобній і лівому скроневої відведеннях, мінімальна - лівому передньо-лобній і правом скроневої відведеннях, що може говорити про відображення в біоелектричної активності мозку процесу когнітивного пошуку для вирішення завдання по збереженню рівноваги закритими очима.

При виконанні проби Бірюк після курсу тренувань в групі «Вправи» середня потужність спектра значно переважала в правій півкулі, максимальна концентрація середньої потужності спектра припадала на передньо-лобне відведення справа, що може говорити про активні спроби оцінки та обмірковування ситуації щодо збереження рівноваги. У групі «Стабілан» після курсу тренінгів спостерігалось значне зниження середньої потужності спектра НЧ бета-діапазону ЕЕГ в передньо-лобових і скроневої, а також лівих центральних і потиличних відведеннях, відсутність значної асиметрії і максимальна концентрація середньої потужності спектра в потиличних відведеннях. У групі «HUBER» максимальна середня потужність спектра спостерігалась в лівому скроневої і правом потиличній відведеннях, відзначалась значна асиметрія в центральних і скроневої відведеннях

(середня потужність спектра вище зліва).

Таким чином, концентрація НЧ бета-активності в групі «Стабилан» максимально була виражена в потиличних відведеннях, в той час як в групі «Вправи» активність в НЧ бета-діапазоні була вище у фронтальній області кори, що може відображати активацію когнітивних процесів при обмірковуванні ситуації щодо збереження рівноваги з закритими очима. У групі «HUBER» при виконанні проб Ромберга активність головного мозку у фронтальній області справа також була вище при виконанні проб Ромберга, однак при виконанні проби Бірюк дана активність була найбільш виражена в потиличній області.

Показники середньої потужності спектра високочастотної (ВЧ) компоненти бета-діапазону в стані відносного спокою і при проведенні проб на координацію з закритими очима представлені на рис. 3.9. Після тренінгів в групі «Вправи» при виконанні проб Ромберга вираженою концентрації і асиметрії ВЧ компоненти бета-діапазону в жодній з областей не спостерігалось. Відзначалося значне зниження середньої потужності спектра в лівому скроневій відведенні при виконанні простої проби Ромберга. У групі «Стабилан» максимальна середня потужність спектра після тренінгів концентрувалася в потиличних відведеннях, при виконанні ускладненою проби Ромберга відзначалося достовірне зниження середньої потужності спектра у фронтальній і центральній областях, значної асиметрії не спостерігалось. У групі «HUBER» відзначалося зростання середньої потужності спектра (достовірний - в простій пробі Ромберга) і його максимальна концентрація в передньо-лобних відведеннях. Крім цього, при виконанні ускладненою проби Ромберга значна концентрація середньої потужності спектра спостерігалася в лівому скроневій відведенні.



*Позначення ті ж, що на рис. 3.7*

Рис. 3.9. Середня потужність спектра ВЧ бета-активності ЕЕГ до і після курсу тренінгів, мкВ<sup>2</sup> с

Також відзначалася значна асиметрія потужності спектра ВЧ бета-активності ЕЕГ в передньо-лобових (вище праворуч) і скроневих (вище зліва) відведеннях. Це може говорити про активні когнітивних процесах по обмірковування ситуації щодо збереження рівноваги з закритими очима, збільшення зосередження і концентрації, швидкості мислення.

При виконанні проби Бірюк після тренінгів в усіх трьох групах вираженою асиметрії потужності ЕЕГ-активності не спостерігалось. У групі «Вправи» середня потужність спектра ЕЕГ була найбільшою в правому передньо-лобному відведенні, в інших відведеннях значущих змін ЕЕГ не відзначалось. У групі «Стабилан» після курсу тренінгів спостерігалось значне зниження середньої потужності спектра ЕЕГ в центральних, а також лівих передніх і потиличних відведеннях; максимальна середня потужність спектра концентрувалася в потиличних відведеннях. У групі «HUBER» також максимальна середня потужність спектра ЕЕГ була виражена в потиличних відведеннях.

Таким чином, при виконанні проби Бірюк групою «Вправи» у всіх відведеннях спостерігалося превалювання альфа- і бета-ритмів ЕЕГ в правій півкулі, в групах «Стабілан» і «HUBER» навпроти, дані ритми переважали в лівій півкулі, причому на відміну від групи «Вправи» в потиличних відведеннях зростання альфа-ритму зліва супроводжувався зниженням активності бета-ритмів в цій же області, що говорить про ефективну функціональної перебудови таламо-кортикальної системи на новому функціональному рівні з меншим ступенем напруги когнітивних процесів при виконанні незвичних дій групами «Стабілан» і «HUBER».

Специфіка фізіологічних механізмів різних видів тренувань, спрямованих на розвиток ВА і пропріоцептивної чутливості, знаходить своє відображення у формуванні специфічних патернів біоелектричної активності кори головного мозку. Традиційні способи тренування менш специфічне відображаються на частотних і потужних характеристиках ЕЕГ, в той час як тренування з БОС характеризуються більш вираженим зміною просторового розподілу частотних патернів біоелектричної активності кори головного мозку.

Отримані результати також дозволяють сформулювати ряд практичних рекомендацій. Всі вивчені в роботі методики - як з БЗЗ, так і без БЗЗ, спрямовані на формування КС і рівноваги, тому можуть бути використані в видах спорту, що пред'являють підвищені вимоги саме до даних якостям. Це перш за все єдиноборства, багато ігрові види спорту, гімнастика, акробатика.

Використання цих методів доцільно на різних етапах спортивного удосконалення. На початкових етапах має сенс починати навчання з простих вправ без БЗЗ: цей варіант більш ефективний для формування навичок початкового рівня.

На середньому рівні доцільно проводити тренінги з БЗЗ на стабілоплатформі, а у більш кваліфікованих спортсменів можна використовувати HUBER, тому що ця методика сприяє формуванню навичок більш високого рівня і в більшій мірі залучає до їх формування ресурси верхніх відділів НС.

## ВИСНОВКИ

1. Тренування з БЗЗ сприяють прискореному формуванню навички збереження рівноваги. Після тренінгу з БЗЗ по параметру «прикладені зусилля в положенні пошуку динамічної рівноваги» спостерігається більш швидкий розвиток вміння зберігати статичну стійкість під час відволікання на виконання паралельних розумових операцій, ніж в тренуваннях з БЗЗ по параметру «положення проекції центра ваги», що характеризує даний варіант тренінгів як більш ефективний, особливо в положенні із закритими очима.

2. Тренінги з використанням БЗЗ дозволяють швидше розвинути пропріоцептивну чутливість, здатність диференціювати прикладаються зусилля без участі зорового аналізатора, а також поліпшити міжм'язову координацію і м'язову пам'ять. Після тренувань з БЗЗ по параметру «положення проекції центра ваги» розвиток почуття рівноваги відбувається за рахунок підвищення ефективності контролю за становищем ЦД, тоді як після тренінгу з БЗЗ по параметру «прикладені зусилля в положенні пошуку динамічної рівноваги» успішніше формуються вміння зберігати статичну стійкість під час відволікання на виконання паралельних розумових операцій, координувати роботу м'язів, а також коректно дозувати прикладаються зусилля.

3. Характерною особливістю біоелектричної активності м'язів гомілки при збереженні статичної рівноваги після тренінгу з БЗЗ по параметру «положення проекції центра ваги» є включення в роботу м'язів гомілки в статичному режимі (одночасне включення м'язів-антагоністів з порівнянними показниками біоелектричної активності). У той же час після тренінгу з БЗЗ по параметру «прикладені зусилля в положенні пошуку динамічної рівноваги» спостерігається включення в роботу м'язів гомілки в динамічному режимі (з синхронізованою зміною періодів напруги і розслаблення в м'язах-антагоністів).

4. Відзначається більш виражене вплив тренінгів з БЗЗ на частотні і потужності характеристики ЕЕГ в порівнянні з традиційними тренуваннями. Тренування з БЗЗ по параметру «положення проекції центра ваги»

супроводжуються зниженням потужності ЕЕГ як відображенням ефекту неспецифічної генералізованої десинхронізації і структурної перебудови ЕЕГ-ритмів в порівнянні з тренінгом з БЗЗ по параметру «прикладені зусилля в положенні пошуку динамічної рівноваги», який сприяв більш специфічною по частотним характеристикам і просторової локалізації активації ЕЕГ, що відображало більш диференційовані і спрямовані структурні перебудови активності кори головного мозку.

## ПРАКТИЧНІ РЕКОМЕНДАЦІЇ

1. Всі вивчені в роботі методики - як з БЗЗ, так і без БЗЗ, спрямовані на формування координаційних здібностей і рівноваги і тому можуть бути використані в тих видах спорту, які пред'являють підвищені вимоги саме до цих якостей. Це перш за все єдиноборства, багато ігрові види спорту, гімнастика, акробатика.

2. Доцільно застосування цих методів на різних етапах спортивного удосконалення. На початкових етапах варто застосовувати звичайні вправи без БЗЗ: цей варіант більш ефективний для формування навичок початкового рівня. На середньому рівні доцільно використовувати БЗЗ на стабілоплатформі, а у більш кваліфікованих спортсменів можна використовувати HUBER.

Перспективи подальшої розробки теми пов'язані з дослідженням впливу занять з використанням БЗЗ по параметрам «положення проекції центра ваги» і «зусилля, що докладаються в положенні пошуку динамічної рівноваги» на функціонування систем організму спортсменів різної кваліфікації в видах спорту, що пред'являють різні вимоги до розвитку координаційних здібностей, і на результати спортсменів, з подальшою розробкою рекомендацій по програмам тренувань для поліпшення спортивних результатів.

## ПОСИЛАННЯ

1. Анохин П.К. Узловые вопросы теории функциональной системы / П.К.Анохин. – М.: Наука, 1980. – 195 с.
2. Астахова А.И. Некоторые пути применения технологии ФБУ с БОС в спорте / А.И. Астахова // Медицинское обеспечение спорта высших достижений: первая научно–практическая конференция. Москва, 17 октября 2014 г. – М., 2014. С. 9–11.
3. Бандаков М.П. О роли и месте координационных способностей в тренировочном процессе спортсменов, занимающихся греко–римской борьбой / М.П. Бандаков, Д.В. Грязин // Вестник ВятГУ. – 2014. – № 8. – С. 135–138.
4. Баулина О.В. Применение мультипараметрической биологической обратной связи в спортивной медицине / О.В. Баулина, Т.В. Истомина // Биотехносфера. – 2014. – № 3 (33). – С. 50–52.
5. Бердичевская Е.М. Стабилографическая оценка точности движений квалифицированных баскетболистов разного игрового амплуа / Е.М. Бердичевская, А.С. Тришин // Физическая культура, спорт – наука и практика. – 2015. – № 3. – С. 65–70.
6. Бирюкова Е.А. Технологии биоуправления в оптимизации двигательных когнитивных возможностей спортсменов-ориентировщиков / Е.А. Бирюкова, С.В. Погодина, Э.Р. Джелдубаева, Г.Д. Алексанянц // Теория и практика физической культуры. – 2020. – № 11. – С. 47–49.
7. Володенко Д.В. Опыт применения БОС–тренинга в комплексной реабилитации пожарных и спасателей / Д.В. Володенко // Современные проблемы гражданской защиты. – 2016. – № 2 (19). – С. 32–33.
8. Гаевая Ю.А. Коррекция постурального баланса у людей старшего возраста методом стабилографической тренировки с биологической обратной связью / Ю.А. Гаевая, Е.В. Медведева, А.А. Ильин, Л.В. Капилевич // Теория и практика физической культуры. – 2020. – № 11. – С. 43–44.



9. Городничев Р.М. Спортивная электромиография: монография / Р.М. Городничев. – Великие Луки: ВЛГИФК, 2005. – 230 с.
10. Датченко С.А. Предпосылки возникновения и история развития современной психофизиологической технологии БОС / С.А. Датченко // Личность, семья и общество: вопросы педагогики и психологии. – 2015. – № 2 (49). – С. 7–12.
11. Двейрина О.А. Координационные способности: определение понятия, классификация форм проявления / О.А. Двейрина // Ученые записки университета Лесгафта. – 2008. – № 1. – С. 35–38.
12. Дёмин Д.Б. Физиологические основы методов функционального биоуправления / Д.Б. Дёмин, Л.В. Поскотинова // Экология человека. – 2014. – № 9. – С. 48–59.
13. Дёмин Д.Б. ЭЭГ–реакции в динамике кардиобиоуправления у подростков с различным вегетативным тонусом, проживающих на северных широтах / Д.Б. Дёмин, Л.В. Поскотинова, Е.В. Кривоногова // Экология человека. 2016. – № 10. – С. 23–30.
14. Долецкий А.Н. Новый подход к оценке успешности сеансов биоуправления с обратной связью на примере произвольной регуляции показателей мозговой гемодинамики / А.Н. Долецкий, Р.Е. Ахундова, И.В. Хвастунова // Современные проблемы науки и образования. – 2013. – № 1. – С. 18.
15. Долецкий А.Н. Электронная йога / А.Н. Долецкий // Компьютерра. – 2007. – № 31 (699). – С. 15–17.
16. Доценко В.И. Современные алгоритмы стабилметрической диагностики постуральных нарушений в клинической практике / В.И. Доценко, В.И. Усачев, С.В. Морозова, М.А. Скедина // Медицинский совет. – 2017. – № 8. – С. 116–122.
17. Еганов В.А. Обоснование направленности педагогических воздействий и подбора средств тренировки при развитии координационных способностей в спортивных видах единоборств [Электронный ресурс] / В.А. Еганов, А.О. Миронов // Современные проблемы науки и образования. – 2011. – № 4. .
18. Занковец В.Э. Проблемы педагогической оценки координационных

способностей хоккеистов / В.Э. Занковец, В.П. Попов // Вестник спортивной науки. – 2015. – № 5. – С. 63–68.

19. Звёздочкина Н.В. Исследование электрической активности головного мозга / Н. В. Звёздочкина. – Казань: Казанский университет, 2014. – 59 с.

20. Илларионова А.В. Характеристики биоэлектрической активности головного мозга при тренировке с использованием аппаратов с функцией обратной связи / А.В. Илларионова, Л.В. Капилевич // Человек. Спорт. Медицина. 2019. – № S1. – С. 7–17.

21. Илларионова А.В. Характер межмышечной координации при формировании навыка точных бросков / А.В. Илларионова, Л.В. Капилевич // Теория и практика физической культуры. – 2016. – № 4. – С. 83–84.

22. Капилевич, Л.В. Физиологические методы контроля в спорте: Учебное пособие / Л.В. Капилевич, К.В. Давлетьярова, Е.В. Кошельская. – Томск: Издательство ТПУ, 2009. – 160 с.

23. Карпеев А.Г. Двигательная координация человека в спортивных упражнениях баллистического типа: дис. ... д-ра пед. наук: 13.00.04 / Карпеев Анатолий Георгиевич; Сиб. гос. акад. физ. культуры. – Омск, 1998. – 322 с.

24. Карпеев А.Г. Критерии оценки двигательной координации спортивных действий / А.Г. Карпеев // Вестник Томского государственного университета. – 2008. – № 312. – С. 169–172.

25. Косачев В.Е. Стабилография в системе психофизиологического мониторинга / В.Е. Косачев // Известия Южного федерального университета. Технические науки. – 2000. – № 4 (18). – С. 22–24.

26. Коц Я.М. Спортивная физиология. Учебник для институтов физической культуры / Я.М. Коц. – Москва: Физкультура и спорт, 1998. – 240 с.

27. Кривоногова Е.В. Индивидуально–типологические варианты реактивности ЭЭГ–колебаний при биоуправлении параметрами ритма сердца у подростков и молодых лиц на Севере / Е.В. Кривоногова, Л.В. Поскотинова, Д.Б. Дёмин // Журнал высшей нервной деятельности. – 2015. – Т. 65, № 2. – С. 203–211.

28. Левин Е.А. Роль осцилляторных систем головного мозга человека в

активации и торможении двигательных реакций / Е.А. Левин, А.Н. Савостьянов, Д.О. Лазаренко, Г.Г. Князев // Бюллетень Сибирского отделения Российской академии медицинских наук. – 2007. – Т. 12, № 3. – С. 64–72.

29. Лукьяненко В.П. Физическая культура: основы знаний: учебное пособие / В.П. Лукьяненко – 2-е изд., стереот. – Москва: Советский спорт, 2005. – 224 с.

30. Лях В.И. Координационные способности: диагностика и развитие / В.И. Лях. – Москва: ТВТ Дивизион, 2006. – 290 с.

31. Марьенко И.П. Стабилометрическая характеристика процесса перехода от циклической к сложнокоординаторной деятельности у спортсменов / И.П. Марьенко, С.А. Лихачев // Неврология и нейрохирургия. Восточная Европа. 2013. – № 3. – С. 78–85.

32. Методики диагностики и тренировки функции равновесия. Пособие для врачей / Л.А. Черникова, К.И. Устинова, М.Е. Иоффе и др. – Москва: ГУ НИИ НЕВРОЛОГИИ РАМН, ЗАО РИТМ, 2007. – 50 с.

33. Моисеенко В.А. Применение БОС в спорте / В.А. Моисеенко // Вопросы устойчивого развития общества. – 2020. – № 9. – С. 507–511.

34. Николаев С.Г. Практикум по клинической электромиографии / С.Г. Николаев. 2-издание, перераб. и доп. – Иваново: Иван. гос. мед. академия, 2003. – 264 с.

35. Павлов С.Е. Адаптация / С.Е. Павлов. – Москва: «Паруса», 2000. – 282 с.

36. Пашков И.Н. Роль сенсорных систем при развитии координационных способностей / И.Н. Пашков // Физическое воспитание студентов творческих специальностей. – 2008. – № 1 – С. 38–44.

37. Плоткин Ф.Б. Биологическая обратная связь и ее применение в аддиктологии / Ф.Б. Плоткин // Наркология. – 2010. – № 4 (100). – С. 102–113.

38. Подкорытов В.С. Депрессии. Современная терапия / В.С. Подкорытов, Ю.Ю. Чайка. – Харьков: Торнадо, 2003. – 350 с.

39. Попадюха Ю.А. Опыт применения компьютерной системы huber motion lab в оздоровлении и укреплении опорно-двигательного аппарата студентов / Ю.А. Попадюха, Я.И. Жданович, И.В. Литус // Физическое воспитание студентов. 2012. –

№ 6. – С. 88–92.

40. Попадюха Ю.А. Перспективы использования компьютерных систем *huber* в оздоровлении, профилактике повреждений и физической реабилитации / Ю.А. Попадюха Г.В. Коробейников // Педагогика, психология и медико-биологические проблемы физического воспитания и спорта. – 2012. – № 1. – С. 88–93.

41. Попов Г.И. Искусственная управляющая и предметная среда как факторы управления параметрами двигательных действий спортсменов / Г.И. Попов // Моделирование спортивной деятельности в искусственно созданной среде (стенды, тренажеры, имитаторы): материалы конференции. – Москва, 1999. С. 80–84.

42. Психология физической культуры: учебник / под ред. Б.П. Яковлева, Г.Д. Бабушкина. – Москва: Издательство «Спорт», 2016. – 624 с.

43. Психотерапевтическая энциклопедия / под ред. Б. Д. Карвасарского. – 3-е изд., перераб. и доп. – Санкт–Петербург: Питер, 2006. – 943 с.

44. Рошин В.Ю. Роль визуальной коррекции на ранних стадиях движения при выучивании новой зрительно–двигательной координации / В.Ю. Рошин, А.А. Фролов, А. Роби-Брами // Российский журнал биомеханики. – 1999. – № 2. – С. 97–98.

45. Семенова Т.А. Особенности формирования двигательных навыков у дошкольников / Т.А. Семенова // Дошкольное воспитание. – 2014. – № 12. – С. 105–112.

46. Скворцов Д.В. Стабилометрическое исследование: краткое руководство / Д.В. Скворцов. – Москва: Маска, 2010. – 176 с.

47. Слива С.С. Отечественная компьютерная стабиллография: состояние, проблемы и перспективы / С.С. Слива, И.В. Кондратьев, А.С. Слива // Известия Южного федерального университета. Технические науки. – 2008. – № 6. – С. 98–101.

48. Слива С.С., Слива А.С., Кривец Д.В. Стабилоанализатор «Стабилан–01» в спорте / С.С. Слива, А.С. Слива, Д.В. Кривец // Известия ЮФУ. Технические науки. – 2004. – № 6. – С. 25–29.

49. Терещенко И.А. Оценка координационных способностей студентов

первого курса на практических занятиях по гимнастике / И.А. Терещенко, А.П. Оцупок, С.В. Крупеня, Т.М. Левчук, В.Н. Болобан // Физическое воспитание студентов. – 2013. – № 3. – С. 60–71.

50. Ткаченко Б.И. Нормальная физиология человека / Б.И. Ткаченко. – Москва: Медицина, 2005. – 513 с.

51. Томилов В.Н. Принципы формирования рациональных двигательных действий в спорте: дис. ... д-ра пед. наук: 01.02.08 / В.Н. Томилов; Адыгейский государственный университет. – Санкт–Петербург, 2008. – 311 с.

52. Трембач А.Б. Сравнительный анализ спортивной техники в пауэрлифтинге у спортсменов различных квалификаций с поражением опорно-двигательного аппарата / А.Б. Трембач, Ю.В. Шкабарня, И.Н. Федорова, М.А. Липатникова, Т.В. Пономарева, А.Н. Тюленев, О.А. Писаренко // Инженерный вестник Дона. – 2012. – № 4 (Ч. 1). – С. 178–180.

53. Трофимов О.Н. Развитие координационных способностей и равновесия у детей младшего школьного возраста / О.Н. Трофимов // Ярославский педагогический вестник. – 2011. – № 3. – С. 114–118.

54. Усачев В.И. Информативность стабилметрических параметров / В.И. Усачев, В.Е. Беляев // Известия ЮФУ. Технические науки. – 2006. – № 11. – С. 149–150.

55. Устинова К.И. Восстановление поздних нарушений методом биоуправления по стабิโลграмме в клинике нервных болезней / К.И. Устинова, Л.А. Черникова, М.Е. Иоффе // Альманах клинической медицины. – 2001. – № 4. – С. 179–180.

56. Фекличева И.В. Взаимосвязь физической активности и функциональной связанности мозга / И.В. Фекличева, Н.А. Чипеева, И.М. Захаров, Е.П. Масленникова, В.И. Исмагуллина // Человек. Спорт. Медицина. – 2019. – № 4. – С. 50–58.

57. Физиология человека. Учебник. В 3 т. Т. 1. / под ред. Р. Шмидта и Г. Тевса; пер. с англ. Н. Н. Алипова [и др.] под ред. П. Г. Костюка. – 3-е изд. – Москва: Мир, 2007. – 323 с.

58. Фомина Д.К. Влияние двигательной деятельности разной

направленности на электронейромиографические показатели нервно-мышечного аппарата человека: дис. на соиск. учен. степ. канд. биол. наук: 03.00.13 / Фомина Дина Константиновна; Твер. гос. ун-т. – Тверь, 2006. – 141 с.

59. Харькова О.А. Сравнение двух парных выборок с помощью пакета статистических программ Stata: непараметрические критерии / О.А. Харькова, А.М. Гржибовский // Экология человека. – 2014. – № 12. – С. 55–60.

60. Холодов Ж.К. Теория и методика физического воспитания и спорта / Ж.К. Холодов, В.С. Кузнецов. – Москва: Академия, 2003. – 480 с.

61. Хохлова О.А. Задачи и средства физического воспитания учащихся, отнесенных к подготовительной и специальной медицинской группам / О.А. Хохлова, Н.С. Алешина // Символ науки. – 2016. – № 9-2. – С. 126–128.

62. Черапкина Л.П. Успешность курса нейробиоуправления и изменения «фоновой» ЭЭГ у спортсменов разной квалификации / Л.П. Черапкина // Вопросы функциональной подготовки в спорте высших достижений. – 2019. – № 1. – С. 208–216.

63. Черапкина Л.П. Факторы успешности нейробиоуправления у спортсменов / Л.П. Черапкина // Психология. Психофизиология. – 2019. – № 2. – С. 80–88.

64. Чермит К.Д. Классификация биоэлектрической активности мышц при выполнении приседания со штангой в пауэрлифтинге / К.Д. Чермит, А.Г. Заболотный, А.В. Шаханова, А.А. Тхагова // Вестник Адыгейского государственного университета. Серия 4: Естественно–математические и технические науки. – 2012. – № 1. – С. 76–85.

65. Черникова Л.А. Биоуправление по стабิโลграмме в клинике нервных болезней / Л.А. Черникова, К.И. Устинова, М.Е. Иоффе, Ю.А. Ермолаева, С.С. Слива, Э.О Девликанов., Г.А. Переяслов // Бюллетень СО РАМН. – 2004. – № 3. – С. 85–91.

66. Чхаидзе Л.В. Об управлении движениями человека / Л.В. Чхаидзе. – Москва: ФиС, 1970. – 135 с.

67. Шестаков М.П. Контроль и развитие координационных способностей теннисистов. / М.П. Шестаков, Т.В. Щенникова, М. Аль Халили // Известия Южного

федерального университета. Технические науки. – 2008. – № 6. – С. 144– 145.

68. Шестаков М.П. Особенности тестирования координационных способностей футболистов / М.П. Шестаков // Особенности тестирования координационных способностей футболистов // Известия ЮФУ. Технические науки. – 2008. – № 6. – С. 145–148.

69. Шток В.Н., Иванова-Смоленская И.А., Левин О.С. Экстрапирамидные расстройства. Руководство по диагностике и лечению / В.Н. Шток, И.А. Иванова-Смоленская, О.С. Левин. – М.: МЕДпресс-информ, 2002. – 608 с.

70. Эффективность ЭЭГ–БОС–тренинга у спортсменов, воспитанников училища олимпийского резерва / А.В. Ковалева, А.В. Квитчастый, К.А. Бочавер, В.Н. Касаткин // Спортивный психолог. – 2013. – № 1 (28). – С. 45–47.

71. Balkis Z. Alpha and beta EEG brainwave signal classification technique: A conceptual study / Z. Balkis, Z. Hussain, I. Iza // 2014 IEEE 10th International Colloquium on Signal Processing and Its Applications (CSPA): conference proceedings. Kuala Lumpur, Malaysia, 07–09 March, 2014. – Kuala Lumpur, 2014. – P. 233–237.

72. Boloban V. Didactic technology in mastering complex motor tasks / V. Boloban, J. Sadowski, T. Niżnikowski, W. Wiśniowski // Coordination motor abilities in scientific research. – 2010. – Vol. 33. – P. 112–129.

73. Boloban V. Functional pedagogical equation as the technology of training acrobatic exercises of balance motion type of the system of bodies / V. Boloban, J. Sadowski, T. Niżnikowski // Coordination motor abilities in scientific research. – 2010. – Vol. 33. – P. 130–141.

74. Bonnette S. A Technical Report on the Development of a Real–Time Visual Biofeedback System to Optimize Motor Learning and Movement Deficit Correction /

75. S. Bonnette, C.A. DiCesare, A.W. Kiefer, M.A. Riley, K.D. Barber Foss, S. Thomas, J.A. Diekfuss, G.D. Myer // Journal of Sports Science and Medicine. – 2020. – Vol. 19 (1). – P. 84–94.

76. Buraczewski T. Rational for early training in motor and technical preparation of football players at initial stage of training / T. Buraczewski, L. Cicirko, M. Storto,

77. K. Twarowski // Coordination motor abilities in scientific research. – 2010. –

Vol. 33. – P. 177–184.

78. Cherapkina L.P. Bioelectric activity of the brain and the predictive importance of effects of neurobiofeedback course at athletes / L.P. Cherapkina // *Journal of Human Sport and Exercise*. – 2018. – № 13 (Proc2). – P. S370–S384.

79. Cheron G. Brain oscillations in sport: Toward EEG biomarkers of performance / G. Cheron, G. Petit, J. Cheron et al. // *Frontiers in Psychology*. – 2016. – Vol. 7. – P. 246.

80. Devinsky O. Contributions of anterior cingulate cortex to behaviour / O. Devinsky, J.M. Martha, A.V. Brent // *Brain*. – 1995. – Vol. 118 – P. 279–306.

81. Galozzi R. Huber © platform: an innovative methodology for postural re-education techniques / R. Galozzi, M. Faina // 15th world congress of Aesthetic medicine. Rome, Italy, May 05–08, 2005. – Rome, 2005. – P. 1.

82. Giggins O.M. Biofeedback in rehabilitation / O.M. Giggins, U.M. Persson, B. Caulfield // *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* – 2013. – № 60. – P. 1– 11.

83. Hrusova D. Coordination Motor Abilities Of Sport Management Students / D. Hrusova, P. Hrusa, B. Komestik // *Materials of International Conference on Sport, Education, and Psychology*. Bucharest, Romania, May 09–11, 2017. – Bucharest, 2017. P. 20–26.

84. Illarionova A.V. Value of vestibular and proprioceptive sensitivity in the formation of coordination abilities / A.V. Illarionova, L.V. Kapilevich // 4th International interdisciplinary conference on «Modern problems in systemic regulation of physiological functions»: conference proceedings. Moscow, September 17–18, 2015. Moscow, 2015. – P. 274–278.

85. Jaakkola T. Differences in the Motor Coordination Abilities Among Adolescent Gymnasts, Swimmers, and Ice Hockey Players / T. Jaakkola, W. Anthony // *Human movement*. – 2017. – № 18 (1). – P. 44–49.

86. Ji L. Correlation analysis of EEG alpha rhythm is related to golf putting performance / L. Ji, H. Wang, T.Q. Zheng et al. // *Biomedical Signal Processing and Control*. – 2019. – Vol. 49. – P. 124–136.

87. Kiefer A.W. A Commentary on Real-Time Biofeedback to Augment Neuromuscular Training for ACL Injury Prevention in Adolescent Athletes /



88. A.W. Kiefer, A.M. Kushner, J. Groene, C. Williams, M.A. Riley, G.D. Myer // *Journal of Sports Science and Medicine*. – 2015. – Vol. 14 (1). – P. 1–8.
89. Kimmerly D.S. Cortical regions associated with autonomic cardiovascular regulation during lower body negative pressure in humans / D.S. Kimmerly,
90. D.D. O'Leary, R.S. Menon, J.S. Gati, J.K. Shoemaker // *The Journal of Physiology*. – 2005. – Vol. 15: 569 (Pt 1). – P. 331–345.
91. Kos A. Biofeedback in Sport and Rehabilitation / A. Kos // 8th Mediterranean Conference on Embedded Computing (MECO). Budva, Montenegro, June 10–14, 2019. Budva, 2019. – P. 1–1.
92. Kruczkowski D. Effects of programmed physical activity of girls and boys aged 11 – 13 measured by the level of keeping body balance / D. Kruczkowski,
93. K. Kochanowicz, E. Kucharska, T. Niżnikowski // *Coordination motor abilities in scientific research*. – 2010. – Vol. 33. – P. 142–151.
94. Lyakh V. The relationship between the concepts of motor skill, habit and technique of physical exercises in the system of learning motor activities / V. Lyakh // *Coordination motor abilities in scientific research*. – 2010. – Vol. 33. – P. 64–76.
95. Mastalerz A. The relationship between bioelectrical muscle activity and run intensity / A. Mastalerz, L. Gwarek, J. Mastalerz // *Coordination motor abilities in scientific research*. – 2010. – Vol. 33. – P. 221–233.
96. Miller J.F. Correlation between coordination motor abilities and technical skills of Olympic style taekwondo athletes at different levels of proficiency / J.F. Miller,
97. J. Sadowski, M. Miller // *Coordination motor abilities in scientific research*. – 2010. – Vol. 33. – P. 234–238.
98. Minikhanov V.A. Coordinating skills development during sports training process of people going in for combat sports using specific motor training tasks /
99. V.A. Minikhanov // *Pedagogical–Psychological and Medico–Biological Problems of Physical Culture and Sports*. – 2018. – Vol. 3, № 2. – P. 51–55.
100. Nelson Ferguson K., Sport Biofeedback: Exploring Implications and Limitations of Its Use / K. Nelson Ferguson, C. Hall // *The Sport Psychologist*. – 2020. № 34 (3). – P. 232–241.

101. Oppenheimer S.M. Cardiovascular effects of human insular cortex stimulation // S.M. Oppenheimer, A. Gelb, J.P. Girvin, V.C. Hachins // *Neurology*. – 1992. Vol. 42. – P. 1727–1732.
102. Park J.L. Making the case for mobile cognition: EEG and sports performance / J.L. Park, M.M. Fairweather, D.I. Donaldson // *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*. – 2015. – Vol. 52. – P. 117–130.
103. Perry F. Biofeedback and Neurofeedback in Sports / F. Perry, L. Shaw, L. Zaichkowsky // *Biofeedback*. – 2011. – Vol. 39 (3). – P. 95–100.
104. Petryński W. Motor learning processin humans: down and up bernshtein's ladder / W. Petryński // *Coordination motor abilities in scientific research*. – 2010. – Vol. 33. – P. 40–48.
105. Petryński W. System description of human motor performance: the movement construction matrix / W. Petryński // *Coordination motor abilities in scientific research*. – 2010. – Vol. 33. – P. 55–63.
106. Pexioto C. Technical development. How coaches understand movements. Performance indicators / C. Pexioto // *Coordination motor abilities in scientific research*. – 2010. – Vol. 33. – P. 49–54.
107. Punakallio A. Balance abilities of workers in physically demanding jobs: doctoral dissertation / Punakallio Anne; Haartman institute. – Helsinki, 2004. – 87 p.
108. Pusenjak N. Can biofeedback training of psychophysiological responses enhance athlete's sport performance? A practitioner's perspective / N. Pusenjak, Grad, M. Tušak, M. Leskovsek, R. Schwarzlin // *The Physician and Sportsmedicine*. 2015. – № 43. – P. 287–299.
109. Rajendran V. Effect of exercise intervention on vestibular related impairments in hearing-impaired children / V. Rajendran, F.G. Roy, D. Jeevanantham // *Alexandria Journal of Medicine*. – 2012. – Vol. 49, № 1. – P. 7–12.
110. Rajendran V. Postural control, motor skills, and health-related quality of life in children with hearing impairment: a systematic review / V. Rajendran, F.G. Roy, D. Jeevanantham // *Eur Arch Otorhinolaryngol*. – 2012. – № 269. – P. 1063–1071.
111. Sadowski J. Structure of coordination and motor capacities of female

basketballers at different stages of sport perfection / J. Sadowski, P. Wołosz, J. Zieliński // *Coordination motor abilities in scientific research*. – 2010. – Vol. 33. – P. 152–160.

112. Sang-Hyuk P. Pilot Application of Biofeedback Training Program for Racket Sports Players / P. Sang-Hyuk, H. Seunghyun, L. Sang-Mi // *Annals of Applied Sport Science*. – 2020. – № 8 (4). – P. 1–5.

113. Shavikloo J. The Effect of Six Weeks Neuromuscular Training Program on Balance of Congenital Deafness Students / J. Shavikloo, A. Norasteh // *International Journal of Sports Science & Medicine*. – 2018. – Vol. 2, № 3. – P. 056–061.

114. Shestakov M. Examination of coordination structure in sports characterized by asymmetric movements / M. Shestakov, A. Abalyan, T. Fomichenko, A. Zubkova, E. Sheludko // *Coordination motor abilities in scientific research*. – 2010. – Vol. 33. – P. 174–176.

115. Schomer D.L. The Normal EEG in an Adult / D.L. Schomer, A. Blum, S. Rutkove // *The Clinical Neurophysiology Primer*. – Totowa: Humana Press, 2007. – P. 57–71.

116. Starosta W. Influence of the muscle relaxation ability on results in sport / W. Starosta // *Coordination motor abilities in scientific research*. – 2010. – Vol. 33. – P. 18–39.

117. Staszkievicz R. Kinematic and dynamic parameters of counter movement jump (CMJ) in young football players / R. Staszkievicz, L. Gargula, W. Forczek // *Coordination motor abilities in scientific research*. – 2010. – Vol. 33. – P. 211–220.

118. Tchórzewski D. Relationships between the level of technical skills and dynamic balance in beginner skiers / D. Tchórzewski, P. Bujas, J. Jaworski, Szczygieł // *Coordination motor abilities in scientific research*. – 2010. – Vol. 33. – P. 88–96.

119. Witkowski Z. Control and training of coordination motor abilities in football / Z. Witkowski // *Coordination motor abilities in scientific research*. – 2010. – Vol. 33. P. 97–104.