

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
ЧОРНОМОРСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ
ІМЕНІ ПЕТРА МОГИЛИ

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

ФІЗІОЛОГІЧНІ ХАРАКТЕРИСТИКИ РУХОВИХ НАВИКІВ
УДАРНИХ ДІЙ У ФУТБОЛІСТІВ З ОБМЕЖЕНИМИ
МОЖЛИВОСТЯМИ ЗДОРОВ'Я

Дипломна робота

Студента 685 групи
Калабухіна Р.О.
Науковий керівник
к.б.н., доцент
Гетманцев С.В.

Миколаїв – 2023

ЗГІДНО РІШЕННЯ КАФЕДРИ МЕДИКО-БІОЛОГІЧНИХ ОСНОВ СПОРТУ
ТА ФІЗИЧНОЇ РЕАБІЛІТАЦІЇ РОБОТУ РОЗГЛЯНУТО ТА РЕКОМЕНДОВАНО
ДО ЗАХИСТУ

Протокол № 6 від 24 січня 2023 року

дипломну роботу магістра Калабухіна Руслана Олеговича на тему:
«Фізіологічні характеристики рухових навиків ударних дій футболістів з
обмеженими можливостями здоров'я».

Завідувач кафедри

Гетманцев Сергій Васильович

Декан факультету

Тупєєв Юлай Вільович

ЗМІСТ

ВСТУП	6
РОЗДІЛ 1. ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИ	10
1.1. Фізіологічні механізми керування рухами спортсменів.....	10
1.2 Біомеханічні та фізіологічні закономірності побудови ударів по м'ячу у футболі	19
ВИСНОВКИ ДО РОЗДІЛУ 1	29
РОЗДІЛ 2. МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ	31
2.1. Об'єкт дослідження	31
2.2. Методи дослідження	31
2.2.1 Біомеханічний аналіз рухів	31
2.2.2. Комп'ютерна стабілізація	34
2.2.3. Електроміографія	38
2.2.4 Статистична обробка матеріалу	41
ВИСНОВКИ ДО РОЗДІЛУ 2	42
РОЗДІЛ 3. РЕЗУЛЬТАТИ ТА ЇХ ОБГОВОРЕННЯ	43
3.1. Біомеханічні характеристики ударних рухів у футболістів з обмеженими можливостями здоров'я, які зумовлені порушеннями з боку опорно-рухового апарату.....	43
3.1.1. Удар середньою частиною підйому стопи	43
3.1.2. Удар зовнішньою частиною підйому стопи.....	46
3.1.3. Удар внутрішньою частиною підйому стопи.....	50
3.2. Характеристики координації та рівноваги у футболістів з порушеннями опорно- рухового апарату	52
3.3. Вплив стану кровопостачання у вертебробазиллярному басейні на величину рівноваги у футболістів	62
3.4. Характеристики біоелектричної активності м'язів нижніх кінцівок при виконанні удару по м'ячу у футболістів з обмеженими можливостями здоров'я, зумовленими порушеннями з боку опорно-рухового апарату	68
ВИСНОВКИ ДО РОЗДІЛУ 3	73
ВИСНОВКИ	78

Практичні рекомендації.....	79
СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ	80

СПИСОК СКОРОЧЕНЬ

- КФР – коефіцієнт функції рівноваги;
ОМЗ – обмежені можливості здоров'я;
ЗЦТ – загальний центр тяжкості;
ЦТ – центр тиску;
ЧСС – частота серцевих скорочень;
ЕКГ – електрокардіограма;
ЕМГ – електроміографія;
Mv – кількість руху.

ВСТУП

Актуальність дослідження. Фізіологічні механізми, що здійснюють регулювання рухової діяльності, визначають ефективність управління рухами при виконанні ударно-цільових дій. Отже, вдосконалення процесів регуляції рухів, яких залежить ефективність ударів по м'ячу, є основою технічної підготовки спортсменів з погляду фізіології [30, 61].

В наш час високі досягнення у спортивній діяльності можна отримати лише за дотримання таких важливих факторів: об'єктивний контроль функціонального стану організму спортсмена, індивідуальний облік фізіологічних закономірностей та механізмів управління руховими діями конкретного спортсмена [1, 21, 45]. Особливо актуальне дотримання принципів стає важливим, коли у спортивну діяльність залучаються спортсмени з обмеженими можливостями здоров'я [60, 66].

Офіційно сьогодні закріплений термін «Люди з обмеженими можливостями здоров'я». Однак термін ОМЗ у такому трактуванні не зовсім відповідає прийнятому в зарубіжній літературі терміну «Special needs people», оскільки несе в собі обмежувально-зневажливий відтінок. Ставити рівність під час перекладу цих термінів, очевидно, не можна. У науковій літературі сьогодні багато авторів переходять до іншого терміну – особливі освітні потреби. Це виглядає коректнішим щодо освітнього процесу.

В останні роки в публікаціях біологічного та фізіологічного спрямування став використовуватися термін «особливі можливості здоров'я» - як більш відповідний галузі медико-біологічних досліджень і в той же час і за духом, і за змістом найближчий до загальноприйнятого в міжнародному співтоваристві терміну «Special needs people» [98, 109].

Основними завданнями рухової активності для зазначеної категорії осіб є збереження здоров'я та підвищення якості життя, соціальна адаптація [45, 74]. Футбол відноситься до видів спорту з великим вкладом динамічного компонента і має значний реабілітаційно-оздоровчий потенціал для цієї категорії осіб [28]. Однак особливості рухів у молодих людей з ОМЗ під час гри у футбол практично не вивчені.

Вивчення фізіологічних характеристик рухових навичок ударних дій у футболістів з обмеженими можливостями здоров'я є актуальною науковою проблемою для формування теоретичних основ медико-біологічного супроводу параолімпійського руху в даному виді спорту. Опис закономірностей та характеристика особливостей управління руховими діями у спортсменів цієї групи дозволить надалі розробляти нові ефективні підходи як до тренування параолімпійських команд, так і до забезпечення оздоровчого ефекту, рекреації та соціалізації осіб з обмеженими можливостями здоров'я.

Ця проблема є одним із важливих викликів сучасного суспільства.

Мета дослідження: вивчити фізіологічні характеристики рухових навичок ударних дій у футболістів з обмеженими можливостями здоров'я, які зумовлені порушеннями з боку опорно-рухового апарату.

Для досягнення цієї мети було поставлено такі **завдання**:

1. Вивчити біомеханічні характеристики ударів по м'ячу у футболістів з обмеженими можливостями здоров'я, які зумовлені порушеннями з боку опорно-рухового апарату.

2. Дослідити показники координації та рівноваги у футболістів з обмеженими можливостями здоров'я, зумовленими порушеннями з боку опорно-рухового апарату.

3. Дослідити особливості координації та рівноваги під час удару по м'ячу у футболістів з обмеженими можливостями здоров'я, зумовленими порушеннями з боку опорно-рухового апарату.

4. Дослідити особливості біоелектричної активності м'язів нижніх кінцівок при виконанні удару по м'ячу у футболістів з обмеженими можливостями здоров'я, які зумовлені порушеннями з боку опорно-рухового апарату.

Об'єктом дослідження є ударні дії футболістів з обмеженими можливостями здоров'я.

Предметом дослідження є фізіологічні характеристики рухових навичок ударних дій у футболістів з обмеженими можливостями здоров'я.

Методи дослідження: Методологія цього дослідження заснована на схемі рефлекторного кільця Н. А. Бернштейна та на концепції взаємозв'язку основних положень теорії адаптації та методики формування рухових навичок. У роботі використовувався комплекс фізіологічних методів: комп'ютерна стабілізаторія, електроміографія, MotionTracking (фотозйомка рухів високошвидкісною цифровою камерою з покадровим комп'ютерним аналізом зображень) та математичним обробленням даних.

Практична значимість дослідження. Отримані результати розкривають низку важливих фізіологічних закономірностей, що лежать в основі формування рухових навичок у футболістів з обмеженими можливостями здоров'я, які зумовлені порушеннями з боку опорно-рухового апарату. У той же час дані закономірності можуть послужити основою для розробки нових, що мають фізіологічне обґрунтування, методів тренування футболістів з ОМЗ, поліпшення техніки виконання ударів по м'ячу та підвищення ефективності ударно-цільових дій у цих спортсменів.

Особистий внесок автора. Автором самостійно розроблено теоретичне обґрунтування фізіологічних підходів до оцінки та аналізу рухів спортсменів при виконанні ударів по м'ячу, визначено напрямок дослідження, сформульовано мету та завдання, складено дизайн дослідження. Самостійно виконано біомеханічні та фізіологічні дослідження, проведено статистичну обробку результатів, їх науковий аналіз та організовано їх обговорення, сформульовано положення та висновки, що виносяться на захист кваліфікаційної роботи.

Публікації. За результатами дослідження опубліковано 2 наукові праці:

1. Калабухін Р.О. Біомеханічні та фізіологічні побудови ударів по м'ячу у футболі / Р.О. Калабухін // Збірник наукових праць Миколаївського інституту розвитку людини закладу вищої освіти «Відкритий міжнародний університет розвитку людини «Україна». Серія: Фізична терапія, ерготерапія, Випуск VII. Миколаїв: ММІРЛ ЗВО Університету «Україна», 2023. - с.78-86.

2. Калабухін Р.О. Фізіологічні механізми керування рухами спортсменів / Р.О. Калабухін // Збірник наукових праць Миколаївського інституту розвитку людини закладу вищої освіти «Відкритий міжнародний університет розвитку людини «Україна». Серія: Фізична терапія, ерготерапія, Випуск VII. Миколаїв: ММІРЛ ЗВО Університету «Україна», 2023. - с.86-96.

Структура роботи. Кваліфікаційна робота викладена на 123 сторінках тексту та складається із вступу, трьох розділів: «Огляд літератури», «Матеріали та методи дослідження», «Результати дослідження та їх обговорення», висновків, списку скорочень та списку літератури, що включає 111 найменувань, у тому числі 49 – іноземною мовою. Робота містить 7 таблиць та ілюстрована 67 малюнками.

РОЗДІЛ 1. ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИ

1.1. Фізіологічні механізми керування рухами спортсменів

Сучасне уявлення про фізіологію рухів було розроблено та сформульовано Н. А. Бернштейном. У своїй роботі Бернштейн виділив природні рухи нормальної людини як об'єкт свого дослідження. До появи робіт Бернштейна у фізіології вважалося, що руховий акт описується за схемою рефлекторної дуги. Тобто на етапі навчання руху в рухових центрах з'являється та закріплюється програма даного руху, і під дією стимулу починається збудження. Потім починається процес його центральної обробки, коли в м'язи надходять командні імпульси і відбувається рухова реакція або реалізація руху [33,65,67].

Перший висновок, який зробив Бернштейн, відразу ж спростував цю теорію. Так як будь-який складний рух не зможе здійснитися лише за рахунок одного імпульсу. На виконання складного руху впливає як керуючий сигнал, а й безліч додаткових чинників. В результаті будь-який рух може досягти своєї мети при постійних коригуваннях виконання даного руху. А це стає можливим лише тоді, коли центральна нервова система має достатню інформацію про хід виконання руху. Тому Бернштейн запропонував використати принцип сенсорних корекцій. Він має на увазі під собою використання для регулювання процесу сенсорних сигналів про вид і динаміку мети, про ступінь і динаміку стиснення та розтягування м'язів і т.д., що впливають на її рух. Отже, можна назвати кілька груп чинників, які впливають на хід виконання руху [3,4].

I група чи реактивні сили. Дані сили виникають в інших частинах тіла під час руху і змінюють їх тонус і становище.

До II групи належать сили інерції. При різкому русі воно відбувається не тільки за рахунок моторного імпульсу, але і рухається за інерцією з якогось моменту. Тобто, рухається за інерцією від попередньої рухової дії.

До III групи можна віднести зовнішні сили, що діють під час виконання руху. Наприклад, при взаємодії з м'ячем будь-яка частина тіла (нога, рука або голова)

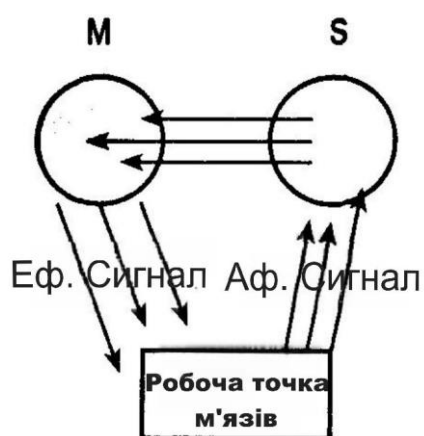
зустрічає опір. Причому опір з абсолютною точністю неможливо вгадати чи прорахувати. Т.к. на цей показник впливають швидкість, траєкторія м'яча тощо.

IV група, у яку входить такий показник, як вихідний стан м'язів. Т.к. стан м'яза змінюється залежно від втоми, або зі зміною її довжини, то той самий моторний імпульс, при досягненні м'яза, може показати різні результати [50, 92, 104].

Як вже було сказано вище, існує 4 групи факторів, які впливають на хід виконання руху. Тому центральній нервовій системі необхідно отримувати інформацію про постійні зміни у виконанні руху. Цей вид інформації називається сигналом зворотнього зв'язку [58, 60].

Таким чином було зроблено висновок про існування певної схеми, яка здійснює механізм руху. Ця схема отримала назву «схема рефлекторного кільця». Ця схема є розвитком принципу сенсорних корекцій [4,17,77].

У схематичному вигляді цей процес організований так: з моторного центру (М) надходить команда до робочої точки м'яза. Від робочої точки м'яза, своєю чергою, йдуть сигнали зворотнього зв'язку у сенсорний центр (S). У центральній нервовій системі відбувається перешифрування інформації в моторні сигнали корекції, що надійшла. І далі сигнали заново надходять у м'яз [2, 3]. У результаті утворюється кільцевий процес управління рухом (Мал. 1).

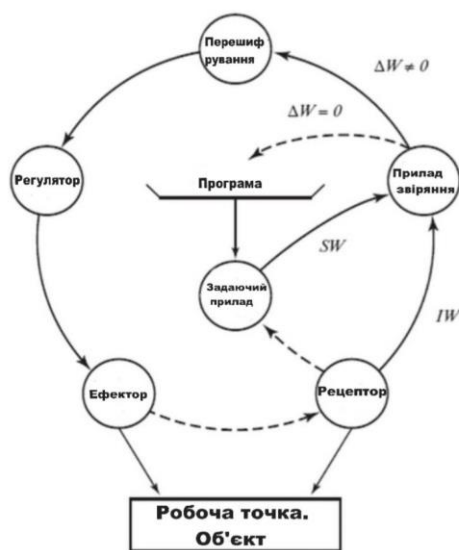


Мал. 1. Концепція побудови руху на основі рефлекторного кільця

Пізніше Бернштейн представив схему більш розгорнуту рефлекторного кільця, яка характерна для складних рухів. У цій схемі з'явилися такі елементи, як

моторний «вихід» або ефектор, сенсорний «вхід» або рецептор, робоча точка, прилад, що задає, прилад звірення, блок перешифрування, так само програма і регулятор.

За наявності великої кількості елементів принцип рефлекторного кільця функціонує інакше. У програмі у центральній нервовій системі збережено послідовні етапи складного руху. У певний момент починає відпрацьовуватися певний етап і відбувається запуск програми даного етапу в прилад, що задає. З приладу, що задає сигнали ідеального виконання руху (SW) надходять на прилад звірення. У цей час на прилад звірення приходять сигнали зворотнього зв'язку, інформують про зміни швидкості, довжини м'язів тощо. (IW). У приладі звірення ці сигнали порівнюються між собою, виходять сигнали неузгодженості між необхідним і фактичним ходом виконання руху. Після чого сигнали потрапляють у блок перешифрування та виходять сигнали корекції [5,8]. І вже після цього через регулятор потрапляють на ефектор та робочу точку (мал. 2).



Мал. 2. Розгорнута схема рефлекторного кільця за Н. А. Бернштейном

Поряд з теорією про рефлекторне кільце Бернштейн створив теорію про рівневу побудову руху. Кожен сигнал зворотнього зв'язку несе різну інформацію і надходить кожен сигнал у різні центри головного мозку. Отже, вони перемикаються

на моторні шляхи на різноманітних рівнях. Таким чином були виділені рівні спинного та довгастого мозку, підкіркові центри та рівень кори. Кожен рівень мав характерні йому моторні прояви [7, 9, 85].

Рівень А - найнижчий рівень, але водночас найдавніший. Він відбувається без участі психіки. Цей рівень відповідає за найважливіший аспект руху, який називається м'язовий тонус. На цей рівень надходять сигнали від м'язових пропріорецепторів, що інформують про рівень м'язової напруги. Також цей рівень відповідає за інформацію від органів рівноваги. В цілому цей рівень відповідає і регулює вельми нечисленні рухи, до яких відносяться вібрація і тремор, наприклад.

Рівень- синергій. На цьому рівні в основному переробляються інформаційні сигнали від м'язово-суглобових рецепторів, які інформують про взаємне знаходження та рух частин тіла. Він регулює рухи, що відбуваються у просторі власного тіла. Наприклад, моргання, потягування тощо. Рівень В також відіграє важливу роль в організації рухів більш високих рівнів, де на нього лягає важлива роль внутрішньої координації складних рухових дій. Також із цього рівня починається участь психіки.

Рівень С або рівень просторового поля. На даний рівень йдуть сигнали про зовнішній простір від органів зору, дотику та слуху. Отже, до рухів цього рівня відносяться всі рухи переміщення у просторі. Дії цьому рівні характеризуються чітким початком дії і закінченням.

Рівень D – рівень предметних та смислових дій. Є рівнем кори мозку, що відповідає за дії з предметами. Характерною особливістю цього є те, що рухи співвідносяться з логікою предмета. Це не так руху, як уже дії. Вони не дуже важливий руховий склад, чи траєкторія руху, а важливий лише кінцевий предметний результат.

Рівень Е – найвищий рівень – рівень інтелектуальних рухових актів. Цей рівень відповідає за такі види, як рухи письма, мовні рухи, рухи кодованого або символічного мовлення. Рухи цього рівня визначаються не предметним, а абстрактним, вербальним змістом [85, 86, 89].

На основі виділених рівнів руху Бернштейн зробив певну кількість висновків.

По-перше, як правило, при організації рухів беруть участь найчастіше не один рівень. Завжди бере участь один рівень на основі якого будується рух та супутні рівні. Так, наприклад, удар по м'ячу у футболі може розглядатися як складний рух, до якого залучені всі п'ять рівнів. Перший рівень чи рівень А забезпечує тонус м'язів гравця. Наступний рівень, сприяє внутрішньої координації, надає плавність і забезпечує швидкість руху. Рівень С координує рух у просторі. Вищий рівень D забезпечує правильне виконання удару з технічного погляду. І рівень E визначає сенс чи мета з якою має бути виконаний цей удар по м'ячу.

У результаті Бернштейн дійшов висновку, що компоненти руху, що будуються на провідному рівні у свідомості представлені, а робота інших рівнів найчастіше не усвідомлюється [3, 20].

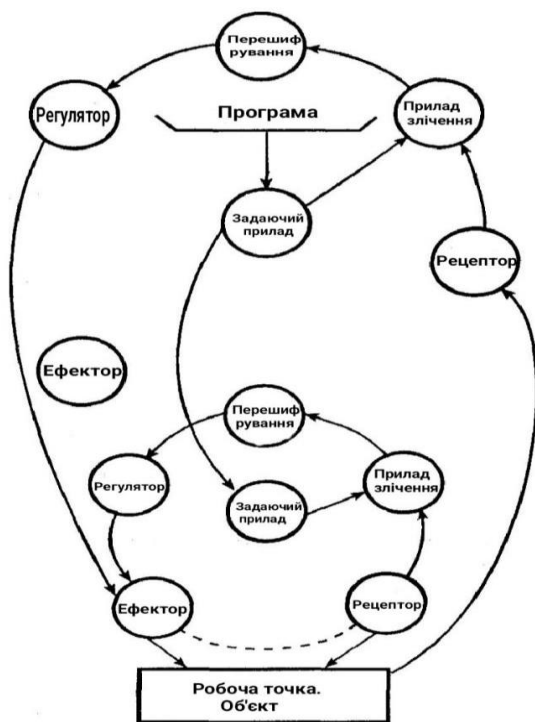
По-друге, в одному виді руху роль провідного рівня може грати не один рівень, а кілька. У цьому випадку рівень побудови руху визначатиметься змістом цього руху або його метою. Цей висновок показує найважливіше значення такого моменту як визначення завдань, цілей при організації та перебігу фізіологічних процесів.

На основі розроблених рівнів побудови руху та схемою рефлекторного кільця Бернштейн зміг систематизувати та уявити весь процес формування рухової навички. У цьому процесі було виділено три важливі періоди, у кожному з яких входить кілька фаз [20, 67].

Під час першого періоду починається перше ознайомлення з рухом та початкове оволодіння цим видом руху. Весь процес починається з визначення рухового складу руху, тобто виявлення елементів руху. Важливе значення має послідовність виконання рухів та поєднання рухів. Основними методами знайомства зі складом рухової дії є оповідання, роз'яснення та показ. Той, хто навчається, повинен отримати інформацію про рух з візуальної точки зору. Цей процес є першою фазою в першому періоді, з якої починається навчання рухової дії. До наступної фази відноситься такий процес, як заглиблення у внутрішню структуру руху. Людина вчиться перекодувати аферентні сигнали команди [18, 96].

При відпрацюванні виконання рухової дії важливим моментом є процес «запису» програми, місце розташування ноги, руки, їх траєкторія руху. Після цього включається робота блоку перешифрування для коригування правильності виконання руху. Одним важливим моментом його роботи є те, що в «приладі, що задає», обов'язкова присутність сформованої картини руху. Блок перешифрування виконує важливу роль, так як до нього включені всі сигнали корекцій щодо інших рівня. Тобто, процес побудови руху відбувається у межах одного рефлекторного кільця, а формується з урахуванням кількох кілець, які утворюються у процесі відпрацювання сигналів про неправильне виконання руху та його коригування [58, 63].

Загальна програма руху відноситься до кільця провідного рівня. Інші блоки дублюються в кільцях нижнього рівня. Також кожне кільце має свій «рецептор», оскільки інформація, яку отримує про виконання руху, відноситься до свого рівня. Але важливо помітити те, що блок (ефектор), який зводить всю інформацію з різних рівнів у кільце загальний (мал. 3).



Мал. 3. Схема взаємодії рефлекторних кілець різного рівня

Наступним етапом формування рухової дії є другий період чи період автоматизації рухів. Цей період передбачає передачу всіх компонентів руху або всього руху на фонові рівні. Внаслідок чого провідний рівень одержує свободу від конкретного елемента руху [33, 34].

Протягом другого періоду проходять ще два важливі процеси. По-перше, відбувається налаштування складної системи ієрархії рефлєкторних кілець. І по-друге, це вилучення готових рухових блоків. Справа в тому, що низові рівні регуляції, які вже мають досвід побудови якогось руху, мають певну базу готових рухових блоків, які були вироблені при виконанні рухових дій раніше. Саме в цьому полягає сенс створення даної бази. А покрокове відпрацювання прийомів, у свою чергу, використовує цю базу та відпрацьовує блоки. А вже далі, використовуючи ці блоки чи базові рухи, людина чи спортсмен у нашому випадку формує техніку виконання руху [84, 96].

Тому в процесі вивчення нового руху організм встановлює необхідність перешифрування певного виду, і в першу чергу намагається знайти їх у своїй «фонотеці», як назвав це Бернштейн. На його думку, «фонотека» існує у кожному організмі. І саме кількість фонів, які в ній зберігаються, безпосередньо залежать від можливості даного організму. Більше того, було помічено, що необхідний блок міг бути вилучений з руху, який кардинально відрізняється від руху, що освоюється.

І в останньому третьому періоді починається процес відточування навички за допомогою стабілізації та стандартизації процесу. Під поняттям стабілізація, у разі, розуміється досягнення такого рівня виконання руху, коли цей рух має чітку структуру виконання і втрачає цю структуру у разі виникнення зовнішніх внутрішніх чинників. Безпосередньо у футболі цим фактором може виявитися опір суперника у боротьбі за м'яч [84, 106].

Також у третьому періоді за постійного повторення рухової дії ми можемо бачити абсолютну копію одного руху, яка повторюється багато разів. Цей процес набуття навичок стереотипності отримав назву стандартизація. Також на себе звертає увагу той факт, що стандартизація процесу руху не може бути виконана без дії інерційних та реактивних сил. Їх вплив на початковому етапі навчання руху

можна назвати негативним, т.к. вони швидше заважають здійснити дію. А ось на третьому етапі при досягненні певного рівня майстерності організм може ефективно їх використовувати для сприяння.

А завершується процес формування рухової навички після утворення динамічно стійкої траєкторії. У свою чергу, динамічно стійка траєкторія — це лінія, під час руху якою діють механічні сили, які сприяють продовженню руху в певному напрямку. Саме за допомогою цього процесу досягається легкість руху та його невимушеність. Але найголовніше ця траєкторія відноситься до руху всього тіла спортсмена, а не до будь-якої частини тіла окремо [3, 27].

На основі виробленої теорії Бернштейн пізніше розробив концепцію принципу активності. Суть цього принципу полягає у визначенні найважливішої ролі внутрішньої програми у життєдіяльності організму. Принцип реактивності, у якому будь-який рух визначається стимулом, протиставляється принципу активності. У фізіологічному плані принцип активності ґрунтується на відкриття принципу рефлекторного кільця. Т.к. без центральної програми принцип рефлекторного кільця працювати не зможе, рух виконуватиметься рефлекторною дугою. А як було сказано вище за рефлекторною дугою, будь-який складний рух виконано бути не може [2, 7, 8, 9].

Отже, принципи активності та кільцевого управління з фізіологічної точки зору - це процеси, які міцно пов'язані один з одним. Тому рух людини ні що інше як постійний прояв її активності протягом усього життя загалом і під час виконання рухової дії, зокрема. Незважаючи на це, велика кількість рухових дій все одно мають реактивну природу дії. До них можна віднести миготіння чи чхання, т.к. до руху наводить стимул [84, 96].

Для представлення в одній системі рухів реактивних та активних Бернштейн запропонував розташувати ці види вздовж уявної осі координат. З одного боку, знаходяться безумовні рефлекси, такі як моргання чи чхання, а також рефлекси, які сформувалися протягом життя. Як було зазначено раніше ці види руху запускаються під вплив стимулу. І на іншому боці нашої осі координат розташовуються рухи і акти, при яких програма початку руху задається не просто стимулом з не, а виходить

з організму [7, 64]. Але незважаючи на такий поділ, між двома цими видами рухових актів існує і проміжний тип, до якого відносяться рухи, що включаються зовнішнім стимулом, але на відміну від рефлексів, зміст відповіді на стимул може змінюватись. Наприклад, при нанесенні вам удару ви можете або завдати удару у відповідь, або «підставити іншу щоку». У рухах такого роду зовнішній стимул призводить не до виконання самого руху, а до процесу прийняття рішення та вибору правильного рухового акта в даній ситуації [13, 14, 63].

Введену вісь координат можна охарактеризувати як вісь активності людини. Отже, рухові акти, які у довільному порядку, можна назвати активними рухами. А рефлексорні реакції можна назвати руховими актами із нульовою активністю [34, 63]. Також дуже цікавим фактом є те, що під час дії рефлексорного кільця сигнали, що надходять від зовнішнього середовища та програми, можуть робити це одночасно. У свою чергу, дані два види сигналів займають симетричне положення. Виходячи з цього постає важливе питання. Якому саме типу сигналу віддається перевага, програмному або реактивному сигналу? І після проведення експерименту, суть якого полягала в тому, що відбувається запис голосу і відстеження положення очей людини, що читає, було зроблено висновок. Погляд людини під час читання випереджає слова, що він вимовляє, т.к. сигнали від програми випереджають сигнали, які від зовнішнього середовища. І виходить, що сигнали далеко не симетричні. Активні сигнали з програми, як було зазначено, випереджають реактивні сигнали із довкілля і функціонально несиметричні [79, 85, 86].

Але це поняття несиметричності несе у собі ще одне важливе значення. Бернштейн дійшов висновку, що активні сигнали відповідають за, звані, істотні параметри руху, а реактивні сигнали відповідають за несуттєві параметри руху. І це залежить від ступеня відпрацювання руху. Під час навчання читання погляд людини не випереджає слова, що вимовляються. Те саме можна сказати і про навчання удару по м'ячу, при освоєнні техніки удару людина думає над кожним елементом даного руху. Але з часом та навчання кожен елемент стає «технічною деталлю» і сигнали стають реактивними [3, 23, 26, 27].

Існує ще один фактор, що підтверджує пріоритетну роль принципу активності при формуванні руху. Це підтвердження заховано уявлення людини про стимули. Так склалося, що з впливу стимулу негайно слідує реакція. Але дуже важливим моментом є те, що на людину майже завжди діє значна кількість стимулів, а рухова реакція настає лише щодо певних зовнішніх стимулів. Це відбувається через те, що суб'єкт з власної волі обирає пріоритетний стимул. Хорошим прикладом є написання листа. При попаданні ручки у поле зору людини, він її бере в руки. Але бере в руки він її тому що йому потрібно написати цей лист, а не тому що вона потрапила йому в поле зору. Переносячи цей приклад на футбол можна пояснити вибір схожих типів або видів удару по м'ячу за відносної схожості атак [32, 102].

1.2 Біомеханічні та фізіологічні закономірності побудови ударів по м'ячу у футболі

Що таке удар у механіці? Це процес короткочасної взаємодії тіл, результатом якого є миттєва зміна швидкості цих тіл. Під час цих взаємодій виникають досить значні сили, отже, дію інших діючих сил не враховувати. Найчастіше при спостереженнях час зіткнення об'єктів займає незначне іноді спостереження.

Найяскравішими прикладами ударів у спорті є удари по м'ячу у футболі, удари по шайбі у хокеї. Як було зазначено раніше, на момент удару відбувається різка зміна величини швидкості та її напрямки. Ще одним прикладом удару в спорті є стрибок . А точніше момент приземлення після стрибка, у якому швидкість руху тіла спортсмена миттєво знижується до нульових показників [21, 53].

Момент удару чи ударної дії у спорті найчастіше можна зустріти у спортивних іграх: теніс, хокей, волейбол, футбол, настільний теніс. Також ударна дія має місце у єдиноборствах, наприклад, бокс та карате. Основною метою ударної дії є передача снаряду (м'ячу, шайбі) певної швидкості, обертання та напрямку. У деяких видах спорту (хокей, теніс та бадмінтон) для завдання удару використовують певні снаряди ключку, ракетку і т.д.

Ударний імпульс є основним заходом ударної взаємодії. Зміна швидкості тіла на певну величину, під час удару пропорційно ударному імпульсу і обернено пропорційно масі тіла [59, 70].

Ударну дію можна поділити на такі етапи:

1. Замах - рух, який передуює ударному руху і призводить до збільшення відстані між предметом або метою удару та ударною ланкою тіла. Саме цей етап є найбільш варіативним і найбільше відрізняється у різних спортсменів.

2. Ударний рух – рух який починається із закінчення замаху і закінчується з початком удару.

3. Ударна взаємодія (або безпосередньо удар) - момент взаємодії тіл, що ударяються.

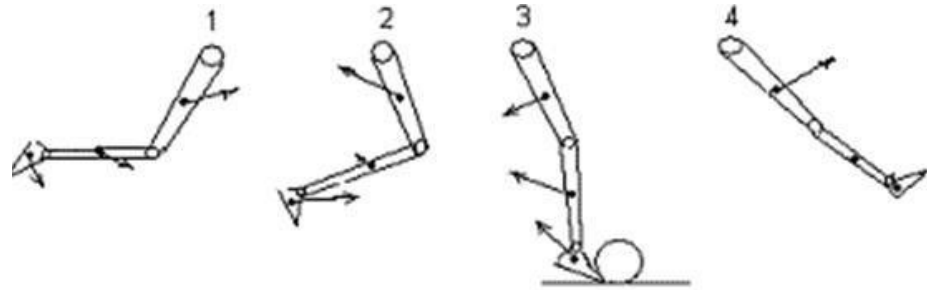
4. Післяударний рух - рух ударної ланки тіла, що відбувається після контакту з предметом або метою, за якими наносився удар [40, 42, 54].

Швидкість тіла, по якому проводиться удар після ударної взаємодії, тим вище, чим буде вищою швидкість ударної ланки в момент безпосередньо перед ударом. Але ця залежність у спорті перестала бути аксіомою, т.к. швидкість є єдиним чинником, що впливає на силу удару. Якщо взяти для прикладу подачу в тенісі, то, збільшуючи швидкість руху ракетки, можна знизити швидкість вильоту м'яча. Це може статися через недостатню координацію рухів спортсмена та неправильне застосування сили до снаряду [15].

Також важливим чинником є рівень підготовки спортсмена чи його майстерність. При виконанні подачі менш досвідчений спортсмен може виконати удар, використовуючи лише один пензель або виконати удар із розслабленим пензлем. У разі швидкість вильоту м'яча буде невисокою, т.к. з м'ячем буде взаємодіяти безпосередньо маса кисті та ракетки. Якщо ж в момент удару ударна ланка закріплена за допомогою активності м'язів антагоністів і є єдиним цілим, то в ударній взаємодії задіяна буде маса всієї ударної ланки, включаючи м'язи спини, ніг і т.д.

Під час вивчення балістичного руху футболістів, що б'ють по м'ячу, було виявлено такий факт. На початку ударного руху по м'ячу всі зусилля, які будуть

прикладені до центрів ваги ланок кінематичного ланцюга, в даному випадку ноги, спрямовані по ходу руху спортсмена, а в момент зіткнення з м'ячем ці зусилля змінюють свій напрямок на протилежний. На малюнку 4 наведено ударний рух футболіста, який виконує удар ногою по м'ячу, швидкість якого у свою чергу



досягає 36 м/с [16, 29].

Мал. 4. Напрям зусиль, докладених до центрів тяжіння ланок ноги спортсмена, що виконує удар по м'ячу: 1 та 2 – ударний рух; 3 – ударна взаємодія; 4 – післяударний рух

Явище, яке описано вище, легко зрозуміле, т.к. має під собою фізичні підстави. Під час завдання удару дуже важливо зробити з м'якого кінематичного ланцюга ноги жорсткий стрижень. В такому випадку в ударній дії візьме участь маса всіх ланок ланцюга, що беруть участь в ударі, а не тільки маса кінцевої ланки, в даному випадку стопи. Перетворившись на жорстку систему, кінематичний ланцюг кінцівки виконає удар по м'ячу без амортизації та втрати швидкості і, отже, передасть м'ячу найбільшу кількість кінетичної енергії.

Таким чином, при максимальних силах удару координація рухів має підкорятися двом факторам:

- 1) максимальна швидкість ударної ланки в момент зіткнення з ударною метою або тілом;
- 2) збільшення ударної маси ударної ланки в момент удару по меті чи предмету [15, 16].

Виконання цих двох факторів можливе при «закріпленні» окремих ланок ударної ланки в момент удару, за рахунок своєчасного включення м'язів-антагоністів, та збільшення радіусу обертання ударної ланки. Наприклад, у

настільному тенісі сила удару по м'ячу правою рукою збільшується, якщо вісь обертання ударної ланки правої руки проходить поблизу лівого плечового суглоба.

Так як час зіткнення короткочасно, отже, точність удару значною мірою залежить від правильності дій спортсмена при замаху та ударному русі. Наприклад, у футболі те, як спортсмен-початківець ставить опорну ногу при виконанні удару по м'ячу визначає точність влучення в ціль на 60-80% [29].

При точних укорочених ударах (наприклад, передачі м'яча партнеру) швидкість ударного ланки довільно гальмується, тому ударний імпульс і швидкість вильоту м'яча зменшуються.

Тактика сучасних спортивних ігор ставить вимоги до неординарних дій проти суперника. Цього дозволяють досягти удари чи паси без підготовки (часто без використання замаху), обманні рухи та фінти. Біомеханічні характеристики передач і ударів природно змінюються, тому що в даному випадку вони виконуються якраз і використанням дистальних сегментів, наприклад кисті рук або стопи) [53, 91].

Футбол є складним видом спорту як з погляду фізичної підготовленості футболіста, і з погляду технічної оснащеності. До техніки відносять сукупність спеціальних прийомів, які використовують під час гри у різних поєднаннях, задля досягнення поставленої мети. В даний час існує безліч підручників і методичних посібників, присвячених техніці гри у футбол. Загалом техніка гри ділиться на два великі розділи: техніка воротаря та техніка польового гравця. У свою чергу, кожен із цих розділів ділиться на два підрозділи: техніка пересування та техніка володіння м'ячем. Техніка пересування воротаря та польового гравця великих відмінностей не має. А техніка володіння м'ячем значно відрізняється, т.к. правила гри у футбол забороняють польовим гравцям грати руками, а воротареві дозволяють [53, 59, 70].

У своїй роботі я докладніше зупинюся на біомеханічних та фізіологічних особливостях техніки володіння м'ячем польовим гравцем, а саме на техніці удару по м'ячу. До технічних прийомів польового гравця відносять техніку удару по м'ячу, техніку ведення м'яча, зупинку м'яча, техніку обманних рухів та відбору м'яча.

Одним із найважливіших елементів ведення гри є удар по м'ячу. Цей удар у футболі може виконуватися ногою чи головою, безліччю способів. Кожен тип удару

залежить від мети цього удару по м'ячу, тобто, від вибору необхідної траєкторії польоту та оптимальної швидкості м'яча.

Існує класифікація ударів по м'ячу.

Удари по м'ячу ногою можуть виконуватися такими способами, як: носком, внутрішньою стороною стопи, п'ятою, внутрішньою або зовнішньою частиною підйому середньою частиною підйому. Удар може бути нанесений по нерухомому м'ячу, що летить або котиться в різних напрямках. Також удар може бути виконаний з місця або руху, з поворотом або в стрибку, в падінні. Незважаючи на велику різноманітність ударів по м'ячу ногою, чітко виділяють чотири фази, характерні для більшості видів удару [16, 70].

Фази удару: попередня, підготовча, робоча та заключна.

Розбіг чи попередня фаза. Головним завданням цієї фази є правильний вибір ноги для удару. Тобто, удар має бути виконаний по м'ячу заздалегідь підготовленою ногою. А дистанція для розбігу та швидкість визначаються виходячи з індивідуальних особливостей футболістів.

Під час підготовчої фази відбувається замах ударної ноги та постановка опорної ноги на поверхню. Найбільш ефективний удар виконується за рахунок максимального розгинання стегна та згинання гомілки. При замаху обов'язковою умовою є збільшення останнього кроку розбігу на 35-45% проти іншими кроками.

Безпосередньо до робочої фази відносяться ударний рух гомілки. Ударний рух по м'ячу починається в момент встановлення опорної ноги на поверхню і активного згинання стегна. При цьому, кут, утворений зігнутою гомілкою та стегном, зберігається. При русі стегна стопа і гомілка відстають від нього, тим самим наближаючи центр тяжкості ноги до кульшового суглоба. Це сприяє збільшенню кутової швидкості ноги і, отже, збільшенню сили удару. Водночас перед ударом спостерігається так званий феномен «Чхайдзе». Тобто, відбувається гальмування стегна в останній момент перед ударом по м'ячу. Дане явище пов'язане з тим, що виникає необхідність послідовної передачі кількості руху (mv) з стегна (ланка з більшою масою) на гомілку і стопу (ланки з меншою масою). Удар по м'ячу виконується різким захльостуючим і послідовним рухом гомілки та стопи.

З початком ударної взаємодії між м'ячем та ногою стопа починає деформацію м'яча. Доки швидкість взаємного переміщення ноги і м'яча не дорівнюватиме нулю, м'яч стискатиметься. Потім під дією сили пружності м'яч відновить форму, і його швидкість різко збільшиться до величини трохи меншої швидкості ноги, що б'є, на початку удару. Час зіткнення стопи і м'яча необхідно зберігати якомога довше, оскільки від прикладеної сили та часу її дії залежатиме швидкість польоту м'яча. А закінчується робоча фаза так званою проводкою. Проведення – це рух ноги разом із м'ячем вже після ударної дії, що допомагає створити більший імпульс сили для збільшення швидкості м'яча та визначити траєкторію руху м'яча.

Завершальна фаза чи повернення вихідного становища тіла наступного руху. Після завершення удару по м'ячу нога продовжує рухатися вгору-вперед. Загальний центр тяжкості, що в момент удару знаходиться над площею опори, починає переміщатися у бік руху ноги. Це призводить до найбільш сприятливих умов виконання наступних технічних дій. Така структура дій характерна для різних варіантів ударів по м'ячу ногою, але існують певні способи ударів зі своєю специфікою виконання. Але в нашій роботі ці види ударів не використовувалися [16, 42, 59, 70].

При виконанні основних ударів по м'ячу можна виділити два типи: прямий та різаний. При прямому ударі імпульс проходить через загальний центр тяжкості м'яча, або близько до нього. А при виконанні різаного удару його імпульс має значно відстояти від центру важкості м'яча. У свою чергу прямий удар може бути виконаний майже будь-яким із зазначених вище способів. А різаний удар доцільно виконувати внутрішньою стороною стопи, внутрішньою частиною підйому та особливо зовнішньою частиною підйому.

Від типу виконання удару залежить траєкторія польоту м'яча. При прямому ударі в середню частину м'яча м'яч полетить низько і прямо. Якщо місце застосування сили зрушиться нижче горизонтальної осі, то кут вильоту м'яча збільшиться. При різаних ударах траєкторія польоту м'яча значно змінюється тому, що ЗЦТ м'яча не є місцем проходження імпульсу від удару. Це призводить до його обертання під час польоту та відхилення у напрямку даного обертання.

Удар внутрішньою стороною стопи можна віднести до одного з основних ударів під час гри у футбол. Даний вид удару по м'ячу використовується при виконанні коротких і середніх передач партнеру по команді, і при ударах у ворота воріт з близької відстані. Особливістю даного удару є те, що місце початку розбігу та м'яч знаходяться на одній траєкторії. Замах виконується за допомогою поштовху останнього бігового кроку. У свою чергу, ударний рух по м'ячу починається зі згинання стегна та повороту до зовні (супінації) гомілки та стопи. Стопа в момент удару знаходиться перпендикулярно по відношенню до напрямку польоту м'яча і зберігає своє положення під час проведення. При цьому ударі використовується середня частина внутрішньої сторони стопи [12, 13].

При виконанні середніх і довгих передач використовується удар внутрішньою частиною підйому. Також цей удар застосовують при прострілах вздовж лінії воріт і ударах по меті з усіх видів дистанцій. Тут необхідний розбіг виконується під кутом 30-60 по відношенню до м'яча. Відбувається сильний замах, близький до максимального. При цьому ударі опорна нога ставиться на поверхню на склепіння стопи. Тулуб спортсмена в цей час трохи нахилений у бік опорної ноги. Виконання удару середню частину м'яча характеризує низьку траєкторію його польоту.

Удар середньою частиною підйому техніка виконання майже ідентична удару внутрішньою частиною підйому. Але є деякі відмінності, які роблять цей удар ефективнішим. Лінія розбігу гравця та м'яч знаходяться приблизно на одній траєкторії. Опорна нога спочатку ставиться на п'яту одному рівні з м'ячем, а під час ударного руху робиться переكات з п'яти на носок опорної ноги. Далі це положення не змінюється під час проведення м'яча. І головна відмінність даного удару від удару внутрішньою частиною підйому те, що площа зіткнення стопи та м'яча більша. Даний факт дозволяє виконати удар точніше. З погляду біомеханіки у цьому ударі доцільніше виконуються руху, т.к. розбіг, замах та ударний рух виконуються в одній площині. Тому удари виходять точніші та сильніші.

Удар зовнішньою частиною підйому найефективніший для виконання різаних ударів. Даний тип удару дуже складний з технічної точки зору і вимагає багато років тренування, незважаючи на те, що структура рухів при ударах зовнішньої та

середньої частини підйому схожі. Відмінність удару зовнішньою частиною підйому в тому, що під час ударного руху гомілка та стопа повертаються всередину. Цей не зовсім природний рух робить цей удар дуже складним і в той же час небезпечним для воротаря через велике обертання.

Наступний тип удару, це удар носком. Він виконується тоді, коли необхідно зробити несподіваний удар для суперника. При ударі лінія розбігу та м'яча розташована на одній прямій. Замахом у цьому ударі стає поштовх ноги останнього кроку розбігу. При виконанні ударного руху нога трохи зігнута в коліні і напружена, а носок трохи піднятий. Ударна поверхня при виконанні такого типу удару незначна, що впливає на точність влучення по меті в негативний бік.

Удар п'ятою кардинально відрізняється за технікою виконання від раніше розглянутих типів удару. Так само, як і удар носком, він цінується своєю несподіванкою. Але складний у виконанні і не має достатньої сили і точності. Під час попередньої фази опорна нога ставиться на одному рівні з м'ячем. Далі нога проходить над м'ячем і виноситься вперед для виконання замаху. Удар виконується різким рухом напруженої ноги назад із розташованої паралельно поверхні стопою. Це відбувається у момент робочої фази [12, 13, 55].

Також удари по м'ячу діляться на удари по м'ячу, що котиться, або м'ячу, що летить, удари по нерухомому м'ячу. Удар по нерухомому м'ячу застосовується при виконанні всіх штрафних та вільних ударів, кутових та ударах від воріт. Наведена вище структура удару по м'ячу повністю описує саме удар по нерухомому м'ячу. Єдині відмінності стосуються довжини та швидкості розбігу.

До ударів по м'ячу, що котиться, відносяться ті самі типи ударів, але мають одну свою особливість. Головним завданням гравця є те, що необхідно скоординувати швидкість та напрямок свого руху зі швидкістю та напрямком м'яча. Тому основні відмінності спостерігаються в попередній фазі, а точніше в постановці опорної ноги.

У руху м'яча можна виділити три основні напрямки: назустріч гравцю, від гравця та збоку від гравця. При кожному виді руху, як було зазначено вище, постановка опорної ноги варіюється. При ударі по м'ячу, що котиться назустріч,

опорна нога мало не доходить до м'яча. При м'ячі, що котиться від гравця, опорна нога ставиться збоку від м'яча. У тому випадку, якщо м'яч котиться ліворуч або праворуч від гравця, то вже удар наноситься ближньою ногою по відношенню до м'яча.

І третій вид - це удари по м'ячу, що летить. При цьому ударі визначальне значення має та траєкторія, з якою рухається м'яч. При виконанні удару по м'ячу, що опускається перед гравцем, або м'ячу, який низько летить над поверхнею, структура виконання удару ідентична удару по м'ячу, що котиться. Головна складність у тому, що швидкість м'яча, що летить, найчастіше більше швидкості м'яча, що котиться. Тому необхідно правильно вибрати точку, де нога зустрінеться з м'ячем [12, 13, 40].

Крім різного роду ударів по м'ячу ногою, дуже важливим аспектом гри у футбол є вміння завдавати ударів по м'ячу головою. Такі удари найчастіше використовуються у завершальній стадії при розіграшах штрафних, вільних та кутових ударів. Досить часто цей вид ударів виконується при передачах м'яча партнеру. Техніка удару по м'ячу головою включає попередню, підготовчу, робочу і завершальну фази, як і інші удари.

Під час попередньої фази відбувається розбіг гравця. Відмінністю від удару ногою і те, що з виконання удару головою може бути виконаний стрибок для сильнішого удару по м'ячу, або випередження суперника.

Підготовча фаза або замах. При виконанні замаху при ударі головою голова та тіло гравця трохи відхиляються назад. Але головне стежити за тим, щоб голова не закидалася назад. Т.к. м'яч повинен завжди перебувати в полі зору.

Наступним етапом є робоча фаза. Як і при ударі ногою тут відбувається безпосередньо ударний рух та проведення м'яча після удару. При різкому випрямленні тулуба починається виконання ударного руху. Найбільша сила удару може бути досягнута в той момент, коли голова та тулуб знаходяться у фронтальній площині. Це відбувається через те, що в цей момент швидкість голови максимальна.

І остання завершальна фаза, у якій приймається вихідне становище наступних дій. Головною помилкою є сильний нахил вперед, який забирає час виконання наступного технічного дії [12, 13, 80, 91].

Удари по м'ячу головою бувають кількох видів. Перший удар – це удар серединою чола без стрибка. Вихідним положенням ніг є стійка, при якій одна нога знаходиться попереду другої ноги на відстані 50-70 см. При виконанні замаху корпус відхиляється назад, при цьому нога, що стоїть, згинається. Вага тіла переноситься на цю ногу. Ударний рух починається з моменту, коли опорна нога починає розгинатися, а тулуб починає випрямлятися. При різкому русі голови вперед закінчується цей рух. Вага тіла при цьому переноситься на ногу, яка стоїть попереду.

Удар серединою чола в стрибку може бути виконаний при поштовху або однією ногою або двома ногами. У попередній фазі відбувається сам стрибок. Для підвищення висоти стрибка руки, трохи зігнуті в ліктьовому суглобі, необхідно підняти до рівня грудей. Після відштовхування від поверхні відбувається замах, в момент якого відхиляється тулуб назад. При виконанні удару головою у стрибку обов'язково точно розрахувати траєкторію польоту м'яча та траєкторію стрибка, т.к. найбільш ефективний удар вийде при торканні м'яча у найвищій точці стрибка. Спортсмен приземляється на шкарпетки. Також ноги мають трохи зігнутися для амортизації удару.

ВИСНОВКИ ДО РОЗДІЛУ 1

Підсумовуючи вище зазначене, важливо відзначити, що в основі управління рухами спортсменів лежить цілий комплекс факторів - це і базові рефлексії і рухові навички, властиві людині, і рухові стереотипи, що сформувалися в результаті тренувальної діяльності, і комплекс умови і зовнішніх факторів, в яких ці рухи виконуються, а також індивідуальні анатомо-фізіологічні особливості спортсмена. Задана програма реалізації рухової дії багато в чому визначає її результативність, проте значну роль відіграють і постійні корегуючі впливи, що здійснюються під час його виконання. Положення теорії Бернштейна зберігають свою актуальність і є фундаментальною фізіологічною основою теорії спортивного тренування.

На описані універсальні закономірності накладаються особливості, що з конкретним видом спорту. Основна рухова дія у футболі – удар ногою по м'ячу. Саме ефективність таких ударів багато в чому визначає результат гри і, отже, відбиває рівень кваліфікації спортсмена. Удар по м'ячу – складний рух, до його реалізації втягуються всі рівні регуляції.

Аналіз свідчить, що для гри у футбол основні фізіологічні закономірності докладно описані як у вітчизняній, так і зарубіжній літературі. У той же час це твердження стосується лише фізично здорових гравців.

Гра у футбол як засіб рухової рекреації та оздоровлення, а також як спосіб соціалізації для осіб з обмеженими можливостями здоров'я почала розглядатися відносно нещодавно. При цьому і методи тренування, і техніка ігрових дій були екстраповані з великого футболу. А, як свідчать наші попередні дослідження, такий підхід, як правило, виявляється неефективним у більшості видів спорту. Спортсмени з ОМЗ, через свої анатомо-фізіологічні особливості, пов'язані зі зміною положення центру тяжкості, з особливими руховими стереотипами тощо, що неспроможні ефективно реалізовувати традиційні технічні прийоми. Для них часто потрібна розробка спеціальних технічних прийомів та створення специфічних підходів до тренування. А для цього насамперед необхідно дослідити, яким чином їх фізіологічні особливості виявляються при виконанні рухових дій у тому чи іншому

виді спорту. Однак такого роду дослідження сьогодні перебувають на початковій стадії.

РОЗДІЛ 2. МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ

2.1. Об'єкт дослідження

Як об'єкт дослідження було обрано групу чоловіків (n=100) вік становив 20,5 ± 1,6 років. Клас футболістів відповідав середньому рівню підготовки.

Група була поділена на основну групу (n=50) та контрольну групу (n = 50).

До основної групи були віднесені футболісти з порушеннями опорно-рухового апарату (плоскостопістю II-III ступеня у поєднанні зі сколіозом II-III ступеня).

До контрольної групи увійшли футболісти без порушень опорно-рухового апарату.

Частота тренувань та рівень навантажень під час тренувального процесу були ідентичними. Тренування проходили у підготовчий період 3 рази на тиждень. Кожне тренування тривало 120 хвилин і включало в себе вправи на вдосконалення технічної майстерності, передачі м'яча в парах і трійках, і удари по м'ячу по воротах. Також удосконалювалася тактична майстерність спортсменів за допомогою різноманітних вправ на групову взаємодію.

2.2. Методи дослідження

2.2.1 Біомеханічний аналіз рухів

Для біомеханічного аналізу використовувався метод Motion Tracking – кадрова фотозйомка руху високошвидкісною цифровою камерою.

Даний комплекс використовується як інструмент вивчення рухової діяльності та рухів, у різних галузях нейрофізіології, травматології та ортопедії, космічної медицини, фізіології, психології та спорту.

Комплекс відеоаналізу рухів складається з апаратної частини, програмного забезпечення та бази даних.

Апаратна частина комплексу складається із відеокамери PhantomMiro EX2. Дана камера обладнана спеціальною матрицею, яка забезпечує зйомку зі швидкістю до 500 кадрів за секунду. Більше того, ця матриця забезпечує дуже високу швидкість визначення експозиції, що становить лише 2 мікросекунди. Світлочутливість для

кольорової зйомки становить ISO 1200, а для чорно-білої – ISO 4800 одиниць. Управління відбувається за допомогою 3,5-дюймового сенсорного дисплея. В нашому дослідженні використовується режим зйомки з частотою 100 кадрів/с.

Під час проведення дослідження на спортсменів кріпляться маркери на скроневу частку, на суглоби: плечовий, променезап'ястковий, ліктювий, тазостегновий, гомілковостопний та колінний суглоб.



Мал. 5. Кріплення маркерів на спортсмена для відеоаналізу рухів

Спортсмен по черзі виконує три види удару по м'ячу: удар внутрішньою стороною стопи, удар зовнішньою стороною стопи та удар серединою підйому. Одночасно рухи записуються на відеокамеру PhantomMire EX2. Камера кріпиться на штативі і приєднується до джерела живлення та комп'ютера.

На першому етапі створюється багатоланкова біомеханічна модель вправи - сукупність маркерних точок на тілі випробуваного та послідовності їх з'єднання. Також до бази заносяться дані про кожного футболіста (прізвище, ім'я) та параметри тест-об'єкта (розміри та напрямки осей координат).

До апаратної частини відноситься персональний комп'ютер для обробки відеоінформації. У цій роботі застосовувався комп'ютер з урахуванням операційної системи Windows7 з кількістю оперативної пам'яті рівним 1 Гб. Коректна робота забезпечувалася наявністю відеокарти для відеомонтажу та відповідного

програмного забезпечення. На другому етапі виконується оцифрування положення маркованих точок на тілі випробуваного в напівавтоматичному та ручному режимах.

Кількісний аналіз біомеханічних характеристик рухів та математичне моделювання рухів обробляється за допомогою програмного забезпечення, зокрема, програми StarTraceTracker 1.1 VideoMotion®. За допомогою програмного модуля Traker створюється модель дослідження біомеханічної системи, будується проект вивчення рухових актів піддослідних з аналізом кутових та лінійних кінематичних профілів та їх похідних.

Ця програма має великий набір функцій і можливостей. Цей інструмент може бути використаний як для візуалізації траєкторії руху точок тіла спортсмена, що цікавлять, так і для отримання графіків переміщень, швидкостей та їх прискорень. На першому кадрі відзначаються необхідні точки вручну, а програма автоматично позначає ці точки по всіх наступних кадрах відеофрагмента. Після цього можливий режим ручного коригування положення позначок за потреби.

На одному кадрі одночасно зазначалося 7 крапок. Користувач даної програми має можливість вибирати необхідну з метою його роботи комбінацію відеофрагментів і графіків руху, які можна спостерігати на екрані одночасно. Програма дозволяє ввести користувач вертикальних і горизонтальних ліній розмітки, які прив'язані до нерухомих або рухомих точок на кадрі. Можливо змінювати колірну гаму міток та відповідних їм графіків.

Користувач за допомогою горизонтального скролінгу має можливість для переміщення в будь-якому напрямку по всіх кадрах відеофрагмента.

Як було зазначено вище, третьою важливою частиною апаратно-програмного комплексу є база даних. Більшість бази даних займають файли відеофрагментів з розширенням .avi. Після обробки відеоінформації та збереження результатів автоматично створюється 2 додаткові файли з ідентичними назвами, але різними розширеннями. Перший тип файлу .csv містить інформацію про траєкторію точок, а другий файл з розширенням .wli несе в собі інформацію про тип вправи та дані про спортсмена.

Надалі всі результати зберігаються у вигляді Excel-таблиць графіків швидкостей та їх прискорень, переміщень, інформація про координати точок графіків і про положення виділених опорних кадрів.

На третьому етапі досліджуються кінематичні параметри (кут, кутова швидкість, кутове прискорення) та аналізуються похідні характеристики руху.

2.2.2. Комп'ютерна стабілізація

Метод стабілізації – метод дослідження балансу вертикальної стійки та низки перехідних процесів за допомогою реєстрації положення, відхилень та інших характеристик проекції загального центру тяжкості на площину опори.

Для проведення дослідження було використано комп'ютерний стабілоаналізатор з біологічним зворотним зв'язком "Стабілан-01", що представляє з себе комплекс технічних та програмно-методичних засобів на основі комп'ютерної стабілізації для діагностики порушень рівноваги тіла людини, професійного відбору та реабілітації рухово-координаційних розладів.

Склад комплексу: стабілоплатформа тензометрична. Регульована стійка другого монітора. Процесор AMDAthlon чи IntelCeleron/PentiumIV.

Програмно-методичне забезпечення.

У цьому дослідженні було проведено такі тестові проби: 1. Тест Ромберга

Методика даного тесту складається з двох проб – з відкритими та закритими очима. Вона є основною при проведенні обстежень з метою контролю динаміки лікування та інших клінічних досліджень. Для проведення методики запускають нове обстеження, у списку методик обирають Тест Ромберга. Досліджуючи панель управління, користувачеві слід перед записом проби послідовно виконати такі дії: Встановити людину на стабілоплатформу; Поєднати ЦД з центром координат; натиснувши кнопку (Запис), розпочати проведення проби.

У фоновій пробі використовується візуальна стимуляція у вигляді кіл різного кольору, що чергуються, розташованих на екрані навпроти очей обстежуваного. Обстежуваному необхідно порахувати кількість білих кіл. На екрані після завершення запису з'являється вікно запиту кількості білих кіл. Дослідником

вноситься в дане вікно кількість білих кіл, що обраховуються, і натискається кнопка (ОК).

У пробі із заплющеними очима використовується звукова стимуляція у вигляді тональних сигналів, кількість яких також необхідно порахувати. Після завершення запису на екрані монітора з'являється вікно запити кількості звукових сигналів. Вноситься кількість сигналів, назване обстежуваною людиною, у віконце рядка «Кількість звукових сигналів» і натискається кнопка (ОК). Після закінчення запису пробі із заплющеними очима обстеження завершено, і програма переходить до обробки результатів обстеження. У вікні проведеного обстеження тест Ромберга є закладки тест Ромберга, норми для тесту Ромберга, аналіз динаміки.

2. Тест із поворотом голови

Мета обстеження полягає у виявленні змін функції рівноваги, пов'язані з порушенням кровообігу у вертебробазиллярному басейні. Методика складається із трьох проб – фоновій, поворот голови направо та поворот голови наліво. Для проведення тесту обстежуваного просять стати на платформу і запускають нове обстеження, обравши в списку методик - Тест з поворотом голови.

При запуску обстеження виникає вікно Проведення пробі, що містить кнопки (Центрівка) та (Запис), рядки тривалість запису та фізіологічні канали. Проби проводяться послідовно. У кожній пробі проводиться центрування, натисканням кнопки (Центрівка). Для відтворення запису сигналу необхідно натиснути кнопку (Запис). У фоновій пробі використовується візуальна стимуляція у вигляді кіл різного кольору, що чергуються. Обстежуваній людині необхідно порахувати кількість білих кіл. Після завершення запису на екрані з'явиться вікно запити кількості порахованих кіл. Вноситься названа кількість кіл у віконце рядка «Кількість білих кіл», і натискається кнопка (ОК).

У пробі з поворотом голови праворуч використовується звукова стимуляція у вигляді тональних сигналів, кількість яких необхідно порахувати людині, що обстежується. Стоячи на стабілоплатформі, під час запису цієї пробі, обстежуваний повинен максимально повернути голову праворуч. Після завершення запису на екрані монітора з'являється вікно запити кількості звукових сигналів. Вноситься

кількість звукових сигналів, названих обстежуваною людиною, у віконце рядка «Кількість звукових сигналів» і натискається кнопка (ОК). У пробі з поворотом голови ліворуч також використовується звукова стимуляція як тональних сигналів, кількість яких необхідно поррахувати. При записі цієї проби пацієнт, стоячи на стабілоплатформі, максимально повертає голову ліворуч. Після закінчення запису на екрані монітора з'являється вікно запити кількості звукових сигналів. Вноситься кількість звукових сигналів, названих обстежуваним пацієнтом, у віконце рядка «Кількість звукових сигналів» і натискається кнопка (ОК).

Після закінчення запису проби обстеження завершено, і програма переходить до обробки результатів обстеження. У вікні проведеного обстеження «Тест із поворотом голови» є закладки Тест із поворотом голови, Висновок, Аналіз динаміки показників у тесті, Аналіз впливу проб.

3. Тест на стійкість

Тест дає можливість оцінити запас стійкості людини при відхиленні в одному з чотирьох напрямків - вперед, праворуч і ліворуч. Для проведення тесту пацієнта встановлюють на стабілоплатформу та запускають нове обстеження, обравши у списку тестів – Тест на стійкість. У вікні Проведення проби в панелі керування розміщуються поля Вибір напрямку та Кількість повторень. У полі Вибір напрямку є список напрямків для даного тесту: випадковий за годинниковою стрілкою проти годинникової стрілки. Під час проведення проби користувач може змінити напрямок. У полі Кількість повторень користувач задає необхідну кількість обстеження кількість повторів у кожному напрямі.

У полі ПНСС цього обстеження розташовуються два маркери червоний і зелений. Червоний маркер відображає положення ЦД пацієнта.

Зелений маркер, який знаходиться під керуванням комп'ютера, плавно зміщується в одну з чотирьох сторін. Завдання обстежуваного полягає у утриманні відхиленням тіла червоний маркер на зеленому. Коли обстежуваний втрачає здатність утримувати маркер, він повинен повернути червоний маркер до центру.

Після закінчення обстеження відкривається вікно обробки результатів. Для проведення стабілометричного дослідження випробуваний розташовується на

платформі у зручній йому позі. Стопи рекомендується встановлювати в позиції «п'яти разом - шкарпетки нарізно», причому шкарпетки обох стоп повинні знаходитися на одній лінії. При виконанні тестових методик, пов'язаних з необхідністю довільного утримання та переміщення ЦД (наприклад, тест на стійкість), потрібна наявність у випробуваного хоча б мінімального навички управління положенням ЦД. І тому перед початком тестування рекомендовано виконати кілька підготовчих вправ. Вправи найзручніше виконувати в процесі комп'ютерної стабілізаційної гри «Фігурки по хресту», що входить до стандартного програмного забезпечення стабілоаналізатора «Стабілан-01», який виготовляє ЗАТ «ОКБ «РІТМ».

Технологія виконання вправ починається з постановки випробуваного на платформу. Увімкнення комп'ютерної гри (за потреби здійснюється додаткове центрування платформи). Далі пацієнту пропонується, не відриваючи стоп від платформи, переносити вагу тіла з правої ноги на ліву і з п'ят на носок, стежачи при цьому за переміщенням власного ЦД, представленого на екрані хрестиком. Вправу рекомендується виконувати від 4-6 до 8-10 разів. Якщо зміст виконуваних дій зрозумілий, і техніка довільного управління положенням ЦД освоєно, можна переходити до виконання тестових проб.

4. Стабілографічний тест при виконанні удару по м'ячу

Мета тесту – виявити особливості функції рівноваги та координації при виконанні ударів по м'ячу. Всім обстежуваним було необхідно виконати 3 удари стопою по м'ячу: внутрішньою стороною стопи, тильною та зовнішньою стороною стопи.

Під час проведення всіх стабілометричних досліджень вплив відволікаючих чинників (гучної музики чи промови, наявність сторонніх людей та інших.) має бути зведено до мінімуму.

Основні стабілометричні показники, що обчислюються за допомогою комп'ютерного стабілоаналізатора «Стабілан-01»:

Уср. - Початкове зміщення ЦД в сагітальному напрямку (вперед назад) в мм;

ХСР. - Початкове зміщення ЦД у фронтальній (зліва направо) площині мм;

- Qy - розкид (величина девіації) ЦД в сагітальній площині мм;
- Qx - розкид (величина девіації) ЦД у передній поверхні в мм;
- L – нормована за часом довжина кривої статокінезіграми в мм/с;
- R – середній розкид (середній радіус) відхилення ЦД мм;
- S – нормована за часом площа статокінезіграми кв.мм/с;

2.2.3. Електроміографія

Метод дослідження біоелектричних потенціалів у м'язах спортсмена під час збудження м'язових волокон. Дослідження виконувалось на багатофункціональному комп'ютерному комплексі електронейроміограф «Нейро-МВП-4» (мал. 6). Комплекс складається з блоку пацієнта з необхідним набором каналів та програмно-методичного забезпечення. За допомогою даного приладу можливо діагностувати та досліджувати електричну активність м'язів та нервів, а також викликані потенціали мозку (зорові, соматосенсорні, слухові), біопотенціали при магнітній стимуляції, використовуючи 4 канали зв'язку.

Спеціальне програмне забезпечення, що дозволяє записати та обробити електроміографічні криві, супроводжувати їх текстом, виводити на друк, зберігати сигнали та дані про обстежувані в електронній картотеці на вінчестері або іншому пристрої для зберігання інформації.



Мал. 6. Багатофункціональний комплекс «Нейро-МВП-4»

При проведенні дослідження використовуються поверхневі електроди, що складаються з металевих дисків площею до 1 см^2 , вмонтовані в колодку, що фіксує, для забезпечення постійної відстані між ними - 2 см.

Даний експеримент включає такі етапи, як введення вихідних відомостей в картку пацієнта, вибір сценарію запису, накладання електродів, запис ЕМГ і збереження дослідження в картотечі.

На першому етапі створювалася картка пацієнта, яка містила медичні дані випробуваного футболіста. З довідника змін знімання вибирався варіант умови проведення дослідження. Вибір конкретної зміни впливав на розташування і кількість необхідних електродів.

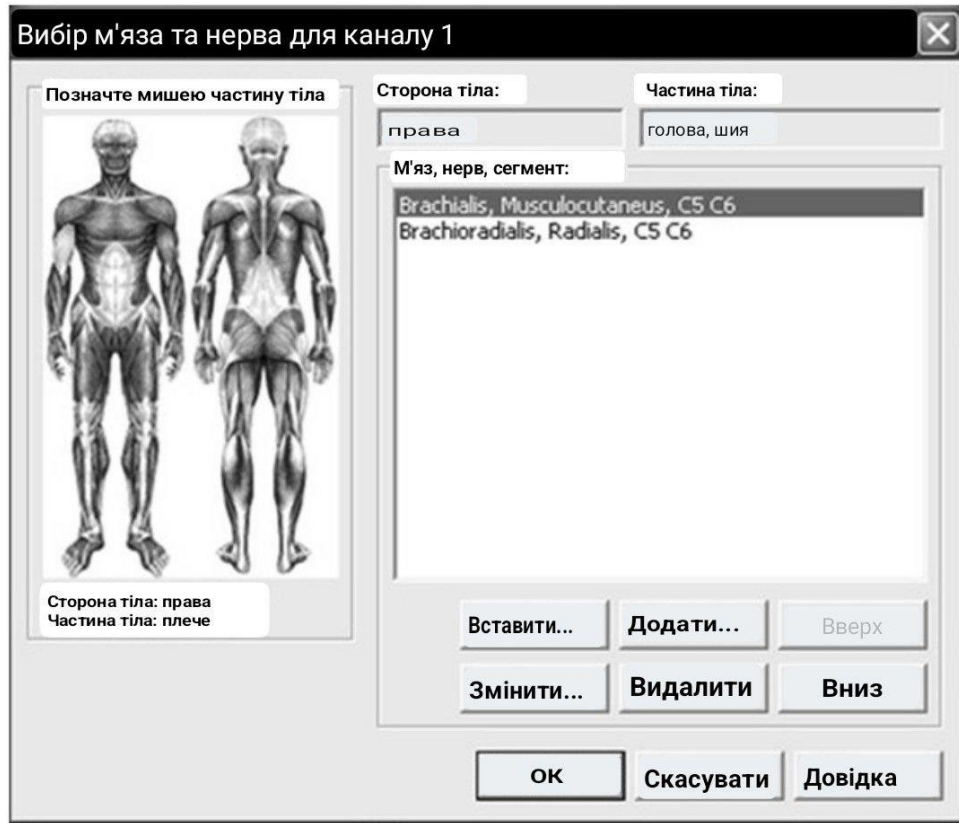
Електроди накладаються, виходячи з анатомічного розташування м'язів.

Два електроди фіксувалися на литковому м'язі і один на широкому м'язі. Перший електрод – на латеральній головці литкового м'яза, другий електрод – на медіальній головці литкового м'яза і третій – на нижню третину широкого м'яза. Четвертий електрод фіксувався в залежності від типу удару по м'ячу:

- при ударі внутрішньою стороною стопи на верхню третину латерального широкого м'яза;

- при ударі зовнішньою стороною стопи на довгий м'яз, що приводить;
- при ударі середньою частиною підйому на прямий м'яз стегна.

На протилежній від робочої ноги кріпився заземлюючий електрод, попередньо оброблений у фізіологічному розчині.



Мал. 7.Схема накладання електродів

Місця накладання електродів попередньо оброблялися спиртом, а на поверхню електродів, яка контактувала зі шкірою, наносився електродний гель з метою зниження міжелектродного опору. Після накладання електродів перевірявся піделектродний опір, який визначається як протидія потоку змінного струму через кордон між шкірою та електродом. Вимірюється між окремим електродом і іншими електродами, виявляється у кілоомах (кОм). Значення піделектродного опору безпосередньо впливають на якість запису ЕМГ і не повинні перевищувати допустимого значення – зазвичай не більше 10 кому.

Після накладання електродів спортсмен виконує удари по м'ячу з положення без розбігу, використовуючи три раніше описані типи удару – удар внутрішньою стороною стопи, удар середньою частиною та удар зовнішньою стороною стопи.

Всім випробуваним проводився запис інтерференційної поверхневої ЕМГ. Після реєстрації біоелектричної активності м'язів запускалася автоматична генерація опису дослідження.

При аналізі елетроміограми оцінювалися такі показники, як середня частота осциляцій (Гц) та максимальна амплітуда (мкВ).

2.2.4 Статистична обробка матеріалу

Статистична обробка матеріалу проведена з використанням прикладного програмного пакету Statistical10.0 for Windows фірми Statsoft. Результати представлені у вигляді середнього арифметичного значення та помилки середнього значення ($\bar{X} \pm SE$).

Для перевірки характеру розподілу ознаки отриманих даних використовували критерій Колмогорова-Смирнова. Оскільки сформування вибірки не підкорялися закону нормального розподілу, застосування параметричних статистичних критеріїв, побудованих виходячи з параметрів сукупностей, розподіляються за нормальним законом, було неприпустимим.

Для порівняння контрольної та основної групи між собою рівень значущості при перевірці гіпотези приналежності двох вибірок до однієї генеральної сукупності оцінювався за U – критерієм Манна-Уїтні для незалежних вибірок.

Для порівняння внутрішньогрупових змін (зокрема, динаміка показників по фазах виконання удару, відкриті – закриті очі під час виконання тесту Ромберга) рівень значущості під час перевірки гіпотези приналежності двох вибірок до однієї генеральної сукупності оцінювався за W - критерієм Вилкоксона для попарно пов'язаних вибірок.

Критичний рівень значущості (p) під час перевірки статистичних гіпотез у дослідженні приймався рівним 0,05.

ВИСНОВКИ ДО РОЗДІЛУ 2

Методологія цього дослідження заснована на схемі рефлекторного кільця Н. А. Бернштейна та на концепції взаємозв'язку основних положень теорії адаптації та методики формування рухових навичок. У роботі використовувався комплекс фізіологічних методів: комп'ютерна стабілізаторія, електроміографія, MotionTracking (фотозйомка рухів високошвидкісною цифровою камерою з покадровим комп'ютерним аналізом зображень) та математичним обробленням даних.

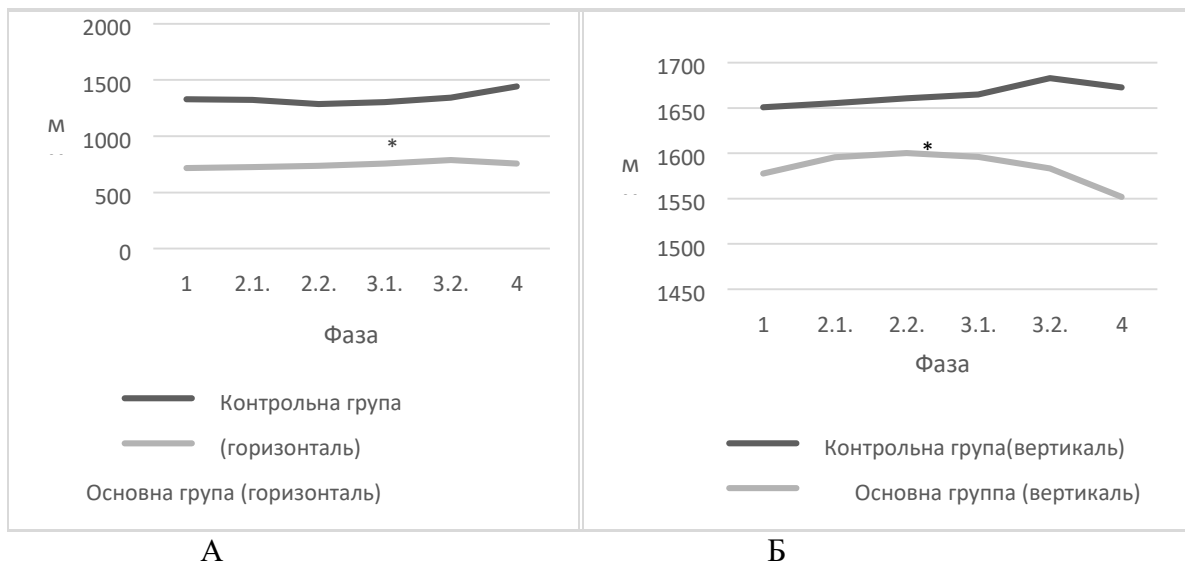
РОЗДІЛ 3. РЕЗУЛЬТАТИ ТА ЇХ ОБГОВОРЕННЯ

3.1. Біомеханічні характеристики ударних рухів у футболістів з обмеженими можливостями здоров'я, які зумовлені порушеннями з боку опорно-рухового апарату

3.1.1. Удар середньою частиною підйому стопи

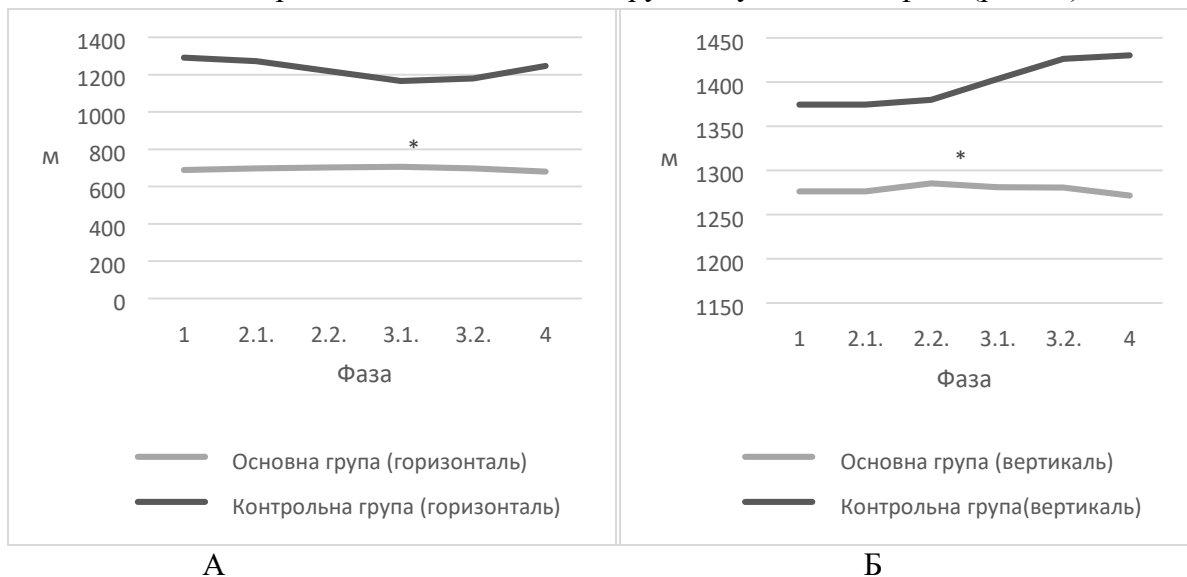
Як було описано в 1-му розділі, удар по м'ячу складається з чотирьох фаз: попередня (1), підготовча (2.1, 2.2), робоча (3.1, 3.2) та завершальна (4). У той же час, підготовча фаза складається з двох етапів: замах ударної ноги (2.1) та постановка опорної ноги (2.2). Робоча фаза ділиться на наступні два етапи: ударний рух (3.1) і проводка (3.2). При проведенні аналізу переміщення суглобів і частин тіла під час удару по м'ячу середньою частиною підйому найбільш значущі відмінності були виявлені у величинах переміщення плечового суглоба по вертикалі та горизонталі (мал. 8). Параметри переміщення горизонталлю в основній групі варіює в межах 755 ± 25 мм ($p < 0,05$). Це набагато нижче за рівень контрольної групи, параметри переміщення в якій становлять 1300 ± 25 мм. Величина зміщення при порівнюванні основної та контрольної групи набагато більша саме в контрольній групі. Вже попередньої фази (1) при підготовці до удару величина зсуву становить 613 ± 25 мм. Далі вона продовжує збільшуватися і досягає максимального значення під час завершальної фази (4) і дорівнює 685 ± 25 мм ($p < 0,05$).

Що ж до переміщень по вертикалі, то в цьому випадку відрізняються як величина, а й характер змін. Розмір переміщення плечового суглоба основної групи до першого етапу робочої фази (3.1) підвищується до 1600 ± 25 мм ($p < 0,05$). І потім починає знижуватися до величин приблизно 1551 ± 25 мм. У свою чергу величина контрольної групи, починаючи в попередній фазі (1) з 1650 ± 25 мм. протягом всіх фаз удару збільшуються до 175 ± 5 мм, крім етапу проводки у робочій фазі. Тут починається зниження величини переміщення до 1672 ± 25 мм.



* Мал.8. Величини переміщення (мм.) плечового суглоба по горизонталі (А) та по вертикалі (Б) при ударі внутрішньою частиною стопи.

** - достовірність відмінностей між групами у зазначені фази ($p < 0,05$)



Мал.9. Величини переміщення (мм.) ліктьового суглоба по горизонталі (А) та по вертикалі (Б) при ударі внутрішньою частиною стопи.

* - достовірність відмінностей між групами у зазначені фази ($p < 0,05$)

У ліктьовому суглобі (мал. 9) також було виявлено відмінності при переміщеннях. В основній групі параметри переміщень по горизонталі достовірно відрізнялися в меншу сторону в порівнянні з контрольною групою. Величина усунення варіюються в межах 690 ± 15 мм ($p < 0,05$). Відмінність двох груп у переміщенні по вертикалі полягала у тому, що під час підготовчої фази етапу постановки опорної ноги (2.2) у контрольній групі починається різке збільшення величини переміщення ліктьового суглоба від 1405 ± 15 мм. В основній групі

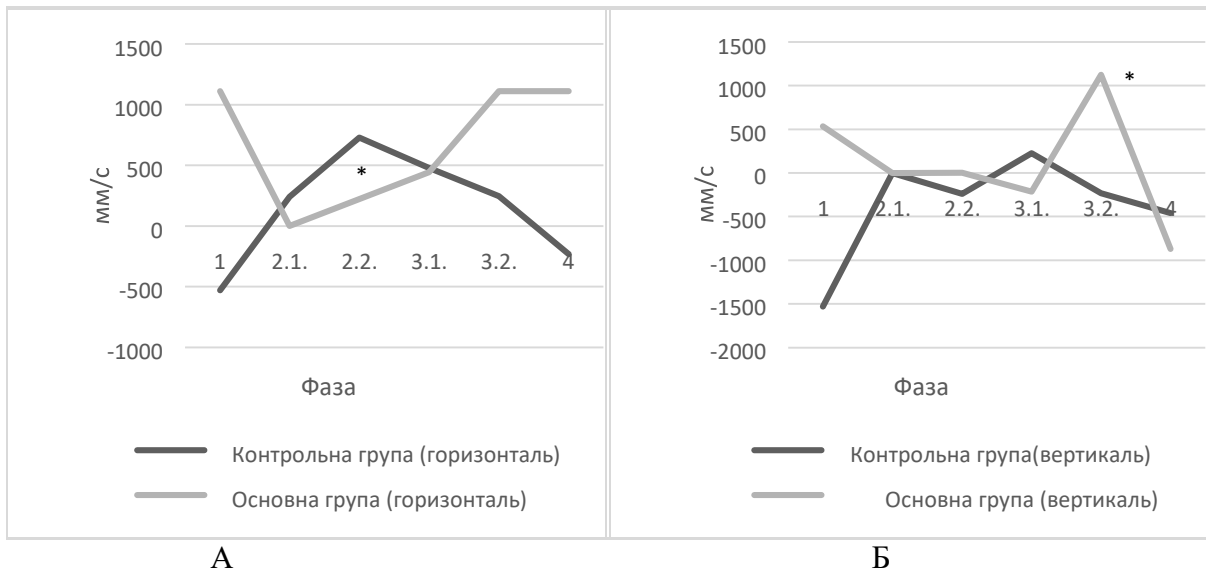
величина залишається рівномірною протягом всього удару, за винятком невеликого зниження в завершальній фазі (4) до 1271 ± 25 мм ($p < 0,05$).

Ще одним важливим показником є швидкість. Параметр, який доповнює переміщення та відображає швидкість переміщення точки. Якщо точка переміщується швидше, то частина тіла рухається швидше і навпаки. Повільний рух точки говорить про повільний рух частини тіла. Позитивна швидкість точки свідчить про віддалення початку координат, а негативна - наближення початку координат.

Були виявлені значні відмінності при ударі по м'ячу середньою частиною підйому в тазостегновому суглобі (мал. 10). Вірогідні відмінності були виявлені при оцінці параметрів руху по горизонталі та вертикалі. Швидкість руху кульшового суглоба у спортсменів з основної групи починається зі значного видалення від центру координат зі швидкістю 1110 ± 25 мм/с, у свою чергу в контрольній групі відбувається наближення початку координат зі швидкістю близько 530 ± 25 мм/с ($p < 0,05$). Потім йде повільне наближення початку координат протягом підготовчої фази (2.1) зі зміною швидкості на позитивну, тобто, починається віддалення кульшового суглоба від початку координат до швидкості 726 ± 15 мм/с. З початком робочої фази (3.1) починається зворотний процес зниження швидкості віддалення і до наближення зі швидкістю 240 ± 15 мм/с. А в основній групі з початком підготовчої фази (2.1) починається процес видалення від початку координат і досягає максимального значення завершальної стадії (4).

Зміни швидкості вертикальної площині в досліджуваних групах також мають відмінності. У попередній фазі (1) в основній групі рух починається з видалення від початку координат зі швидкістю 532 ± 15 мм/с ($p < 0,05$). А швидкість контрольної групи, навпаки, з наближенням до початку координат зі швидкістю 1530 ± 15 мм/с. Протягом другої підготовчої фази (2.2) в основній групі швидкість кульшового суглоба значно не змінюється і знаходиться на рівні 3 мм/с і трохи збільшується до 213 ± 15 мм/с. У третій фазі на етапі ударного руху (3.1) починається прискорення

рівня 1123 ± 15 мм/с з віддаленням від початку координат. А під час етапу встановлення опорної ноги (2.2) в основній групі відбувається різке наближення до початку координат зі швидкістю 869 ± 15 мм/с в завершальній стадії ($p < 0,05$). У той час як у контрольній групі кульшовий суглоб знаходиться біля початку координат і швидкість змінюється не значно.



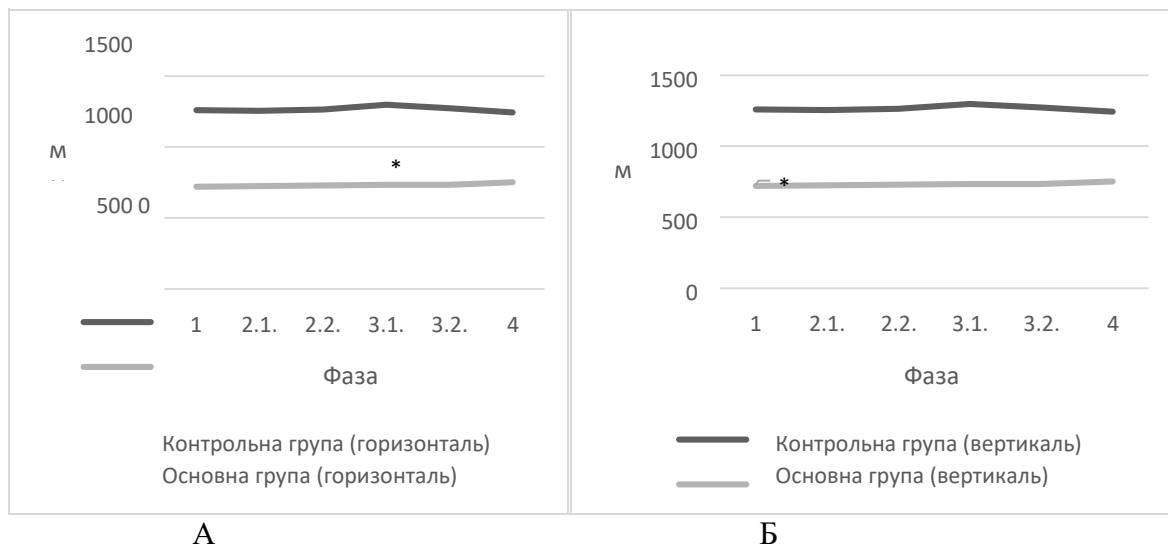
Мал.10. Величини швидкості (мм/с) руху кульшового суглоба по горизонталі (А) та по вертикалі (Б) при ударі внутрішньою частиною стопи.

* - достовірність відмінностей між групами у зазначені фази ($p < 0,05$)

3.1.2. Удар зовнішньою частиною підйому стопи

Найбільші відмінності були знайдені при переміщенні плечового суглоба по горизонталі і вертикалі під час удару по м'ячу зовнішньою частиною підйому (мал. 11). При переміщенні по горизонталі параметри основної групи варіюються в межах від 740 ± 15 ($p < 0,05$). І дані параметри набагато нижче за рівень контрольної групи переміщення яких знаходяться на рівні від 1280 ± 15 мм ($p < 0,05$). Величина зміщення при порівнюванні основної та контрольної групи набагато більша саме в контрольній групі. Характер змін також відрізняється. Переміщення плечового суглоба в основній групі протягом процесу виконання удару збільшується. Що стосується контрольної групи, то тут відбувається поперемінне збільшення та зменшення переміщення. Після попередньої фази (1) починається зменшення до 1254 ± 15 мм, потім починається збільшення з максимумом 1297 ± 15 мм у робочій фазі (3.1).

Величина переміщення плечового суглоба основної групи протягом усіх фаз виконання удару по вертикалі збільшується з 735 ± 15 мм ($p < 0.05$). У свою чергу величина переміщення контрольної групи, починаючи в попередній фазі (1) з 1259 ± 15 мм, протягом підготовчої фази (2.1) зменшуються до 1254 ± 15 мм, потім у робочій фазі (3.1) збільшуються до 1297 ± 15 мм. Далі відбувається знову зменшення до 1243 ± 15 мм.



Мал.11. Величини переміщення (мм.) плечового суглоба по горизонталі (А) та по вертикалі (Б) при ударі внутрішньою частиною стопи.

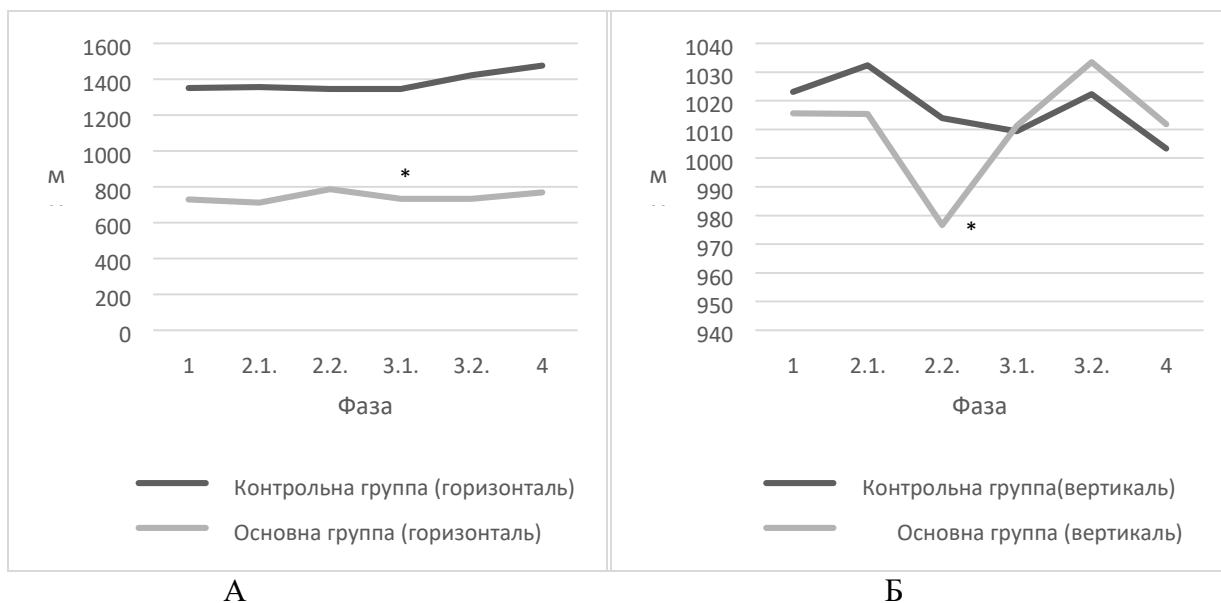
* - достовірність відмінностей між групами у зазначені фази ($p < 0,05$)

Суттєві відмінності виявлені при переміщенні гомілковостопного суглоба по горизонталі та вертикалі під час удару по м'ячу зовнішньою частиною підйому (мал. 12).

При переміщеннях горизонталлю величина переміщення основної групи (від 750 ± 25 мм, $p < 0.05$) набагато нижче рівня контрольної групи переміщення (від 1400 ± 25 мм). Отже, величина зміщення при порівнюванні основної та контрольної групи набагато більша саме в контрольній групі. Вже попередньої фазі (1) при підготовці до удару величина зсуву становить 521 ± 25 мм. Далі вона продовжує збільшуватися і досягає максимального значення під час завершальної фази (4) і дорівнює 672 ± 25 мм.

А ось при переміщенні по вертикалі відрізняються не тільки величини, а й характер змін. Величина переміщення гомілковостопного суглоба основної групи в першій та другій фазах залишаються на одному рівні в районі 1015 ± 25 мм. Потім починають знижуватися до показників приблизно 976 мм. З другого етапу

підготовчої фази (2.2) починається збільшення другого етапу робочої фази (3.2) з 976 ± 25 мм до 1033 ± 25 мм. І на завершальній стадії (4) відбувається невелике зниження ($p < 0.05$). У свою чергу величина переміщень контрольної групи, починаючи в попередній фазі (1) з 1023 ± 25 мм, трохи збільшуються. У попередній фазі (2.1) відбувається зменшення переміщень до 1011 ± 25 мм. На першому етапі робочої фази (3.1) збільшується до 1022 ± 25 мм і знову знижується у завершальній фазі (4).



Мал.12. Величини переміщення (мм.) гомілковостопного суглоба по горизонталі (А) та по вертикалі (Б) при ударі внутрішньою частиною стопи.

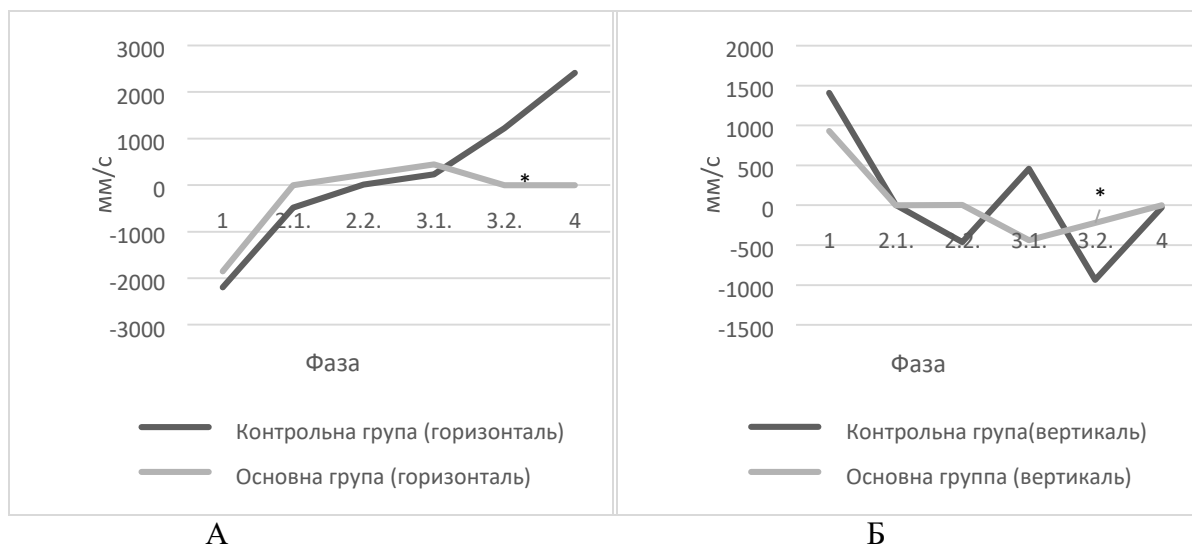
* - достовірність відмінностей між групами у зазначені фази ($p < 0,05$)

Ще одним важливим показником, як уже було сказано, є швидкість. Параметр, який доповнює переміщення та відображає швидкість переміщення точки.

Достовірні відмінності були виявлені при ударі по м'ячу зовнішньою частиною підйому колінного суглоба (мал. 13). Вони спостерігаються при русі по горизонталі та вертикалі. Швидкість руху колінного суглоба у спортсменів з основної групи починається з наближення до початку координат зі швидкістю 1851 ± 25 мм/с і повним наближенням до початку попередньої фази (1). Потім плечовий суглоб починає віддалятися від центру до першого етапу робочої фази (3.1) та швидкості 444 ± 25 мм/с ($p < 0.05$). А під час встановлення опорної ноги (2.2) наближається до початку координат і не змінює свого положення аж до завершальної стадії (4). У свою чергу, у контрольній групі відбувається наближення

початку координат зі швидкістю близько 2196 ± 25 мм/с. Потім йде повільне наближення початку координат протягом підготовчої фази (2.1) зі зміною швидкості на позитивну, тобто, починається віддалення кульшового суглоба від початку координат до швидкості 2408 ± 25 мм/с у завершальній стадії (4).

По вертикалі зміни швидкості досліджуваних груп також мають відмінності. У попередній фазі (1) в основній групі рух починається з видалення від початку координат зі швидкістю 931 ± 15 мм/с ($p < 0.05$). А швидкість контрольної групи із швидкістю 1403 ± 15 мм/с. Протягом другої підготовчої фази (2.2) в основній групі швидкість тазостегнового суглоба значно не змінюється і становить $2 \pm 0,2$ мм/с. У третій фазі на етапі ударного руху (3.1) починається віддалення від центру координат зі швидкістю 230 ± 15 мм/с. А під час етапу встановлення опорної ноги (2.2) в основній групі відбувається наближення до початку координат зі швидкістю 201 ± 15 мм/с і повне наближення до початку координат в завершальній стадії (4). У той час як у контрольній групі гомілковостопний суглоб постійно змінює характер руху з віддаленням від центру в попередній (1) та робочій фазі (3.1), і наближенням у підготовчій фазі (2.2) та робочій фазі (3.2).



Мал.13. Величини швидкості (мм/с) руху кульшового суглоба по горизонталі (А) та по вертикалі (Б) при ударі внутрішньою частиною стопи.

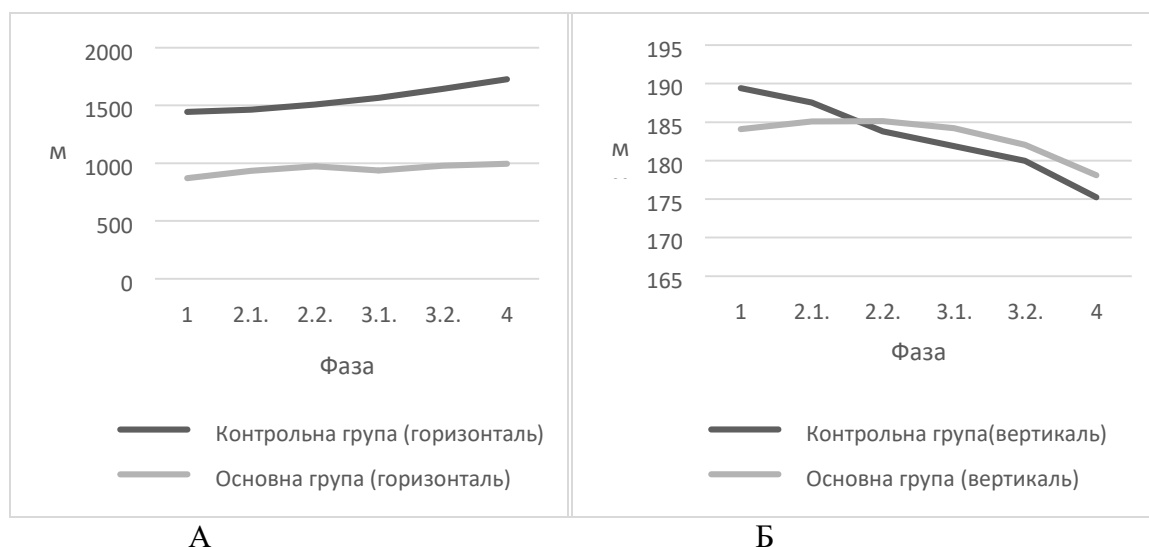
* - достовірність відмінностей між групами у зазначені фази ($p < 0,05$)

3.1.3. Удар внутрішньою частиною підйому стопи

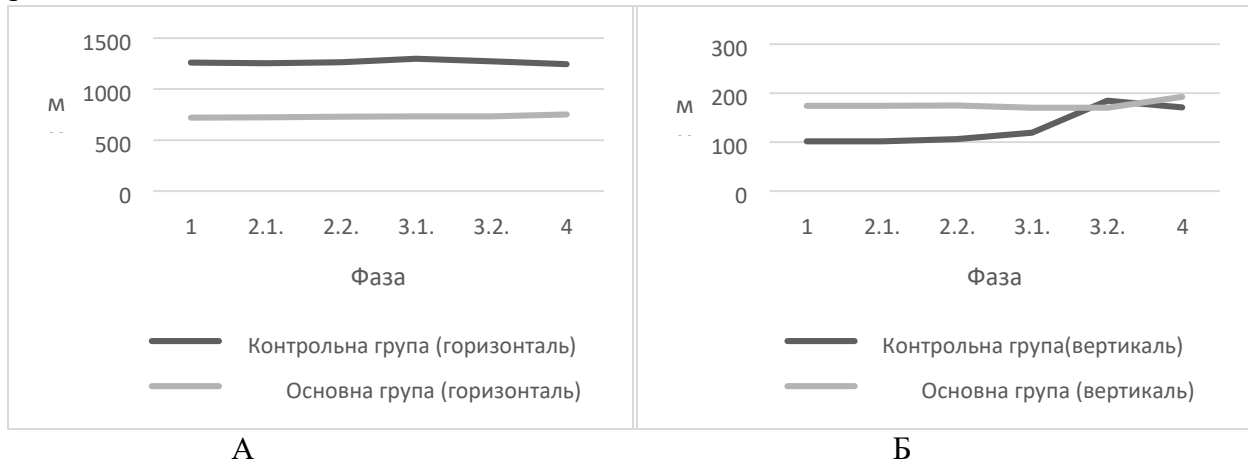
Багатопараметричний аналіз удару внутрішньою частиною стопи дозволив розділити цикл удару на шість біомеханічних фаз. Зазначимо найістотніші відмінності кожної фази циклу.

При аналізі переміщень суглобів та частин тіла під час удару по м'ячу внутрішньою частиною стопи суттєві відмінності виявлені при переміщенні голови по горизонталі та вертикалі (мал. 14). При переміщеннях по горизонталі величина основної групи (від 935 ± 25 мм) менша за показники контрольної групи, переміщення яких перебувають на рівні 1550 ± 25 мм. Отже, величина зміщення при порівнюванні основної та контрольної групи набагато більша саме в основній групі. Вже попередньої фази (1) при підготовці до удару величина зсуву становить 572 ± 25 мм. Далі вона продовжує збільшуватися і досягає максимального значення під час завершальної фази (4) і дорівнює 731 ± 25 мм.

А ось при переміщеннях по вертикалі відрізняються не тільки величина, а й характер змін. Величина переміщення голови основної групи до першого етапу робочої фази (3.1) залишаються одному рівні в районі 185 ± 15 мм. І потім починають знижуватися до показників приблизно 178 ± 15 мм. У свою чергу величина контрольної групи, починаючи в попередній фазі (1) з 189 ± 15 мм. протягом усіх фаз удару знижуються до 175 ± 15 мм. Єдина фаза, в якій рух голови є рівними 184 ± 15 мм. є підготовчою (2.2).



Величини переміщення (мм.) голови по горизонталі (А) та по вертикалі (Б) при ударі внутрішньою частиною стопи.



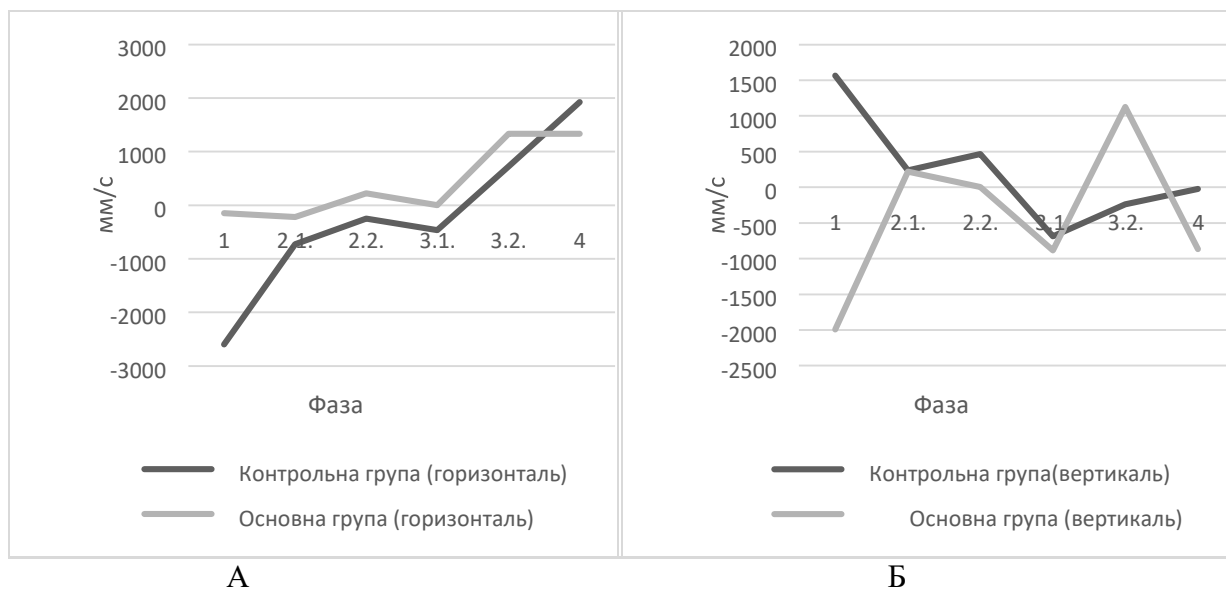
Величини переміщення (мм.) гомілковостопного суглоба по горизонталі (А) та по вертикалі (Б) при ударі внутрішньою частиною стопи.

У гомілковостопному суглобі (мал. 15) спостерігаються схожі відмінності при переміщеннях. По горизонтальній осі параметри переміщень у основної групи значно відрізняються в меншу сторону в порівнянні з контрольною групою. Величини усунення варіюються від 525 ± 25 мм. Основна відмінність переміщень по вертикалі основної групи від контрольної групи полягає в тому, що під час початку робочої фази (3.1) у контрольній групі починається різке збільшення показників переміщення гомілковостопного суглоба з 150 ± 15 мм та зниження у завершальній стадії (4) до 170 ± 15 мм. У той час як в основній групі показники залишаються рівномірними протягом усіх фаз удару, за винятком підвищення зі 170 ± 15 мм у робочій фазі (2.2), до 192 ± 15 мм у завершальній стадії (4).

Ще одним важливим показником є швидкість. Параметр, який доповнює переміщення та відображає швидкість переміщення точки. Аналізуючи величини швидкостей, можна також спостерігати значні відмінності при ударі по м'ячу внутрішньою стороною стопи в тазостегновому суглобі (мал. 16). Основні розбіжності спостерігаються під час руху горизонтальною осі. Швидкість руху кульшового суглоба у спортсменів з основної групи починається з невеликого віддалення від центру координат з невеликою швидкістю 148 ± 15 мм/с, у свою чергу в контрольній групі відбувається віддалення від початку координат зі швидкістю близько 2600 ± 25 мм/с. Потім йде вирівнювання характеру змін швидкості протягом

підготовчої фази (2.1) та робочої фази (3.1). У завершальній стадії (4) у основній групі швидкість залишається лише на рівні робочої фази (3.2). На контрольній групі швидкість продовжує зростати до 1900 ± 25 мм/с.

По вертикалі зміни швидкості групи відрізняються значніше. У попередній фазі в основній групі рух починається з віддалення від початку координат зі швидкістю 2000 ± 25 мм/с. А швидкість контрольної групи, навпаки, з наближення до початку координат зі швидкістю 1500 ± 25 мм/с. Протягом другої підготовчої фази (2.2) в обох групах відбувається наближення кульшового суглоба до початку координат з невеликою швидкістю. У третій фазі на етапі ударного руху (3.1) починається прискорення в обох групах приблизно рівне 800 ± 25 мм/с віддаленням від початку координат. А під час етапу встановлення опорної ноги (2.2) в основній групі відбувається різке наближення до початку координат (швидкість 1100 ± 25 мм/с) і різке віддалення від нього в завершальній стадії (4). У той час, як у контрольній групі відбувається поступове наближення до початку координат.



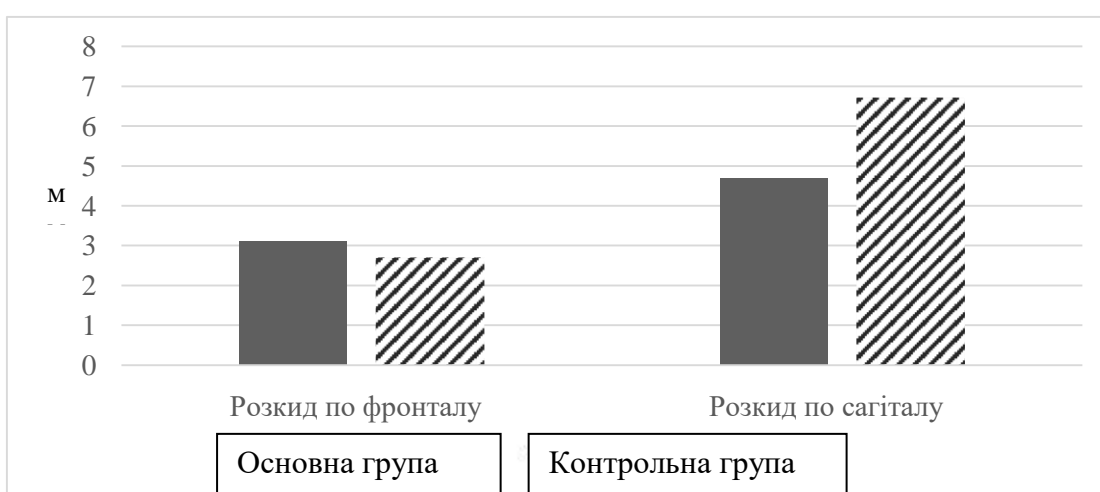
Величини швидкості (мм/с) руху кульшового суглоба по горизонталі (А) і по вертикалі (Б) при ударі внутрішньою частиною стопи.

3.2. Характеристики координації та рівноваги у футболістів з порушеннями опорно-рухового апарату

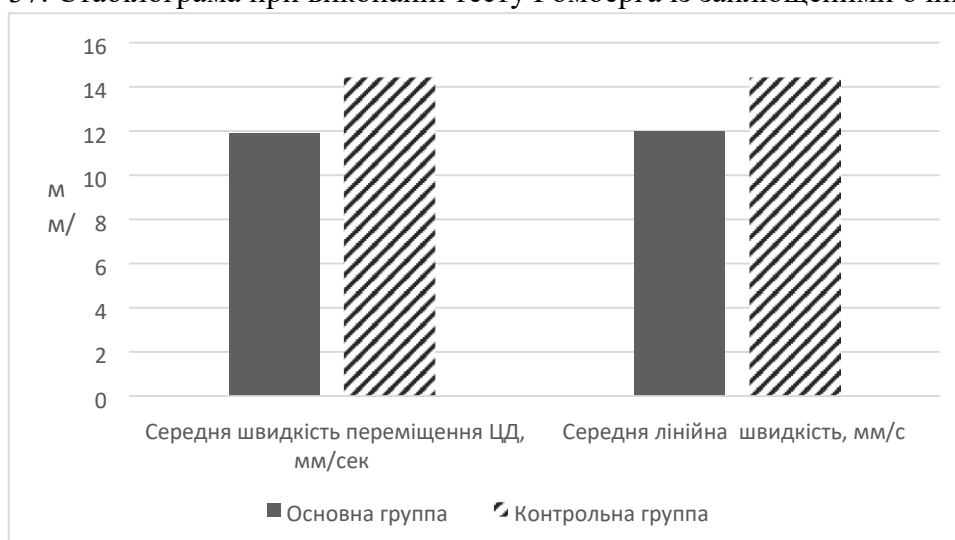
Для дослідження рівноваги та координації рухів у даному розділі представлені стабілізаційні величини при виконанні тесту Ромберга з відкритими та закритими

очима у кожній із досліджуваних груп. У таблиці 4 представлені результати стабілізаційного аналізу під час виконання тесту Ромберга із заплющеними очима.

При виконанні тесту Ромберга із заплющеними очима, у спортсменів основної групи є достовірне зменшення в наступних показниках порівняно з контрольною групою: площа еліпса ($219,3 \pm 29,3$) (мал.39(Б)), швидкість зміни площі статокінезіграми ($20,3 \pm 2,7$) (мал.39 (А)) ($p < 0,05$). Також спостерігається достовірне збільшення якості функції рівноваги (721 ± 26) (мал.40) у порівнянні з контрольною групою спортсменів (630 ± 52).



Мал. 37. Стабілограма при виконанні тесту Ромберга із заплющеними очима (розкид



по фронталі, розкид сагітталі)

Рис 38. Стабілограма при виконанні тесту Ромберга із заплющеними очима (середня швидкість переміщення ЦД, середня лінійна швидкість)



Мал 39. Стабілограма при виконанні тесту Ромберга із заплющеними очима (швидкість зміни площі статокінезіграми (А), площа еліпса (Б))
* - достовірність відмінностей із контрольною групою, $p < 0,05$

У таблиці 1 наведено результати стабілізографічного аналізу виконання проби Ромберга з відкритими очима.

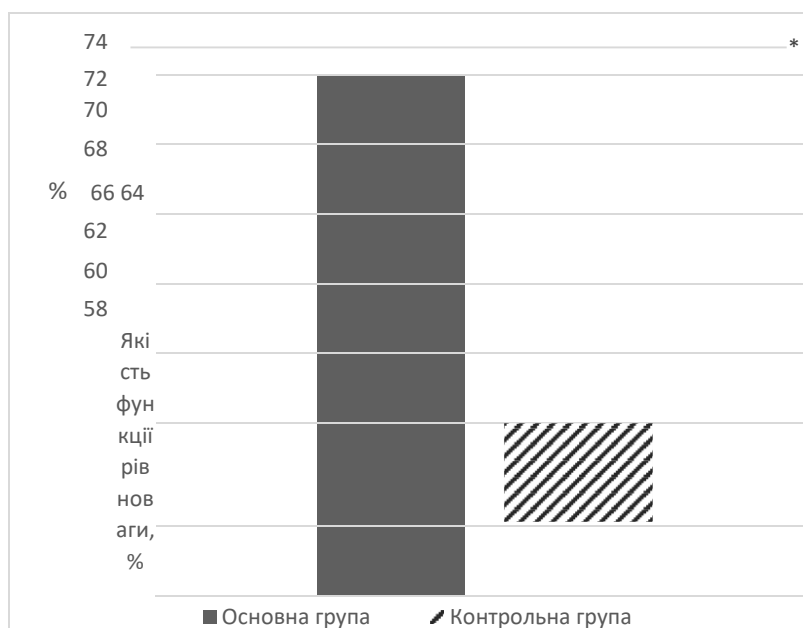


Рис 40. Стабілограма при виконанні тесту Ромберга із заплющеними очима (якість функції рівноваги)
* - достовірність відмінностей із контрольною групою, $p < 0,05$

Таблиця 1

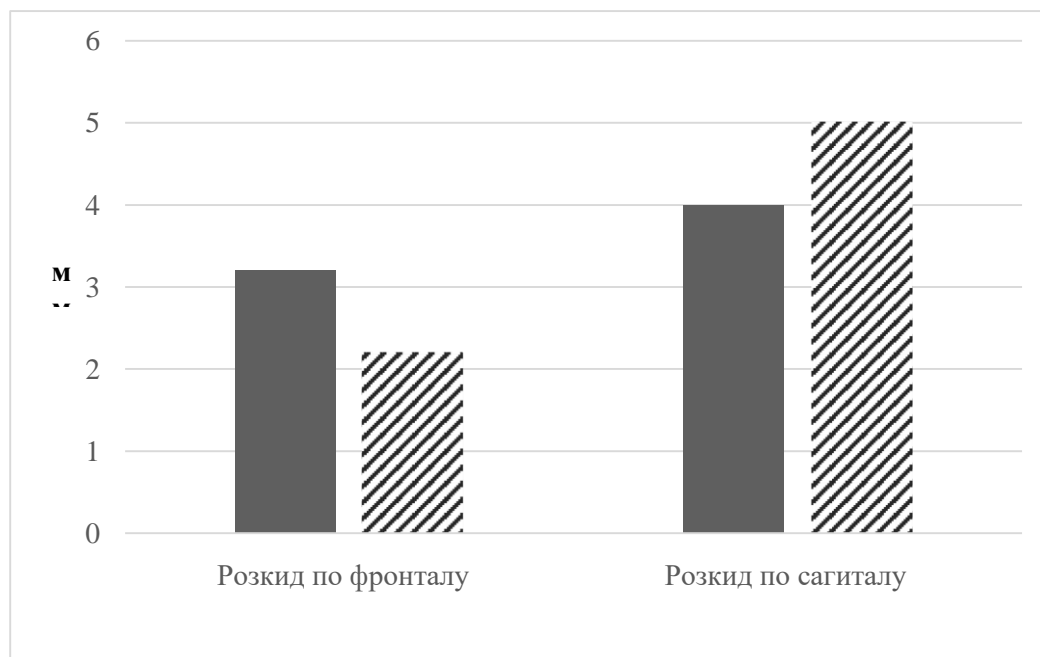
Стабілографічні величини під час виконання тесту Ромберга з відкритими очима ($X \pm m$) еліпса, Кв. ммс

Величин А	Фронтал ьна вісь	Сагітальна вісь	Середня швидкість	Площа	Швидкіст ь зміни	Якості про	Серед н
--------------	---------------------	--------------------	----------------------	-------	---------------------	---------------	------------

Група	(розкид), мм	(розкид), мм	переміщення ЦД, мм/сек	еліпса, кв. мм	площі статокінез іограми, кв. мм/сек	функції і рівноваги, %	я ліній на швидкість, мм/
Основна група	3,2±0,5	4,0±0,5	9,1±0,7	142,4±33,0*	13,5±2,4	82,5±2,4	9,1±0,7
Контроль на група	2,2±0,3	5,0±0,4	9,1±1,1	179,1±22,4	15,8±5,6	82,2±3,8	9,1±1,1

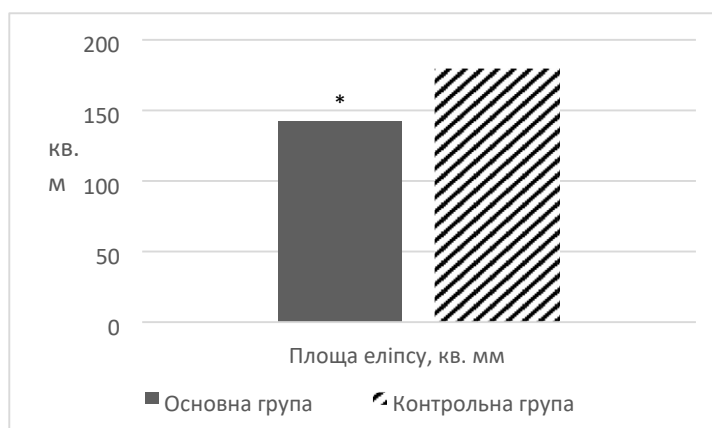
* - достовірність відмінностей із контрольною групою, $p < 0,05$

При виконанні тесту Ромберга з відкритими очима у спортсменів основної групи спостерігається достовірне ($p < 0,05$) зниження площі еліпса ($142,4 \pm 33,0$) порівняно з контрольною групою ($179,1 \pm 22,4$) (мал. 42). В інших показниках достовірних відмінностей не виявлено (мал.41).



Мал. 41. Стабілограма при виконанні тесту Ромберга з відкритими очима (розкид по фронталі, розкид по сагітталі).

* – достовірність відмінностей із контрольною групою, $p < 0,05$

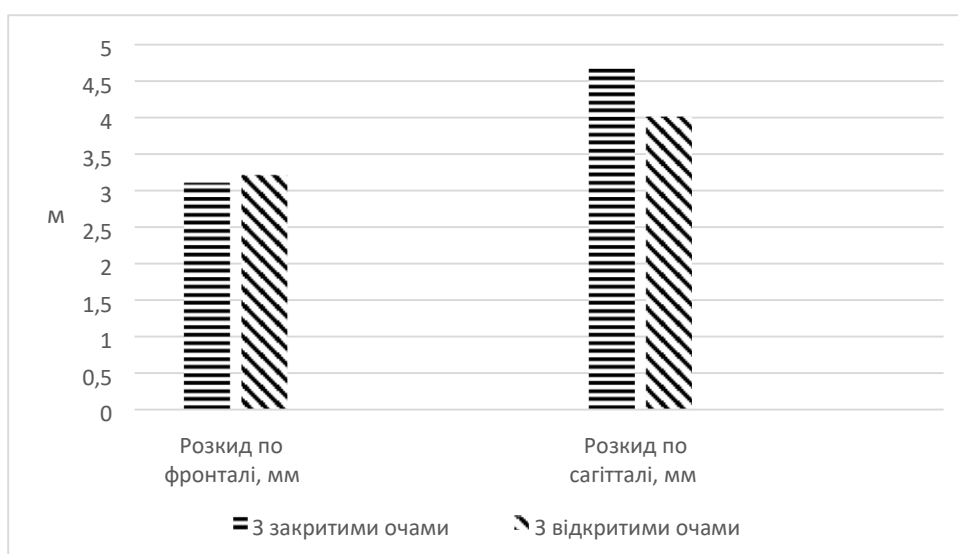


Мал. 42. Стабілограма під час виконання тесту Ромберга з відкритими очима (Площа еліпса, швидкість зміни площі статокінезіграми)

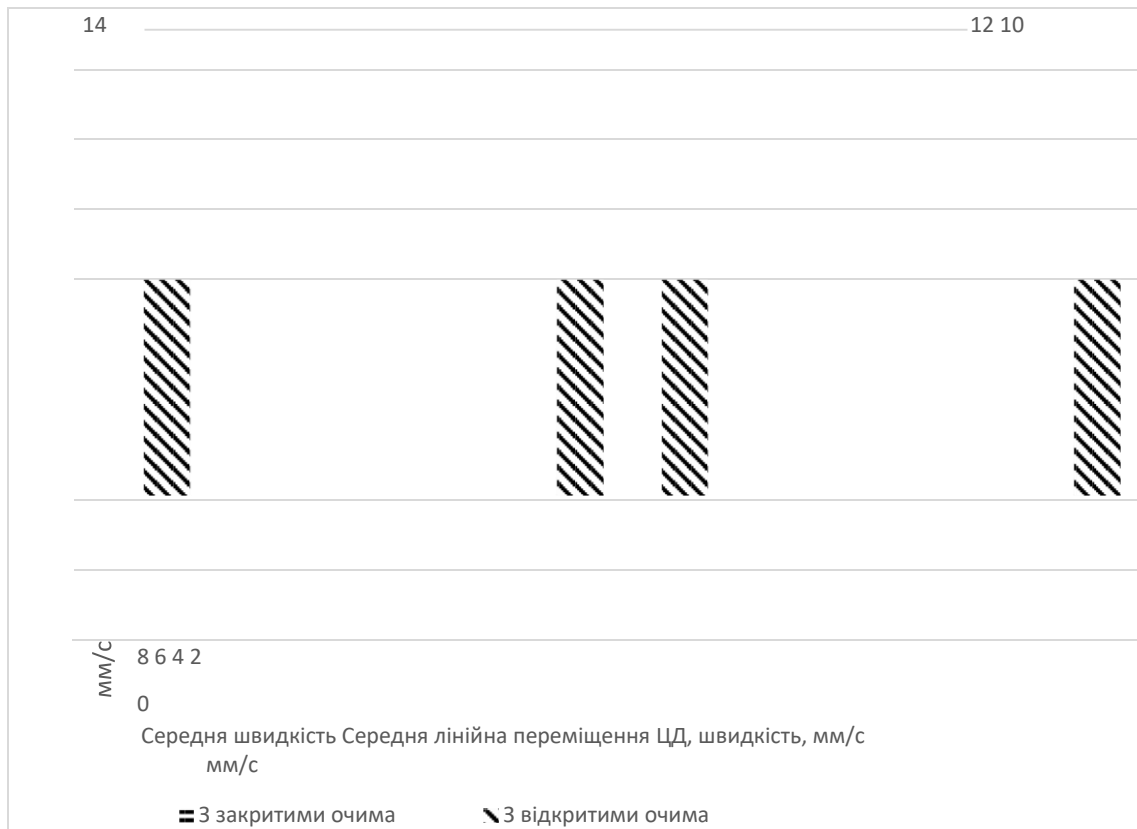
* - достовірність відмінностей із контрольною групою, $p < 0,05$

На мал. 43 - 46 представлені стабілізаційні характеристики, зареєстровані у футболістів основної групи із закритими та відкритими очима.

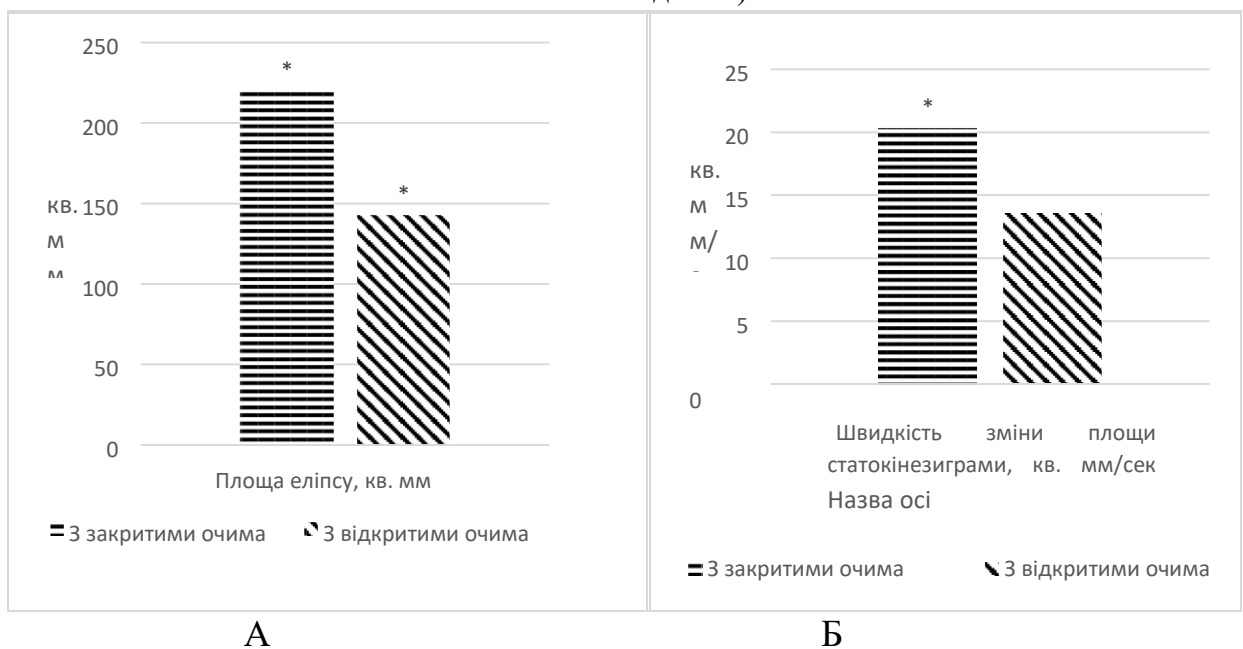
При дослідженні стабілізаторних показників спостерігаються зниження якості функції рівноваги ($72,1 \pm 2,6$) (мал.46) із заплющеними очима при порівнянні з відкритими очима, та підвищення розкиду по сагіталі ($4,7 \pm 0,3$) (мал.43), середня швидкість переміщення ЦД ($11,9 \pm 0,7^*$) (мал.44), швидкість зміни площі статокінезіграми ($20,3 \pm 2,7$) (мал.45(Б)), середня лінійна швидкість ($12,0 \pm 0,7^*$) (мал.44), площа еліпса ($219,3 \pm 29,3$) (мал.45(А)) із заплющеними очима при порівнянні з відкритими очима.



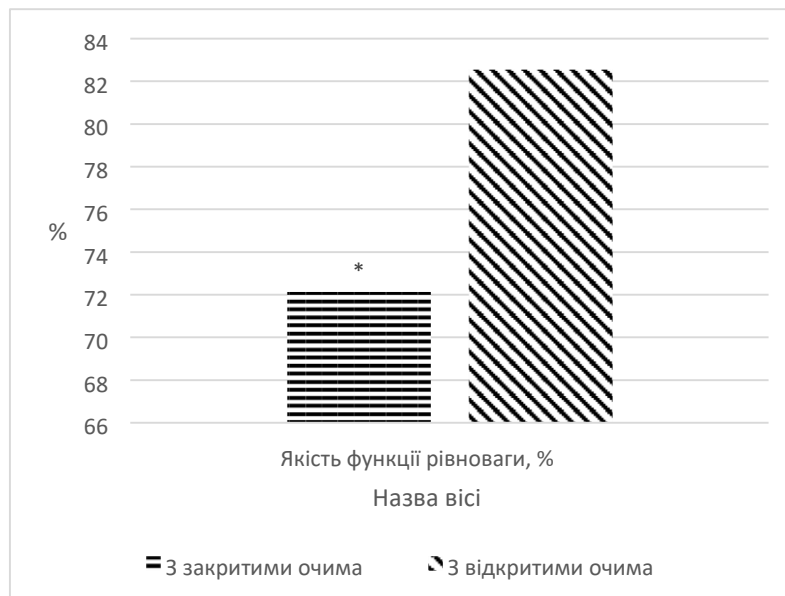
Мал. 43. Стабілограма при виконанні тесту Ромберга з відкритими і закритими очима у футболістів основної групи (розкид по сагіталі, розкид по фронталі)



Мал. 44. Стабілограма при виконанні тесту Ромберга з відкритими та заплющеними очима у футболістів основної групи (середня швидкість переміщення ЦД, середня лінійна швидкість)



Мал. 45. Стабілограма при виконанні тесту Ромберга з відкритими та закритими очима (площа Еліпса (А), швидкість зміни площі статокінезіграми (Б)) * – достовірність внутрішньогрупових відмінностей при виконанні тестів з відкритими та закритими очима, $p < 0,05$

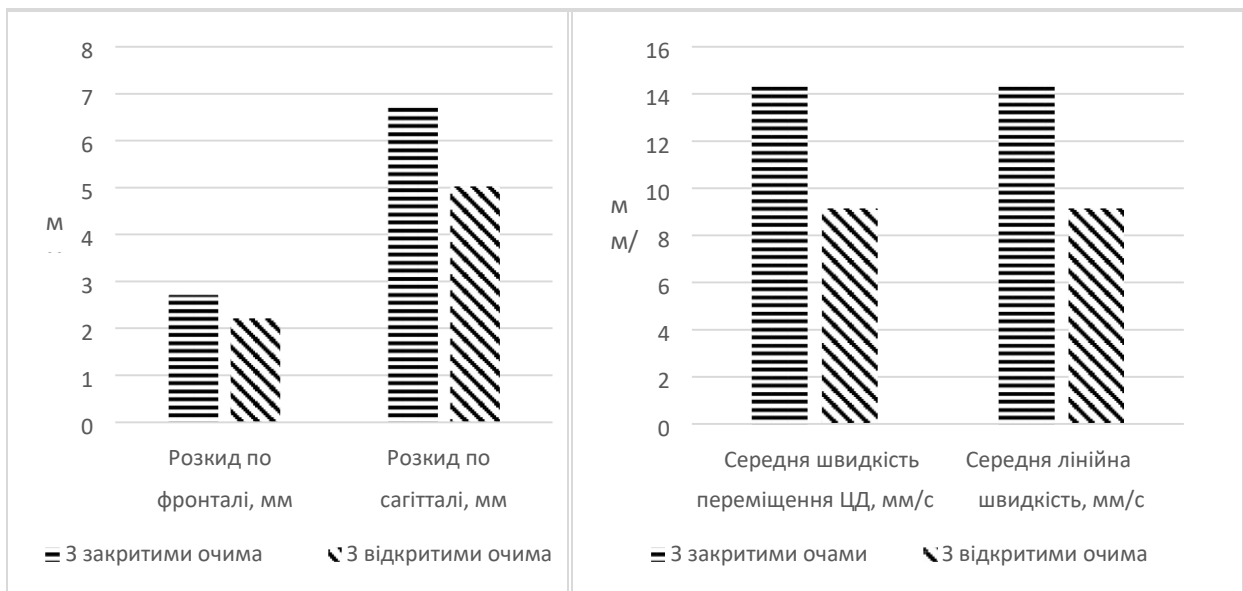


Мал. 46. Стабілограма при виконанні тесту Ромберга з відкритими та закритими очима (якість функції рівноваги)

* – достовірність внутрішньогрупових відмінностей при виконанні тестів з відкритими та закритими очима, $p < 0,05$

На мал. 47, 48, 49. представлені стабілізаційні величини контрольної групи із закритими та відкритими очима.

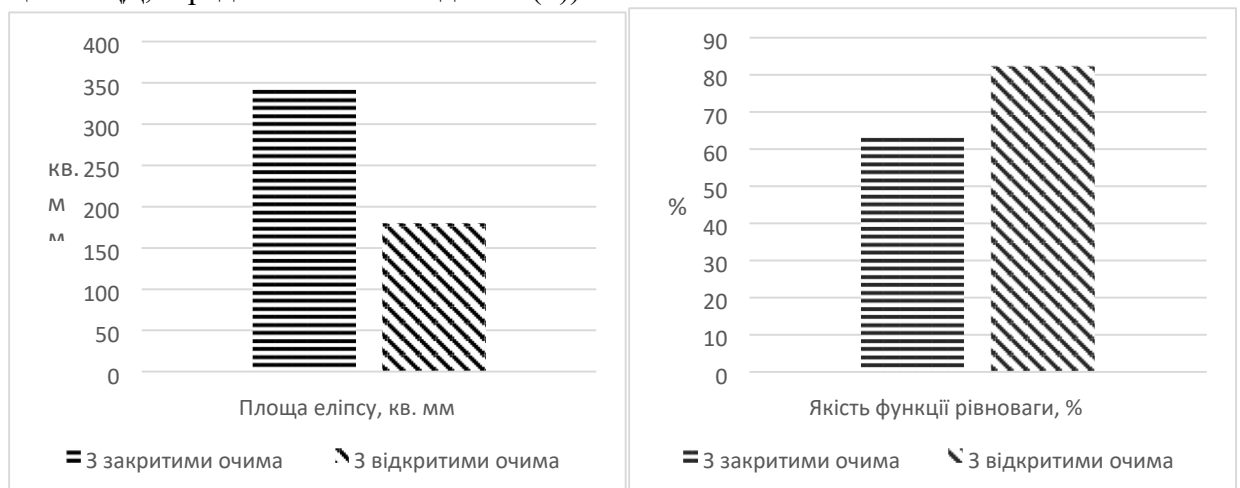
При дослідженні стабілізаторних показників спостерігаються зниження якості функції рівноваги ($63,0 \pm 5,2$) (мал.48 (Б)) із закритими очима при порівнянні з відкритими очима, і підвищення розкид по фронталі ($2,7 \pm 0,5$), розкид по сагіталі ($6,7 \pm 3,1$) (мал.47 (А)), середня швидкість переміщення ЦД ($14,4 \pm 1,5$) (мал.47 (Б)), швидкість зміни площі статокінезіграми ($36,0 \pm 3,9$) (мал.49), середня лінійна швидкість ($14,4 \pm 1,5$) (мал. 47 (Б)), площа еліпса ($342,3 \pm 13,8$) із заплющеними очима при порівнянні з відкритими очима.



А

Б

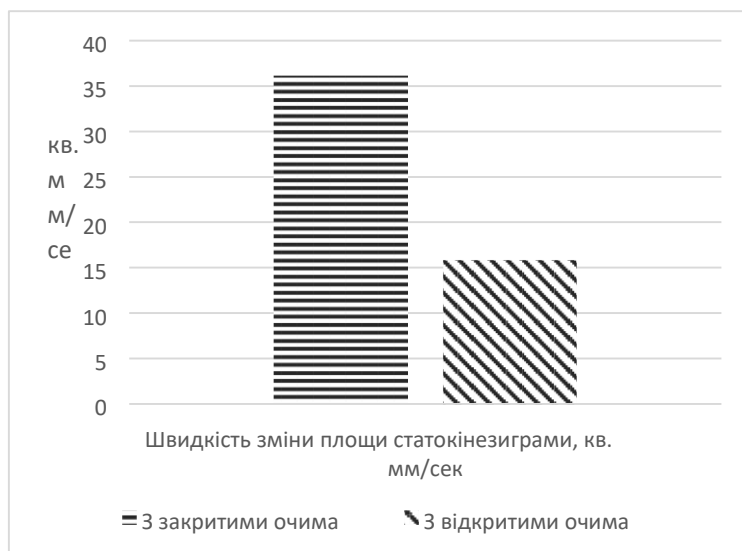
Мал. 47. Стабілограма при виконанні тесту Ромберга з відкритими і закритими очима у контрольної групи спортсменів (розкид по фронталі, розкид по сагітталі (А), середня швидкість переміщення ЦД, середня лінійна швидкість (Б))



А

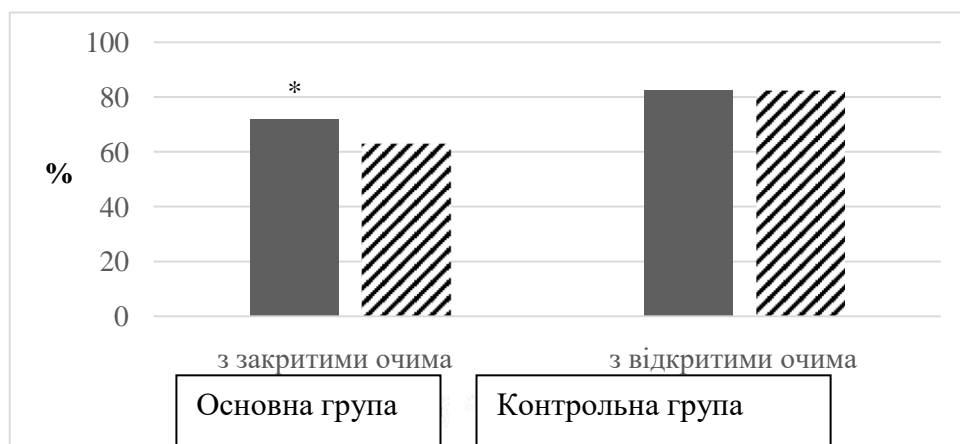
Б

Мал. 48. Стабілограма при виконанні тесту Ромберга з відкритими та закритими очима у контрольної групи спортсменів (площа еліпса (А), якість функції рівноваги (Б))



Мал. 49. Стабілограма при виконанні тесту Ромберга з відкритими і закритими очима у контрольної групи спортсменів (швидкість зміни площі статокінезиграми)

З усього вищевикладеного можна відзначити, що у спортсменів контрольної групи відмінності показників з відкритими та закритими очима незначні, проте, у спортсменів основної групи стабілізаційні параметри погіршуються при скасуванні зорового контролю.



Мал. 50. Стабілограма при виконанні тесту Ромберга з відкритими та закритими очима (якість функції рівноваги)

* – достовірність відмінностей із контрольною групою, $p < 0,05$

При дослідженні стабілізаційного показника якості функції рівноваги спостерігається зниження в контрольній групі із закритими очима при зіставленні з основною групою, і незначне зниження в контрольній групі з відкритими очима при зіставленні з основною групою.

Стабілографічні величини при виконанні тесту Ромберга з відкритими і закритими очима ($X \pm m$)

Величина	Фронтальна вісь (розкид), мм		Сагітальна вісь, мм		Середня швидкість переміщення ЦД, мм/сек		Площа еліпса, кв. мм		Швидкість зміни площі статокінезіграми кількість кв. мм/сек		Якість функції рівноваги, %		Середня лінійна швидкість, мм/с	
	Основна	Контрольна	Основна	Контрольна	Основна	Контрольна	Основна	Контрольна	Основна	Контрольна	Основна	Контрольна	Основна	Контрольна
З закритими очима	3,1±0,4	2,7±0,5	4,7±0,3	6,7±3,1	11,9±0,7	14,4±1,5	219,3±29,3*	342,3±13,8	20,3±2,7*	36,0±3,9	72,1±2,6*	63,0±5,2	12,0±0,7	14,4±1,5
З відкритими очима	3,2±0,5	2,2±0,3	4,0±0,5	5,0±0,4	9,1±0,7	9,1±1,1	142,4±33,0*	179,1±22,4	13,5±2,4	15,8±5,6	82,5±2,4	82,2±3,8	9,1±0,7	9,1±1,1

* - достовірність відмінностей із контрольною групою, $p < 0,05$

При аналізі стабілізаторних показників при виконанні тесту Ромберга із заплющеними очима видно, що в основній групі футболістів відбувається зниження таких показників як розкид по сагіталі, середня швидкість переміщення ЦД, швидкість зміни площі статокінезіграми, середня лінійна швидкість площі еліпса при порівнянні з контрольною групою, та підвищення таких показників як розкид по фронталі та якість функції рівноваги.

При дослідженні стабілізаторних показників тесту Ромберга з відкритими очима відбувається зниження таких показників як розкид по сагіталі, площа еліпса, швидкість зміни площі статокінезіграми в експериментальній групі з ОМЗ при порівнянні з контрольною групою, та підвищення таких показників як розкид по фронталі, якість функції рівноваги при порівнянні з контрольною групою футболістів

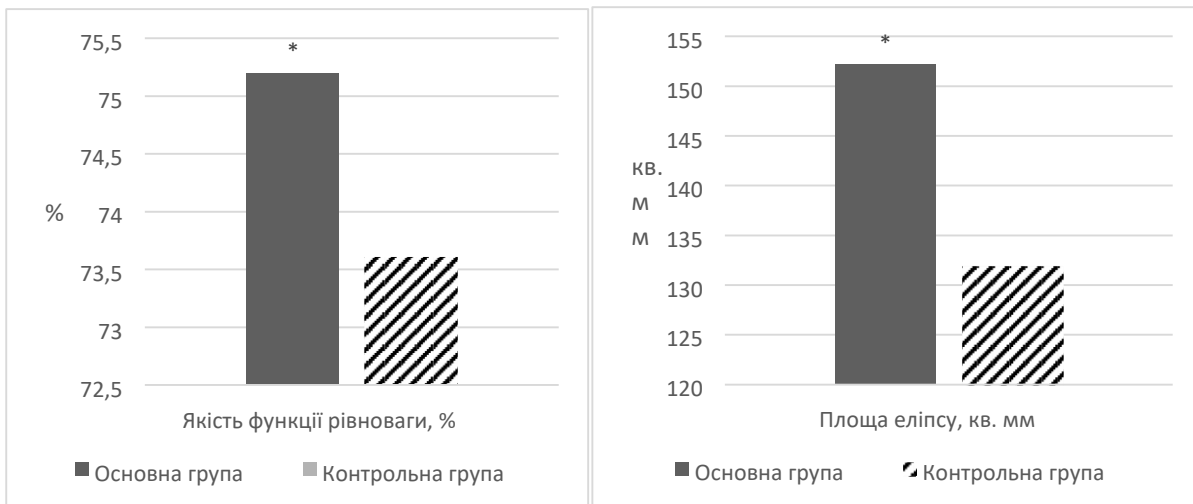
Дослідження стабілізографічних показників тесту Ромберга з відкритими та закритими очима показали, що у футболістів контрольної групи зміна показників незначні. У спортсменів основної групи показники погіршуються при скасуванні зорового контролю. Ймовірно, у футболістів з порушеннями постави та плоскостопістю гірше здійснюється робота пропріоцептивної аферентної ланки. Це може бути як наслідком сколіозу, і причиною його розвитку.

Таким чином, при виконанні стабілізографічного тесту Ромберга у футболістів з обмеженими можливостями здоров'я відбувається зниження показників розкиду в сагітальній площині, середній швидкості переміщення центру тиску, швидкості зміни площі статокінезіграмі та підвищення показників розкиду у фронтальній площині та якості функції рівноваги. Усе це свідчить у тому, що з спортсменів з ОМЗ має місце порушення рівноваги і координації, компенсації яких змушені залучати додаткові зусилля.

3.3. Вплив стану кровопостачання у вертебробазиллярному басейні на величину рівноваги у футболістів

У таблиці 7 наведено результати стабілізографічного аналізу виконання тесту з поворотом голови наліво.

При дослідженні стабілізаційного сигналу при виконанні тесту з поворотом голови наліво, у спортсменів основної групи спостерігається достовірне збільшення площі еліпса ($152,2 \pm 17,2$) та якості функції рівноваги ($75,2 \pm 2,0$) порівняно з контрольною групою футболістів (мал.51 А, Б).



А

Б

Мал. 51. Стабілограма під час виконання тесту з поворотом голови наліво (площа еліпса (Б), якість функції рівноваги (А))* - достовірність відмінностей із контрольною групою, $p < 0,05$ При виконанні тесту с поворотом голови направо були отримані наступні характеристики (табл. 4).

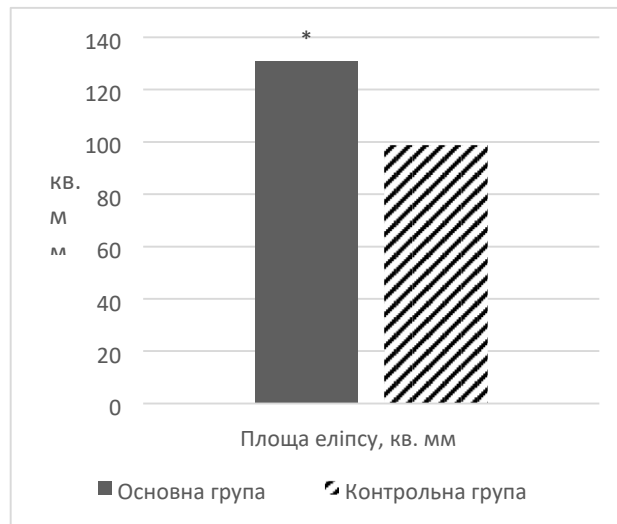
**Стабілографічні величини під час виконання тесту з поворотом
голови наліво ($X \pm m$)**

Група	Величина						
	Фронтальна вісь (розкид), мм	Сагітальна вісь (розкид), мм	Середня швидкість переміщення ЦД, мм/сек	Площа еліпса, кв. мм	Швидкість зміни площі статокінезигра мми, кв. мм/сек	Якість функції рівноваги, %	Середня лінійна швидкість, мм/с
Основна група	3,1±0,3	3,7±0,3	11,1±0,5	152,2±17,2*	15,7±1,8	75,2±2,0*	11,1±0,5
Контрольна група	2,5±0,3	3,7±0,8	11,5±1,3	131,8±332,4	15,7±3,2	73,6±4,4	11,5±1,3

**Стабілографічні величини під час виконання тесту з поворотом
голови направо ($X \pm m$)**

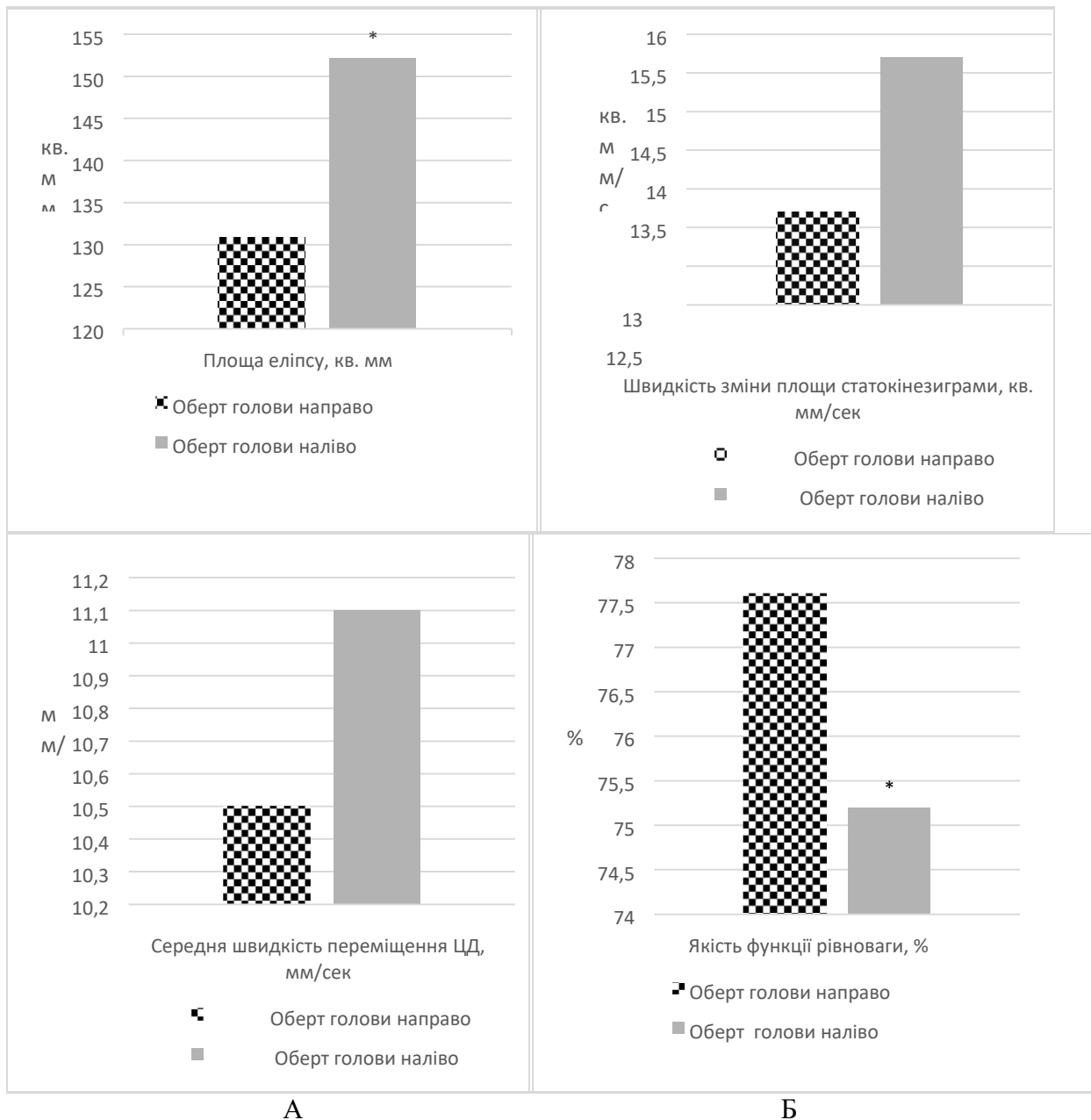
Величина	Група						
	Фронтальна вісь (розкид), мм	Сагітальна вісь (розкид), мм	Середня швидкість переміщення ЦД, мм/сек	Площа еліпсу, кв. мм	Швидкість зміни площі стагокінезирами, кв. мм/сек	Якість функції рівноваги, %	Середня лінійна швидкість, мм/с
Осн овн а гру па	2,7± 0,4	3,4± 0,6	10,5± 0,5	130,9 ±25,5	13,7±2,5	77,6±1 ,9	10,5±0,5
Кон тро льн а гру па	2,6± 0,4	2,8± 0,2	11,7± 1,3	98,5± 13,7	14,0±2,3	77,7±4 ,8	11,7±1,3

* - достовірність відмінностей із контрольною групою, $p < 0,05$



Мал. 52. Стабілограма при виконанні тесту з поворотом голови праворуч (площа еліпса)
- достовірність відмінностей із контрольною групою, $p < 0,05$

Фіксація стабілізаційного сигналу при виконанні тесту Ромберга з поворотом голови направо, спортсмени основної групи мають підвищення таких показників як площа еліпса ($130,9 \pm 25,5$) (мал.52) при порівнянні з контрольною групою футболістів.



Мал. 54. Стабілограма при виконанні тесту з поворотом голови направо та наліво (Середня швидкість переміщення ЦД, якість функції рівноваги)

* – достовірність внутрішньогрупових відмінностей при виконанні тестів з поворотом голови направо та наліво, $p < 0,05$

При дослідженні якості функції рівноваги ми відзначали зниження його в контрольній групі в тесті з поворотом голови ліворуч при порівнянні з основною групою, і незначне зниження в основній групі тесту з поворотом голови направо при порівнянні з контрольною групою.

При аналізі стабілізаторних показників у тесті Ромберга з поворотом голови ліворуч і праворуч можна відзначити, що у спортсменів контрольної групи зміни

показників при порівнянні повороту голови в обидві сторони незначні. А в основній групі, навпаки, показники погіршуються при повороті голови ліворуч і праворуч у рівній мірі. При дослідженні якості функції рівноваги ми спостерігали зниження в контрольній групі в тесті з поворотом голови ліворуч при порівнянні з основною групою, і не значне зниження експериментальної групи в тесті з поворотом голови праворуч при порівнянні з контрольною групою.

Таким чином, у футболістів з обмеженими можливостями здоров'я більш виражені зміни у стабілограмі при заплющуванні очей та при повороті голови у бік. Ймовірно, викривлення хребта призводить до порушення кровообігу у вертебро-базиллярному басейні, що негативно позначається на підтримці рівноваги при різких рухах голови та при виключенні зорового контролю.

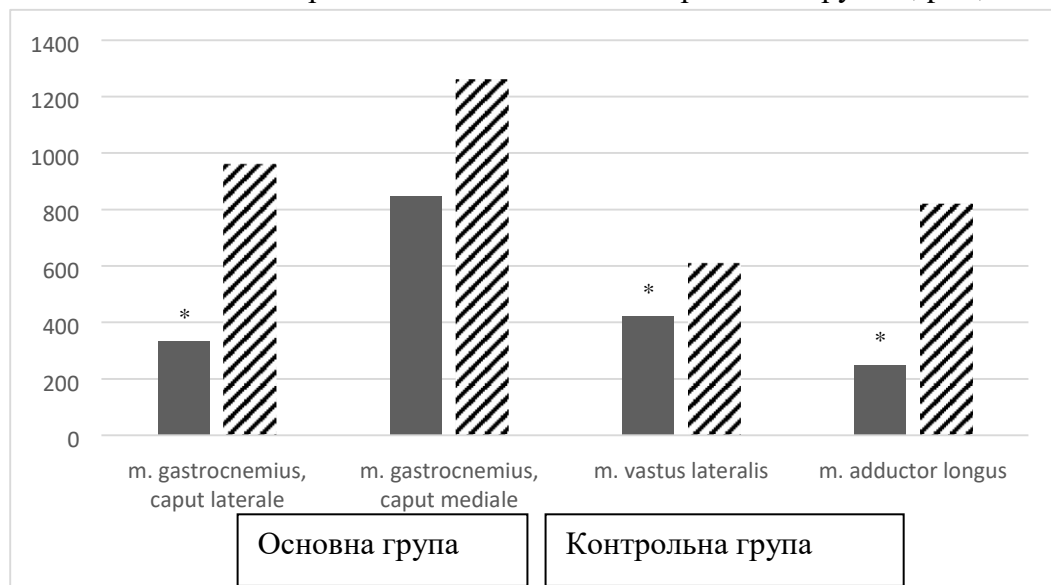
3.4. Характеристики біоелектричної активності м'язів нижніх кінцівок при виконанні удару по м'ячу у футболістів з обмеженими можливостями здоров'я, зумовленими порушеннями з боку опорно-рухового апарату

Був проведений електроміографічний аналіз активності м'язів нижніх кінцівок литковий м'яз (латеральний і медіальний головки), латеральний широкий м'яз (нижня третина), латеральний широкий м'яз (верхня третина), прямий м'яз стегна) при виконанні удару по м'ячу у футболістів основної групи -III ступеня та плоскостопість II-III ступеня), а також у футболістів контрольної групи. В якості експериментальної моделі було обрано удари по м'ячу зі стандартного положення без розбігу з трьома варіантами техніки: удар внутрішньою стороною стопи, удар зовнішньою стороною стопи та удар середньою частиною підйому.

Біоелектрична активність м'язів нижніх кінцівок футболістів при виконанні удару по м'ячу зовнішньою стороною стопи ($X \pm m$)

Групи	Основна група	Контрольна група
Величина	Максимальна амплітуда, мкВ	Максимальна амплітуда, мкВ
Назва м'язів		
m. gastrocnemius, caputlaterale	331,9±92,1*	959±190,0
m. gastrocnemius, caputmediale	846,2±275,9	1259±108,2
m. vastuslateralis	421,2±95,2*	608,4±69,8
m. adductorlongus	248,4±64,1*	2819±739,3

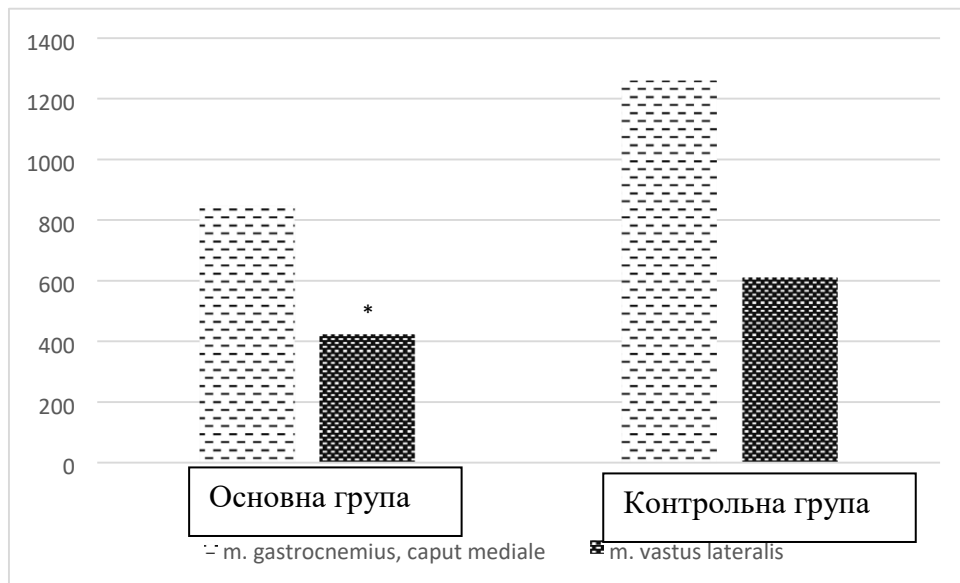
* - достовірність відмінностей із контрольною групою, $p < 0,05$



Мал. 58. Максимальна амплітуда біоелектричної активності м'язів нижньої кінцівки при виконанні удару зовнішньою стороною стопи

* - достовірність відмінностей із контрольною групою, $p < 0,05$

Як видно з діаграми максимальна амплітуда литкового м'яза (латеральна головка), максимальна амплітуда латерального широкого м'яза (нижня третина) і максимальна амплітуда м'яза стегна, що приводить, у футболістів основної групи достовірно нижче, ніж у контрольної групи футболістів ($p < 0,05$).



Мал. 59. Максимальна амплітуда біоелектричної активності м'язів нижньої кінцівки при виконанні удару зовнішньою стороною стопи

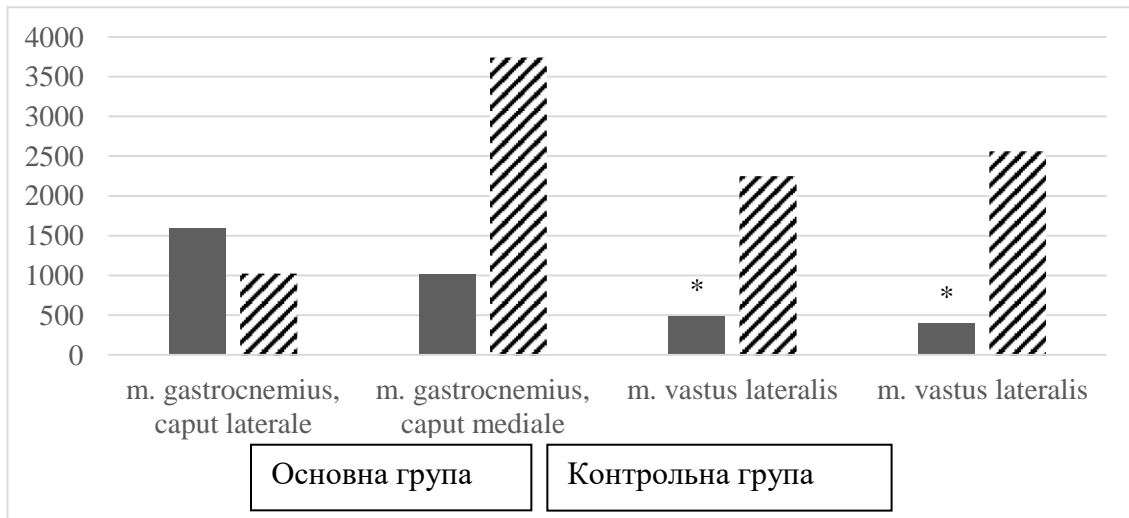
При ударі зовнішньою стороною стопи в основній групі спортсменів основної групи більше задіяно медіальну головку литкового м'яза, а у спортсменів контрольної групи м'яза стегна.

Таблиця 6

Біоелектрична активність м'язів нижніх кінцівок футболістів при виконанні удару по м'ячу внутрішнім боком стопи ($X \pm m$)

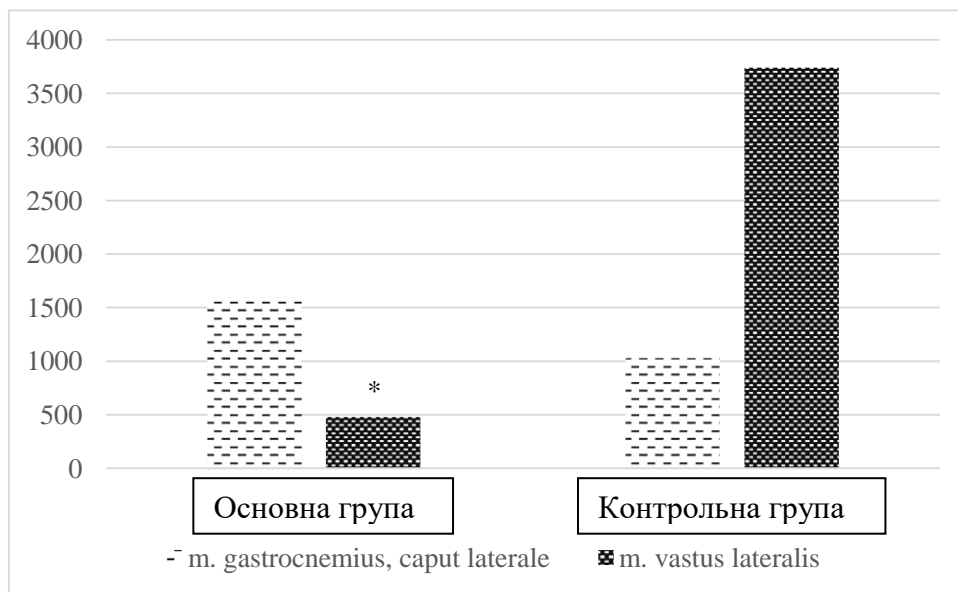
Групи	Основна група	Контрольна група
Величина	Максимальна амплітуда, мкВ	Максимальна амплітуда, мкВ
Назва м'язів		
m. gastrocnemius, caputlaterale	1594,4±521,1	1023,2±151,4
m. gastrocnemius, caputmediale	1009,1±298,1	3730,4±189,1
m. vastuslateralis	478,9±91,8*	2243±297,2
m. vastuslateralis	391,4±104,6*	2554±940,0

* - достовірність відмінностей із контрольною групою, $p < 0,05$



Мал. 60. Максимальна амплітуда біоелектричної активності м'язів нижньої кінцівки при виконанні удару внутрішньою стороною стопи

* - достовірність відмінностей із контрольною групою, $p < 0,05$



* Мал. 61. Максимальна амплітуда біоелектричної активності м'язів нижньої кінцівки при виконанні удару внутрішньою стороною стопи

** - достовірність відмінностей із контрольною групою, $p < 0,05$

При ударі внутрішньою стороною стопи в основній групі спортсменів основної групи більше задіяні м'язи гомілки, а спортсменів контрольної групи м'язи стегна.

Таблиця 7

Біоелектрична активність м'язів нижніх кінцівок футболістів при виконанні удару по м'ячу середньою частиною підйому стопи($X\pm m$)

Групи	Основна група	Контрольна група
Величина	Максимальна амплітуда, мкВ	Максимальна амплітуда, мкВ
Назва м'язів		
m. gastrocnemius, caputlaterale	1120±354,3	874,1±255,1
m. gastrocnemius, caputmediale	1680,1±660,6	1280±345,9
m. vastuslateralis	801,7±345,6*	2004,0±171,3
m. rectusfemoris	513,3±230,9*	6180±382,6

* - достовірність відмінностей із контрольною групою, $p < 0,05$

При ударі середньою частиною підйому стопи в основній групі спортсменів більше задіяні м'язи гомілки, а спортсменів контрольної групи м'язи стегна.

Таким чином, результати дослідження електричної активності м'язів свідчать, що фізіологічне забезпечення стандартних ударних дій у футболістів основної групи та контрольної має низку істотних відмінностей. При дослідженні біоелектричної активності м'язів нижніх кінцівок при виконанні ударів по м'ячу футболістами з ОМЗ спостерігається перерозподіл навантаження на опорно-руховий апарат. даної рухової дії м'яза стегна. Зміни електричної активності, пов'язані з технічними особливостями ударів, у основної групи відзначається на всіх м'язах нижньої кінцівки, тоді як у контрольної групи - тільки на м'язах стегна, на м'язах гомілки зміни ЕМГ за типами ударів відсутні.

ВИСНОВКИ ДО РОЗДІЛУ 3

Результати досліджень дозволили виявити цілу низку фізіологічних та біомеханічних особливостей, що характеризують виконання ударів по м'ячу у футболістів з обмеженими можливостями здоров'я, зумовленими порушеннями з боку опорно-рухового апарату. Так, у групі спортсменів з ОМЗ рух гомілкостопа при виконанні удару по м'ячу менше амплітуди в горизонтальній площині, ніж у контролі; вертикальна компонента удару спрямована переважно вниз та з більшою швидкістю. При цьому у спортсменів з ОМЗ рух виконується нерівномірно, швидкість переміщення гомілкостопа постійно змінюється. Одночасно вони більш виражені переміщення голови вперед і вниз проти контролемем.

Аналізуючи результати статокінезіграми при виконанні удару внутрішньою стороною стопи футболістами з ОМЗ, можна зробити висновок, що вже в підготовчій фазі при виконанні удару відбувається переміщення ЗЦТ назад. У момент виконання удару траєкторія ЗЦТ згинається, що свідчить про зниження ефективності виконання руху та у завершальній фазі для утримання рівноваги спортсмен виконує коливальні рухи в обидві сторони. При аналізі стабілізографічних показників видно, що в основній групі величини таких показників як розкид по фронталі, розкид по сагіталі середня швидкість переміщення ЦД, площа еліпса, швидкість зміни площі статокінезіграми, середня лінійна швидкість нижче в порівнянні з футболістами без ОДА, тоді як показник якості функції рівноваги вища порівняно з контрольною групою спортсменів. На перший погляд, отримані дані здаються такими, що суперечать один одному – коливання траєкторії супроводжуються зниженням розкиду в обох площинах. Можна припустити, що ключову роль тут відіграє зниження швидкості переміщення ЦД - саме за рахунок викривлення траєкторії компенсуються зниженням розкиду, а якість функції рівноваги зростає за рахунок зниження площі фігури, що описується центром тиску при виконанні удару.

Особливостями удару зовнішньою стороною стопи на статокінезіграмі футболістів з ОМЗ є переміщення ЗЦТ назад у підготовчій фазі, в момент удару

траєкторія руху ЗЦТ вигнута, що суттєво знижує ефективність виконання руху та у завершальній фазі для утримання рівноваги спортсмен виконує коливальні рухи в обидві сторони. При аналізі стабілізографічних показників видно, що відбувається зниження таких показників як розкид по фронталі, розкид по сагіталі, зміщення по сагіталі, середня швидкість переміщення ЦД, площа еліпса, швидкість зміни статокінезіграми, середня лінійна швидкість при порівнянні з футболістами контрольної групи та підвищення такого показника як якість функції рівноваги.

При дослідженні футболістів з ОМЗ при виконанні удару середньою частиною підйому на статокінезіграмі були виявлені такі зміни: відбувається переміщення ЗЦТ назад у підготовчій фазі, у момент удару траєкторія ЗЦТ вигнута, що знижує ефективність виконання руху. У стабілізографічних показниках відбувається зниження розкиду по фронталі, розкиду по сагіталі, середньої швидкості переміщення ЦД, площі еліпса, швидкості зміни площі статокінезіграми, середньої лінійної швидкості при порівнянні з контрольною групою, та підвищення такого показника як якість функції рівноваги при порівнянні з футболістами контрольної групи.

При виконанні тесту Ромберга із заплученими очима в групі футболістів з ОМЗ відбувається зниження ряду стабілізографічних показників: розкид по сагіталі, середня швидкість переміщення ЦД, швидкість зміни площі статокінезіграми, середня лінійна швидкість площі еліпса при порівнянні з контрольною групою і підвищення таких показників як розкид по фронталі, якість функції рівноваги.

При дослідженні стабілізаційних показників тесту Ромберга з відкритими очима відбувається зниження таких показників як розкид по сагіталі, площа еліпса, швидкість зміни площі статокінезіграми в групі з ОМЗ при порівнянні з контрольною групою, та підвищення таких показників як розкид по фронталі, якість функції рівноваги при порівнянні з контрольною групою.

Дослідження стабілізографічних показників тесту Ромберга з відкритими та заплученими очима показали, що у футболістів контрольної групи зміна показників незначні, тоді як у спортсменів з ОМЗ показники погіршуються при скасуванні зорового контролю. Ймовірно, у футболістів з порушеннями постави та

плоскостопістю гірше здійснюється робота пропріоцептивної аферентної ланки. Це може бути як наслідком сколіозу, і причиною його розвитку.

При дослідженні стабілізаційного сигналу при виконанні тесту з поворотом голови ліворуч, у спортсменів з ОМЗ спостерігається збільшення площі еліпса та якості функції рівноваги порівняно з контрольною групою футболістів. При виконанні тесту з поворотом голови праворуч у футболістів з ОМЗ відбувається підвищення таких показників як площа еліпса порівняно з контрольною групою футболістів.

Результати дослідження електричної активності м'язів свідчать, що фізіологічне забезпечення стандартних ударних дій у футболістів основної групи та контрольної має низку істотних відмінностей. При дослідженні біоелектричної активності м'язів нижніх кінцівок при виконанні ударів по м'ячу футболістами з ОМЗ спостерігається перерозподіл навантаження на опорно-руховий апарат, у виконання цієї рухової дії м'язи стегна. Зміни електричної активності, пов'язані з технічними особливостями ударів, у основної групи відзначається на всіх м'язах нижньої кінцівки, тоді як у контрольної групи - тільки на м'язах стегна, на м'язах гомілки зміни ЕМГ за типами ударів відсутні.

Очевидно, формування особливого динамічного стереотипу виконання ударів по м'ячу спортсменів з ОМЗ є результатом труднощів із підтриманням рівноваги і координацією рухів. У тренувальному процесі футболістів цієї групи необхідно більше уваги приділяти розвитку рівноваги та координації, а також вестибулярної чутливості.

Все викладене дозволило нам запропонувати схему формування рухової адаптації у футболістів з обмеженими можливостями здоров'я, які зумовлені порушеннями з боку опорно-рухового апарату.

Вихідною ланкою обстановочної аферентації, що зумовлює потребу адаптації, є порушення рівноваги і координації, що призводить до порушення ефективності ударних рухів, а основним чинником мотивації, кінцевою метою процесу адаптації – максимальне відновлення координаційних здібностей.

Ми виділили два фактори порушення координації та рівноваги у спортсменів з ОМЗ, кожен з яких запускає один або кілька компенсаторних механізмів, на основі яких формується новий стереотип.

Перший фактор – викривлення хребта, що головним чином призводить до усунення загального центру тяжкості тіла, до розладу механізмів підтримки вертикальної пози та порушення координації при виконанні рухів.

Вплив даного фактора проявляється в основному у зниженні стійкості в позі Ромберга, у посиленні значущості зорового контролю рухів та дискоординації рухів нижніх кінцівок при виконанні ударів по м'ячу.

Одночасно порушення з боку хребетного стовпа призводять до порушення кровообігу у басейні вертебро-базиліарних артерій. Гемодинамічні розлади призводять до порушення рівноваги при поворотах голови, а також при різких рухах верхньої частини тулуба.

Другим фактором, що сприяє порушенню координації у футболістів з порушення опорної реакції спотворюють аферентацію від нервових закінчень стопи, цим порушуючи роботу системи підтримки рівноваги при вертикальній опорі. Цей фактор призводить до дискоординації роботи м'язів нижніх кінцівок при виконанні складно-координаційних рухів у вертикальній опорі (стоячи), особливо при опорі на одну ногу (саме це має місце при виконанні удару по м'ячу).

Для компенсації описаних порушень та для забезпечення повноцінної фізіологічної адаптації до умов гри у футбол організм спортсменів залучає цілу низку механізмів.

Компенсація описаних розладів відбувається переважно лише на рівні рухових зон кори і підкіркових вузлів з допомогою формування нових стабільних зв'язків. Викривлення хребта та викликана ним дискоординація рухів кінцівок компенсується за рахунок зниження швидкості рухів та амплітуди коливань загального центру тяжіння, а також за рахунок залучення до руху верхньої частини тулуба (плечового пояса та верхніх кінцівок).

Зростання значущості зорового контролю призводить до формування пози, що сприяє його здійсненню - зміщення голови вперед та вниз. Ці зміни сприяють і компенсації гемодинамічних розладів у басейні вертебро-базиллярної артерії.

Порушення опорної реакції, що формуються через дефекти стопи, компенсуються залученням у роботу додаткових груп м'язів, насамперед – м'язів гомілки.

У результаті взаємодії перерахованих факторів – обмежувальних та компенсаторних – досягається корисний результат – формується новий руховий стереотип, що дозволяє сформувати рухову адаптацію у спортсменів з ОМЗ та забезпечити досягнення корисного результату – високої ефективності ударних дій футболістів.

ВИСНОВКИ

1. У спортсменів з обмеженими можливостями здоров'я при виконанні ударів по м'ячу рух гомілкостапа в порівнянні з контролем менший за амплітудою в горизонтальній площині, вертикальна компонента удару спрямована переважно вниз і має велику швидкість; рух виконується нерівномірно - швидкість переміщення гомілкостапа постійно змінюється. Крім цього, у спортсменів з обмеженими можливостями здоров'я більш виражені переміщення голови вперед та вниз.

2. При виконанні стабілізографічного тесту Ромберга у футболістів з обмеженими можливостями здоров'я показники розкиду у сагітальній площині, середня швидкість переміщення центру тиску, швидкість зміни площі статокінезіграми нижча порівняно з контрольною групою, тоді як показники розкиду у фронтальній площині та якості функції рівноваги – вищі. У футболістів з обмеженими можливостями здоров'я більш виражені зміни у стабілограмі при заплющуванні очей та при повороті голови убік.

3. У футболістів з обмеженими можливостями здоров'я усунення загального центру тяжкості тіла призводить до порушення лінійності рухів; траєкторію руху центру тиску при виконанні ударів у всіх фазах викривлено. Однак спортсмени компенсують ці порушення за рахунок зниження таких показників, як розкид у фронтальній та сагітальній площинах, площа еліпса, швидкість зміни статокінезіграми, середня лінійна швидкість та середня швидкість переміщення центру тиску.

4. При виконанні всіх типів ударів по м'ячу у футболістів з обмеженими можливостями здоров'я значною мірою задіяні м'язи стегна та гомілки, тоді як у спортсменів без ОМЗ – більшою мірою задіяні м'язи стегна. У спортсменів з ОМЗ виражені відмінності у біоелектричній активності м'язів гомілки при виконанні різних типів ударів, тоді як у контрольної групи такі відмінності відсутні.

Практичні рекомендації

Отримані результати розкривають низку важливих фізіологічних закономірностей, що лежать в основі формування рухових навичок у футболістів з обмеженими можливостями здоров'я, які зумовлені порушеннями з боку опорно-рухового апарату. У той же час дані закономірності можуть послужити основою для розробки нових, що мають фізіологічне обґрунтування, методів тренування футболістів з ОМЗ, поліпшення техніки виконання ударів по м'ячу та підвищення ефективності ударно-цільових дій у цих спортсменів.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Баланев Д.Ю., Капілевіч Л.В., Шилько В.Г. Перспективи застосування методів моніторингу рухової активності людини у спорті // Теорія та практика фізичної культури. – 2015. – № 1. С. 58-60.
2. Бернштейн Н.А. Про побудову рухів // ЛФК та масаж, спортивна медицина. 2008. № 9 (57). С. 7-11.
3. Бернштейн Н. А. Вибрані праці з біомеханіки та кібернетики / Н. А. Бернштейн. - М.: СпортАкадемПрес, 2001. - 296 с.
4. Бернштейн Н. А. Про спритність та її розвиток / Н. А. Бернштейн. -М.: Фізкультура та спорт, 1991. - 228 с.
5. Біленко О.Г. Біомеханіка вертикальної стійкості та оцінка її у спорті: дис. ... канд. пед. наук. СПб., 2008. 212 с.
6. Бінеєв Р. Р. Двоплатформовий стабілізографічний комплекс для дослідження статички опорно-рухового апарату / Р. Р. Бінеєв, Е. О. Девліканов, Г. А. Переяслов, С. С. Слива // VII Всеросійська конференція з біомеханіки «БІОМЕХАНІКА- 2004». - Н.-Новгород, 24- 28 травня 2004 року. – Т. II. - С. 29-31.
7. Болобан В. Н. Контроль стійкості рівноваги тіла спортсмена методом стабілізації / В. Н. Болобан, Т. Є. Містулова// Фізичне виховання студентів творчих спеціальностей: Зб. наук. тр. / Під. ред. С. С. Єрмакова. - Харків: ХГАДІ (ХХІІІ), 2003. - №2. - С. 24-33.
8. Бочаров М. І. Приватна біомеханіка з фізіологією руху/М. І. Бочаров. - Ухта: УДТУ, 2010. - 235 с.
9. Бредіхіна Ю. П. Фізіологічні основи координації парних рухових дій у спортсменів (з прикладу спортивних бальних танців). Автореф. дис. канд. мед. наук. / Ю. П. Бредіхіна. Т., 2014 – 43с.
10. Гаже П.-М. Постурологія. Регуляція та порушення рівноваги тіла людини / П.-М. Гаже, Б. Вебер [та ін]: пер з французької під ред. В. І. Усачова. - СПб.: Видавничий дім СПбМАПО, 2008. - 316 с

11. Гмурман В. Є. Теорія ймовірностей та математична статистика: Навч. посібник для вузів/В. Є. Гмурман. - М.: Вищ. шк., 2001. - 479 с.
12. Годік М. А. Фізична підготовка футболістів/М. А. Годік. - М.: Терра-Спорт, Олімпія-Прес, 2006. - 272 с.
13. Голомазов С. В. Теорія та методика футболу. Техніка гри / С. В. Голомазов, Б. Г. Чирва. - М.: Спорт Академія Прес, 2002. - 472 с.
14. Горська І. Ю. Оцінка координаційної підготовленості у спорті / І. Ю. Горська / Теорія та практика фізичної культури. - 2010. - № 7. - С. 34-37.
15. Горбанєва Є.П. Фізіологічні засади функціональної підготовки спортсменів/Є.П. Горбанєва, В.В. Чемов, А.А. Шамардін - Волгоград, 2010. - 346 с.
16. Городнича, Р.М. Спортивна електронейроміографія / Р.М. Городничі. - Великі Луки: ВЛДАФК, 2005. - 216 с.
17. Горська І.Ю. Оцінка координаційної підготовленості у спорті // Теорія та практика фізичної культури. 2010. № 7. С. 34-37.
18. Губа В.П. Основи спортивної підготовки: методи оцінки та прогнозування (морфобіомеханічний підхід) / В.П. Губа. - М.: Радянський спорт, 2012. - 384 с.
19. Гужаловський А.А. Основи теорії та методики фізичної культури: підручник для технікумів фіз. культури. / За ред. А.А. Гужаловського. – М.: Фізкультура та спорт, 2006. – 352с.
20. Давлетьярова К.В. Особливості біоелектричної активності м'язів нижніх кінцівок при виконанні удару по м'ячу у футболістів із захворюваннями опорно-рухового апарату /Нагорнов М.С.
Л.В., Кошельська О.В. // Вісник Томського Державного Університету, 2014 №3 (380), С.173-175.
21. Давлетьярова К.В. Особливості координації рухів при виконанні ударів по м'ячу у футболістів із порушеннями опорно-рухового апарату /Нагорнов М.С., Капілевич Л.В. // Вісник Томського Державного Університету, 2013 №8 (373), С.163-165.
22. Давлетьярова К.В. Фізіологічні особливості біоелектричної активності м'язів нижніх кінцівок при виконанні удару по м'ячу у футболістів із

захворюваннями опорно-рухового апарату / Нагорнов М.С., Капілевич Л.В. // NeuroscienceforMedicineandPsychology, Sudak, Crimea, 2015, с.145.

23. Доценко В.І. Про актуальність та провідні аспекти дослідження пізньої регуляції методом комп'ютерної статокінезіметрії (Стабілометрії) в клінічній практиці. // Поліклініка. - 2008. - №2. - С. 37 - 39.

24. Дьякова Є.Ю. Лікувальна фізична культура як форма реалізації навчального процесу з фізичного виховання студентів/Є.Ю. Дьякова Л.В. Капілевич О.Х. Болтаєва та ін. // Теорія та практика фіз. культури. - 2010. - № 10. - С. 62-63.

25. Зав'ялов А. І. Інноваційні технології вдосконалення підготовки спортсменів / А. І. Зав'ялов, Д. А. Зав'ялов, А. А. Зав'ялов, Ю. А. Тимошенко, М. С. Манасян // Схід-Росія-Захід. Інноваційні технології у розвитку сучасного спорту»: Міжнародна наукова конференція (6-8 вересня 2008 р.). - Іркутськ, 2008. - Т. 1. - С. 30-35.

26. Зав'ялов А. І. Навчання планування обсягу фізичних навантажень спортивних тренувань / А. І. Зав'ялов, А. А. Зав'ялов, Д. А. Зав'ялов // Комп'ютерні навчальні програми та інновації. - 2004. - № 2. - Держкоорцентр, РУІ. - С.26-27.

27. Загrevський В. І. Біомеханіка фізичних вправ: Навчальний посібник / В. І. Загrevський, О. І. Загrevський. - Томськ: ТМЛ-Прес, 2007. - 274 с.

28. Капілевич Л.В. Фізіолого-біомеханічні основи фізичної реабілітації студентів із захворюваннями опорно-рухового апарату засобами гри у футбол / Капілевич Л.В., Давлетьярова К.В., Нагорнов М.С., Ільїн А.А., Гайова Ю.А. // Теорія та практика фізичної культури, 2016, №7, С.35-37.

29. Капілевич Л.В. Фізіологічний контроль технічної підготовленості спортсменів/Л.В. Капілевич // Теорія та практика фіз. культури. – 2010. – № 11. – С. 12–15.

30. Капілевич Л.В. Фізіологічні методи контролю у спорт/ Навчальний посібник // Л. В. Капілевич К.В. Давлетьярова О.В. Кошельська. - Томськ: Изд-во ТПУ, 2009. - 160 з

31. Капілевич Л. В. Фізіологія спорту: навчальний посібник / Л. В. Капілевич. - Томськ: Вид-во ТПУ, 2011 - 142 с.

32. Караулова Н. К. Фізіологія / Н. К. Караулова, Н. А Краснопорова, М. М. Расулов. - М.: Академія, 2009. - 377 с.
33. Команцев В.М. Методичні засади клінічної електронейроміографії: Посібник для лікарів/В.М. Команцев, В.А. Заболотних. - СПб.: Лань, 2001. - 349 с.
34. Корюкін В.І. Основи теорії обробки експерименту/В.І. Корюкін, Є.В. Корюкіна. - Томськ, 2000. - 60 с.
35. Костюніна Л. І. Вплив рухової пам'яті на результативність спортивної підготовки / Л. І. Костюніна, І. С. Колесник // Теорія та практика фізичної культури. - 2010. - № 4. - С. 66-68
36. Корягіна Ю.В. Сприйняття часу та простору у спортивній діяльності. М.: Теорія та практика фізичної культури та спорту, 2006. 224 с.
37. Кошельська Є.В. Капілевіч Л.В. Баженов В.М. та ін Фізіологічні та біомеханічні характеристики техніки ударноцільових дій футболістів // Бюлетень експериментальної біології та медицини. – 2012. Т. 153. № 2. С. 235-237.
38. Лук'яненко В. П. Фізична культура: основи знань / В. П. Лук'яненко. - М.: Радянський спорт, 2003. - 224 с.
39. Лях В. І. Координаційні здібності: діагностика та розвиток / В. І. Лях. - М.: ТВТ Дивізіон, 2006. - 290 с.
40. Матвеев Л.П. Загальна теорія спорту/Л.П. Матвеев. - М: тип. Воєнізд., 2003. – 614с.
41. Максименко А. М. Теорія та методика фізичної культури / А. М. Максименко. - М.: Фізкультура та спорт, 2005. - 205 с.
42. Меньшикова В. В. Біохімія. Підручник для інститутів фізичної культури/під ред. В.В.Меньшикова, Н.І.Волкова. -М.: Фізкультура та спорт, 2006 – 384 с.
43. Нагорнов М.С. Біомеханічні особливості локомоцій при виконанні удару по м'ячу у футболістів із захворюваннями опорно-рухового апарату / Давлетьярова К.В., Капілевіч Л.В. // Вісник Томського Державного Університету, 2015 №8 (397), С. 228-232.

44. Нагорнов М.С. Біомеханічні індикатори локомоцій при виконанні удару по м'ячу у випробуваних із захворюваннями опорно-рухового апарату / К.В. Давлетьярова, Л.В. Капілевич // Сучасні проблеми системного регулювання фізіологічних функцій. Москва, 2015. С. 501-504. DOI:10.12737/12432

45. Нагорнов М.С. Особливості координації рухів при виконанні удару по м'ячу у футболістів із захворюваннями опорно-рухового апарату / К.В. Давлетьярова, Л.В. Капілевич // Вісник Новосибірського держ.педагогічного університету, 2016, №.1, С.121-130

46. Нагорнов М.С. Фізіологічні особливості техніки удару по м'ячу у футболістів із порушеннями опорно-рухового апарату /

К.В.Давлетьярова А.А.Ільїн Л.В. Капілевич // Теорія та практика фізичної культури, 2015 №7, С.8-10

47. Ніколаєв С. Г. Практикум з клінічної електроміографії / С. Г. Ніколаєв. - 3-тє вид., перероб. і доп. - Іваново: Іванівська державна медична академія, - 2003. - 264 с.

48. Орджонікідзе З. Г. Стан функціональної підготовленості спортсменів зі складу провідних футбольних команд Росії/З. Г. Орджонікідзе, В. І. Павлов, Н. І. Волков, А. Є. Дружинін // Фізіологія людини. - 2007. - Т. 33. - №4. - С. 114-118.

49. Платонов В.М. Адаптація у спорті/В.М. Платонів. - Київ: Здоров'я, 2008. – 215с.

50. Прянішнікова О.А. Спортивна електронейроміографія / О.А. Прянішнікова, Р.М. Городничев // Теорія та практика фізичної культури. – 2005. – № 9 – с. 6.-12.

51. Реброва О.Ю. Статистичний аналіз медичних даних. Застосування пакету прикладних програм STATISTICA/О.Ю. Реброва. - М.: Медіасфера, 2006. - 312 с

52. Слуцький Л.В. Управління фізичною підготовкою футболістів на основі контролю змагальної рухової діяльності: Автореф. дис. ... канд. пед. наук/Л.В. Слуцький. - Москва, 2009. - 24 с.

53. Спортивні ігри: техніка, тактика, методика, навчання: Підручник для вузів/Ю. Д. Железняк, Ю. М. Портнов, В. П. Савін, А. В. Лексаков/За ред. Ю. Д. Залізняка, Ю. М. Портнова. - М.: Академія, 2008. - 518 с.

54. Стабілан-01: посібник користувача. - Таганрог: ЗАТ «ОКБ» РІТМ, 2007. - 176 с.

55. Скворцов Д.В. Стабілометрія - функціональна діагностика функції рівноваги, опорно-рухової системи та сенсорної системи. // Функціональна діагностика. - 2004. - №3. - С. 78 - 84.

56. Усачов В.І., Доценко В.І., Кононов А.Ф., Артемов В.Г. Нова методологія стабілізометричної діагностики порушень функції рівноваги тіла. // Вісник оториноларингології. - 2009. - №3. З. 19 – 22.

57. Фомін Н. А. Фізіологічні основи рухової активності / Н.А. Фомін, Ю.М. Вавілов. - М: ФіС, 2005. - 224 с.

58. Холодов Ж. К. Теорія та методика фізичного виховання та спорту / Ж. К. Холодов, В. С. Кузнецов - М., 2006. - 145 с.

59. Шамардін А. І. Функціональна підготовка футболістів: Навч. / А. І. Шамардін, І. Н. Солопов, А. І. Ісмаїлов. - Волгоград: ВДАФК, 2000. - 152 с.

60. Шелков О.М., Чурганов О.А. Медико-біологічне забезпечення параолімпійських видів спорту. «Спортивна медицина. Здоров'я та фізична культура. Сочі 2011» / Матеріали II-ї Всеросійської (з міжнародною участю) науково-практичної конференції, 16-18 червня 2011 року / Під. заг. ред. С.Е.Павлова - Сочі, 2011. -114-117с.

61. Шестаков М. П. Комп'ютерна стабілізація у фізичній культурі та спорті / М. П. Шестаков, С. С. Слива, І. Д. Войнов //VII Всеросійська конференція з біомеханіки «БІОМЕХАНІКА-2004» // Тези доповідей у двох томах. - Н. Новгород, 24-28 травня 2004. - Т. II. - С. 188-189.

62. Яковлева Н. Н. Біохімія. Підручник для інститутів фізичної культури // М.: Фізкультура та спорт, 2005 – 320 с.

63. ААРВ (The Association for Applied Psychophysiology and Biofeedback) // Official website: http://www.aarb.org/about_aarb.html.

37. Acevedo E.A., Ekkekakis P.. Psychobiology of physical activity. Human Kinetics, 2006. 279 P.
38. Bangsbo J. Is the oxygen deficit an accurate quantitative measure of the anaerobic energy production during intense exercise?/ J.Bangsbo // J. Appl. Physiol. – 2005. –№ 73. – P. 1207-1208.
39. Bangsbo J. Physiology of soccer – with special reference to intense intermittent exercise//Acta Physiol. Scand. – 1994. –151, Suppl.– 619p.
40. Bangsbo J. The effect of carbohydrate diet on intermittent exercise performance / J. Bangsbo, I. Norregaard // International Journal of Sports Medicine. – 1992. –№13. – P. 152-157.
41. Bangsbo J. Time motion characteristics of competition football / J.Bangsbo // Sci. Football. – 2005. –№ 6. – P. 34-42.
42. Budzynski T.H., Budzynski H.K., Evan J.R., Abarbanel A. Introduction to quantitative EEG and neurofeedback: advanced theory and Applications. Academic Press. Elsevier Inc. 2009. P 141-143.
43. Cabri J. Influence of strength training on soccer players. / J. Cabri, E. DeProfi, W. Dufour, J.P. Clarys // Science and Football. – 1991. – №4. – P. 17-21
44. Davis J. A. Pre-season physiological characteristics of English First and Second Division football players / J. A. Davis, J. Brewer & D. Atkin //J. Sport Sci. – 1992. – № 10. – P. 541-547.
72. Demos J.N. Getting Biofeedback Modalities and the Body// Started with Neurofeedback. 2005. – P 57-59.
73. Evans J.R. (ed.) The effects of simulations on cognitive functioning. Handbook of Neurofeedback. Dynamics and Clinical Applications. Haworth Medical Press (USA). 2007. P 250-252.
74. Davlet'yarova K. V. Physiological features of shot technique of football players with musculoskeletal disorders// TeoriyaiPraktikaFizicheskoy Kultury. 7, - 2015. - P. 26-28.
75. Dubrovskiy V. I. et al. Patologicheskaya biomekhanika (Abnormal biomechanics) // Biomechanics,- 2003.- P. 591-628.

76. Fritz G., Fehmi L. Clinical protocols for open focus attention to the biofeedback signa // *The Open Focus Handbook: The Self Regulation of Attention in Biofeedback Training and Everyday Activities*. Princeton, N. J.: Biofeedback Computers.1982. P 131-133.
77. Feuser G. u. Meyer Heike: Integrativer Unterricht in der Grundschule – Ein Zwischenbericht. Solms-Oberbiel: JarickOberbiel Verlag, 1987. P 33-36.
78. Geisser M.E. A meta-analytic review of surface electromyography among persons with low back pain and normal, healthy controls // *Journal of Pain*. 2005. № 6 (11). P. 711-726.
79. Hakkinen K. Changes in agonist-antagonist EMG, muscle CSA, and force during strength training in middle-aged and older people / K. Hakkinen, M. Kallinen, M. Izquierdo, K. Jokelainen, H. Lassila, E. Mälkiä, W. J. Kraemer, R. U. Newton, M. Alen // *J Appl Physiol*. – 1998. – Vol. 84. – P. 1341-1349.
80. Hakkinen K. Electromyographic changes during strength training and detraining / K. Hakkinen, P. V. Komi // *Med Sci Sports Exerc*. – 1983. – Vol. 15, №6. – P. 455-460.
81. Hakkinen K. Neuromuscular adaptation during prolonged strength training, detraining and re-strength-training in middle-aged and elderly people / K. Hakkinen, M. Alen, M. Kallinen, R. U. Newton, W. J. Kraemer // *Eur J Appl Physiol*. – 2000. – Vol. 83. – P. 51-62.
82. Kay P. *The Mental Athlete*. Human Kinetics. 2003.
83. Kapilevich L.V., Koshel'skay E.V., Krivoshyokov S.G. Physiological Basis of the Improvement of Movement Accuracy on the Basis of Stabilographic Training with Biological Feedback. *Human Physiology*. 2015, Vol. 41, No. 4. P.404–411.
84. Kascheeva T.K. Prenatal biochemical screening in Saint–Petersburg // *Prenat. Diagn*. – 2008. – Vol. 28. – P. 1-60.
85. Krivoschekov S. G., Divert G. M., Divert V. E. Expansion of the functional range of respiratory and gas exchange reactions during repeated hypoxic effects // *Human Physiology*. – 2005. – Vol. 37, No. 4. – P. 135–140.

86. Krivoshchekov, S.G., Lushnikov, O.N. Psychophysiology of sports addiction (exercises addiction) // *Fiziologiiacheloveka*, - 2011. 37 (4). P. 135-140.
87. Lusardi, M.M. *Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation*. Elsevier Corp. / M.M. Lusardi, C.C. Nielsen – 2007. – 904 P.
88. Malm, M. Cortina-Borja, R. Gilbert. Predictors of Retinochoroiditis in Children With Congenital Toxoplasmosis: European, Prospective Cohort Study // *Pediatrics*. – 2008. – №121(5). – P. 1215-1222.
89. Mellalieu S.D., Hanton S. (Eds.). *Advances in Applied Sport Psychology: A Review*. Taylor&Francis. 2009. P 131-135
90. Miller N. E. Learning of visceral and glandular responses // *Science*. 1969. Vol. 163. P. 434-445.
91. Miller N. E. Biofeedback: Evaluation of a new technique // *New England Journal of Medicine*. 1974. Vol. 290. P. 684-685.
92. Miller N. E., DiCara L. V. Instrumental learning of urine formation by rats: Changes in renal blood flow // *American Journal of Physiology*. 1968. Vol. 215. P. 677-683.
93. Morris T., Spittle M., Watt A.P. *Imagery in Sport*. Human Kinetics, 2005. 387 P.
94. Naatanen R., Syssoeva O., Takegata R. Automatic time perception in the human brain for intervals ranging from milliseconds to seconds. *Psychophysiology*. 2004. Vol. 41. No. 4. P. 660-663.
95. Petrushanskaya K. A. et al., *Russian Journal of Biomechanics*. 9, -2009 - P. 56-69.
96. Perry, J. *Gait analysis of normal and pathological function* / J. Perry. – N-Y.: Slack Incorporated, 1992. – 524 p.
97. Peniston E.G., Kulkosky P.J. *Neurofeedback in the treatment of addictive disorders. Introduction to quantitative EEG and neurofeedback*. San Diego etc. Academic Press. 1999. P. 157 - 179.
98. Rao LG (Ed). *Perspectives on Special Education* Neelkamal Publications Pvt. Ltd, Hyderabad, India, 2007. P 198-205.

99. Robbins J. Symphony in the Brain. The Evolution of the New Brain Wave Biofeedback. GrovePress. 2001. P 34 – 46.
100. Sterman M.B. EEG biofeedback in the treatment of epilepsy: An overview circa 1980 // In: Clinical Biofeedback: Efficacy and Mechanism (Eds.: L.White, B.Tursky). Guilford, NY. 1982. P. 330-331.
101. Sterman M.B., MacDonald L.R., Stone R.K. Biofeedback training of the sensorimotor electroencephalogram rhythm in man: Effects on epilepsy // Epilepsy. 1974. Vol. 15. P. 395- 416.
102. Schwartz G. E. Voluntary control of human cardiovascular integration and differentiation through feedback and reward // Science. 1972. Vol. 175. P. 90-
103. Schwartz M.S., Andrasik F. Biofeedback: A practitioner's guide. 3d ed., Guilford Press, NY. 2003.
104. Swingle P.G. Biofeedback for the Brain. How Neurotherapy Effectively Treats Depression, ADHD, Autism, and More. RutgersUniversityPress. 2008.
105. Sutherland, D.H. Clinical and electromyographic study of seven spastic children with internal rotation gait / D.H. Sutherland, L.J. Larsen, R.K. Ashley, J.N. Callander, P.M. James // Journal of Bone and Joint Surgery. – 1969. – Vol. 51 A, № 6. – P. 1070–1082.
106. Sharma R., Indian J. of Physical Medicina and Rehabilitation. 12,- 2009 - P. 25-30.
107. Sharma, R. An Objective Approach for Assessment of Balance Disorders and Role of Visual Biofeedback Training in the Treatment of Balance Disorders//Indian J. of Physical Medicine and Rehabilitation. 2001. V. 12. P. 2528
108. Stone, R., Stone J. Atlas of Skeletal Muscles. 2nd Ed. USA; The McGraw Hill Companies, Inc, 1997. 456 p.
109. Thousand J. Nevin A., & Fox W. Inservice training to supported education of learners with severe handicaps in their local schools. Teacher Education and Special Education. 1987, № 10(1).

110. Walker B.B., Walker J.M. Phase relations between carotid pressure and ongoing electrocortical activity // Intern. Journ. Psychophysiol. – 1983. – V.1. – P. 65–73.

111. Yardley L. Concurrent performance of mental tasks and dynamic control of balance: a comparison of healthy adults and patients with vestibular disorders / L. Yardley, A. M. Bronstein, R. Davies et al. // Gait & Posture. – 1999. – Vol. 1, № 9– P. 11.