

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

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

**ФІЗІОЛОГІЧНІ ПРОЦЕСИ ЕФЕКТИВНОСТІ
ЕНЕРГОЗАБЕЗПЕЧЕННЯ В ОРГАНІЗМІ ЛЕГКОАТЛЕТІВ-СТАЄРІВ
ВИСОКОЇ КВАЛІФІКАЦІЇ В УМОВАХ КОРОТКОЧАСНОГО
ІНТЕРВАЛЬНОГО ТРЕНУВАННЯ**

Дипломна робота

Студент 685 групи
Тріфонов Ф.А.
Науковий керівник
Д.б.н., професор
Чернозуб А.А

Миколаїв 2022

ЗГІДНО РІШЕННЯ КАФЕДРИ МЕДИКО-БІОЛОГІЧНИХ ОСНОВ СПОРТУ
ТА ФІЗИЧНОЇ РЕАБІЛІТАЦІЇ

Протокол № 8 від 17 січня 2022 року

дипломну роботу магістра

на тему: «Фізіологічні процеси ефективності енергозабезпечення в організмі легкоатлетів-стаєрів високої кваліфікації в умовах короткочасного інтервального тренування» рекомендувати до захисту.

Завідувач кафедри

Сергій ГЕТМАНЦЕВ

Декан факультету

Андрій ЧЕРНОЗУБ

ЗМІСТ

ВСТУП	
РОЗДІЛ 1. ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРНИХ ДЖЕРЕЛ	
1.1. Теорії управління рухами.....	
1.2. Фізіологічна характеристика легкоатлетичного бігу.....	
1.3. Електроміографія у дослідженнях спортивних рухів	
РОЗДІЛ 2. МАТЕРІАЛ, МЕТОДИ ТА ОРГАНІЗАЦІЯ ДОСЛІДЖЕНЬ ...	
2.1. Методи досліджень.....	
2.2. Організація досліджень.....	
РОЗДІЛ 3. РЕЗУЛЬТАТИ ДОСЛІДЖЕННЯ ТА ЇХ ОБГОВОРЕННЯ	
3.1. Регуляція активності м'язів при бігу з максимальною швидкістю у легкоатлетів різної кваліфікації.....	
3.2. Особливості координаційної структури бігового кроку у легкоатлетів при розвитку втоми.....	
3.3. Гальмівні процеси у центральній нервовій системі у легкоатлетів різної спортивної кваліфікації.....	
3.4. М'язові відповіді, що викликаються стимуляцією кори, спинного мозку та периферичного нерву, у бігунів на легкоатлетичні дистанції різного рівня спортивної майстерності	
3.5. Обговорення результатів дослідження.....	
ВИСНОВКИ	
ПОСИЛАННЯ	

СПИСОК СКОРОЧЕНЬ ТА УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ

АТФ – аденозинтрифосфорна кислота

ВМВ – викликана моторна відповідь

ГС – гомілковостопний суглоб

РО – рухова одиниця

КМС – кандидат у майстри спорту

КР – коефіцієнт реципрокності

КС – колінний суглоб

КФ – креатинфосфат

МДС – максимальна довільна сила

МС – магнітна стимуляція

ЗЦМ – загальний центр мас

ТПМ – тривалість періоду мовчання

ТЗ – тазостегновий суглоб

ЦНС – центральна нервова система

ЕМГ – електроміографія

ЕС – електрична стимуляція

BF – *m. biceps femoris* (двоголова стегна)

CPG – центральний генератор патернів GM – *m. gastrocnemius* (литковий м'яз)

LF – *m. vastus lateralis* (латеральна широка стегна)

MF – *m. vastus medialis* (медіальна широка стегна)

RF - *m. rectus femoris* (пряма стегна)

Sol – *m. soleus* (камбаловидний м'яз)

TA – *m. tibialis anterior* (передній великогомілковий м'яз)

Вступ

Актуальність теми дослідження. Рухлива активність, будучи одним з основних проявів життєдіяльності організму людини, має істотне значення у його активному впливі на навколишнє середовище та у забезпеченні адаптації до його несприятливих змін [62, 65, 97, 110]. Формування та реалізація цілеспрямованих рухових дій є найважливішим аспектом керуючої діяльності мозку. У зв'язку з цими обставинами дослідження регулювання активності м'язів при виконанні рухів, що забезпечують досягнення успішного результату, є однією з центральних проблем фізіології [3, 14, 25, 40, 59]. За рахунок регулювання активності м'язів вирішується основне завдання управління рухами людини - подолання механічної надмірності рухового апарату за допомогою зв'язування ступенів свободи - їх координацією [15, 17]. Обмеження надмірних ступенів свободи здійснюється не випадковим чином, оскільки координаціям властива певна структура – координаційна структура, яка характеризується певними силовими та просторово-часовими параметрами, а також порядком виконання рухів, організованих у серію [77].

При вивченні координаційної структури рухів фахівцями використовувалися різноманітні моделі рухової діяльності та широкий спектр методичних прийомів, що дозволяють виявляти як тонкі нейрофізіологічні механізми регуляції рухів, так і інтегративні процеси різних структур організму, що входять до системи управління рухами [10, 11, 54, 60, 94]. У цих дослідженнях встановлено роль різних відділів моторної системи у здійсненні координаційних структур довільних рухів, взаємодію рухових та вегетативних функцій, визначено значення пресинаптичного та аутогенного видів гальмування у ЦНС у формуванні координаційної структури деяких довільних рухових дій.

Багато знання про механізми регуляції рухів отримані щодо нескладних по координації рухів в експериментах на тварин із застосуванням мікроелектродної методики. Однак такі дослідження не можуть повною мірою

розкрити фізіологічні механізми регулювання природних рухових дій людини. На наш погляд, нові знання про фізіологічні механізми довільних рухових дій людини можна отримати при проведенні досліджень на моделі рухової діяльності спортсменів, оскільки їх рухи характеризуються різною координаційною складністю, виявом великих м'язових зусиль та високою точністю.

У наявній літературі наводяться дані про координаційну структуру бігового кроку – раціональні просторово-часові та силові параметри, необхідні для забезпечення бігу з різною швидкістю [63, 101], описані відомості про деякі характеристики електричної активності м'язів у швидкому бігу по прямій у легкоатлетів високої кваліфікації [4, 8, 12, 81, 86, 97]. Однак до цього часу відсутні дані про кінематичні та електроміографічні параметри, що відображають регуляцію активності м'язів у легкоатлетів низької та високої кваліфікації при бігу з максимальною швидкістю по прямій та віражі, а також не виявлено значення гальмівних процесів у ЦНС для формування раціональної координаційної структури бігового кроку у спринтерів різного рівня спортивної майстерності. На вирішення цих питань і спрямоване наше дослідження, оскільки очевидно, що отримання таких відомостей дуже актуальне з теоретичних та практичних позицій і може бути використане для розробки більш обґрунтованих підходів до підвищення ефективності процесу технічної підготовки спринтерів та старійів на різних етапах багаторічної підготовки.

Гіпотеза: передбачалося, що регуляція активності м'язів, що проявляється в особливостях координаційної структури бігового кроку та параметрах електричної активності робочих м'язів, буде суттєво відрізнятися у спринтерів різної спортивної кваліфікації при швидкісному бігу по прямій та віражі.

Об'єкт дослідження – регуляція фізіологічних функцій у бігунів на середні дистанції при бігу по прямій та віражу.

Предмет дослідження - координаційна структура активності м'язів у

легкоатлетів при бігу з різною швидкістю.

Мета роботи полягала у визначенні особливостей координаційної структури швидких довільних циклічних рухів при зміні їхнього напрямку за даними кінематики та електроміографічної активності скелетних м'язів у легкоатлетів різної спортивної кваліфікації.

Завдання дослідження:

1. Виявити особливості координаційної структури бігового кроку у легкоатлетів при бігу з віражу проти бігом по прямий.

2. Встановити характерні особливості регуляції активності м'язів у легкоатлетів різної спортивної кваліфікації при швидкому бігу по прямій та віражі.

3. Визначити зміни координаційної структури бігового кроку у легкоатлетів у разі розвитку втоми.

4. Вивчити роль та вираженість гальмівних процесів у ЦНС у формуванні особливостей функціонального стану рухової (моторної) системи у бігунів на різні дистанції різного рівня спортивної майстерності.

Наукова новизна. Виявлено, що при зміні напрямку бігу відбувається значне збільшення амплітуди руху в колінному суглобі у фазі відштовхування у спринтерів низької та високої кваліфікації. Виявлено залежність регуляції активності м'язів, що забезпечує реалізацію бігового кроку від рівня спортивної майстерності. Встановлено, що у спортсменів низької кваліфікації результат у швидкісному бігу досягається переважно за рахунок частоти кроків, тоді як у легкоатлетів високої кваліфікації – за рахунок довжини кроків. Спрямованість та кількісна вираженість змін просторово-часових параметрів та характеристик ЕМГ-активності у стані втоми залежить від спортивної кваліфікації спринтера. Показано, що пресинаптичне та аутогенне гальмування у центральній нервовій системі більшою мірою виражене у спортсменів високої кваліфікації та забезпечує більш раціональну реалізацію бігового кроку.

Теоретична значимість. Отримані в роботі дані розширюють сучасні

уявлення про фізіологічні механізми циклічної м'язової роботи з максимальною швидкістю та розвитку стану втоми. Відомості про параметри електроактивності провідних скелетних м'язів у кожній фазі бігового кроку, що виконується з максимальною швидкістю, уточнюють знання про фізіологічні резерви організму людини.

Практична значущість даного дослідження у тому, що отримана інформація про електричної активності м'язів може бути використана на формування та вдосконалення техніки бігу з максимальною швидкістю і дає обґрунтовані дані для підбору спеціально- підготовчих вправ, застосовуваних під час технічної підготовки бігунів.

Структура й обсяг роботи. Робота складається зі вступу, трьох розділів, висновків, списку використаних джерел (131). Загальний обсяг дипломної роботи складає 91 сторінок, вона містить 11 таблиць та 10 рисунків.

РОЗДІЛ 1

ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРНИХ ДЖЕРЕЛ

1.1. Теорії управління рухами

Рухова активність займає важливе місце у життєдіяльності людини, забезпечуючи його активну дію на зовнішнє середовище. У зв'язку з цим дослідження механізмів управління рухами завжди приваблювало та продовжує привертати увагу дослідників [31; 45; 83; 107]. В основі уявлень про особливості управління рухами у будь-якому виді спорту, як і загалом у руховій діяльності людини, лежить сутність поняття «Управління» з позицій існуючої теорії управління. Під управлінням розуміють вплив керуючої системи стан структурних елементів керованого об'єкта відповідно до поставленої метою [14, 84]. Виходячи з цього, стосовно спортсмена, його нервово-м'язового апарату, керуючою системою є центральна нервова система, керованим об'єктом - людина у його руховій активності, а керованими структурними елементами – м'язи.

Метою управління руховими діями є безпомилкове виконання фізичної вправи з найменшими енергетичними витратами. Управління та керованість у такому разі є не що інше, як злагодженість роботи центрально-нервових та периферичних механізмів опорно-рухового апарату.

Значним прогресом у розумінні механізмів управління рухами людини стали фундаментальні дослідження Н.А. Бернштейна, 1993. Уявлення Н.А. Бернштейна послужили науковою основою для розкриття механізмів формування та вдосконалення рухових умінь та навичок, закономірностей побудови координаційної структури довільних рухів людини [15].

Система працює в такий спосіб. Реалізація програми моторної дії розгортається в часі від елемента - "прилад, що задає". Інформація про фактичне значення сигналу на периферії надходить від "рецепторів" на "прилад, що задає" і "прилад звірення", де звіряється з програмою "результати дії". Від "приладу звірення" скоригована програма через прилад

"перешифрування" та "регулятор" надходить на "ефектор".

Наведена схема управління рухами, що передбачає можливість звірення необхідних значень програми з фактичними значеннями результатів виконуваного руху та її корекції, забезпечує реалізацію принципу сенсорних корекцій на всіх рівнях побудови рухів та має всі засоби та можливості для вирішення рухових завдань, пов'язаних з антиципацією. Така схема управління руховими діями відбиває ідею Н.А. Бернштейна про кільцеве управління рухами людини [16; 17].

Відповідно до поглядів Н.А. Бернштейна, сутність кільцевого управління руховими діями під час виконання вправ полягає у здійсненні низки операційних «кроків» щодо взаємодії центральної нервової системи та м'язового апарату як виконавця [16; 17].

План рухової дії формується у свідомості виконавця та програмується структурами центральної нервової системи. Потім затребувана по ситуації інформація надходить у відділи мозку, де перетворюється на своєрідні команди та посиляється до м'язів, які відповідно до команд скорочуються і реалізують, зрештою, руховий акт задуманої координаційної структури. Усе це ґрунтується на еферентному сигналі, тобто на сигналі прямого зв'язку центральної нервової системи з периферією. Ефективність роботи м'язового апарату оцінюють рецептори, головними з яких при вирішенні різних рухових завдань вважаються пропріоцептори, рецептори зору та слуху, вестибулярні та тактильні рецептори [78]. По каналах зворотний зв'язок аферентні сигнали надходять від периферії в центральну нервову систему, свідчивши ступеня точності виконання запланованих рухових процесів. У ЦНС відбувається оперативне порівняння виконаної рухової дії (руху) про те, що було задумано і запрограмовано. У разі відхилень в наступну рухову дію вносяться корекції і каналом еферентного зв'язку знову посиляється скоригована команда до м'язового апарату. За відсутності відхилень початковий сигнал повторюється для підкріплення попереднього та отримання запрограмованого ефекту.

Дуже плідною у розвиток фізіології рухів виявилася також висунута Н.А. Бернштейна ідея про ієрархічну багаторівневу організацію управління довільними руховими діями [15]. Відповідно до цієї концепції, керуюча інформація переробляється одночасно або поетапно на різних підпорядкованих рівнях центральної нервової системи. Кожен із цих рівнів забезпечує вирішення різних рухових завдань. Провідним рівнем у тому чи іншого класу рухів є той, у якому можливе здійснення вирішальних у сенсовому відношенні корекцій. Відповідно до концепції про ієрархічну багаторівневу систему управління стверджується, що чим вище провідний рівень регуляції, тим більше виражена ступінь усвідомлюваності та ступінь довільності руху [15].

Теоретично управління рухами, розробленої Н.А. Бернштейном, важливе значення надавалося сенсорним системам. Уявлення про можливі шляхи участі різних видів рецепторів, висловлене спочатку лише загалом, у міру накопичення конкретних знань оформилося в обґрунтовану концепцію сенсорного синтезу [17; 18]. Відповідно до цієї концепції сенсорне забезпечення рухових дій сприймається як складний комплекс сигналів, дозволяють: ініціювати запуск готових форм; визначити просторові та динамічні характеристики рухової дії; здійснити вибір поправної активності; оцінити досягнутий результат дії. Кожна аферентація реалізується не сирими рецепторними сигналами від окремих сенсорних систем, а проводиться цілими синтезованими комплексами, що забезпечують глибоку інтеграційну переробку різноманітних сенсорних сигналів [17]. Таке розуміння ролі та місця аферентації в системі рухового управління надалі дало підставу зробити припущення про активний характер рецепторних процесів і наявність тісно пов'язаних з самим руховим дією механізмів пошуку та відбору інформації, необхідної для здійснення руху [65].

Виходячи з результатів вивчення процесів компенсації порушених функцій та пристосувального значення актів вищої нервової діяльності, П.К. Анохін розробив теорію функціональної системи як замкнутої

саморегулюючої організації, активність всіх компонентів якої забезпечує досягнення корисного для організму результату та постійну інформацію про результат дії [4; 5; 6]. Будь-які функціональні системи мають ті самі вузлові механізми: аферентний синтез; прийняття рішення; формування акцептора результату дії; формування конкретної програми дії; здійснення дії; досягнення результату; наявність зворотної аферентації про параметри отриманого результату та порівняння його з запланованою раніше моделлю результату в акцепторі результату дії. Системно-створюючим чинником функціональної системи виступає результат дії, навколо якого залежно від конкретних умов складається функціональна організація виконавчих елементів цієї системи.

Відповідно до теорії функціональних систем, поведінкові реакції є послідовністю чи ланцюгом рефлексів, хоча й будуються на рефлексорному принципі. Поведінка здійснюється на основі функціонування особливої структури, що включає як обов'язковий елемент програмування, яке виконує функцію випереджаючого відображення дійсності. У сучасній інтерпретації це положення може розглядатися як feed-forward регуляція, що передбачає передбачення подальшої рухової дії [20, 77]. Постійне порівняння результатів поведінкових реакцій із цими програмуючими механізмами, оновлення змісту самого програмування та визначають цілеспрямовану поведінку. Теорія функціональної системи розкриває загальні принципи системної організації функцій організму людини, отже, дає конкретні можливості розгляду різних класів поведінкових реакцій, зокрема і довільної рухової активності. Ідеї П.К. Анохіна використовувалися рядом фахівців під час аналізу механізмів управління довільними рухами різної координаційної складності у спортсменів [8; 37; 39], а також у розробці методичних підходів підвищення ефективності спортивного тренувального процесу [66; 102; 103; 107].

Відповідно до сучасних уявлень важливе значення в управлінні руховими діями людини надається активності центральних генераторів патернів (CPG), що є нейронні мережі, здатні породжувати ритмічні керуючі

сигнали (моторні команди), для функціонування CPG не потрібно наявності сенсорного зворотного зв'язку. Останнє твердження не означає, що в реальних умовах рухова активність, що породжується CPG, є повністю автономною і не залежить від сенсорної інформації - ЦНС надає модулюючий вплив на CPG, керуючи його параметрами. Останнім часом обговорюється можлива роль центральних генераторів патернів у керуванні циклічними рухами рук людини.

В експериментальних дослідженнях доведено існування у людини спінальних генераторів крокальних рухів - нейрональних мереж інтернейронів спинного мозку, які продукують координований ритмічний патерн рухової активності [29; 44; 92]. На думку авторів [29; 44; 92], локомоторна активність м'язів кінцівок, узгодження ритму та фаз рухів, пристосування активності м'язів до умов навантаження забезпечуються спінальними нейронними мережами та численними взаємозв'язками всередині спинного мозку. У сучасних нейрофізіологічних дослідженнях, спрямованих на виявлення механізмів регуляції локомоцій, показано, що мимовільні локомоторні рухи в умовах зовнішньої вивіски ніг можуть бути викликані електромагнітною та електричною стимуляцією спинного мозку [4, 16, 25, 50, 66]. Встановлено, що електромагнітна та електрична стимуляція в області ростральних сегментів (L2) поперекового потовщення спинного мозку активує роботу генератора крокальних рухів та ініціює мимовільні кроки. Автори відзначили деякі особливості генезу мимовільних локомоторних рухів при названих видах стимуляційного впливу на спинний мозок.

Висновки основних концепцій про управління довільними рухами, слід зазначити, що наявний в даний час теоретичний і експериментальний матеріал дозволяє виділити ряд основних принципів, що лежать в основі координації рухів.

1. Управління рухами здійснюється за допомогою інтеграції багатьох аферентних та виконавчих систем.
2. Кора мозку здійснює інтеграцію всіх підпорядкованих первинних

структур. Форми інтеграції змінюються і уточнюються у міру формування та вдосконалення рухової дії та визначаються конкретним руховим завданням та поточною обстановкою.

3. Існує ієрархічність відносин між системами, що переробляють інформацію, необхідну для вирішення того чи іншого рухового завдання.

4. Мозок функціонує як керуюча система стосовно своїх виконавчих структур і водночас як керована через свої аферентні входи.

5. Управління рухами передбачає корекцію рухових програм механізмами зворотного зв'язку.

Усі вищевикладені принципи поділяються більшістю фахівців, які вивчають проблеми координації рухів [12; 21; 31; 44; 73; 83; 100].

1.2. Фізіологічна характеристика легкоатлетичного бігу

За останні десятиліття наука про спорт, зокрема теорія і методика бігу, розвивалася швидкими темпами. Якщо раніше вона в основному мала пояснювальну функцію, то в даний час накопичено великий обсяг знань, що дозволяють сформуванню певну систему поглядів на теорію та методику підготовки бігунів на короткі дистанції [3; 101].

Біг на короткі дистанції - найдавніше спортивне змагання. Ще далекому 776 року до нашої ери у програму Олімпійських ігор було включено біг однією стадій, рівний 192,28 метра [51]. Спринтерський біг – сукупність легкоатлетичних дисциплін, де спортсмени змагаються у бігу на короткі дистанції. Спринтом прийнято рахувати дистанції до 400 метрів включно. У програму Олімпійських ігор включений гладкий біг на 100, 200 та 400 метрів, естафетний біг 4x100 та 4x400 метрів [9; 59; 108]. Дистанції на 200 та 400 метрів вважаються довгим спринтом та вимагають від спортсмена наявності швидкісної витривалості та вміння грамотно розподілити свої сили на дистанції. І тут спринтерам доводиться бігти по повороту, цим долати дію відцентрової сили. До спринтерської дистанції також відноситься біг на 60 метрів, що проводиться у закритих приміщеннях. До нестандартних

спринтерських дистанцій відноситься біг на 30, 50, 150, 300 метрів [27]. Спринтерський біг входить складовою до ряду інших видів легкої атлетики (всі види стрибків, багатоборств та деякі види метань), і багато видів спорту.

Біг на короткі дистанції відноситься до циклічних вправ локомоторного характеру [11, 31, 66]. Умовно спринтерський біг як цілісна вправа поділяється на чотири основні частини: старт; стартовий розбіг; біг по дистанції; фінішування [27, 69, 99, 106]. Подолаючи коротку дистанцію, спортсмен швидко прискорюється і намагається підтримати максимальну швидкість, що залежить від двох кінематичних параметрів – довжини та частоти кроків [9, 18, 65, 88]. Дослідження взаємопов'язаності між довжиною та частотою кроків показали, що при низькій інтенсивності бігу швидкість зростає в основному за рахунок подовження кроку, тоді як при більш високих швидкостях покращення спортивного результату відбувається головним чином унаслідок зростання частоти кроків. Таким чином, збільшення одного з факторів або обох разом призводить до збільшення швидкості [27, 58, 79, 96].

Швидкість пересування спринтера визначається тимчасовими та просторовими характеристиками окремого кроку. Біговий крок прийнято розділяти на період опори та період польоту [14; 50; 99]. Період польоту складається з двох фаз: розведення та зведення стоп. З моменту встановлення стопи на опору починається період опори. Він складається також із двох фаз: підсідання та відштовхування з випрямленням опорної ноги. Фаза підсідання починається з моменту постановки ноги на опору і триває до моменту вертикалі, коли проекція загального центру мас (ОЦМ) знаходиться над точкою опори [15, 51]. У цій фазі відбувається значне зниження ЗЦМ за рахунок розгинання в гомілковостопному суглобі, згинання в колінному суглобі та нахилу поперечної осі тазу у бік махової ноги [9, 17, 41, 42]. Одночасно з цим відбувається розтягування пружних компонентів (зв'язки, сухожилля, фасції), що у подальшому відштовхуванні. За мить до дотику ноги з опорою (15- 25 мілісекунд) м'язи, що у фазі підсідання, вже стають електрично активними, тобто. нервові імпульси, що активують м'яз, надходять

до нього заздалегідь, до настання опори. З моменту вертикалі до відриву поштовхової ноги від опори реалізується фаза відштовхування [5, 17, 39, 41]. Ця фаза починається з розпрямлення поштовхової ноги в кульшовому, колінному суглобі і завершується згинанням в гомілковостопному суглобі. З початку фази підсідання збільшується сила тиску на опору, яка продовжує збільшуватися і після проходження вертикалі до певного моменту за рахунок м'язових зусиль, що забезпечують розгинання ноги в тазостегновому та колінному суглобах. Сила реакції опори збільшується, зростає сила тиску опору, але діють вони діаметрально протилежно друг другу. Тілу бігуна та його ЗЦМ надається певна швидкість. Слід зазначити, що в кінці фази відштовхування сили тиску і реакції опори зменшуються (приблизно після моменту випрямлення ноги в колінному суглобі), а м'язи, що забезпечують згинання в гомілковостопному суглобі, виконують швидкісну роботу з меншими зусиллями, але з більшою швидкістю [26, 54, 91].

При збереженні загальної структури бігового кроку (певні фази та їх взаємодія) біг з різною швидкістю має суттєві відмінності у довжині, частоті кроків, їх ритмі, кінематичних та динамічних характеристиках [48, 70, 81, 91]. Середня швидкість бігу коливається від 10м/с (у бігу на 100м) до 5м/с (у марафоні). Довжина кроку незначно змінюється: 100м – 2,20м; 5000м – 2,05м. Частота кроку знижується суттєвіше: 100м – 4,31/с; 5000 – 2,81 / с. У досягненні високої частоти кроків велику роль грають безопорні фази польоту, активність зведення стоп у польоті [8, 17, 29]. Співвідношення тривалості періодів опори і польоту змінюється над дуже великих межах і становить: в спринті 0,46с; у бігу на 5000м - 0,53с. Час опори майже вдвічі менший, ніж час польоту, причому це найбільш різко проявляється у спринтерському бігу. Співвідношення тривалості фаз підсідання та відштовхування змінюється значно: 100м – 0,57с; 400м - 0,89 с; 5000м - 1,39 с. У швидкому бігу підсідання коротше, ніж у бігу на довгі дистанції, що пов'язано з більшою жорсткістю постановки ноги при значній напрузі м'язів та короткому шляху амортизації. Фаза відштовхування різних дистанціях відрізняється за тривалістю негарзд

значно [22, 26].

Біг по дистанції з максимальною швидкістю давно привертав увагу дослідників, які намагалися виявити кінематичні та динамічні характеристики, а також основні фактори, що лімітують, що перешкоджають підвищенню швидкості бігу. Сучасна апаратура дозволяє з високою точністю визначати основні силові та часові параметри рухів спортсмена, а також оцінювати його техніку [10, 17, 18, 86]. Кількісні критерії кінематики та динаміки бігового кроку можуть коливатися у спортсменів, що відрізняються один від одного морфологічною структурою, різним рівнем рухових якостей та координаційних здібностей. У процесі становлення спортивної майстерності зміни у техніці рухів відбуваються відповідно до різними і який завжди однозначними закономірностями. Наприклад, зі зростанням кваліфікації спортсмена частота кроків змінюється не тільки за рахунок зменшення часу опори, а й часу польоту. При цьому зміна даних параметрів відбувається одночасно зі збільшенням довжини кроків. Таким чином, як тимчасові, так і просторові кінематичні характеристики техніки бігу схильні до змін у міру підвищення тренуваності спринтера [11, 82, 105].

Згідно з класифікацією фізичних вправ за ознакою переважного впливу їх на розвиток фізичних якостей, спринтерський біг відноситься до швидкісно-силових вправ [88]. У класифікації В.С. Фарфеля біг на 100м відноситься до зони максимальної анаеробної потужності, тривалість такої роботи у провідних спортсменів становить не більше 10с [53, 72, 88]. Слід зазначити, що з обґрунтування “робітників” зон тренувальних вправ як інструментального методу контролю В.С. Фарфель використав співвідношення: лактат – швидкість пересування. Класифікація фізичних вправ В.С. Фарфеля дозволяє проводити аналіз та розділяти циклічні змагальні вправи по зонах відносної потужності. Відповідно до цієї класифікації, біг на 100м відноситься до вправ максимальної потужності, анаеробно-алактатного рівня.

Вправи такої потужності (анаеробної потужності) – це вправи з майже

виключно анаеробним способом енергозабезпечення м'язів, що працюють: анаеробний компонент у загальній енергопродукції становить від 90 до 100% [2, 22, 93, 103]. Він забезпечується головним чином за рахунок фосфагенної енергетичної системи (АТФ + КФ) за певної участі лактаcidної (гліколітичної) системи. Рекордна максимальна анаеробна потужність, що розвивається видатними спортсменами під час спринтерського бігу, досягає 120 ккал/хв [1, 45, 48, 67].

Характерною особливістю спринтерського бігу є надзвичайно напружена діяльність нервової системи. Нервова система при цій роботі з максимально можливою для себе частотою посиляє низхідні імпульси до м'язів, запускаючи їх швидке та сильне скорочення. Такий же величезний і потік зворотних імпульсів від м'язів до нервової системи, що інформує її про стан м'язів. Такий режим роботи для нервової системи надзвичайно стомливий [42; 46; 76; 80]. У зв'язку з цим працездатність обмежується можливостями нервової системи (нервових клітин) ефективно функціонувати в такому напруженому режимі. Обмежується вона і можливостями нервових клітин передавати інформацію один одному та м'язовим клітинам. Діяльності лише нервової системи ще недостатньо для того, щоб м'язи швидко та ефективно скорочувалися. М'язи повинні бути здатні сприйняти виконавчі команди від нервової системи та відповісти на них скороченням [28; 52; 60]. В нормальних умовах здатність нервової системи посилати імпульси певної частоти відповідає здатності м'язів відповідати на них (ситуація може змінитися при сильній втомі або перевтомі). Важливе значення має можливість м'язів швидко розслаблятися. Швидке розслаблення необхідно для того, щоб м'яз знову міг скорочуватися у відповідь на нервові імпульси, що приходять до нього [21, 26, 30].

У бігу на 100 метрів м'язи спринтера працюють у максимальному режимі протягом 10-11 секунд. Ця дистанція характеризується досягненням граничного рівня фізичних можливостей спортсмена. Очевидно, що за такої рухової діяльності потрібні максимальне енергозабезпечення м'язів, що

працюють. Для його здійснення необхідна максимальна мобілізація енергетичного забезпечення в скелетних м'язах, що пов'язано виключно з анаеробними процесами. Робота спринтера залежить від величини енергії, що поставляється працюючим м'язам [5, 21, 32]. Ця енергія реалізується через анаеробний механізм, креатинфосфат та гліколіз.

Креатинфосфат забезпечує регенерацію аденозинтрифосфорної кислоти (АТФ), вміст якої у м'язах не дуже великий, і тому креатинфосфат є основним джерелом енергії протягом кількох секунд [2]. Гліколіз - складніша система, здатна функціонувати тривалий час, тому її значення істотно для більш тривалих активних дій, таких як біг на 200м та 400м. Використання креатинфосфату обмежене його незначною кількістю. Гліколіз надає можливість щодо тривалого енергетичного забезпечення, але супроводжується накопиченням молочної кислоти, що заповнює м'язові клітини і обмежує рухову активність.

З огляду на короткочасності роботи впрацювання вегетативних систем при спринтерському бігу мало встигає завершитися [75]. Можна говорити тільки про повне впрацювання м'язової системи за локомоторними показниками (наростання швидкості, темпу та довжини кроку після старту). У зв'язку з нетривалим часом роботи багатофункціональні зрушення в організмі невеликі, причому деякі з них зростають після фінішу. Тривалість роботи в бігу на 100 м менша за час кругообігу крові. Це призводить до недостатнього забезпечення киснем м'язів, що працюють [82]. При пробіганні коротких дистанцій кров просто не встигає зробити цикл кровообігу. Час проходження крові по великому колу кровообігу становить 25-30 секунд, тому кров при швидкому бігу не встигає донести свіжу порцію кисню в м'язи, що працюють. Більшість м'язів при спринтерському бігу функціонує за рахунок наявних енергетичних запасів, які починають поповнюватись лише після фінішу [24].

У процесі спринтерського бігу спостерігається короткочасне підвищення вмісту молочної кислоти (до 70-100 мг %), невелике збільшення гемоглобіну рахунок виходу в загальну циркуляцію депонованої крові, деяке

підвищення вмісту цукру [20]. Останнє обумовлено більш емоційним тлом (передстартовий стан), ніж самим фізичним навантаженням. У сечі можна знайти сліди білка. Частота серцевих скорочень після фінішу сягає 150-170 і більше ударів на хвилину, артеріальний тиск підвищується до 150-180 мм. рт. ст. [55]. Дихання при бігу з максимальною швидкістю збільшується незначно, але суттєво зростає після завершення навантаження внаслідок великої кисневої заборгованості [115]. Так, легенева вентиляція після фінішу може зростати до 40 і більше літрів за хвилину. Розмір кисневого запиту досягає граничних величин, доходячи до 40 літрів. Проте це абсолютна його величина, а розрахована на хвилину, тобто. на якийсь час, що перевищує можливість організму виконувати роботу з такою потужністю. Після фінішу, у зв'язку з великою кисневою заборгованістю, функції серцево-судинної та дихальної систем деякий час залишаються збільшеними. Наприклад, газообмін після пробігу спринтерських дистанцій приходить до норми через 30-40 хвилин. За цей час завершується в основному відновлення багатьох інших функцій та процесів [60; 80].

Спринтерський біг сприяє розвитку швидкості, сили, що позитивно впливає на м'язовий ріст, зміцнює серце та легені, добре позначається на загальному стані здоров'я [16, 65]. Заняття спринтерським бігом сприяє нарощуванню мускулатури, особливо скелетної мускулатури нижньої частини тіла. Досі залишаються маловивченими механізми регуляції циклічної рухової активності, що здійснюється з високою швидкістю при бігу по віражу з максимальною швидкістю. Недостатньо вивчені питання, пов'язані з впливом антропометричних даних окремих ланок тіла та роботи основних м'язових груп при пробіганні різними радіусами доріжок, визначенням оптимального кута нахилу тулуба, ступеня фізичної підготовленості спортсмена.

1.3. Електроміографія у дослідженнях спортивних рухів

Під електроміографією розуміється метод дослідження біоелектричних потенціалів, що виникають у кістякових м'язах при збудженні м'язових

волокон [35, 56]. Перші дані про існування біоелектричних явищ («тварини електрики») були отримані в третій чверті XVIII століття [20, 62].

Велику роль розвиток електрофізіології внесли праці вітчизняних учених. Перші роботи з вивчення електричних явищ у м'язах провів Н.Є. Введенський у 1884 році. Інтенсивні електроміографічні дослідження проводилися у 30-70 роки XX століття [17, 72, 79]. Електроміографія як додатковий метод широко використовувалася у роботах у галузі неврології, нейрофізіології, спортивної медицини, в аналізі рухів людини. Кінець XX ст. ознаменувався широким впровадженням у життя нових технологій, що дозволило зменшити розміри та вагу приладів для ЕМГ-досліджень [84]. З'явилися комп'ютерні системи для реєстрації ЕМГ, які значно полегшують проведення досліджень. Було створено комп'ютерні програми обробки та зберігання отриманої інформації про електричну активність м'язів.

В даний час апаратура для реєстрації електричних потенціалів м'язів складається з двох основних блоків – підсилювача біопотенціалів та електростимулятора [12, 75]. Підсилювачі дозволяють зареєструвати мінімальні м'язові біопотенціали, а шумопоглинаючі фільтри захищають від перешкод (шумов). Електростимулятори генерують електричні імпульси різної форми, інтенсивності та частоти проходження біопотенціалів. Апаратура автоматично розраховує амплітуду, частоту та тривалість біопотенціалів м'язів, здійснюючи усереднення кривих. Сучасні електроміографи дозволяють проводити дослідження з широкого спектру проблем, що стоять перед фізичною культурою. У практиці досліджень використовують різні за технічними характеристиками електроміографи (Mega Win ME6000, Нейро-МВП-8 та ін).

Стандарти проведення електроміографічних досліджень було розроблено та затверджено Міжнародним товариством електрофізіології та кінезіології [12, 43]. Цими стандартами слід керуватися при аналого-цифровій обробці сигналу, виборі та способі накладання електродів, обробці шкіри.

На сьогоднішній день у дослідженні біоелектричної активності м'язів розрізняють три види електроміографії: голчасту, поверхневу та стимуляційну [8; 32; 56; 67]. Голкова ЕМГ проводиться дотягнутими електродами з малою площею дотику з тканинами і внаслідок цього такими, що вловлюють коливання потенціалу в окремих м'язових волокнах або в групі м'язових волокон, що іннервуються одним мотонейроном. Цей метод дозволяє досліджувати структуру, функцію та порядок активації окремих рухових одиниць (ДЕ). Поверхнева ЕМГ проводиться за допомогою на шкірних електродів, які відводять так звану сумарну ЕМГ, що утворюється в результаті інтерференції коливань потенціалу багатьох рухових одиниць, що знаходяться в області відведення. Вона відбиває процес збудження м'яза як цілісної структури. Стимуляційна ЕМГ дозволяє реєструвати коливання потенціалу, що виникають у м'язі при штучній стимуляції спинного мозку та периферичних нервів.

За допомогою методу ЕМГ також досліджується нервово-м'язова передача, рефлекторна діяльність рухового апарату, визначається швидкість проведення збудження нервами. Така методика дає можливість судити про стан та діяльність не тільки м'язів, а й нервових центрів, що беруть участь у регуляції рухів (Р.М. Городничов, 2005).

У практиці досліджень м'язової електроактивності для якісної обробки зареєстрованих електроміограм застосовуються спеціальні класифікації ЕМГ, засновані на чітких умовах. Перша класифікація зареєстрованих електроміограм була запропонована F. Buchthal у 1957 році та диференціювала три типи ЕМГ: окремих осциляцій, перехідний тип.

Класифікація поверхневої ЕМГ В.М. Команцева та В.А. Заболотного розроблена для досліджень у галузі медицини. Ця класифікація ґрунтується на порушеннях в організмі при різних захворюваннях, тому вона мало використовується для ЕМГ-аналізу станів здорової людини, що виникають в результаті спортивної діяльності, а також аналізу різноманітних спортивних вправ. Спортивна електронейроміографія має особливі завдання, тому їй

потрібна класифікація, побудована на відмітних ознаках, притаманних спортивної діяльності. Р.М. Городничев як основні класифікаційні ознаки використовує: 1) наявність і характер рухової активності; 2) можливість ідентифікації потенціалів окремих рухових одиниць досліджуваного м'яза. У зв'язку з цим їм пропонується наступна класифікація малюнку (патерну) ЕМГ:

- сумарна ЕМГ за повного розслаблення м'язів;
- біоелектрична активність для забезпечення поз (лежання, сидіння, стояння);
- рефлекторна сумарна активність (рефлекси, «навантаження», "розвантаження", сухожильний, вібраційний);
- інтерференційна ЕМГ за статичних зусиль;
- залпоподібна ЕМГ при циклічній (ритмічній) діяльності;
- гіперсинхронізована ЕМГ (при втомі та треморі);
- селективний (виборчий) ЕМГ окремих ДЕ (1-3) м'язів.

Якісна оцінка електричної активності м'язів відповідно до тієї чи іншої класифікації доповнюється результатами кількісної обробки ЕМГ, у тому числі за допомогою комп'ютерного аналізу за спеціальними програмами таким як MegaWin, НейроСофт та ін. Останнім часом найбільш широко використовують такі методи: оцінка координаційних відносин м'язів ; аналіз "поворотів" коливань ЕМГ; інтегрування електроміограми; аналіз основних коливань потенціалів; кроскореляційний аналіз; спектральний аналіз потужності коливань ЕМГ; автокореляційний аналіз [32; 38].

Електроміографія застосовується у дослідженнях із спортивної фізіології. Вивчення біоелектроактивності скелетних м'язів дозволяє отримати інформацію про механізми управління рухами [33; 62; 79]. Реєстрація ЕМГ-активності м'язів при виконанні різних спортивних рухів дозволила отримати об'єктивну інформацію про ступінь участі певних м'язів у здійсненні рухів, характеристики їх активності та координації роботи м'язів, що забезпечують виконання досліджуваного руху [14; 41, 76].

В результаті вдосконалення рухової навички у циклічних рухах змінюється тривалість періодів активності м'язів. У початкових стадіях формування досвіду електроактивність певних м'язів помітна як під час активних фаз руху, а й у інтервалах з-поміж них. Згодом електроміографічні залпи стають коротшими [10, 46].

При формуванні рухової навички відбуваються зміни взаємин між м'язами-антагоністами. На початкових етапах навчання може спостерігатися їхня одночасна ЕМГ-активність, при відносно повільних рухах спостерігається реципрокність між ними, і ЕМГ-активність виникає по черзі. Однак навіть при сформованій навичці реципрокність може бути виражена не повністю, виявляючись лише у зниженні активності антагоніста під час скорочення агоніста. При цьому чим швидше темп рухів, тим більше ЕМГ-активність агоніста поєднується з одночасною активністю антагоніста [39; 72].

У різних осіб біоелектрична активність протікає неоднаково, відбиваючи ступінь участі у русі різними м'язами для формування рухового навика [98]. Це можна пояснити тим, що той самий рух виконуються при дещо різному поєднанні діяльності працюючих м'язів.

Електроміографія може використовуватися для оцінки активності м'язів при використанні різного спортивного обладнання. Так, у роботі Н. Sozen розглядається робота м'язів при тренуванні спортсменів на різних тренажерах, найбільш популярних у реабілітації та фітнесі [25, 49]. Як зазначають у своїй роботі А. Oh. Cerrah зі співавторами, дослідження із застосуванням електроміографії, можуть бути спрямовані на вирішення проблем профілактики травматизму [18, 51].

Електроміографія виявилася ефективним методом щодо механізмів регуляції сили та швидкості м'язового скорочення. Реєстрація біоелектричної активності окремих рухових одиниць (РО) скелетних м'язів людини дозволила виявити, що у регуляції сили скорочення м'язового волокна використовуються три основних механізми: регуляція числа активних РО; регуляція частоти активності РО; регуляція окремих РО у часі [11; 38; 86; 149]. Зі збільшенням

кількості активних РО та частоти їх імпульсації зростає сила скорочення. Чим більш синхронізована активність РО, тим більша сила розвивається м'язом. Число активних РО, необхідні параметри їх активності визначаються характеристиками збудливих впливів, що надходять до рухових нейронів даного м'яза з боку супраспінальних структур (рухової кори, підкіркових рухових центрів), внутрішньоспінальних нейрональних шляхів та периферичних рецепторів (м'язових веретен, суглобних). Порядок активації РО визначається також власними властивостями їх рухових нейронів: чим менший розмір рухового нейрона, тим нижчий його поріг залучення до роботи [62; 97].

При відносно короткочасному наростанні сили ізометричного скорочення до максимуму, активність повільних та швидких РО відрізняється. Частота імпульсації низькопорогових, повільних РО зростає спочатку дуже швидко, потім дуже повільно і досягає деякої відносно стабільної величини. Для швидких РО характерно майже лінійне наростання частоти розрядів із зростанням зусилля до максимального рівня [35, 58, 68].

Нині багато вчених використовують метод електроміографії у сфері фізичної культури та спорту. Електроміографія використовується у біомеханічному аналізі спортивних рухів [18, 62, 89, 103]. Результати таких робіт допомагають зрозуміти роль м'язів у конкретному русі. За допомогою електроміографічного аналізу можливе визначення найбільш доцільної техніки виконання спортивного руху [15, 27, 43, 61].

У низці досліджень вивчалася електрична активність м'язів у ході прицільних рухів. Виявилося, що у цьому випадку електроміографічна структура характеризується наявністю епізодичних високоамплітудних спалахів, що чергуються з низькоамплітудними потенціалами дії у деяких м'язів протягом пострілу, що свідчить про корекційний спосіб керування цими м'язами [6, 31, 56]. Амплітуда і частота біопотенціалів «провідних» скелетних м'язів під час прицілювання значно менші порівняно з їх величинами, зареєстрованими в процесі максимальних ізометричних та ізотонічних

скорочень, що свідчить про більш слабе зусилля м'язів при пострілі з пістолета та цибулі порівняно з максимальною силою піддослідних [23, 76].

Електроміографічне дослідження тренувального процесу борців-самбістів показало, що біоелектричні характеристики працюючих м'язів є основними критеріями для ефективного відбору та використання спеціально-підготовчих вправ для конкретних технічних прийомів у структурі спортивного тренування [9, 14, 35, 50, 52].

М.Б. Гурувий, Л.В. Капілевичем та М. Kristiansen було проведено порівняльну оцінку біоелектричної активності м'язів у важкоатлетів та єдиноборців різної спортивної кваліфікації. Отримані результати дозволили виявити специфічні особливості біоелектричної активності м'язів, що відображають рівень спортивного вдосконалення у важкій атлетиці та караті. У єдиноборців високої кваліфікації спостерігалася синхронізація роботи ДЕ, що відображає переважно залучення центральних факторів внутрішньом'язової координації скорочувальної активності при прояві силових здібностей. Саме ці механізми здатні забезпечити максимальні швидкісно-силові характеристики та точність ударних рухів [4, 23, 27].

Виконання короточасних ациклічних рухів у пауерліфтингу забезпечуються певними – «провідними» м'язами верхньої або нижньої кінцівок і ефективною внутрішньом'язовою координацією за рахунок збільшення частоти нервових імпульсів, що надходять у скелетні м'язи від мотонейронів спинного мозку, що залучає в роботу великої кількості підвищення сили скорочення м'язів [80; 104].

Метод електроміографії використовується для аналізу гімнастичних вправ. У роботах О.М. Сисоєва, Д.В. Семенова, В.М. Шляхтова, А.А. Рум'янцева виявлено виражену активність конкретних м'язів при виконанні рухової дії [27, 34].

У дослідженні спортсменів ігрових видів спорту з допомогою електроміографії було виявлено, що з реалізації точних прийомів найвищі коефіцієнти варіацій показників електричної активності спостерігаються у

основний фазі рухів. Отже, внутрішні механізми когнітивної програми ігрової дії формуються у підготовчій фазі, а реалізуються в основній фазі через моторну програму під контролем вищих відділів центральної нервової системи [13; 47; 58; 105].

Реципрокне гальмування. У 1906 році С. Шеррінгтон вперше показав, що в межах кожного з основних типів спинальних рефлексів існує реципрокні відносини флексорних та екстензорних груп м'язів. Реципрокне гальмування у людини можна оцінити придушенням амплітуди тестуючого Н-рефлексу *m. soleus* в умовах кондиціювання стимуляції *n. peroneus* під час довільного тильного згинання стопи або згинання в гомілковостопному суглобі [18; 24; 45; 71], а також за тривалістю "періоду мовчання" при електростимуляції периферичного нерва [16, 59]. Вираженість реципрокного гальмування у людини залежить від рівня активності антагоніста, агоніста та м'язів, що належать до інших суглобів [17; 18; 94; 100; 104]. Супраспинальний контроль нейрональних мереж реципрокного гальмування може бути різним та визначається характеристиками довільних рухових дій [15; 21; 42; 46; 52; 60].

РОЗДІЛ 2

МАТЕРІАЛ, МЕТОДИ ТА ОРГАНІЗАЦІЯ ДОСЛІДЖЕНЬ

2.1. Методи дослідження

Для вирішення поставлених завдань використано такі методи дослідження:

- 1) поверхнева та викликана електроміографія;
- 2) 3D-відеоаналіз рухів;
- 3) магнітна стимуляція;
- 4) спосіб реєстрації силових здібностей;
- 5) методи математичної статистики.

Поверхнева та викликана електроміографія. Поверхнева ЕМГ – реєстрація сумарної біоелектричної активності м'язів за допомогою поверхневих електродів. Такий метод дозволяє оцінити активність окремих м'язів та їхню взаємодію, як у стані спокою, так і при виконанні циклічних рухів. У роботі для реєстрації параметрів ЕМГ при виконанні руху використовувався 16-канальний біомонітор «ME 6000» (Фінляндія, 2008). Він включає: підсилювач біопотенціалів, електростимулятор, електроди та з'єднувальні дроти. Біполярні поверхневі електроди, що відводять, розташовувалися на наступних білатеральних м'язах: m. biceps femoris - BF (двоголова стегна); m. rectus femoris - RF (пряма стегна); m. vastus medialis – MF (медіальна широка стегна); m. vastus lateralis – LF (латеральна широка стегна); m. soleus – Sol (камбаловидний м'яз); m. gastrocnemius - GM (литковий м'яз); m. tibialis anterior - TA (передній великогомілковий м'яз). З необхідних ділянок м'яза видалявся волосяний покрив, шкіра оброблялася спиртовим розчином. На черевці м'яза по ходу волокон кріпилися електроди, розташовані з відривом 20мм друг від друга. Електроди через з'єднувальні дроти підключалися до електроміографа, що розташовується на поясі спортсмена. Сигнал на комп'ютер передавався мережею Wi-Fi.

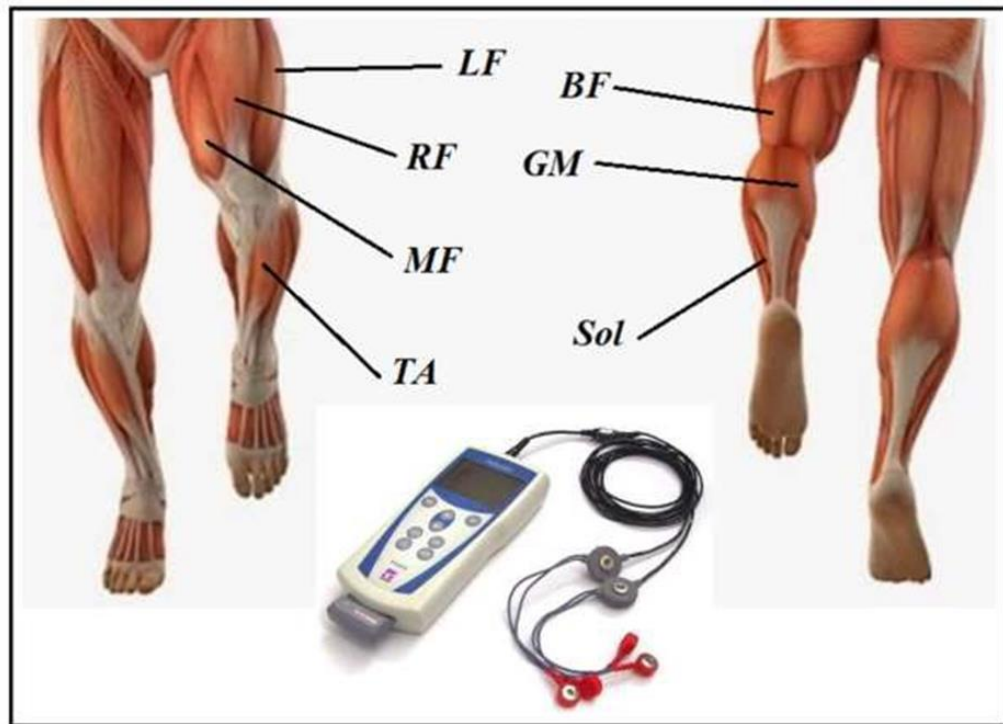


Рис. 2.1. 16-канальний електроміограф «MegaWin ME 6000» (Фінляндія, 2008) та досліджувані скелетні м'язи

Зареєстровані ЕМГ піддавалися аналізу [67]. У нашому дослідженні визначалися такі характеристики ЕМГ: тривалість електроактивності досліджуваних м'язів, частота проходження біопотенціалів, середня амплітуда та сумарна амплітуда. Сумарна амплітуда визначалася як сума ЕМГ-активності всіх досліджуваних м'язів. Обробка даних проводилася у програмі MegaWin.

М-відповідь та Н-рефлекс м'язів стегна та гомілки у стані спокою реєструвалися за традиційною методикою [8; 56]. Сила стимуляції *n. tibialis*, що викликає максимальну величину М-відповіді та Н-рефлексу, підбиралася індивідуально для кожного випробуваного. Активний стимулюючий електрод розташовувався на поверхні проекції *n. tibialis* у сфері підколінної ямки. Тривалість електростимулу становила 1 мс. Приклад запису М-відповіді та Н-рефлексу представлений на рис. 2.2.

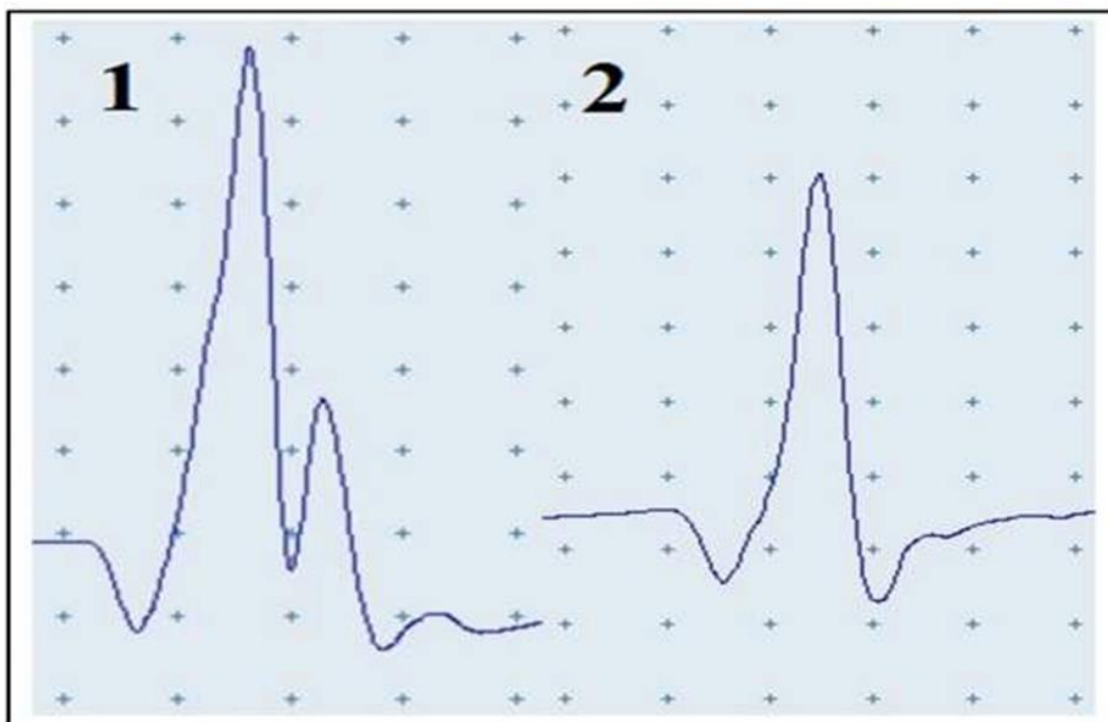


Рис. 2.2. Типовий зразок запису М-відповіді (1) та Н-рефлексу (2) *m. soleus*.

М-відповідь та Н-рефлекс реєструвалися за допомогою 8-канального електроміографа "Нейро-МВП-8", а обробку отриманих даних проводили у спеціальній програмі "Нейрософт". У випробуваних акуратно видалявся волосяний покрив у місці накладання відвідних, стимулюючих та заземлюючих електродів. Шкіра випробуваних у зоні розташування електродів оброблялася ватою, змоченою у спирті. За допомогою пошукового стимулюючого електрода було визначено рухову точку на м'язах. На електрод наклеювався пластир, який забезпечував фіксацію електрода до м'яза. У ході реєстрації М-відповіді та Н-рефлексу визначали такі параметри: поріг, тривалість електроактивності та максимальна амплітуда. Паузи для відпочинку між спробами складали 30 секунд.

При реєстрації ЕМГ м'язів гомілки під час виконання максимального зусилля м'язів (підшовне згинання стопи) поверхневі електроди були розташовані на *m. soleus* та *m. tibialis anterior*. Активний електрод, що відводить, розташовувався на проекції рухової точки, а референтний -

зміщувався від неї по ходу волокон до сухожилля. Відстань між електродами складала 20мм. Визначалася середня амплітуда та частота біопотенціалів. Приклад запису ЕМГ наведено на рис. 2.3.

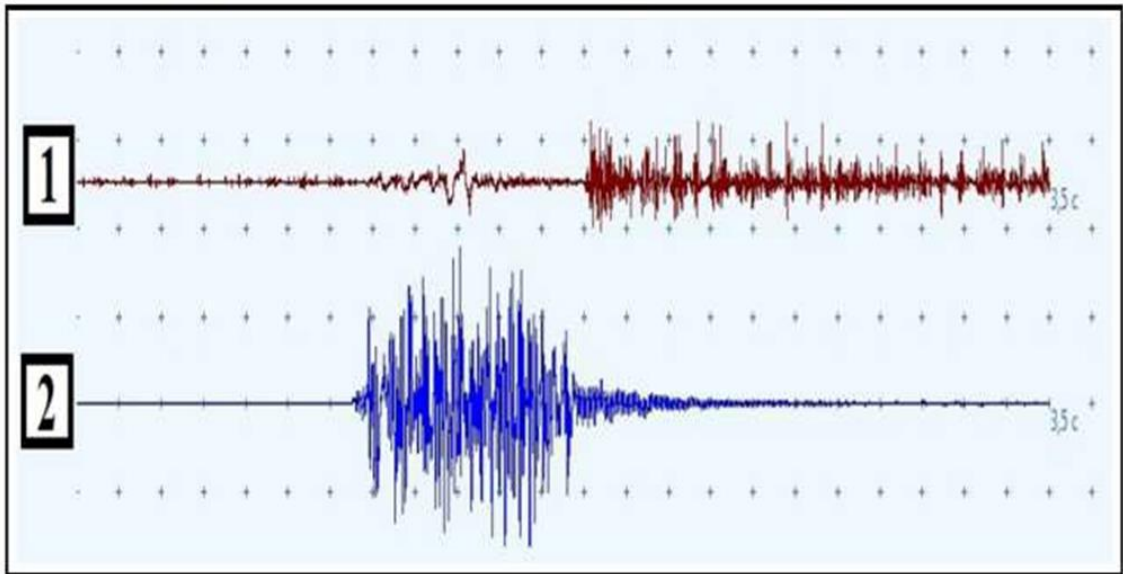


Рис. 2.3. Типовий зразок ЕМГ м'язів гомілки під час підошовного згинання стопи (1 – m. tibialis anterior; 2 – m. soleus)

3D-відеоаналіз рухів. Кінематичні параметри бігового кроку реєстрували за допомогою системи 3D-аналізу Qualisys Track Motion Capture System (Швеція, 2010). До складу цієї відеореєструючої системи входили вісім цифрових відеокамер "Oqus-300" з частотою відеозйомки 500Гц, програмне забезпечення для реєстрації та обробки відеозображень "Qualisys Track Manager", персональний комп'ютер із програмним забезпеченням для збереження даних. Світловідбивні маркери розміщувалися на антропометричних точках сегментів тіла, а саме на тазостегновому, колінному та гомілковостопному суглобах. Камери розташовувалися по колу на відстані оптимальному для реєстрації кінематичних параметрів.

Таким чином, створювалася 3D-модель спортсмена, вона представлена на рис. 2.4. На підставі 3D-відеоаналізу біговий крок був розділений на 4 фази: винос ноги в польоті, опускання ноги до опори, підсідання, відштовхування.

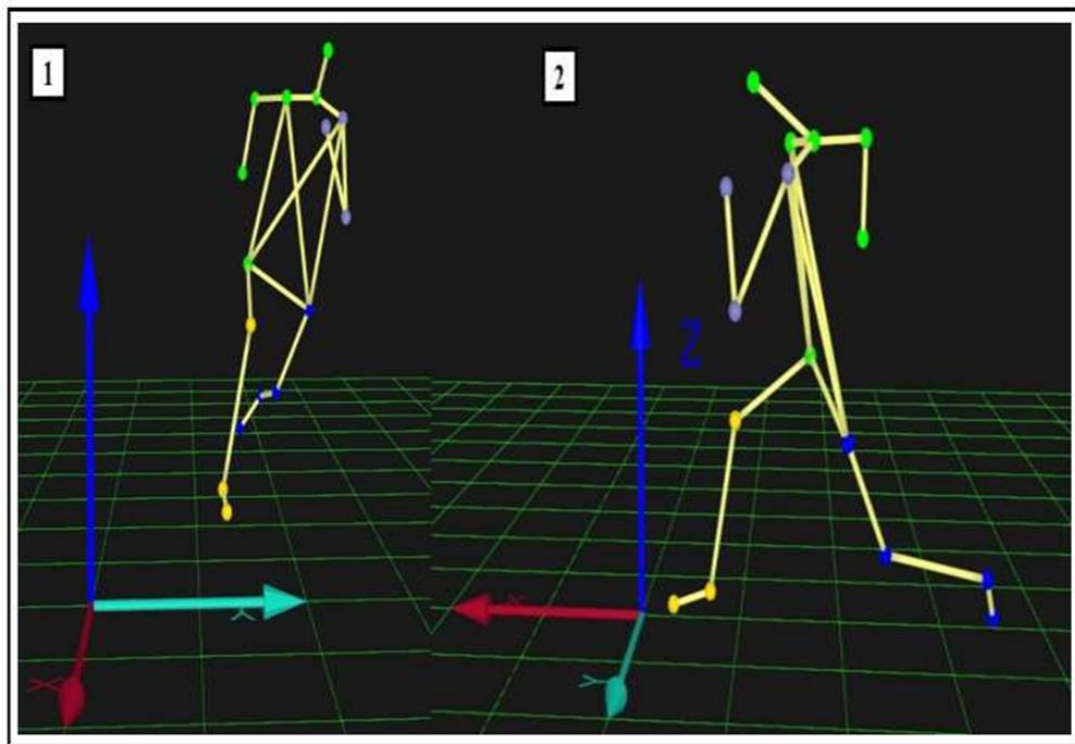


Рис. 2.4. 3D-модель спортсмена при бігу по віражу (1 – вид спереду; 2 – вид збоку)

Магнітна стимуляція. Для відведення та реєстрації ВМО при магнітній стимуляції моторної кори головного мозку використовувався 8-канальний електронейроміограф «Нейро-МВП-8». ТМС здійснювалася за допомогою магнітного стимулятора Magstim Rapid (Magstim Company Ltd, Великобританія, 2007), що дозволяє індукувати імпульсне магнітне поле через стандартний кільцевий (плоский) або через здвоєний кутовий койл. Для ТМС нами використали здвоєний кутовий койл (Double Cone Coil) з потужністю магнітного поля 1,4 Т. При ТМС моторної кори м'язів лівої ноги центр здвоєного койлу розташовували над vertex. Для мінімізації ковзання койла по поверхні голови піддослідному одягали гумову шапочку, що щільно облягає голову.

Метод реєстрації силових здібностей. Реєстрацію динамограми скорочень м'язів гомілки під час максимального та довільного м'язового зусилля здійснювали на мультисуглобовому лікувально-діагностичному комплексі Biodex Multi-Joint System Pro-3 (Biodex Medical System, USA, 2006).

Такий динамографічний комплекс дозволяв оцінити м'язове зусилля, кут і швидкість руху в гомілковостопному суглобі. Принцип дії цих систем заснований на вимірі крутного моменту та швидкості зміни суглобового кута. Панель управління дозволяла контролювати, а при необхідності і змінювати в процесі роботи такі параметри, як момент, швидкість і діапазон руху. Комплекс дозволяє візуально контролювати м'язове зусилля, яке графічно відображається на екрані кольорового монітора в режимі реального часу. Обстежені виконували довільну флексію в гомілковостопному суглобі в положенні лежачи. Голова була на підголовнику, руки вільно лежали на животі. Стопа спиралася на платформу і фіксувалася в гомілковостопному суглобі.

Методи математичної статистики. Статистична обробка матеріалу здійснювалася на PC AMD Phenom x6 з операційною системою Windows 7 за допомогою пакетів програм Microsoft Excel та Statistica 6.0. Обчислювали такі статистичні параметри: середнє арифметичне (M), помилка середнього арифметичного (m), коефіцієнт реципрокності. Коефіцієнт реципрокності м'язів визначався як відношення амплітуди ЕМГ антагоніста до амплітуди ЕМГ агоніста та виражався у відсотках. Достовірність відмінностей визначали за допомогою непараметричного критерію вилкоксона для парних порівнянь.

2.2 Організація дослідження

В експериментах взяли участь 42 спортсмени (чоловічої статі) у віці від 20 до 25 років, що спеціалізуються на легкоатлетичному бігу. Спортсмени мали кваліфікацію від III дорослого розряду до кандидата у майстри спорту (КМС). отримано поінформовану письмову згоду досліджуваних на участь в експериментах відповідно до принципів Гельсінської декларації.

На першому етапі вироблялася загальна концепція роботи, визначалася методика власних досліджень, вирішувалися організаційні питання проведення серії експериментів, вивчалася наукова та методична література щодо проблеми дослідження.

На другому етапі реєструвалася електрична активність м'язів при швидких довільних циклічних рухах. Дослідження проводилося у чотирьох експериментальних умовах: а) при бігу з максимальною швидкістю по прямій; б) при бігу з максимальною швидкістю за віражем; в) при повторному бігу з максимальною швидкістю по прямій, що викликає стан втоми; г) при повторному бігу з максимальною швидкістю по віражу, що викликає стан втоми.

На третьому етапі проводилося дослідження: гальмівних процесів у ЦНС; м'язових відповідей, що викликаються стимуляцією головного мозку, спинного мозку та периферичного нерва

На четвертому етапі проводилася математико-статистична обробка отриманих даних, складалися таблиці та графіки, аналізувалися результати експерименту, узагальнювалися матеріали дослідження на тему кваліфікаційної роботи, готувався текст роботи.

Як модель швидкісно-силових рухових дій використовувався біг з максимальною швидкістю по прямій та віражу. У попередній серії експериментів у 22 бігунів реєструвалася електрична активність двадцяти трьох білатеральних скелетних м'язів, які могли забезпечити виконання бігу з максимальною швидкістю зі зміною напрямку руху. Аналіз зареєстрованої ЕМГ-активності дозволив виявити сім провідних м'язів, що беруть участь у швидкому бігу. В експериментах на 8 піддослідних цієї групи відпрацьовувалася методика оцінки виразності гальмівних процесів у ЦНС.

В основній серії експериментів брало участь 20 легкоатлетів різної спортивної кваліфікації. Першу групу склали спринтери I розряду та КМС (10 осіб), друга група складалася із спринтерів III розряду (10 осіб). У цій серії досліджень реєстрували електричну активність провідних м'язів при бігу по прямій та віражі. У першій частині цих експериментів випробувані виконували біг по прямій та віражі з максимальною швидкістю по три спроби з інтервалами відпочинку між ними до повного відновлення.

РОЗДІЛ 3

РЕЗУЛЬТАТИ ДОСЛІДЖЕННЯ ТА ЇХ ОБГОВОРЕННЯ

3.1. Регуляція активності м'язів при бігу з максимальною швидкістю у легкоатлетів різної кваліфікації

Для виявлення механізмів регуляції активності м'язів при бігу з максимальною швидкістю було проведено дослідження, що передбачають реєстрацію кінематичних та електроміографічних параметрів при бігу по прямій та віражу у бігунів на короткі дистанції, що різняться за рівнем спортивної майстерності. Дослідження складалося із двох частин. У його першій частині спортсмени виконували біг прямою, у другій – віражем. Дослідження проводилися після попередньої розминки. Кожен випробуваний виконував по три спроби бігу з максимальною швидкістю по прямій та віражу. Дослідження проходили в залі легкої атлетики, в якому було змодельовано віраж із радіусом, рівним 36,5 метрів та відповідним радіусу першої бігової доріжки легкоатлетичного стадіону. Під час бігу синхронно реєстрували електроміографічні та кінематичні параметри. Камери 3D-відеозахоплення розташовувалися таким чином, щоб вдавалося зафіксувати чотири бігові кроки. На підставі 3D-відеоаналізу біговий крок був розділений на чотири фази: винос ноги в польоті, опускання ноги до опори, підсідання, відштовхування.

Аналіз кінематичних показників бігу по прямій у спортсменів низької кваліфікації виявив, що тривалість подвійного бігового кроку становила $0,46 \pm 0,009$ с. Реалізація крокового бігового з правої ноги на ліву тривала $0,23 \pm 0,002$ с. При біговому кроці з лівої ноги правою тривалість була аналогічною. Періоди польоту у всьому біговому циклі мали тривалість $0,10 \pm 0,001$ с, а час періодів опори становило $0,13 \pm 0,002$ с. Фази виносу ноги в польоті у всьому біговому циклі були найкоротшими за тривалістю – $0,03 \pm 0,001$ с. Найбільш тривалими були такі фази: опускання лівої ноги; підсідання на лівій нозі, опускання правої ноги; відштовхування правою

ногою. Час цих фаз становило $0,07 \pm 0,002$ с. При бігу по прямій найбільші амплітуди рухів у лівому кульшовому суглобі спостерігалися у фазах опускання лівої ноги та підсідання на правій нозі. У фазі опускання лівої ноги згинання в кульшовому суглобі становило $16,4 \pm 0,7^\circ$, а фазі підсідання на правій – розгинання на $23,8 \pm 2,7^\circ$. У колінному суглобі найвища величина розгинання зафіксована у фазі відштовхування лівою ногою – $51,2 \pm 1,6^\circ$. Максимальне згинання у лівому колінному суглобі відзначалося у фазі опускання на правій нозі – $40 \pm 1,5^\circ$. У лівому гомілковостопному суглобі найбільше згинання спостерігалось у фазі опускання лівої ноги – $51,5 \pm 1,6^\circ$, що свідчить про встановлення стопи на опору з носка. Переміщення маркера, розташованого на точці, протягом подвійного бігового кроку склало $3,16 \pm 0,09$ метра. Швидкість бігу по прямій спортсменів низької кваліфікації становила $6,86 \pm 0,4$ м/с.

На рис. 3.1 представлені граничні моменти, що дозволяють об'єктивно розділити подвійний біговий крок на 8 фаз, та ЕМГ-активність семи досліджуваних м'язів лівої ноги низькокваліфікованого бігуна. Такі патерни електричної активності робочих м'язів характерні загалом та інших бігунів низької кваліфікації. З малюнка видно, що м'язи, що забезпечують рух у суглобах нижніх кінцівок при бігу з максимальною швидкістю, вступають у роботу, знижують та припиняють свою активність у певній послідовності через різні інтервали часу.

Як впливає з візуального аналізу представлених на цьому електроміограм, амплітуда ЕМГ-активності і частота потенціалів дії, що генеруються, змінюється в різних фазах бігового кроку. Так, за результатами статистичної обробки параметрів електричної активності м'язів досліджуваних амплітуда ЕМГ-активності *m. gastrocnemius* у фазу винесення лівої ноги в середньому по групі становила $242,3 \pm 16,3$ мкВ, а фазу опускання лівої ноги – $385,7 \pm 22,1$ мкВ. Тривалість фаз, періодів польоту та опори, конкретних фаз бігового кроку забезпечувалася ЕМГ-активністю робочих м'язів, тривалість якої визначала часові параметри бігового кроку.

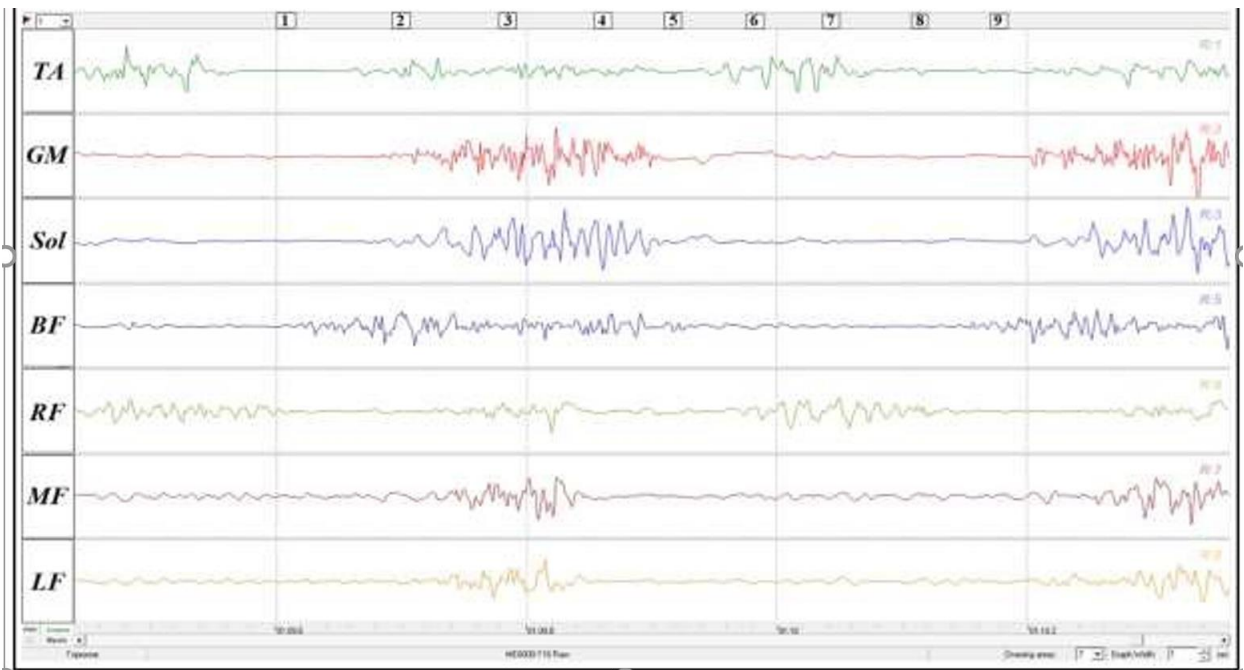


Рис. 3.1. Електроміограма м'язів лівої ноги під час бігу з максимальною швидкістю по прямій у спринтера низької кваліфікації

Примітки. М'язи: TA – m. tibialis anterior; GM – m. gastrocnemius; Sol – m. soleus; BF – m. biceps femoris; RF – m. rectus femoris; MF – m. vastus medialis; LF – m. vastus lateralis; Граничні моменти: 1 – відрив правої ноги від опору; 2 – максимальний винос стопи лівої ноги; 3 - Постановка лівої ноги на опору; 4 – розгинання лівої ноги у колінному суглобі; 5 – відрив лівої ноги від опору; 6 – максимальний винос стопи правої ноги; 7 - Постановка правої ноги на опору; 8 – розгинання правої ноги у колінному суглобі; 9 – відрив правої ноги від опору

Просторово-часові параметри фаз бігового кроку, що виявляються у величинах переміщень у тазостегновому, колінному та гомілковостопному суглобах залежали від амплітуди ЕМГ-активності м'язів, що забезпечують згинання та розгинання у певному суглобі. Наприклад, значне за величиною згинання в лівому гомілковостопному суглобі – $51,5 \pm 1,6^\circ$, що спостерігається у фазі опускання лівої ноги, було результатом високоамплітудної електроактивності m. soleus та m. gastrocnemius, що досягає $521,7 \pm 35,4 \text{ мкВ}$ та $385,7 \pm 22,1 \text{ мкВ}$ відповідно.

При зміні напрямку бігу спортсмени низької кваліфікації спостерігалися істотні зміни часових параметрів. Тривалість подвійного бігового кроку зменшилася на $0,04 \text{ с}$ проти бігом по прямій. Час бігових кроків знизився при

бігу з правої ноги на ліву на 13%, а при бігу з лівої ноги на праву на 4,3%. Періоди польоту та опори в бігу по віражу були коротшими, ніж при бігу по прямій, за винятком періоду опори на правій нозі, у цьому випадку час був однаковим (рис. 3.2). Так само, як і в процесі бігу прямою найкоротшою фазою була фаза виносу лівої ноги - 0,02с, а найтривалішими - фаза опускання лівої ноги і фаза відштовхування правою ногою - 0,07с.

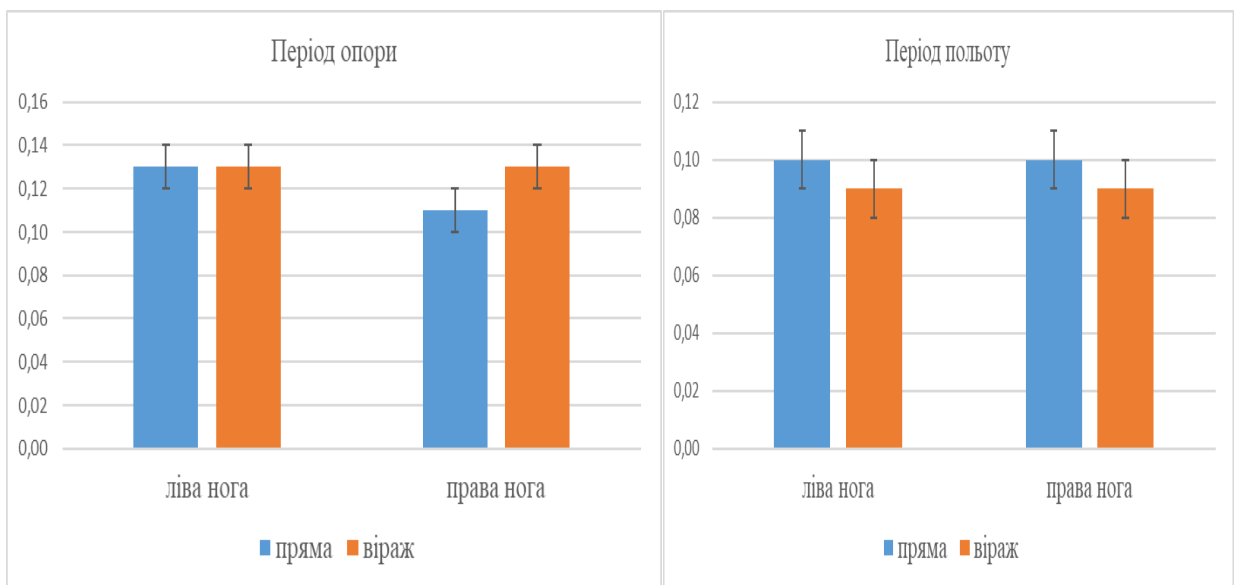


Рис. 3.2. Тривалість періодів польоту та опори під час бігу у спортсменів низької кваліфікації при різному напрямку бігу

Причиною описаної вище динаміки укорочень часових параметрів бігового кроку при бігу по віражу була менш тривала електрична активність робочих м'язів порівняно з тривалістю при бігу по прямій. Так, ЕМГ-активність *m. gastrocnemius* у бігу по прямій тривала $224,5 \pm 5,5$ мс, тоді як у бігу з віражу $205,2 \pm 3,3$ мс.

При бігу по віражу більш значні зміни суглобового кута в кульшовому, колінному і гомілковостопному суглобах відзначалися в тих же фазах, що і при бігу по прямій. У тазостегновому суглобі при бігу по віражу в порівнянні з бігом по прямій амплітуда руху в суглобі дещо зростала, не досягаючи статистично значущого рівня, у фазах: виносу лівої та правої ноги, опускання

лівої та правої ноги, відштовхування правою ногою. В інших фазах згинання в даному суглобі було трохи менше, ніж при бігу прямою ($p > 0,05$). Амплітуда руху в колінному суглобі у фазі відштовхування правою ногою була достовірно більшою ($33,4 \pm 2,3^\circ$), ніж при бігу по прямій ($25,8 \pm 1,5^\circ$) ($p > 0,05$). Причина цього полягала у більш тривалій ЕМГ-активності *m. biceps femoris*, *m. rectus femoris* та *m. vastus medialis*. В інших фазах бігового циклу амплітуда переміщення в цьому суглобі варіювала практично в аналогічному бігу по прямій діапазоні. У гомілковостопному суглобі величини амплітуди руху були приблизно однакові з такими, що зареєстровані в бігу по прямій. Відстань, пройдена вертільною точкою за весь біговий цикл при бігу по віражу, становила $3,05 \pm 0,2$ м, що лише на 3,5% менше, ніж при бігу по прямій ($p > 0,05$). Швидкість бігу по віражу у спринтерів низької кваліфікації була дещо вищою, ніж при бігу по прямій, але ці відмінності були статистично значущими. ($p > 0,05$). Слід зазначити, що просторово-часові характеристики бігового кроку були досить стабільними, їх коливання становили 3,1%-5,3%. Параметри ЕМГ були варіативніші, діапазон їх коливань знаходився в межах 7,6%-25,2%.

Аналіз кінематичних параметрів бігу по прямій спортсменів високої кваліфікації показав, що тривалість їх подвійного бігового кроку становила $0,50 \pm 0,008$ с. Час бігових кроків із правої ноги на ліву та з лівої ноги на праву було однаковим – $0,25 \pm 0,005$ с. Періоди польоту тривали $0,13 \pm 0,003$ с. Опорні періоди бігового кроку були дещо нижчими – $0,12 \pm 0,002$ с. Фази виносу ніг у польоті були короткостроковими – $0,04 \pm 0,001$ с. Максимальна тривалість зафіксована у фазах опускання лівої та правої ніг до опори – $0,09 \pm 0,002$ с. Велика тривалість фази опускання лівої ноги порівняно з фазою її винесення зумовлена більш раннім рекрутуванням *m. tibialis anterior*, електроактивність якої була вкрай мала у фазі винесення лівої ноги, а також значно більш високою середньою амплітудою всіх робочих м'язів, за винятком *m. rectus femoris* (табл. 3.1).

Таблиця 3.1

Середня амплітуда ЕМГ у легкоатлетів високої кваліфікації при бігу по прямій, (мкВ)

М'язи	Фази подвійного бігового шагу							
	ВН (л)	ОН (л)	П (л)	В (л)	ВН (п)	ОН (п)	П (п)	В (п)
Sol	62,4 ±10,8	214 ±22,5*	382,1 ±38,5**	119,5 ±11,2	51,8 ±6,5	41,1 ±3,6	47,3 ±10,6	50,9 ±11,1
GM	193,1 ±8,8	372,8 ±27,3*	471,3 ±18,4**	188 ±14	53,5 ±7,3	31,4 ±3,1	74,2 ±6,8	92,9 ±10,4
TA	113,5 ±13,7	274,1 ±31,4*	152 ±9,2	82,8 ±13,7	128,7 ±11,2	143,2 ±9,9	361,3 ±219,9	45,3 ±8,6
BF	70,2 ±8,5	81,5 ±7,6	176,6 ±19,6	214,5 ±24,6	546,5 ±33,8	378,3 ±50,1	495,2 ±45,7	129,8 ±24,5
RF	152,5 ±26,8	109,6 ±6	430 ±74,3**	272,1 ±62,1	147,3 ±28,6	352,3 ±44,3	220,3 ±36,1	148,2 ±27,9
LF	126,5 ±8,9	393,9 ±28,2*	449,9 ±41,6**	58,6 ±7,8	26,4 ±2,4	32,6 ±3,9	45,1 ±10	76,1 ±7,4
MF	174,6 ±9,4	446,2 ±31,3*	495,2 ±45,7**	129,8 ±24,5	70,2 ±8,5	81,5 ±7,6	90,8 ±8,4	133,3 ±14,9

Примітки: М'язи: Sol – *m. soleus*; GM – *m. gastrocnemius*; TA – *m. tibialis anterior*; BF – *m. biceps femoris*; RF – *m. rectus femoris*; LF – *m. vastus lateralis*;

MF – *m. vastus medialis*; Фази: ВН(л) – винос лівої ноги у польоті; ВН(л) – опускання лівої ноги до опори; П(л) – підсідання на лівій нозі; В(л) – відштовхування лівої ноги; ВН(п) – винос правої ноги у польоті; ОН(п) – опускання правої ноги до опори; П(п) – підсідання на правій нозі; В(п) – відштовхування правої ноги.

* $p < 0,05$ - достовірність відмінностей між значеннями у фазі винесення лівої ноги в польоті та у фазі опускання лівої ноги в польоті;

** $p < 0,05$ - достовірність відмінностей між значеннями у фазі підсідання на лівій нозі та фазі відштовхування лівою ногою

У ході бігу по прямій найбільші значення амплітуди руху в лівому кульшовому суглобі відзначалися у фазах опускання лівої ноги та підсідання на правій нозі. У фазі опускання лівої ноги відбувається її згинання у вказаному суглобі на $24,2 \pm 0,7^\circ$, у фазі підсідання на правій – розгинання на $25,2 \pm 0,8^\circ$. У колінному суглобі максимальне розгинання зафіксовано у фазі винесення лівої ноги у польоті – $39,8 \pm 1,9^\circ$. Значне згинання лівого колінного суглоба відзначалося у фазі опускання на правій нозі – $67,5 \pm 1,3^\circ$. У лівому гомілковостопному суглобі найбільш істотні зміни кутового переміщення спостерігалися в опорний період на лівій нозі. У фазі підсідання розгинання у цьому суглобі досягало $20,7 \pm 3,2^\circ$, а фазі відштовхування – згинання на

44,5±2,2°. Дистанція, пройдена крутною антропометричною точкою за весь біговий цикл становила 4,01±0,2 метра. Швидкість бігу по прямій спринтерів високої кваліфікації становила 8,02±0,3м/с.

Зауважимо, що у фазі підсідання на лівій нозі електрична активність робочих м'язів була значно більшою порівняно з такою у попередніх фазах та перевищувала електроактивність, зареєстровану у всіх наступних фазах, у тому числі і ЕМГ-активність у фазі відштовхування (табл. 3.1). Винятком була лише електрична активність *m. tibialis anterior*, середня амплітуда якої досягала максимуму у фазі опускання лівої ноги. Активність м'язів, що забезпечують відштовхування лівою ногою, була найбільшою у першій частині даної фази та практично припинялася після 25-32 мс з моменту її початку. Викладені вище характеристики ЕМГ-активності робочих м'язів і визначали величини кутових переміщень у досліджуваних суглобах.

При зміні напрямку бігу спортсмени високої кваліфікації відбуваються деякі зміни у кінематичних параметрах. Час подвійного бігового кроку коротшає на 0,01с у порівнянні з бігом по прямій. Тривалість бігових кроків була однаковою, крім бігового кроку з правої ноги на ліву. Різниця у разі становила 0,01 секунди. Час періодів польоту при бігу по віражу був меншим, ніж при бігу по прямій (рис. 3.3).

Тривалість періоду опори на лівій нозі була такою самою, як і при бігу по прямій. Період опори на правій нозі був на 8,3% триваліший, ніж при бігу по прямій ($p < 0,05$). Так само, як і при бігу по прямій, найкоротшою фазою була фаза виносу лівої ноги – 0,03±0,002с, а найдовшою – фаза опускання лівої ноги (0,09±0,003с).

Основна особливість просторово-часових показників при бігу по віражу в порівнянні з бігом по прямій полягала в більш короткому періоді польоту. Це було зумовлено більш короткочасною електричною активністю робочих м'язів при бігу по віражу – 75,3мс, тоді як у бігу по прямій їхня активність тривала 109,1мс, а також значно більшою величиною середньої сумарної амплітуди всіх досліджуваних м'язів, що становить 187,6±13, 4мкВ при бігу по

віражу та $319,4 \pm 16,5$ мкВ у бігу по прямій ($p < 0,05$).

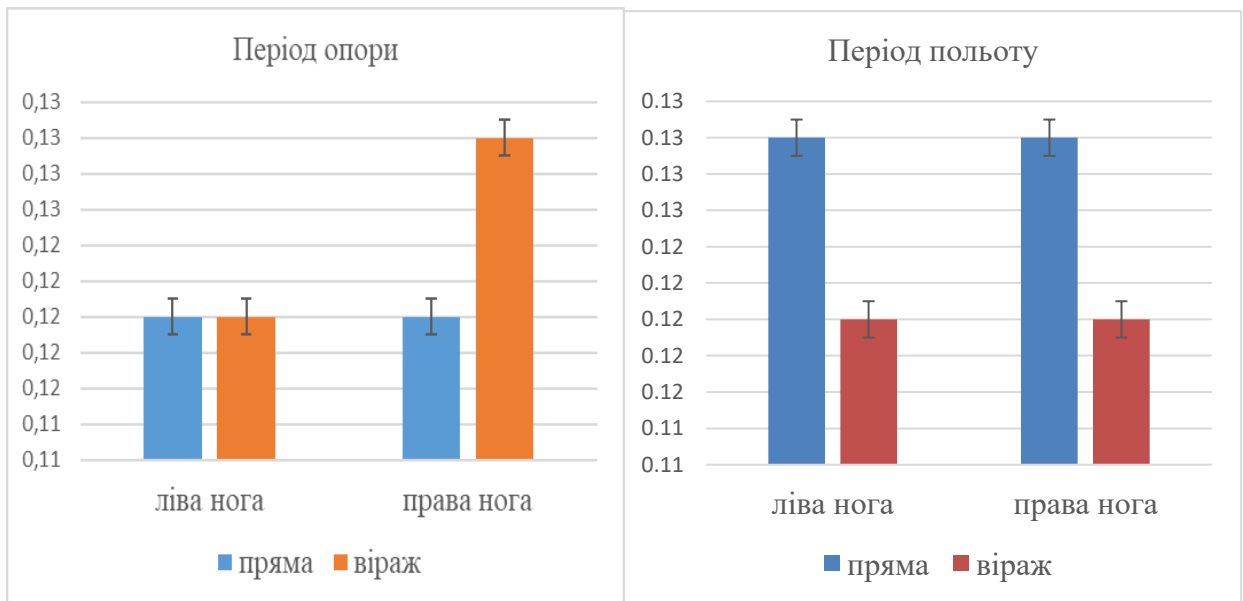


Рис. 3.3. Тривалість періодів польоту та опори під час бігу у спортсменів високої кваліфікації при різному напрямку

При бігу по віражу найбільші зміни суглобового кута в тазостегновому, колінному та гомілковостопному суглобах відзначаються в тих же фазах, що при бігу і по прямій (табл. 3.2). Кількісні зміни амплітуди рухів у суглобах під час бігу з віражу мали деякі особливості. Так, розгинання в тазостегновому суглобі при бігу по віражу у фазі відштовхування лівою ногою було достовірно менше, ніж у бігу по прямій – $2,1 \pm 0,3^\circ$ та $13,3 \pm 1,7^\circ$ відповідно. У колінному суглобі у фазі виносу лівої ноги згинання гомілки при бігу по віражу знижувалося на 16,1% порівняно з його величиною у бігу по прямій ($p < 0,05$), а амплітуда руху в цьому суглобі достовірно зростала у фазі відштовхування правою ногою (Таблиця 2). Куткові переміщення в гомілковостопному суглобі при бігу по віражу не відрізнялися у всіх фазах бігового циклу від величин, зареєстрованих при бігу по прямій. Відстань, пройдена точкою за весь біговий цикл при бігу по віражу, становила $3,90 \pm 0,04$ м, що на 2,7% менше ($p < 0,05$), ніж при бігу по прямій. Швидкість бігу по віражу у спринтерів високої кваліфікації була $7,95 \pm 0,05$ м/с, на 0,8% менше проти бігом прямої.

Таблиця 3.2

**Зміна суглобових кутів у подвійному біговому кроці при бігу з
максимальною швидкістю у спортсменів високої кваліфікації (градуси).**

Суглоби	Напрямок бігу	Фази бігового подвійного шагу							
		ВН (л)	ОН (л)	П (л)	В (л)	ВН (п)	ОН (п)	П (п)	В (п)
ТС	Прямий	7,6 ±0,6	24,2 ±0,7	6,7 ±1,3	13,3 ±1,7*	0,7 ±0,4	18,6 ±1,5	25,2 ±0,8	3,5 ±0,5
	Віраж	7,9 ±0,5	24,5 ±3,6	8,7 ±0,8	2,1 ±0,3	2,8 ±0,9*	17,1 ±1,5	28,2 ±0,8	3,7 ±1
КС	Прямий	39,8 ±1,9*	26,3 ±2,8	12,5 ±2,2	17,5 ±1,7	31,8 ±1,7	67,5 ±1,3	4 ±1,9	38,9 ±0,9
	Віраж	33,4 ±1,4	26,1 ±2,5	9,5 ±4,8	18,7 ±2,9	33,3 ±2,5	64,5 ±2,1	8,7 ±3,1	46 ±0,8*
ГС	Прямий	0,6 ±0,5	4,9 ±0,8	20,7 ±3,2	44,5 ±2,2	0,04 ±1,8	4,5 ±1,6	8,8 ±0,6	6,1 ±0,6
	Віраж	0,2 ±0,5	3,6 ±1,1	14 ±5,3	42 ±4,8	7,6 ±4,2	0,23 ±0,1	8,5 ±0,8	6,6 ±0,6

- розгинання у суглобі - згинання у суглобі

Примітки: Суглоби: ТС - кульшовий; КС – колінний; ГС - гомілковостопний. Фази: ВН(л) – винос лівої ноги у польоті; ОН (л) - опускання лівої ноги до опори; П(л) – підсідання на лівій нозі; В(л) – відштовхування лівої ноги;

ВН(п) – винос правої ноги у польоті; ОН (п) - опускання правої ноги до опори; П(п) – підсідання на правій нозі; В(п) - відштовхування правої ноги.

* $p < 0,05$ - достовірність відмінностей між значеннями бігу по прямій та віражу.

При розгляді причин незначного за величиною розгинання в кульшовому суглобі у фазі відштовхування при бігу по віражу відзначимо, що всі досліджувані м'язи були активні протягом усієї фази відштовхування. Є підстави вважати, що в цьому випадку невелике розгинання в кульшовому суглобі пов'язане з високою електроактивністю м'язів стегна, особливо з активністю *m. rectus femoris*, де її електроактивність у цій фазі становила $471,2 \pm 16,4$ мкВ.

Порівняльний аналіз кінематичних параметрів при бігу по прямій у спортсменів високої та низької кваліфікації дозволив виявити суттєві відмінності. Тривалість подвійного бігового кроку у спортсменів високої кваліфікації була на 0,04 секунди триваліша, ніж у спортсменів нижчого рівня

($p < 0,05$). Час бігових кроків з правої ноги на ліву та з лівої ноги на праву також був більш тривалим на 8,7% у спортсменів високої кваліфікації. При порівнянні періодів польоту та періодів опори у всьому біговому циклі встановлено, що тривалість опори у спринтерів високої кваліфікації менша, ніж у низькокваліфікованих спортсменів на 0,02 секунд, а триває політ, навпаки, більше на 0,06 секунд (рис. 3.4).

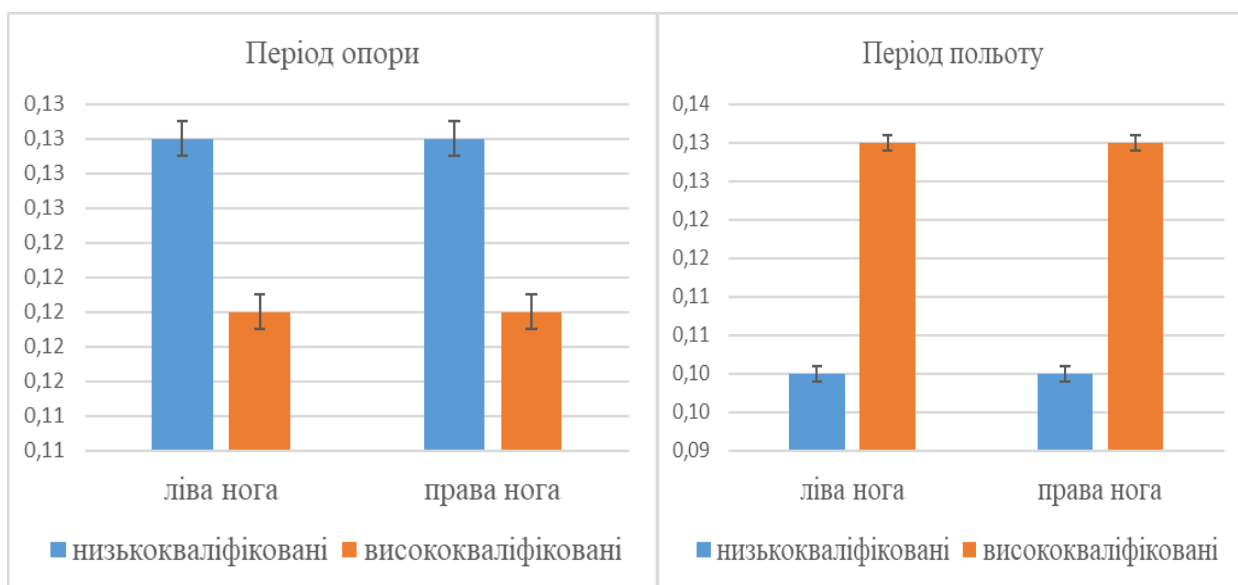


Рис. 3.4. Тривалість періодів польоту та опори подвійного бігового кроку при бігу з максимальною швидкістю по прямій у спортсменів різної кваліфікації, с

Тривалість фаз всього бігового циклу у спортсменів високої кваліфікації перевищувала величини низькокваліфікованих, крім двох фаз. Час фаз підсідання на лівій нозі та відштовхування правою ногою було коротше у висококваліфікованих спринтерів на 14,3%. Відстань, пройдена маркером, розташованому на вертикальній антропометричній точці, у спортсменів високої кваліфікації при бігу по прямій становила 4,01 метра, що на 26,9% більше від відстані подвійного бігового кроку у спортсменів низької кваліфікації ($p < 0,05$). Швидкість бігу по прямій спринтерів високого рівня спортивної майстерності перевищувала на 14,5% величину, що реєструється у

низькокваліфікованих спринтерів.

Відмінність у часі і довжині подвійного бігового кроку у спринтерів різної кваліфікації при бігу по прямій визначалася характеристиками електричної активності робочих м'язів (табл. 3.3). Більша тривалість бігового кроку висококваліфікованих спринтерів обумовлювалася тим, що тривалість їх електричної активності м'язів, які забезпечують реалізацію бігових кроків, значно перевищувала величину цього параметра у низькокваліфікованих спринтерів – 293,6мс і 269,2мс відповідно.

Таблиця 3.3

Відмінність середньої амплітуди ЕМГ висококваліфікованих легкоатлетів щодо бігунів низької кваліфікації при бігу по прямій, %

М'язи	Фази подвійного бігового шагу							
	ВН (л)	ОН (л)	П (л)	В (л)	ВН (п)	ОН (п)	П (п)	В (п)
Sol	-73,7	-59,0*	-57,6*	-69,0*	-62,3	-33,3	-7,1	-48,7
GM	-20,3	-3,4	-29,6*	-31,0	-75,2	-63,9	19,2	-18,5
TA	1,2	12,7	0,8	-22,2	-56,9	-64,8	131,5	-28,0
BF	-83,7	-75,5	-14,7*	31,1	473,6	503,9	1342,1	-23,1
RF	119,4	-20,2	77,0	121,1	10,6	14,5	-0,8	55,9
LF	17,4	48,4	40,7	6,8	-43,0	-56,6	-35,7	-31,6
MF	13,7	33,7	42,4	73,6	-6,8	-31,8	-16,0	-18,9

Примітки: М'язи: Sol – m. soleus; GM – m. gastrocnemius; TA – m. tibialis anterior; BF – m. biceps femoris; RF – m. rectus femoris; LF – m. vastus lateralis;

MF – m. vastus medialis; Фази: ВН(л) – винос лівої ноги у польоті; ВІН(л) – опускання лівої ноги до опори; П(л) – підсідання на лівій нозі; В(л) – відитовхування лівої ноги; ВН(п) – винос правої ноги у польоті; ОН(п) – опускання правої ноги до опори; П(п) – підсідання на правій нозі; В(п) – відитовхування правої ноги.

* $p < 0,05$ - достовірність відмінностей між значеннями у фазі винесення лівої ноги в польоті та у фазі опускання лівої ноги в польоті;

** $p < 0,05$ - достовірність відмінностей між значеннями у фазі підсідання на лівій нозі та фазі відитовхування лівою ногою

Менш тривалий період опори лівої ноги порівняно з його величиною у бігунів низької кваліфікації визначався більш короткостроковою ЕМГ-активністю робочих м'язів – 75,3 мс, у низькокваліфікованих цей показник

досягав 104,7 мс. При цьому частота біопотенціалів м'язів задньої поверхні гомілки у спринтерів високої кваліфікації була більшою у всьому біговому кроці. Велике значення у цьому випадку також мали координаційні відносини м'язів-антагоністів гомілки – GM/TA; Sol/TA. Коефіцієнт реципрокності зазначених вище м'язів-антагоністів гомілки у фазі відштовхування у низькокваліфікованих бігунів варіював у діапазоні 27,6%-31,1%, тоді як у групі кваліфікованих бігунів – у межах 44,1%-69,3%. Надмірна активність *m. tibialis anterior* (антагоніст) стосовно активності м'язів задньої поверхні гомілки (агоністи) у бігунів високої кваліфікації забезпечувала жорстку постановку лівої ноги на опорну поверхню.

Амплітуда рухів при згинанні та розгинанні в досліджуваних суглобах у спортсменів різної кваліфікації суттєво відрізнялася (табл. 3.4). У лівому тазостегновому суглобі у фазах винесення та опускання лівої ноги, а також при відштовхуванні нею амплітуда переміщень була достовірно вищою у спортсменів високої кваліфікації на 582,1%, 47,1% та 149,1% відповідно ($p < 0,05$). Навпаки, у низькокваліфікованих бігунів величини кутових переміщень у фазі підсідання на лівій нозі в тазостегновому та колінному суглобах перевищували такі у висококваліфікованих спортсменів: у тазостегновому суглобі на 125,4%, у колінному – на 48,1% ($p < 0,0$)

Більш значне переміщення в кульшовому суглобі в названих вище фазах у кваліфікованих бігунів у порівнянні з низькокваліфікованими було визначено відповідною ЕМГ-активністю м'язів передньої поверхні стегна. Відповідно до цього малюнка, середня амплітуда електричної активності *m. rectus femoris*, *m. vastus lateralis* та *m. vastus medialis* бігунів високої кваліфікації була вищою за значення випробуваних іншої групи на 13,7%-119,1%. У фазі відштовхування спринтерів високого рівня спостерігалось також значне збільшення частоти турнів *m. rectus femoris* та *m. vastus lateralis*.

Таблиця 3.4

Зміна суглобових кутів у подвійному біговому кроці при бігу по прямій у спортсменів різної кваліфікації (градуси)

Суглоби	Кваліфікація	Фази подвійного бігового шагу							
		ВН (л)	ОН (л)	П (л)	В (л)	ВН (п)	ОН (п)	П (п)	В (п)
ТС	Низька	1,1 ±0,3	16,4 ±0,7	15,1 ±1,2	5,3 ±1,5	1,2 ±0,6	0,1 ±0,04	23,8 ±2,7	14,5 ±2,3
	Висока	7,6 ±0,6*	24,2 ±0,7*	6,7 ±1,3*	13,3 ±1,7*	0,7 ±0,4	18,6 ±1,5*	25,2 ±0,7	3,5 ±0,5*
КС	Низька	11,1 ±1,8	23,9 ±0,8	24 ±0,7	51,2 ±1,6	22,8 ±1,6	40 ±1,5	25,9 ±1,4	25,8 ±1,5
	Висока	39,8 ±1,9*	26,3 ±2,8	12,5 ±2,2	17,5 ±1,7	31,8 ±1,7*	67,5 ±1,3*	4 ±1,9*	38,9 ±0,9*
ГС	Низька	21,7 ±2,5	51,5 ±1,6	5,2 ±1,3	7,5 ±0,5	10 ±0,7	0,4 ±1,1	0,3 ±0,7	0,09 ±1,1
	Висока	0,6 ±0,05	4,9 ±0,8*	20,7 ±3,2	44,5 ±2,2*	0,1 ±0,02	4,5 ±1,6	8,8 ±0,6	6,1 ±0,6*

- розгинання у суглобі - згинання у суглобі
Примітки: Суглоби: ТС - кульшовий; КС – колінний; ГС - гомілковостопний. Фази: ВН(л) – винос лівої ноги у польоті; ВН (л) - опускання лівої ноги до опори; П(л) – підсідання на лівій нозі; В (л) - відштовхування лівої ноги;
ВН(п) – винос правої ноги у польоті; ВН (п) - опускання правої ноги до опори; П(п) – підсідання на правій нозі; В(п) - відштовхування правої ноги.
* $p < 0,05$ - достовірність відмінностей амплітуди руху в суглобі між висококваліфікованими та низькокваліфікованими спринтерами

Описані зміни свідчать про те, що у висококваліфікованих спринтерів у фазі відштовхування розгинання в тазостегновому суглобі забезпечується активацією більшої кількості швидких рухових одиниць *m. vastus lateralis* та *m. vastus medialis* у порівнянні з бігунами низької кваліфікації.

Більше за величиною згинання в тазостегновому та колінному суглобах у фазах підсідання на лівій нозі у низькокваліфікованих бігунів у порівнянні з висококваліфікованими було наслідком значно меншої амплітуди та частоти турнів ЕМГ-активності *m. rectus femoris*, *m. vastus lateralis* та *m. vastus medialis*. Так, амплітуда ЕМГ-активності *m. rectus femoris* у групі кваліфікованих

бігунів становила $430,1 \pm 11,1$ мкВ, а у низькокваліфікованих лише $242,9 \pm 7,9$ мкВ ($p < 0,05$).

Частота біопотенціалів *m. rectus femoris* у кваліфікованих спринтерів також перевищувала значення бігунів низької кваліфікації. Описана вище динаміка кінематичних та електроміографічних параметрів пов'язана з тим, що низькокваліфіковані спринтери характеризуються тривалішою амортизацією колінного суглоба під час опори їх бігового кроку. У фазі опускання лівої ноги для низькокваліфікованих спринтерів характерно надмірне підошовне згинання стопи за рахунок надмірної електроактивності задньої групи м'язів гомілки: *m. soleus* - $521,7 \pm 12,4$ мкВ, *m. gastrocnemius* – $385,7 \pm 19,9$ мкВ. ЕМГ-активність цих м'язів у бігунів високої кваліфікації достовірно менша, у той час як активність *m. tibialis anterior*, навпаки, більше на 12,7%, де носок гомілковостопного суглоба береться на себе.

У фазі підсідання коефіцієнт реципрокності Sol\TA у висококваліфікованих спринтерів становив 39,8%, що достовірно більше низькокваліфікованих спринтерів, де відповідне реципрокне відношення визволяло 16,8%. ($p < 0,05$). Цей факт вказує на раціональніший рух у гомілковостопному суглобі у спринтерів вищого рівня спортивної майстерності.

Значні відмінності кінематичних параметрів у бігунів різного рівня спортивної майстерності спостерігалися при бігу по віражу. Так, загальний час подвійного бігового кроку у спортсменів високої кваліфікації становив $0,49 \pm 0,004$ с, що на 14,3% триваліше, ніж у спортсменів низької кваліфікації ($p < 0,05$). Час бігового кроку з правої ноги на ліву та з лівої ноги на праву був тривалішим у висококваліфікованих спринтерів на 20,1% та 13,7% відповідно ($p < 0,05$). Періоди польоту в подвійному біговому кроці у спринтерів високої кваліфікації були тривалішими на 0,03 секунди, а тривалість опори на лівій нозі перевищувала показник низькокваліфікованих спринтерів на 9,1%.

Період опори на правій нозі був однаковим за часом у випробуваних обох груп. Тривалість фаз: підсідання на лівій нозі та відштовхування нею, відштовхування правою ногою була однаковою у тій та іншій групі. Інші фази були тривалішими у спортсменів високої кваліфікації. Відстань, пройдена спортсменами високої кваліфікації за подвійний біговий крок при бігу по віражу становила $3,90 \pm 0,3$ метра, що на 27,9% більше за дистанцію подвійного бігового кроку низькокваліфікованих спринтерів ($p < 0,05$). Швидкість бігу по віражу у спринтерів високого рівня була більшою на 8,7% ($p < 0,05$). Більш суттєва тривалість подвійного бігового кроку, періодів опори лівої ноги та польоту у кваліфікованих спринтерів визначалася тим, що загальна тривалість їхньої ЕМГ-активності досліджуваних м'язів була значно більшою, ніж у бігунів низької кваліфікації – 257,3мс та 231,4мс відповідно.

Загальна сумарна амплітуда електроактивності м'язів, що забезпечує реалізацію бігового кроку, у більш кваліфікованих спринтерів становила 17888,9 мкВ, що достовірно більше за цей показник, що реєструється в іншій групі піддослідних - 9636,7 мкВ. Така динаміка амплітудних характеристик ЕМГ-активності робочих м'язів у порівнюваних групах, природно, визначала тривалість їхнього бігового кроку. Перевага у довжині та частоті кроків у висококваліфікованих спринтерів обумовлювалося особливостями параметрів електроміографічної активності роботи м'язів (табл. 3.5).

Середня амплітуда *m. tibialis anterior*, *m. biceps femoris*, *m. rectus femoris*, *m. vastus medialis* у всіх фазах подвійного бігового кроку була вищою у спринтерів високої кваліфікації порівняно з низькокваліфікованими бігунами, найбільші достовірні відмінності відзначалися у фазі відштовхування лівої ноги *m. tibialis anterior*, *m. biceps femoris*, *m. vastus medialis* ($p < 0,05$). У спринтерів низької кваліфікації активність м'язів задньої поверхні гомілки була більша у *m. soleus* в біговому кроці з правої ноги на ліву, а в *m. gastrocnemius* – в опорний період на лівій нозі, особливо у фазі підсідання – $685,3 \pm 15,5$ мкВ та $590,6 \pm 11,6$ мкВ відповідно (табл. 3.5).

Таблиця 3.5

Відмінність середньої амплітуди ЕМГ у висококваліфікованих легкоатлетів щодо бігунів низької кваліфікації при бігу за віражем, %

М'язи	Фази подвійного бігового шагу							
	ВН (л)	ОН (л)	П (л)	В (л)	ВН (п)	ОН (п)	П (п)	В (п)
Sol	-0,3	-51,7*	-49,7*	-68,0*	-16,5	102,0	727,5	102,4
GM	282,7	16,0	-28,1*	-11,0	333,8	456,9	583,2	495,4
TA	217,8	239,7	279,2*	515,9	208,1	30,9	123,7	522,4*
BF	27,3	64,2	100,4*	60,0	130,4*	262,3*	1338,9*	146,3*
RF	87,8	16,7	91,7	266,8	31,5	57,9	161,2*	298,6
LF	30,5	123,3*	70,6	-3,2	-45,7	-50,5	-11,8	27,8
MF	63,9	38,4	95,2*	110,9	95,9	94,7	345,7	209,2

Примітки: М'язи: Sol – m. soleus; GM – m. gastrocnemius; TA – m. tibialis anterior; BF – m. biceps femoris; RF – m. rectus femoris; LF – m. vastus lateralis; MF – m. vastus medialis; Фази: ВН(л) – винос лівої ноги у польоті; ВІН(л) – опускання лівої ноги до опори; П(л) – підсідання на лівій нозі; В(л) – відштовхування лівої ноги; ВН(п) – винос правої ноги у польоті; ВІН(п) – опускання правої ноги до опори; П(п) – підсідання на правій нозі; В(п) – відштовхування правої ноги.

Знак «-» позначає велику величину у % у низькокваліфікованих, відсутність знака – більш висока амплітуда ЕМГ у висококваліфікованих

** p<0,05- достовірність відмінностей між висококваліфікованими та низькокваліфікованими спринтерами*

Величини згинання та розгинання у досліджуваних суглобах у спортсменів різної кваліфікації суттєво відрізнялися (табл. 3.6). Амплітуда рухів у тазостегновому суглобі у фазах виносу лівої ноги, опускання лівої ноги, опускання правої ноги була достовірно вищою у спортсменів високої кваліфікації, що свідчить про більш високий підйом стегна, що впливає на довжину бігового кроку ($p<0,05$). Це визначалося амплітудою ЕМГ-активності м'язів стегна, величина якої перевищувала значення низькокваліфікованих спринтерів у діапазоні від 16,7% до 123,3% у період польоту, та від 60% до 266,8% у період опори, за винятком активності m. vastus lateralis у фазі відштовхування, де її активність була дещо більшою у спринтерів низької кваліфікації. Така значна за величиною ЕМГ-активність м'язів у

висококваліфікованих спринтерів свідчить про раціональніше згинання стегна в періоді польоту і розгинання його в опорний період. У спортсменів низької кваліфікації амплітуда рухів у кульшовому суглобі. У фазах підсідання на лівій нозі, виносу правої ноги та відштовхування правою ногою перевищувала значення висококваліфікованих бігунів.

Таблиця 3.6

Зміна суглобових кутів у подвійному біговому кроці при бігу по віражу у спортсменів різної кваліфікації (градуси)

Суглоби	Кваліфікація	Фази подвійного бігового шагу							
		ВН (л)	ОН (л)	П (л)	В (л)	ВН (п)	ОН (п)	П (п)	В (п)
ТС	Низька	1,4 ±0,4	19,4 ±0,8	14,9 ±2,7	2,3 ±0,4	3,9 ±1	1,6 ±0,7	20,7 ±4	15,8 ±4,4
	Висока	7,9 ±0,5*	24,5 ±3,6*	8,7 ±0,8*	2,1 ±0,9	2,8 ±0,9*	17,1 ±1,5*	28,2 ±0,8	3,7 ±1*
КС	Низька	10,1 ±6,4	23,6 ±2,7	21,8 ±2,8	49,8 ±1,2	22,7 ±2,7	40,5 ±0,9	23 ±1,7	33,4 ±3,3
	Висока	33,4 ±1,4*	26,1 ±2,5	9,5 ±4,8	18,7 ±2,9	33,3 ±2,5*	64,5 ±2,1*	8,7 ±3,1*	46 ±0,8
ГС	Низька	16,8 ±8,3	44,3 ±6	2,2 ±0,4	7 ±1	9,5 ±1,8	1 ±0,1	1,1 ±1,5	1,4 ±1,5
	Висока	0,2 ±0,5	3,6 ±1,1*	14 ±5,3	42,1 ±4,8*	7,6 ±4,2	0,2 ±0,09	8,5 ±0,7	6,6 ±0,6*

- розгинання у суглобі - згинання у суглобі
Примітки: Суглоби: ТС - кульшовий; КС – колінний; ГС - гомілковостопний. Фази: ВН(л) – винос лівої ноги у польоті; ВН (л) - опускання лівої ноги до опори; П(л) – підсідання на лівій нозі; В (л) - відштовхування лівої ноги; ВН(п) – винос правої ноги у польоті; ВН (п) - опускання правої ноги до опори; П(п) – підсідання на правій нозі; В(п) - відштовхування правої ноги.
* $p < 0,05$ - достовірність відмінностей амплітуди руху в суглобі між висококваліфікованими та низькокваліфікованими спринтерами

У лівому колінному суглобі у фазах виносу лівої та правої ноги, у фазі опускання правої ноги переміщення були достовірно більші у спортсменів високої кваліфікації, а у фазі підсідання на правій нозі, навпаки – у бігунів низької кваліфікації. Як і при бігу по прямій, у бігу по віражу у спринтерів високої кваліфікації в опорний період на лівій нозі амплітуда розгинання в колінному суглобі менше, що характерно для швидше відштовхування від опори, про це свідчить висока активність m. rectus femoris у фазі відштовхування – $471,1 \pm 25,5$ мкВ. У спринтерів низької кваліфікації, навпаки,

кутові переміщення в колінному суглобі були значно більшими і супроводжувалися високою частотою біопотенціалів у фазі підсідання в *m. rectus femoris* – $254,9 \pm 52,1$ потенціалів за секунду.

Амплітуда рухів у гомілковостопному суглобі була дещо нижчою, ніж при бігу по прямій, що, ймовірно, пов'язано з труднощами пробігу віражу. Між групами, що порівнюються, спостерігалися відмінності в величинах переміщень, що реєструються в гомілковостопному суглобі. У фазі опускання лівої ноги до опори низькокваліфіковані спринтери виконували надмірне підошовне згинання стопи, тим самим "провалювалися" на опорі та відштовхувалися з повної стопи, про це свідчить висока активність *m. soleus* ($521,3 \pm 42,1$ мкВ) У спринтерів високої кваліфікації в цей момент, навпаки, носок взятий на себе, що відповідає більш жорсткому контакту з опорою і визначається зміною координаційних відносин м'язів-антагоністів гомілки за рахунок значного зростання амплітуди ЕМГ-активності *m. tibialis anterior* – $647,3 \pm 11,9$ мкВ. Така величина перевищує показник низькокваліфікованих спринтерів на 239,7%. У фазі підсідання коефіцієнт реципрокності Sol TA у висококваліфікованих спринтерів становив 175,6%, що значно більше коефіцієнта реципрокності спринтерів низької кваліфікації (23,3%).

Підсумовуючи регуляції активності м'язів у спринтерів різної кваліфікації при бігу по прямій і віражу можна зробити висновок, що зі зростанням технічної майстерності та фізичного розвитку відбувається вдосконалення координаційної структури бігового кроку, яка визначалася характеристиками ЕМГ-активності робочих м'язів. При зміні напрямку бігу у спортсменів спостерігалось скорочення довжини бігового кроку. Тривалість фаз бігового циклу при бігу по віражу була меншою, ніж при бігу по прямій. Зміни амплітуди рухів у досліджуваних суглобах при бігу по віражу були нижчими, ніж при бігу по прямій. Проте є деякі відмінності у координаційній структурі між групами спринтерів:

У спринтерів низької кваліфікації як при бігу по прямій, так і при бігу по віражу тривалість періоду польоту була меншою за період опори.

Низькокваліфіковані спортсмени нераціонально взаємодіють із опорою, про що свідчить більш тривала фаза підсідання на лівій нозі та висока середня амплітуда ЕМГ м'язів задньої поверхні гомілки. У спортсменів низької кваліфікації результат у бігу переважно здійснюється за рахунок частоти кроків. При зміні напрямку руху ЕМГ-активність досліджуваних м'язів у спринтерів низької кваліфікації аналогічна ЕМГ-активності м'язів при бігу по прямій, цей факт вказує на слабку протидію відцентрової сили.

У спринтерів високої кваліфікації тривалість опорного періоду була меншою за період польоту. Більш тривалий період польоту зумовлювався високою ЕМГ-активністю м'язів передньої поверхні стегна у фазі виносу лівої ноги в польоті, що визначало довший біговий крок, що впливає на результат у бігу. У спринтерів високої кваліфікації електрична активність при бігу по віражу істотно більша, ніж при бігу по прямій, що визначає більш високу швидкість подолання віражу та забезпечує ефективну протидію відцентровій силі. Амплітуда рухів у досліджуваних суглобах та характеристики електричної активності м'язів подвійного бігового кроку у висококваліфікованих спринтерів раціональніші порівняно з низькокваліфікованими.

3.2. Особливості координаційної структури бігового кроку у легкоатлетів при розвитку втоми

Важливим встановленим фактом, що характеризує модифікацію регуляції м'язової активності у стані втоми у спортсменів різного рівня спортивної майстерності, є зміна координаційних відносин м'язів-антагоністів нижніх кінцівок у фазі відштовхування. Як впливає із аналізу даних, наведених у табл. 3.7, у низькокваліфікованих бігунів у стані втоми при бігу по прямій відбувається достовірне збільшення коефіцієнта реципрокності досліджуваних м'язів-антагоністів гомілки (GM/TA; Sol/TA) та незначне зменшення цього показника у м'язах-антагоністах стегна (RF/BF) ($p < 0,05$). Зауважимо, що значне підвищення коефіцієнта реципрокності м'язів-

антагоністів гомілки досягалося переважно завдяки зниженню амплітуди ЕМГ-активності *m. gastrocnemius* та *m. soleus*. Так, амплітуда електроактивності *m. gastrocnemius* при бігу по прямій знижувалася з $272,3 \pm 11,3$ мкВ у звичайному стані до $132,9 \pm 7,9$ мкВ при настанні втоми, а при бігу по віражу – з $236,5 \pm 12,3$ мкВ до $190,7 \pm 9,9$ мкВ відповідно. Зменшення коефіцієнта реципрокності у проксимальних м'язах-антагоністах (RF/BF) при настанні втоми пов'язане з переважним зниженням амплітуди ЕМГ-активності *m. rectus femoris*, величина якої при бігу по прямій у стані втоми знижувалася на 13,9% у порівнянні з цим показником у звичайному стані, а при бігу з віражу на 26,7%. Зареєстрована у умовах амплітуда ЕМГ-активності *m. biceps femoris* незначно змінювалася.

Зміна координаційних відносин проксимальних та дистальних м'язів-антагоністів нижніх кінцівок у стані втоми у висококваліфікованих спринтерів мала дещо інший характер. На відміну від бігунів низької кваліфікації коефіцієнт реципрокності м'язів-антагоністів гомілки зростав при настанні втоми тільки при бігу по прямій, але знижувався в бігу по віражу (табл. 3.7).

Таблиця 3.7

Вплив втоми на величину коефіцієнта реципрокності (%) у фазі відштовхування бігового кроку у легкоатлетів різної кваліфікації при бігу по прямій та віражі

М'язи	Стан	Напрямок бігу	Спортсмени низької кваліфікації	Спортсмени високої кваліфікації
GM/TA	Звичайний	Прямий	$39,1 \pm 2,4$	$44,1 \pm 1,9$
		Віраж	$30,8 \pm 3,2$	$213,0 \pm 10,5^{**}$
	Втома	Прямий	$181,4 \pm 5,6^*$	$127,8 \pm 4,6^*$
		Віраж	$33,6 \pm 2,7$	$185,8 \pm 3,8^{**}$
Sol/TA	Звичайний	Прямий	$27,6 \pm 1,8$	$69,3 \pm 3,3$
		Віраж	$21,9 \pm 0,9$	$421,2 \pm 9,9^{**}$
	Втома	Прямий	$432,9 \pm 11,7^*$	$189,8 \pm 8,3^{*.*.}$
		Віраж	$30,1 \pm 2,1$	$391,2 \pm 10,6^{**}$
	Звичайний	Прямий	$141,4 \pm 4,5$	$78,8 \pm 4,4$
		Віраж	$140,6 \pm 3,9$	$51,4 \pm 3,1$

RF/BF	Втома	Прямий	134,2±6,1	57,3±2,8
		Віраж	111,8±4,2	37,1±1,7

Примітки: М'язи: Sol – m. soleus; GM – m. gastrocnemius; TA – m. tibialis anterior; BF – m. biceps femoris; RF – m. rectus femoris;

** $p < 0,05$ - достовірність відмінностей значень, що реєструються у звичайному стані та при втомі; ** $p < 0,05$ - достовірність відмінностей коефіцієнта реципрокності між висококваліфікованими та низькокваліфікованими спортсменами*

У м'язах-антагоністах стегна спостерігалось зменшення коефіцієнта реципрокності як при бігу прямою, так і при бігу по віражу. Так само як і в випробуваних іншої групи, збільшення коефіцієнта реципрокності при бігу по прямій обумовлювалося переважно зменшенням амплітуди ЕМГ-активності m. gastrocnemius та m. soleus (агоністи), яке зменшення при бігу по віражу – зниженням активності m. tibialis anterior. Що стосується зниження коефіцієнта реципрокності м'язів-антагоністів стегна в стані втоми, то механізмом цього процесу було переважно зменшення амплітуди ЕМГ-активності m. rectus femoris, яка при бігу по прямій знижувалася з 272,1±11,3мкВ до 119,0±8,4мкВ, тоді як динаміці активності m. biceps femoris спостерігалася лише тенденція до незначного зниження – на 6,8мкВ ($p > 0,05$).

Підсумовуючи вищевикладеного матеріалу, можна зробити висновок, що в процесі втоми при швидкісному бігу по прямій і віражу змінюються кутові переміщення в суглобах і швидкість руху стегон, що відображає зниження частоти бігу, а також збільшується стопорний ефект постановки ноги на поверхню бігової доріжки, про що свідчить більш тривалий період опори щодо даного періоду при бігу у звичайному стані, при цьому знижується амплітуда електроактивності роботи м'язів в опорному періоді у низькокваліфікованих та висококваліфікованих спринтерів.

3.3. Гальмівні процеси у центральній нервовій системі у легкоатлетів різної спортивної кваліфікації

Для визначення виразності пресинаптичного гальмування гетеронімних Ia та гомонімних аферентів, що йдуть від m.quadriceps та m.soleus до

мотонейронів *m. soleus* використовували метод, розроблений Н. Hultborn et al. Цей метод передбачає оцінку полегшення Н-рефлексу *m. soleus*, що викликається електричною стимуляцією, що кондиціює *n. femoralis* (гетеронімне гальмування) та *n. tibialis* (гомонімне гальмування). Встановлено, що полегшення аферентних потоків по моносинаптичних Ia волокнах при певних часових інтервалах між кондиціонуючим і тестуючим стимулом не піддається будь-яким немонасинаптичеським впливам з боку супраспінальних та сегментарних нейрональних мереж [21, 83]. І тут полегшення Н-рефлексу *m. soleus* визначається тільки величиною постсинаптичного потенціалу збудження, що кондиціонує. Приймається, що більше полегшення Н-рефлексу *m. soleus*, тим менша вираженість пресинаптичного гальмування аферентів Ia.

Для електростимуляції *n. femoralis* та *n. tibialis* застосовувалися поверхневі електроди, через які наносили імпульси прямокутної форми тривалістю 1мс від стимулятора «Міні-стимулятор». Кондиціонування стимуляція *n. femoralis* вироблялася через уніполярні електроди. Активний електрод розташовувався в *trigonum femorale*, референтний *m. gluteus maximus*. Оскільки стимуляційні електроди були проксимальніше електродів, через які знаходився кондиціонуючий стимул на *n. femoralis*, то тестуючий стимул подавався раніше, що кондиціонує. У цьому випадку інтервал між кондиціонуючим *n. femoralis* та тестуючим *n. tibialis* мав негативну величину. Такий методичний прийом (підхід) забезпечує одночасне прибуття цих двох аферентних залпів на мотонейрони *m. soleus* [74].

Раніше виявлено, що синхронне прибуття аферентних залпів, що викликаються кондиціонуючим стимуляцією *n. femoralis* та тестуючої стимуляцією *n. tibialis*, відбувається у дорослих випробуваних у міжстимульних інтервалах від – 5,5 до 5,9 мс [54]. Кондиціонуючий електричний вплив на *n. tibialis* здійснювалося через біполярні електроди, розташовані на проксимальній частині *m. soleus* на відстані 1,5 см один від одного. Кондиціонування подразнення *n. tibialis* та *n. femoralis* підбирали індивідуально для кожного випробуваного таким чином, щоб воно викликало

мінімальну М-відповідь гомонімного м'яза [36]. Реєстрація електричної активності *m. soleus* та *m. quadriceps* проводилася через пару дискових електродів діаметром 0,9 см за допомогою «Міні-електроміографа» [54]. Тестуючий та контрольний Н-рефлекс викликався за загальноприйнятою методикою за допомогою електростимуляції *n. tibialis* через монополярні електроди, активний електрод розміщувався у *fossa poplitea*, а індіферентний – на *patella*.

У першій частині цієї серії екскрементів вивчалася виразність пресинаптичного гальмування гетеронімних Ia аферентів, що йдуть від *m. quadriceps* до а-мотонейронів *m. soleus* у спринтерів низької та високої спортивної кваліфікації у стані відносного м'язового спокою. Група висококваліфікованих бігунів складалася з 3 КМС та 7 спортсменів I спортивного розряду, низькокваліфікованих – 10 бігунів III спортивного розряду.

Зіставлений аналіз (більше 540) моносинаптичного Н-рефлексу *m. soleus* у стані спокою в умовах гетеронімної стимуляції *n. femoralis* показав, що у висококваліфікованих спринтерів пресинаптичне гальмування Ia аферентів, що йдуть від *m. quadriceps*, виражено більше у порівнянні з бігунами низької кваліфікації (табл. 3.8).

Як легко помітити у порівнянні даних, наведених у табл. 3.8 пресинаптичне гальмування Ia аферентів *m. quadriceps* при гетеронімній кондиціонування стимуляції *n. femoralis* більш виражено в обох групах при затримці – 5,5мс, ніж при інтервалах – 5,7мс та 5,9мс. Це впливає із факту мінімального полегшення Н-рефлексу *m. soleus* при інтервалі між кондиціонуючим та тестуючим стимулами, рівним – 5,5мс. У цьому випадку полегшення групи низькокваліфікованих бігунів становило 0,38мВ, у висококваліфікованих спринтерів – 0,16мВ. Слід зазначити, що з нанесення стимулів із затримкою – 5,9мс амплітуда тестуючого Н-ответа *m. soleus* зростала у групі бігунів низької кваліфікації на 0,63мВ ($p < 0,05$) та у висококваліфікованих бігунів на – 0,22мВ ($p > 0,1$). Якщо тестуючий

електричний вплив на n. tibialis випереджало кондиціонуючий стимул - 5,7 мс, то приріст амплітуди Н-рефлексу m. soleus у спринтерів високої кваліфікації ставав дещо більшим і досягав 0,31 мВ ($p > 0,05$), а в групі низькокваліфікованих бігунів динаміка Н-рефлексу практично була такою ж, як і при затримці 5,9 мс (табл. 3.8).

Таблиця 3.8

Амплітуда контрольного та тестуючого Н-рефлексів m. soleus у спринтерів різної кваліфікації, $M \pm m$

Показники	Затримка між кондиціонуючим і тестуючим стимулом, мс					
	-5,5		-5,7		-5,9	
	Кваліфікація					
	Висока	Низька	Висока	Низька	Висока	Низька
Контрольний Н-рефлекс, (мВ)	1,90 ± 0,07	1,65 ± 0,07	1,97 ± 0,12	1,84 ± 0,11	2,12 ± 0,14	1,67 ± 0,15
Тестуючий Н-рефлекс, (мВ)	2,06 ± 0,08	2,03 ± 0,11	2,28 ± 0,12	2,47 ± 0,14	2,34 ± 0,12	2,29 ± 0,13
Різниця	0,16 ± 0,03	0,38 ± 0,06	0,31 ± 0,05	0,63 ± 0,07	0,22 ± 0,06	0,62 ± 0,07
p	>0,1	<0,05	>0,05	<0,01	>0,1	<0,05

У другій частині серії експериментів з вивчення пресинаптичного гальмування у спринтерів нами було проведено порівняльний аналіз виразності пресинаптичного гальмування Ia аферентів m. soleus у порівнюваних груп спортсменів при гомонімній кондиціонування стимуляції n. tibialis. Відомо, що таке гальмування найбільше виражено при затримках між стимулами 2,2; 2,4; 2,5 мс [36]. У дослідженні брали участь ті ж випробувані, що й у попередній частині експериментів.

Загалом було зареєстровано 580 Н-рефлексів, що викликаються кондиціонуючим та тестуючим стимуляцією n. tibialis. Аналіз отриманих результатів показав, що гомонімне пресинаптичне гальмування аферентів Ia m. soleus у спринтерів високої кваліфікації виражено більш суттєво, ніж у низькокваліфікованих (табл. 3.9).

Таблиця 3.9

**Показники гомонімної полегшення Н-рефлексу m. soleus у спринтерів
різної кваліфікації, $M \pm m$**

Показник	Затримка між кондиціонуючим і тестуючим стимулом, мс					
	2,2		2,4		2,5	
	Кваліфікація					
	Висока	Низька	Висока	Низька	Висока	Низька
Контрольний Н-рефлекс, (мВ)	1,69 ± 0,08	1,72 ± 0,09	1,80 ± 0,12	1,72 ± 0,11	1,92 ± 0,07	1,73 ± 0,9
Тестуючий Н-рефлекс, (мВ)	1,87 ± 0,07	2,2 ± 0,1	2,05 ± 0,14	2,33 ± 0,15	2,36 ± 0,14	2,51 ± 0,13
Різниця	0,18 ± 0,02	0,48 ± 0,09	0,25 ± 0,07	0,61 ± 0,09	0,44 ± 0,08	0,78 ± 0,1
p	>0,05	<0,01	>0,05	<0,05	<0,1	<0,05

З аналізу даних, поданих у табл. 3.9 слід, що пресинаптичне гальмування Іа аферентів m. soleus в умовах гомонімної кондиціювання стимуляції n. tibialis більшою мірою виражено при затримці між стимулами 2,2мс. При тимчасових інтервалах, що становлять 2,4мс і 2,5мс, вираженість гальмування була значно меншою. Про це свідчить факт мінімального полегшення величини Н-рефлексу m. soleus при використанні інтервалу 2,2 мс між обома стимулами. Так, полегшення Н-рефлексу, що викликається гомонімною кондиціювання стимуляцією n. tibialis, у висококваліфікованих спринтерів при зазначеній оптимальній затримці становило $0,18 \pm 0,02$ мВ ($p > 0,05$), а групі бігунів низької кваліфікації – $0,48 \pm 0,09$ мВ ($p < 0,01$).

Результати статистичного аналізу отриманих даних показали, що при кондиціювання стимуляції n. tibialis із затримкою 2,5мс амплітуда тестуючого Н-рефлексу в порівнянні з його контрольною величиною зросла на $0,44 \pm 0,08$ мВ ($p < 0,1$) у групі спринтерів високої кваліфікації та на $0,78 \pm 0,1$ мВ ($p < 0,05$) у низькокваліфікованих спортсменів. З використанням попередньої стимуляції n. tibialis з інтервалом 2,4мс перевищення амплітуди тестуючого Н-

відповіді в порівнянні з контрольною величиною знижувалося і становило лише $0,25 \pm 0,07 \text{ мВ}$ ($p > 0,05$) та $0,61 \pm 0,09 \text{ мВ}$ ($p < 0,05$) відповідно у двох порівнюваних групах досліджуваних (табл. 3.9).

Вираженість аутогенного гальмування α -мотонейронів спинного мозку визначалася тривалістю періоду мовчання ЕМГ (ППМ), викликаного електричною стимуляцією *n. tibialis* [105]. Постулювалося, що вираженість аутогенного гальмування більше, ніж триваліший період мовчання ЕМГ досліджуваного м'яза *m. soleus*. Тривалість періоду мовчання вимірювалася з моменту закінчення М-відповіді до моменту появи електричної активності досліджуваного м'яза (рис. 3.5).

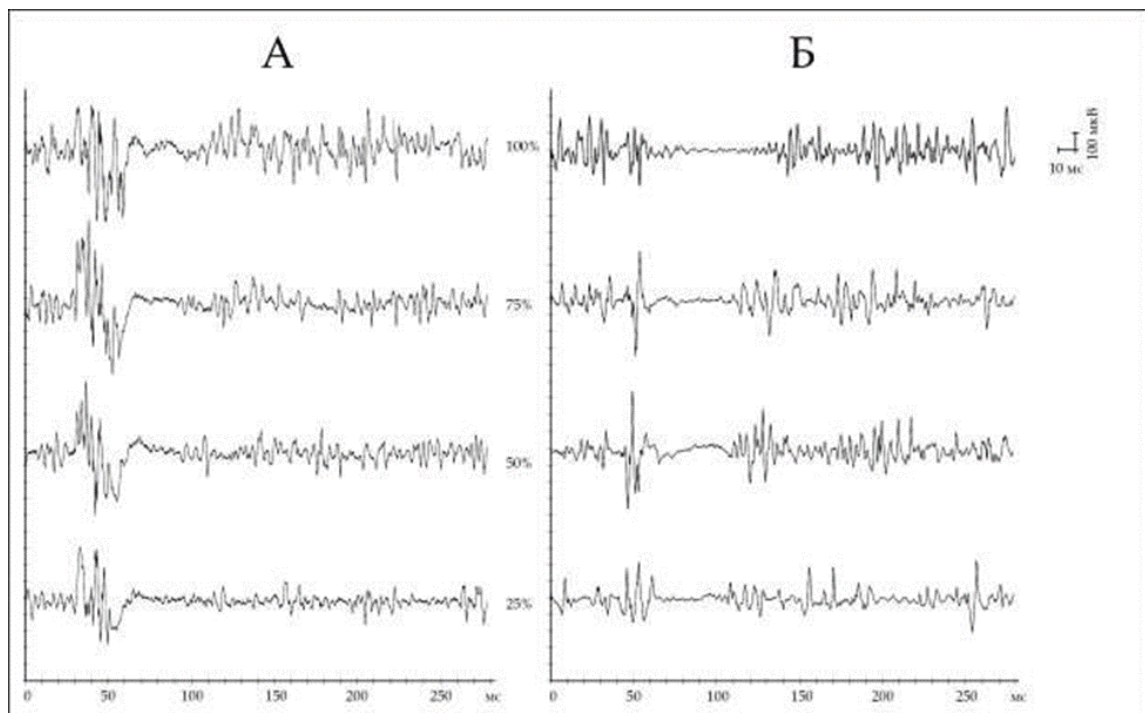


Рис. 3.5. Тривалість періоду мовчання ЕМГ *m. soleus* при короткочасних статичних зусиллях різної величини у легкоатлетів низької (А) та високої (Б) кваліфікації

Інтенсивність електростимулу підбиралася такою, щоб М-відповідь була максимальною по амплітуді. У цьому випадку аферентний потік нервових імпульсів, що надходять до α -мотонейрон спинного мозку, досягає граничного

рівня. Тривалість періоду мовчання *m. soleus* реєструвалася на першій секунді утримання статичного зусилля, що становить 25%, 50%, 75% та 100% від максимального скорочення задньої групи м'язів гомілки (підшовне згинання стопи в ізометричному режимі).

3.4. М'язові відповіді, що викликаються стимуляцією кори, спинного мозку та периферичного нерву, у бігунів на легкоатлетичні дистанції різного рівня спортивної майстерності

У 4 серії експериментів у спринтерів високої та низької кваліфікації були вивчені особливості характеристик м'язових відповідей, що викликаються магнітним та електричним впливом на структури ЦНС. Передбачалося, що отримані в цих експериментах результати можуть бути використані при обговоренні фізіологічних механізмів, що визначають регуляцію активності м'язів спринтерів високої і низької кваліфікації при виконанні швидкісного бігу зі зміною напрямку.

В експериментах брали участь спринтери низької (10 випробуваних) та високої (10 випробуваних) кваліфікації у віці 19-23 років, у яких були зареєстровані моторні відповіді м'язів нижніх кінцівок, викликані магнітною стимуляцією (МС) моторної зони кори головного мозку та електричної черезшкірної стимуляції спинного (ЧЕСМ) на рівні грудних хребців T11-T12. Також визначалася амплітуда Н-рефлексу та М-відповіді *m. soleus*. Типові записи ВМВ (викликаної моторної відповіді) м'язів ніг при МС наведено на рис. 3.6.

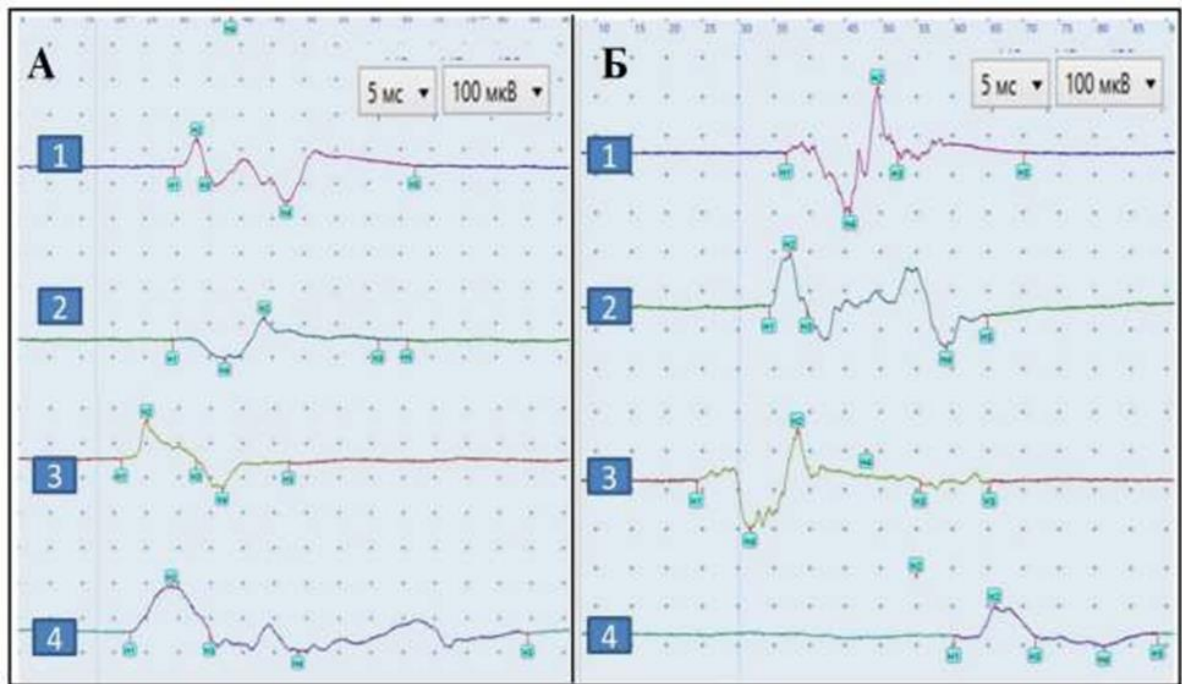


Рис. 3.6. Типові записи ВМВ (викликаної моторної відповіді) м'язів ніг при МС

Примітка: А – низькокваліфіковані спринтери; Б - висококваліфіковані спринтери; 1 – m. tibialis anterior; 2 – m. soleus; 3 – m. rectus femoris; 4 – m. biceps femoris

Статистичний аналіз зареєстрованих ВМВ м'язів нижніх кінцівок в умовах магнітної стимуляції головного мозку показав, що параметри ВМВ багато в чому залежать від рівня спортивної майстерності спринтерів, що обстежуються. Відповідно до протоколів експериментів, на початку реєструвалася порогова величина магнітної стимуляції, що наноситься, що викликається моторною відповіддю кожного досліджуваного м'яза. Порогова величина стимуляційного впливу свідчить у разі про рівень збудливості моторної зони кори мозку. Слід зазначити, що лише методика магнітної стимуляції головного мозку становить таку унікальну можливість. У табл. 3.10 представлені результати порогової сили магнітної стимуляції головного мозку у спринтерів різної кваліфікації.

Таблиця 3.10

Середньо-групові значення порогів ВМО (викликаної моторної відповіді) м'язів нижніх кінцівок при магнітній стимуляції головного мозку та електричного подразнення спинного мозку у спринтерів низької та високої кваліфікації

М'язи	Вид стимулу	Кваліфікація	
		Низька	Висока
Tibialis anterior (TA)	МС	60,2±3,2	55,1±2,3
	ЕС	61,1±4,3	62,5±4,4
Soleus (Sol)	МС	60,5±2,1	51,4±2,3
	ЕС	60,6±4,6	62,4±3,3
Rectus femoris (RF)	МС	60,9±3,3	80,1±5,9*
	ЕС	54,1±3,1	45,2±2,1*
Biceps femoris (BF)	МС	61,4±5,3	55±3,2
	ЕС	55,9±3,7	44,7±3,6*

*Примітка: Одиниця зміни МС виражена у % від максимального виходу стимулятора, ЕС – у міліамперах; * $p < 0,05$ - достовірність відмінностей між висококваліфікованими та низькокваліфікованими спринтерами; ** $P < 0,05$ - достовірність відмінностей між магнітною та електричною стимуляцією.*

З наведених у таблиці даних видно, що пороги ВМВ трьох м'язів при магнітній стимуляції кори мозку нижче у спринтерів високої кваліфікації. Винятком були середньогрупові значення порога ВМВ m. rectus femoris, яка була меншою у низькокваліфікованих спринтерів. Ці факти свідчать про вищу збудливість нейрональних систем кори головного мозку, відповідальних за активацію мотонейронних пулів m. tibialis anterior, m. soleus, m. biceps femoris у спринтерів високої кваліфікації. Навпаки, збудливість нейронних мереж, що забезпечують активацію пулу m. rectus femoris, вище у низькокваліфікованих спринтерів.

Деякі цікаві особливості порогових значень ВМВ досліджуваних м'язів спостерігалися при електричній стимуляції поперекового відділу спинного мозку (табл. 3.10). У цьому випадку значення порогів ВМВ дистальних м'язів нижніх кінцівок (TA і Sol) у випробуваних порівнюваних груп були приблизно однаковими, але пороги проксимальних м'язів (RF і BF) низькокваліфікованих

спринтерів достовірно перевищували такі у спортсменів високої кваліфікації. Отже, можна стверджувати, що збудливість нейронних мереж та рухових нейронів спинного мозку, що забезпечують активацію м'язових волокон, досліджуваних проксимальних м'язів нижніх кінцівок у кваліфікованих спринтерів вище, ніж у низькокваліфікованих.

Поруч із вивченням порогових величин ВМО м'язів, нами також визначалися максимальна амплітуда ВМО, викликаних магнітною стимуляцією моторної кори та електричною стимуляцією спинного мозку (табл. 3.11).

Вибір параметра максимальної амплітуди ВМВ обумовлювався тим, що її величина побічно вказує на кількісне співвідношення швидких і повільних рухових одиниць у досліджуваних м'язах, а також певною мірою відображає збудливість нейронних мереж головного та спинного мозку, активність яких регулює як роботу конкретної м'язів. різних м'язових груп під час здійснення рухових дій різної координаційної складності.

При аналізі результатів, поданих у табл. 3.11 легко помітити, що в переважній більшості випадків максимальна амплітуда ВМВ м'язів достовірно більша у спринтерів високої кваліфікації при обох видах стимуляції і тільки в *m. rectus femoris* Цей показник в умовах електричної стимуляції спинного мозку досягав більш значних величин у низькокваліфікованих спринтерів. Необхідно відзначити, що найбільша амплітуда ВМВ м'язів при електричній стимуляції спинного мозку реєструвалася у випробуваних порівнюваних груп *m. soleus*, а при магнітній стимуляції головного мозку – *m. tibialis anterior*.

У цій серії експериментів також були вивчені характеристики Н-рефлексу та М-відповіді *m. soleus* при електричній стимуляції *n. tibialis* і самий м'яз в області її рухової точки (ділянка м'яза, що характеризує найбільшою збудливістю) відповідно.

Таблиця 3.11

**Середньо-групові величини максимальної амплітуди ВМВ (мВ) м'язів
нижніх кінцівок при магнітній стимуляції головного мозку та
електричного подразнення спинного мозку у спринтерів низької та
високої кваліфікації**

М'язи	Вид стимулу	Кваліфікація	
		Низька	Висока
Tibialis anterior (TA)	МС	0,35±0,04	1,71±0,04*
	ЕС	0,18±0,02**	0,38±0,07***
Soleus (Sol)	МС	0,12±0,01	0,94±0,05*
	ЕС	3,84±0,09**	4,19±0,08**
Rectus femoris (RF)	МС	0,21±0,02	0,37±0,03*
	ЕС	0,83±0,02**	0,22±0,01*
Biceps femoris (BF)	МС	0,32±0,01	0,61±0,02*
	ЕС	1,73±0,06**	2,32±0,09**

*Примітка: Одиниця зміни МС виражена у % від максимального виходу стимулятора, ЕС – у міліамперах; * $p < 0,05$ - достовірність відмінностей між висококваліфікованими та низькокваліфікованими спринтерами; ** $P < 0,05$ - достовірність відмінностей між магнітною та електричною стимуляцією.*

Реєстрація Н-рефлексу дозволяла досить точно оцінити рівень рефлекторної збудливості, відповідальних за активність м. soleus мотонейронів спинного мозку, тобто. визначити їх збудливість у відповідь аферентний потік нервових імпульсів, викликаний електричної стимуляцією n. tibialis.

Амплітуда М-відповіді м. soleus дозволяла опосередковано оцінити співвідношення швидких та повільних рухових одиниць зазначеного м'яза та синхронність їх активацій. Статистичний аналіз характеристик зареєстрованих Н-рефлексів та М-відповідей показав, що амплітуда Н-рефлексу та моторної відповіді була достовірно більша у спринтерів вищої кваліфікації, ніж у низькокваліфікованих спортсменів. Так, амплітуда Н-рефлексу та М-відповіді м. soleus у групі висококваліфікованих бігунів становила 0,93±0,05мВ та 14,7±1,1мВ. У випробуваних іншої групи величини були значно менші – 0,61±0,02мВ та 7,6±0,09мВ відповідно. Ці факти свідчать

про більш високу рефлекторну збудливість спинальних мотонейронів *m. soleus* та більшу кількість швидких рухових одиниць у даному м'язі у спринтерів високої кваліфікації порівняно з низькокваліфікованими спортсменами.

Резюмуючи вищеописані особливості ВМВ у спринтерів різної кваліфікації можна зробити висновок, що адаптивні процеси, що протікають в ході багаторічної систематичної напруженої м'язової діяльності, надають специфічні впливи на параметри м'язових відповідей, що викликаються магнітною стимуляцією кори головного мозку, а також електричною стимуляцією поперекового відділу спини. м'язи. Для спринтерів високої кваліфікації, що мають набагато більший стаж тренувальної та змагальної діяльності в порівнянні з низькокваліфікованими спортсменами, характерна більш висока збудливість моторної зони кори головного мозку і більш значна максимальна амплітуда ВМВ скелетних м'язів нижніх кінцівок при магнітній стимуляції головного мозку, майстерності. Спринтери високої кваліфікації відрізняються від менш кваліфікованих значним за величиною ВМВ скелетних м'язів та низькими моторними порогоми збудження при надшкірній електричній стимуляції спинного мозку та периферичного нерва. Характерна для кваліфікованих спринтерів висока збудливість зазначених вище структур ЦНС, що входять у багаторівневу систему управління довільними руховими діями, ймовірно, певною мірою, забезпечує раціональнішу координаційну структуру їх бігового кроку при швидкісному бігу зі зміною напрямку порівняно з низькокваліфікованими спортсменами.

3.5. Обговорення результатів дослідження

Електрична активність м'язів розглядається як один із найважливіших компонентів фізіологічних механізмів, що лежать в основі адаптації людини до умов зовнішнього та внутрішнього середовища [31; 62; 105]. Електричні явища у структурах рухової системи також багато в чому визначають управління довільними рухами людини різної координаційної складності та

інтенсивності [86; 97; 113]. Оцінка спортивної рухової діяльності здійснюється за кінематичними та електроміографічними параметрами. У зв'язку з тим, що та сама кінематична структура руху забезпечується різною за своїм характером роботою м'язів, вивчення електроміографічної активності м'язів є особливо важливим завданням.

У багатьох роботах з вивчення координаційної структури спортивних рухів використовується методика реєстрації електричної активності скелетних м'язів, що забезпечують виконання відповідної рухової дії [3; 9; 14; 66]. У цих роботах вивчені характеристики електричної активності м'язів, що забезпечують реалізацію різноманітних рухових дій, притаманних деяких видів спорту. Виявлено особливості взаємодії тих чи інших м'язових груп, що обслуговують функціонально пов'язані суглоби, наводяться відомості про характер взаємодії м'язів верхніх та нижніх кінцівок.

В результаті наших власних експериментальних досліджень нами виявлено особливості координаційної структури швидко-силових циклічних рухових дій зі зміною напрямку руху (біг із максимальною швидкістю по прямій та віражу) у спринтерів різної спортивної кваліфікації. Встановлено, що зміна напрямку руху бігу з максимальною швидкістю забезпечується модифікацією координаційної структури провідних м'язів, що відображається у зміні амплітуди електроактивності деяких м'язів, збільшенні тривалості електроактивності, зміні амплітуди рухів у тазостегновому, колінному та гомілковостопному суглобах, а також зміні швидкості бігу, і довжини, і частоти бігових кроків.

Зі зростанням технічної майстерності відбувається вдосконалення координаційної структури бігового кроку. У спортсменів низької кваліфікації результат у бігу переважно здійснюється з допомогою частоти кроків, а й у спортсменів високої кваліфікації – з допомогою довжини кроків. Цей факт відбивається у характері взаємодії з опорою. Низькокваліфіковані спринтери мали коротший подвійний біговий крок, у якому період опори був триваліший, ніж період польоту. У спринтерів високого рівня довжина бігового кроку

значно більша, а час опори коротший за період польоту. Низькокваліфіковані спортсмени нераціонально взаємодіяли з опорою, про що свідчила більш тривала фаза підсідання на лівій нозі та висока середня амплітуда ЕМГ м'язів задньої поверхні гомілки. У спортсменів високого рівня триваліший період польоту порівняно з його тривалістю у низькокваліфікованих бігунів зумовлювався високою ЕМГ-активністю м'язів передньої поверхні стегна у фазі винесення лівої ноги у польоті. Зміна часових параметрів фаз подвійного бігового кроку тісно пов'язана з амплітудою зміни рухів у суглобах під час руху. Очевидно, що велика амплітуда рухів у суглобах удосконалюється у процесі зростання технічної майстерності під час багаторічної підготовки спринтера.

Виконання швидкого бігу зі зміною напрямку забезпечується провідними м'язами, які безпосередньо керуються мотонейронними пулами. Під мотонейронним пулом розуміється група а-мотонейронів, довгі відростки, яких у складі периферичних нервів підходять до м'яза і закінчуються на його м'язових волокнах [107]. Також висока швидкість бігу залежить від потужності скорочення м'язів ніг спортсмена. У свою чергу, їх потужність тісно взаємопов'язана з силою м'язів, швидкістю передачі нервових імпульсів і кількістю швидких рухових волокон.

При розгляді можливих причин вищих амплітуд ЕМГ-активності *m. rectus femoris*, *m. vastus medialis* та *m. tibialis anterior* у спринтерів високого рівня у фазі відштовхування при бігу по віражу порівняно з низькокваліфікованими спринтерами слід зазначити такі обставини. У процесі виконання бігового кроку по віражу спринтера діє поздовжня компонента відцентрової сили, придавливающая його до опорної поверхні [99]. Для подолання такого впливу потрібна активація більшої кількості рухових одиниць названих вище м'язів, які зрештою розвивають більш значне за величиною зусилля і тим самим забезпечують виконання відштовхування від опори з необхідними кінематичними характеристиками. Одночасне збільшення амплітуди та частоти біопотенціалів цих м'язів свідчить про те, що

в цьому випадку додатково активуються рухові одиниці, що відносяться до типу швидких маловтомлюваних.

Отримані в роботі результати про особливості біоелектричної активності скелетних м'язів при бігу з максимальною швидкістю і зміною його напрямку розширюють уявлення про механізми циклічної м'язової роботи і уточнюють знання про фізіологічні резерви організму людини. В той же час дані про особливості координаційної структури рухів у швидкому бігу по прямій та віражі можуть бути використані при підборі спеціально-підготовчих вправ для тренувального процесу бігунів на короткі дистанції, спрямованого на підвищення їх технічної підготовленості.

Одним із важливих фактів, встановлених у нашому експериментальному дослідженні, є особливості модифікації регуляції м'язової активності у стані втоми у спринтерів, що різняться за рівнем спортивної майстерності. Найбільш чітко ці особливості виявилися у бігунів порівнюваних груп у динаміці координаційних відносин м'язів-антагоністів нижніх кінцівок при здійсненні фази відштовхування. Якщо у низькокваліфікованих спринтерів у стані втоми спостерігалось збільшення коефіцієнта реципрокності м'язів-антагоністів гомілки при бігу в обох напрямках, то у спортсменів високої кваліфікації – тільки при бігу по прямій, а при бігу по віражу цей показник навпаки знижувався. До того ж у висококваліфікованих спринтерів величина коефіцієнта реципрокності при бігу по прямій збільшувалася значно менше порівняно з низькокваліфікованими спортсменами. Спробуємо пояснити ці експериментальні факти із залученням літературних відомостей про механізми розвитку втоми та особливості координаційної структури спортивних циклічних рухів, характерних для бігунів, що відрізняються за рівнем спортивної майстерності.

Добре відомо, що механізми розвитку втоми багато в чому визначаються характеристиками м'язової роботи: потужністю і тривалістю фізичного навантаження; координаційної складності спортивних рухових процесів; адаптивними реакціями, що виникають під час виконання напруженої рухової

діяльності [28, 52, 90]. При циклічній роботі максимальної потужності, до якої належить біг на короткі дистанції, енергозбереження м'язів, що працюють, здійснюється виключно анаеробним шляхом. У цьому випадку жодна з вегетативних функцій не досягає можливого максимуму, який міг би забезпечити необхідну швидкість доставки кисню до м'язів, що працюють [13, 86]. У таких умовах ефективність швидкісної рухової діяльності багато в чому визначається фізіологічними резервами організму спортсмена, які забезпечують швидкісно-силову роботу. До цих фізіологічних резервів відносяться: активація додаткової кількості рухових одиниць робочих м'язів; підвищення частоти розрядів активованих рухових одиниць; ступінь одночасної активності окремих рухових одиниць; своєчасне гальмування м'язів-антагоністів; терміновість проведення збудження через синапси, локалізовані у структурі моторної системи [91, 99]. Загальновідомо, що фізіологічні резерви організму, за рахунок яких досягається необхідний у кожному виді спорту рівень розвитку фізичних якостей (швидкості, сили, витривалості, координаційних здібностей та гнучкості) значно більше у висококваліфікованих спортсменів [19, 71, 90]. Викладені вище відомості фахівців свідчать, що досконалі та раціональні координаційні відносини м'язів-антагоністів нижніх кінцівок у спринтерів високої кваліфікації відображають мобілізаційні можливості фізіологічних резервів швидкісно-силової роботи, сформовані у процесі багаторічних систематичних тренувань. Така закономірність і лежить в основі виявленого у власних дослідженнях факту про особливості регулювання активності м'язів-антагоністів нижніх кінцівок у спринтерів різної кваліфікації при швидкісному бігу по прямій і віражу.

Результати власних досліджень показали, що в процесі багаторічної технічної та фізичної підготовки у спринтерів удосконалюється регулювання м'язової активності, при цьому спостерігається поліпшення координаційної структури бігового кроку.

Тривалість подвійного бігового кроку спринтерів низької кваліфікації

при бігу по прямій становила 0,46с. Час бігових кроків із правої ноги на ліву та з лівої ноги на праву було однаковим – 0,23с. Період опори в кожному біговому кроці був довшим за період польоту, даний факт свідчить про нераціональну взаємодію з поверхнею бігової доріжки. Швидкість бігу по прямій у спортсменів низької кваліфікації становила 6,86 м/с, а довжина подвійного бігового кроку – 3,16 метра.

У спринтерів високої кваліфікації при бігу за прямою тривалістю подвійного бігового кроку становила 0,50с. Час бігових кроків був однаковим – 0,25с. Періоди польоту мали тривалість 0,13с, а опорні періоди бігового кроку були дещо нижчими – 0,12с. Більш тривалий період польоту відповідає більш тривалому біговому кроці. Довжина їхнього бігового циклу становила 4,01 метра, а швидкість бігу – 8,02 м/с.

При зміні напрямку бігу (біг по віражу) у спортсменів низької кваліфікації тривалість подвійного бігового кроку зменшилася на 0,04с проти бігом по прямій. Тривалість бігових кроків також знизилася при бігу з правої ноги на ліву на 13%, а при бігу з лівої ноги на праву – на 4,3%. Довжина подвійного бігового кроку була на 3,5% меншою, ніж при бігу по прямій. Швидкість бігу по віражу у спринтерів низької кваліфікації була дещо вищою, ніж при бігу по прямій, але ці відмінності були статистично значущими ($p > 0,05$).

Аналіз зареєстрованих кінематичних параметрів у спортсменів високої кваліфікації при бігу по віражу виявив скорочення часу подвійного бігового кроку на 0,01с порівняно з бігом по прямій. Час періодів польоту при бігу по віражу був меншим, ніж при бігу по прямій. Довжина подвійного бігового кроку при бігу по віражу становила 3,90 м, що у 2,7% менше, ніж за бігу по прямій. Швидкість бігу з віражу у спринтерів високої кваліфікації була $7,95 \pm 0,05$ м/с, що у 0,8% менше проти бігом прямої.

Таким чином, проаналізувавши кінематичні параметри спортсменів різної спортивної кваліфікації, можна констатувати, що у спортсменів низької кваліфікації результат у бігу переважно досягається за рахунок частоти кроків,

а у спортсменів високої кваліфікації – за рахунок довжини кроків.

Тривалість електроактивності основних робочих м'язів при бігу по прямій та віражі визначала часові параметри бігового кроку – тривалість періоду польоту та опори, тривалість чотирьох фаз. Величини переміщень у тазостегновому, колінному та гомілковостопному суглобах залежали від амплітуди ЕМГ-активності м'язів, що забезпечують згинання та розгинання у даних суглобах.

Середня амплітуда електроактивності у спринтерів низької кваліфікації становила $200,6 \pm 16,1$ мкВ при бігу прямий та $172,1 \pm 24,1$ мкВ при бігу по віражу. У спринтерів високої кваліфікації середнє значення амплітуди при бігу по прямій досягало $187,6 \pm 23,4$ мкВ, а при бігу по віражу - $319,4 \pm 11,6$ мкВ. Величина даного параметра, зареєстрована у спринтерів високої кваліфікації при бігу по віражу, суттєво перевищувала значення низькокваліфікованих спортсменів, що забезпечувало кваліфікованим спринтерам більш ефективну протидію відцентровій силі.

Зміни кінематичних параметрів у процесі втоми залежали від спортивної кваліфікації досліджуваних спортсменів. У групі низькокваліфікованих спринтерів тривалість подвійного бігового кроку при бігу по прямій стані втоми не змінювалася, але зростала на 14,3% при бігу по віражу. У бігунів високої кваліфікації довжина подвійного бігового кроку збільшувалася при бігу по прямій та по віражу – на 10,1% та 8,2% відповідно.

У процесі втоми при швидкісному бігу по прямій і віражу змінювалися кутові переміщення в суглобах, знижувалася амплітуда електроактивності м'язів в опорному періоді як низькокваліфікованих, так і висококваліфікованих спринтерів.

У низькокваліфікованих бігунів у стані втоми спостерігалось збільшення коефіцієнта реципрокності досліджуваних м'язів-антагоністів гомілки (GM/TA; Sol/TA) та, навпаки, зменшення цього показника у м'язах-антагоністах стегна (RF/BF). Коефіцієнт реципрокності м'язів-антагоністів гомілки висококваліфікованих спринтерів зростав при

настанні втоми тільки при бігу по прямій, але знижувався в бігу по віражу, що виявлялося в змінах амплітуди електричної активності досліджуваних м'язів. Пресинаптичне гальмування мотонейронів спинного мозку, що викликається гетеронімною кондиціонуючим стимуляцією в стані м'язового спокою, а також аутогенне гальмування мотонейронів *m. soleus* більш виражені у спринтерів високої кваліфікації порівняно з низькокваліфікованими бігунами.

ВИСНОВКИ

1. Характерним для легкоатлетів низької та високої кваліфікації при бігу по віражу в порівнянні з бігом по прямій є більш коротка тривалість подвійного бігового кроку та укорочення періоду польоту, зумовлені суттєвим зниженням тривалості електроактивності робочих м'язів. При цьому відбувається значне збільшення амплітуди руху в колінному суглобі у фазі відштовхування правою ногою, яке визначається тривалішою ЕМГ-активністю *m. biceps femoris*, *m. rectus femoris* та *m. vastus medialis*.

2. Виявлено, що регуляція активності м'язів, що забезпечують реалізацію бігового кроку при швидкому бігу по прямій та віражі, залежить від рівня спортивної майстерності легкоатлетів:

- У кваліфікованих спринтерів тривалість польоту перевищувала тривалість опори, що зумовлювалося високою амплітудою ЕМГ-активності м'язів передньої поверхні стегна у фазі винесення лівої ноги в польоті. У низькокваліфікованих спортсменів, навпаки, період опори був тривалішим за період польоту, що зумовлювалося надмірним підошовним згинанням стопи та високою амплітудою електроактивності м'язів задньої поверхні гомілки в момент опускання ноги до опори;

- для кваліфікованих спринтерів характерна більша електрична активність м'язів при бігу по віражу порівняно з її величиною, зареєстрованою в умовах бігу по прямій, що забезпечує високу швидкість подолання віражу та ефективну протидію відцентровій силі. У легкоатлетів низької кваліфікації амплітуда ЕМГ-активності досліджуваних м'язів при бігу по віражу аналогічна така при бігу по прямій і недостатня для успішної протидії відцентровій силі;

- реципрокні відносини м'язів-антагоністів гомілковостопного суглоба у фазі підсідання, що відображаються у величинах коефіцієнта реципрокності, більш раціональні у кваліфікованих спринтерів, ніж у спринтерів низької кваліфікації та досягаються за рахунок суттєвого зростання амплітуди ЕМГ-активності *m. tibialis anterior*.

3. Під впливом втоми відбувається модифікація координаційної структури бігового кроку, що відображається у значних змінах його просторово-часових параметрів та характеристик ЕМГ-активності. Спрямованість та кількісна виразність цих змін залежить від спортивної кваліфікації легкоатлетів. У порівнянні зі спортсменами низького рівня спортивної майстерності кваліфіковані спринтери в стані втоми відрізнялися: значним збільшенням тривалості подвійного бігового кроку при бігу по прямій та тривалості фази відштовхування при бігу по прямій та віражі; більш тривалою ЕМГ-активністю робочих м'язів; використанням механізму переважного збільшення частоти потенціалів дії при відносно незмінній величині амплітуди їхньої електроактивності; раціональною зміною реципрокних відносин м'язів-антагоністів стегна і гомілки у фазі відштовхування.

4. Виразність пресинаптичного та аутогенного гальмування спортсменів залежить від рівня їхньої спортивної майстерності. Гальмові процеси в ЦНС більшою мірою виражені у висококваліфікованих легкоатлетів, що створює необхідні можливості для формування раціональної координаційної структури бігового кроку при бігу по прямій та віражу, що проявляється коротким за тривалістю опорним періодом та активними діями махової ноги у період польоту.

5. Адаптивні процеси, що виникають у ході багаторічної тренувальної діяльності, мають специфічні впливи на параметри м'язових відповідей, що викликаються стимуляцією різних відділів ЦНС. Спортсмени високої кваліфікації відрізняються від низькокваліфікованих: - високою збудливістю моторної зони кори головного мозку; більшою амплітудою ВМВ кістякових м'язів при стимуляції головного мозку; низькими порогами збудження при черезшкірній стимуляції спинного мозку та периферичного нерва. Такі позитивні зміни функціонального стану нервової системи є фізіологічною основою прояву високих швидкісно-силових якостей легкоатлетів.

ПОСИЛАНИЯ

1. Аикин, В.А. Современные тенденции в физиологии бега на длинные и сверхдлинные дистанции (зарубежный опыт) / В.А. Аикин, Ю.В. Корягина // Ученые записки университета им. П.Ф. Лесгафта: научно-теоретический журнал. Санкт-Петербург, 2014. – № 7 (113). – С. 7-14.
2. Анисимова, Е.А. Совершенствование техники бега на короткие дистанции / Е.А. Анисимова // Педагогико-психологические и медико-биологические проблемы физической культуры и спорта. – 2014. – № 1 (30). – С. 14-19.
3. Анохин, П.К. Кибернетика и интегративная деятельность мозга / П.К. Анохин // Вопросы психологии. – 1966. – № 3. – С. 10-32.
4. Анохин, П.К. Принципиальные вопросы общей теории функциональных систем / П.К. Анохин // Принципы системной организации функций. – Москва: Наука, 1973. – С. 5-61.
5. Анохин, П.К. Проблема центра и периферии в современной физиологии нервной деятельности / П.К. Анохин // Проблема центра и периферии: сборник / П.К. Анохин. – Горький, 1935. – С. 52-66.
6. Аршавский, И.А. К теории индивидуального развития организма (физиологические механизмы, определяющие продолжительность жизни у млекопитающих) / И.А. Аршавский // Труды Всесоюзного симпозиума. Харьков. Ведущие проблемы возрастной физиологии и биохимии. – Москва: Медицина, 1966. – С. 32-65.
7. Бадалян, Л.О. Клиническая электронейромиография: руководство для врачей / Л.О. Бадалян, И.А. Скворцов. – Москва: Медицина, 1986. – 368 с.
8. Бальсевич, В.К. Онтокинезиология человека / В.К. Бальсевич. – Москва: Теория и практика физической культуры, 2000. – 275 с. – ISBN 5-93512-006-2.
9. Башкин, В.М. Изменение быстроты мышечных сокращений в зависимости от выполненной тренировочной нагрузки / В.М. Башкин //

Ученые записки университета имени П.Ф. Лесгафта: научно-теоретический журнал. – Санкт-Петербург, 2009. – № 5 (51). – С. 10-15.

10. Беляев, А.Г. Влияние магнитной стимуляции на силовые возможности скелетных мышц: диссертация на соискание ученой степени кандидата биологических наук: 03.03.01 / Беляев Андрей Геннадьевич. – Великие Луки, 2015. – 115 с.

11. Бернштейн, Н.А. Некоторые данные по биодинамике бега выдающихся мастеров / Н.А. Бернштейн // Теория и практика физической культуры. – 1937. – № 3. – С. 250-261.

12. Бернштейн, Н.А. Очередные проблемы физиологии активности / Н.А. Бернштейн // Проблемы кибернетики. – 1961. – № 6. – С. 101-161.

13. Бернштейн, Н.А. Очерки по физиологии движений и физиологии активности / Н.А. Бернштейн. – Москва: Медицина, 1966. – 349 с.

14. Бернштейн, Н.А. Физиология движений и активность / Н.А. Бернштейн; под редакцией О.Г. Газенко. – Москва: Наука, 1990. – 495 с. – ISBN 5-02-005234-5.

15. Бикмуллина, Р.Х. Тормозные системы спинного мозга в контроле взаимодействий функционально сопряжённых мышц / Р.Х. Бикмуллина, А.Н. Розенталь, И.Н. Плещинский // Физиология человека. – 2007. – Т. 33, № 1. – С. 119-130.

16. Боброва, Е.В. Колебания верхнего и нижнего звеньев тела в сагиттальной плоскости при поддержании вертикальной позы: пространственно-временные взаимоотношения / Е.В. Боброва, Ю.С. Левик, И.Н. Богачева // Биофизика. – 2009. – Т. 54, № 5. – С. 935-940.

17. Бучацкая, И.Н. Особенности регуляции биоэлектрической активности мышц при выполнении движений разной координационной сложности: автореферат диссертация кандидата биологических наук: 03.00.13 / Бучацкая Ирина Николаевна. – Ярославль, 2005. – 18 с.

18. Волков, Н.И. Биоэнергетика спорта: монография / Н.И. Волков, В.И. Олейников. – Москва: Советский спорт, 2011. – 160 с. – ISBN 978-5-9718-

0525-0.

19. Волков, Н.И. Закономерности биохимической адаптации в процессе спортивной тренировки: лекции для слушателей ВШТ / Н.И. Волков. – Москва: РИО ГЦОЛИФК, 1986. – 64 с.

20. Воронов, А.В. Анатомическое строение и биомеханические характеристики мышц суставов нижних конечностей / А.В. Воронов. – Москва, Физкультура, образование и наука, 2003. – 203 с. – ISBN: 5-89022-099-3.

21. Врублевский, Е.П. Легкая атлетика: основы знаний (в вопросах и ответах): учебное пособие / Е.П. Врублевский. – 2-е изд., испр. и доп. – Москва: Спорт, 2016. – 240 с. – ISBN 978-5-9907240-3-7.

22. Герасименко, Ю.П. Генераторы шагательных движений человека: спинальные механизмы их активации / Ю.П. Герасименко // Авиакосмическая и экологическая медицина. – 2002. – Т. 36, № 3. – С. 14-24.

23. Герасименко, Ю.П. Исследование структурно-функциональной организации и молекулярных основ функционирования центральных генераторов моторного паттерна / Ю.П. Герасименко // Научные труды IV съезда физиологов СНГ, 8-12 окт. 2014 г., Сочи-Дагомыс, Россия. – Москва; Сочи, 2014. – С. 163.

24. Герасименко, Ю.П. Спинальные механизмы регуляции двигательной активности в отсутствие супраспинальных влияний: автореферат диссертации на соискание ученой степени доктора биологических наук / Герасименко Юрий Петрович. – Санкт-Петербург, 2000. – 31 с.

25. Гехт, Б.М. Теоретическая и клиническая электромиография / Б.М. Гехт. – Ленинград: Наука, 1990. – 229 с. – ISBN 5-02-005294-9.

26. Гилев, Г.А. Об активности мышц при выполнении спортивных движений / Г.А. Гилев, Н.Е. Максимов, И.В. Удилов // Известия Тульского государственного университета. Физическая культура и спорт. – 2015. – С. 93-97.

27. Гладченко, Д.А. Параметры моторных ответов человека при чрескожной электрической и электромагнитной стимуляции различных сегментов спинного мозга / Д.А. Гладченко, С.М. Иванов, Е.Н. Мачуева, А.М. Пухов, С.А. Моисеев, Р.М. Городничев, И.В. Пискунов // Ульяновский медико- биологический журнал. – 2016. – № 2. – С. 132-140.

28. Гончаров, В.И. Феномен воспроизведения двигательных навыков / В.И. Гончаров // Ученые записки университета имени П.Ф. Лесгафта. – Санкт- Петербург, 2012. – № 7 (89). – С. 39-43.

29. Городничев, Р.М. Пресинаптическое торможение альфа-мотонейронов спинного мозга человека при адаптации к двигательной деятельности разной направленности / Р.М. Городничев, Р.Н. Фомин // Физиология человека. – 2007. – № 33 (2). – С. 98-103.

30. Городничев, Р.М. Влияние напряженной мышечной деятельности на моторные ответы при магнитной стимуляции головного и спинного мозга / Р.М. Городничев, Д.А. Петров, Р.Н. Фомин, С.М. Иванов, Д.Н. Решетов // Физиология человека. – 2008. – Т. 34, № 6. – С. 106-112.

31. Городничев, Р.М. Спортивная электромиография / Р.М. Городничев. – Великие Луки, 2005. – 229 с. – ISBN 5-350-00105-1.

32. Городничев, Р.М. Физиология силы: монография / Р.М. Городничев, В.Н. Шляхтов. – Москва: Спорт, 2016. – 232 с. – ISBN 978-5-906839-71-8.

33. Городничев, Р.М. Чрескожная электрическая стимуляция спинного мозга: неинвазивный способ активации генераторов шагательных движений у человека / Р.М. Городничев, Е.А. Пивоварова, А.М. Пухов, С.А. Моисеев, А.А. Савохин, Т.Р. Мошонкина, Н.А Щербакова, В.А. Килимник, В.А. Селионов, И.Б. Козловская, Р. Эджерстон, Ю.П. Герасименко // Физиология человека. – 2012. – Т. 38, №2. – С. 46-56.

34. Грибанов, А.В. Физиологические механизмы регуляции пострурального баланса человека (обзор) / А.В. Грибанов, А.К. Шерстенникова // Вестник Северного (Арктического) федерального университета. Медико-

биологические науки. – 2013. – № 4. – С. 20-29.

35. Гурова, М.Б. Физиологические основы обеспечения силовых способностей у тяжелоатлетов и единоборцев / М.Б. Гурова, Л.В. Капилевич // Бюллетень сибирской медицины. – 2009. – № 8. – С. 165-167.

36. Давлетьярова, К.В. Особенности биоэлектрической активности мышц нижних конечностей при выполнении удара по мячу у футболистов с заболеванием опорно-двигательного аппарата / К.В. Давлетьярова, М.С. Нагорнов, Л.В. Капилевич., Е.В. Кошельская // Вестник Томского государственного университета. – 2014. – № 380. – С. 173-175.

37. Ершов, В.Ю. Интегративный подход к обучению легкой атлетике: учебно-методическое пособие для студентов направления 034300 «Физическая культура» / В.Ю. Ершов, Е.А. Михайлова. – Великие Луки, 2013. – 144 с. – ISBN 978-5-350-00282-9.

38. Жуков, Е.К. Очерки по нервно-мышечной физиологии / Е.К. Жуков. – Ленинград: Наука, 1969. – 287 с.

39. Зациорский, В.М. Биомеханика двигательного аппарата человека / В.М. Зациорский, А.С. Аруин, В.Н. Селуянов. – Москва: Физкультура и спорт, 1981. – 143 с.

40. Зациорский, В.М. Биомеханические свойства скелетных мышц (обзор: методы и результаты исследований) / В.М. Зациорский, А.С. Аруин // Теория и практика физической культуры. – 1978. – № 9. – С. 21-35.

41. Зимкин, Н.В. О некоторых физиологических механизмах двигательных навыков в спорте / Н.В. Зимкин // Сенсомоторика и двигательный навык в спорте: сборник научных трудов / редактор Н.В. Зимкин. – Ленинград, 1973. – С. 5-26.

42. Исаев, Г.Г. Роль сенсорных компонентов в реакциях респираторной системы человека на нарастание нагрузки / Г.Г. Исаев, М.О. Сегизбаева // Тезисы докладов международной конференции. – Санкт-Петербург, 1994. – С. 157.

43. Кашуба, В.А. Совершенствование координационной структуры

двигательных действий стрелков пулевиков на этапе специализированной базовой подготовки: автореферат диссертации на соискание ученой степени кандидата педагогических наук: 13.00.04 / Кашуба Виталий Александрович. – Киев: УГУФВСУ, 1994. – 24 с.

44. Козлов, И.М. Электромиографическое исследование бега / И.М. Козлов // Физиологическая характеристика высокой работоспособности спортсменов: сборник трудов институтов физической культуры. – Москва, 1966. – С. 62-69.

45. Костюк, П.Г. Механизмы электрической возбудимости нервной клетки / П.Г. Костюк, О.А. Крышталь. – Москва: Наука, 1981. – 204 с.

46. Коц, Я.М. Физиология мышечной деятельности: учебник для институтов физической культуры / Я.М. Коц. – Москва: Физкультура и спорт, 1982. – 347 с.

47. Кремнева, Е.И. Активация сенсомоторной коры при использовании аппарата для механической стимуляции опорных зон стопы / Е.И. Кремнева, Л.А. Черникова, Р.Н. Коновалов, М.В. Кротенкова, И.В. Саенко, И.Б. Козловская // Физиология человека. – 2012. – Т. 38, № 1. – С. 61-68.

48. Кудина, Л.П. Анализ возвратного торможения, иннервирующих быстрые мышцы у человека / Л.П. Кудина, М. Пиотркевич // Нейроинформатика. – 2006. – Ч. 1. – С. 137-140.

49. Кудря, О.Н. Вегетативная регуляция сердечно-сосудистой системы и системы энергообеспечения мышечной деятельности при выполнении дозированных нагрузок юными спортсменами / О.Н. Кудря, В.В. Вернер // Теория и практика физической культуры. – 2009. – № 3. – С. 36-42.

50. Куракин, М.А. Физиологические основы бега: учебное пособие / М.А. Куракин, Л.Л. Головина. – Тамбов, 1988. – 104 с.

51. Курганский, А.В. Механизмы формирования координационной структуры серийных движений у взрослых и детей: автореферат диссертации на соискание ученой степени доктора биологических наук: 03.03.01 /

Курганский Андрей Васильевич. – Москва, 2014.- 391с.

52. Лавриненко, В.А. Физиология крови для студентов КРИ: учебно-методическое пособие / В.А. Лавриненко, А.В. Бабина. – Новосибирск, 2015. – 116 с.

53. Ланская, О.В. Биоэлектрическая активность мышц при спринтерском беге / О.В. Ланская, Е.В. Ланская, И.В. Пискунов // Символ науки: международный научный журнал. – 2016. – № 1. – С. 22-26.

54. Левик, Ю.С. Система внутреннего представления в управлении движениями и организации сенсомоторного взаимодействия: автореферат диссертации на соискание ученой степени доктора биологических наук: 03.00.13 / Левик Юрий Сергеевич. – Москва, 2006. – 47 с.

55. Мартьянов, В.А. Некоторые методические подходы к повышению функциональных возможностей мышечного аппарата спортсменов / В.А. Мартьянов // Труды ВНИИФК. – Москва, 1983. – С. 65 - 73.

56. Матвеев, Л.П. Теория и методика физической культуры: учебник для институтов физической культуры / Л.П. Матвеев. – Москва: Физкультура и спорт, 1991. – 543 с. – ISBN 5-278-00326-X.

57. Миронов, Д.Л. Критерии визуальной оценки техники бега с максимальной скоростью у спортсменов-легкоатлетов / Д.Л. Миронов, Е.С. Цыпленкова // Известия Тульского государственного университета. Физическая культура и спорт. – 2014. – № 1. – С. 154-160.

58. Мозжухин, А.С. Роль системы физиологических резервов спортсмена в его адаптации к физическим нагрузкам / А.С. Мозжухин, Д.Н. Давиденко // Физиологические проблемы адаптации. – Тарту, 1984. – С. 84-87.

59. Моисеев, С.А. Влияние мышечных нагрузок различной целевой направленности на внешнюю и внутреннюю структуру сложнокоординационного двигательного действия: автореферат диссертации на соискание ученой степени кандидата биологических наук: 03.03.01 / Моисеев Сергей Александрович. – Краснодар, 2010. – 23 с.

60. Немцев, О.Б. О способах постановки стопы на опору в спринтерском беге / О.Б. Немцев, Е.А. Доронина // Физическое воспитание и спорт: проблемы и решения. – Майкоп, 2007. – С. 45-65.

61. Никитин, С.С. Магнитная стимуляция в диагностике и лечении нервной системы: руководство для врачей / С.С. Никитин, А.Л. Куренков. – Москва: САШКО, 2003. – 387 с. – ISBN 5855970280.

62. Николлс, Дж.Г. От нейрона к мозгу: перевод с английского / Дж.Г. Николлс, Р. Мартин, Б. Валлас, П. Фукс. – 2-е изд. – Москва: Издательство ЛКИ, 2008. – 672 с. – ISBN 978-5-382-00808-0.

63. Платонов, В. Н. Система подготовки спортсменов в олимпийском спорте. Общая теория и ее практические приложения: учебник тренера высшей квалификации / В. Н. Платонов. – Москва: Советский спорт, 2005. – 820 с. – ISBN 5-9718-0047-7.

64. Поповская, М.Н. Регуляция мышечных сокращений у спортсменов, адаптированных к двигательной деятельности разной направленности: диссертация на соискание ученой степени кандидата биологических наук: 03.03.01 / Поповская Мария Николаевна. – Великие Луки, 2019. – 108 с.

65. Поповская, М.Н. Регуляция мышечных сокращений различного типа у спортсменов, адаптированных к стереотипной и ситуационной двигательной деятельности / М.Н. Поповская, С.А. Моисеев, С.М. Иванов, Р.М. Городничев // Физиология человека. – 2019. – Т. 45, № 2. – С. 87-95.

66. Прянишникова, О.А. Электромиографическая характеристика сложнокоординационных движений: автореферат диссертации на соискание ученой степени кандидата биологических наук: 03.00.13 / Прянишникова Ольга Альфонсовна. – Ярославль, 2003. – 19 с.

67. Пупырева, Е.Д. Механизмы кислородного обеспечения организма спортсмена в покое и при нагрузках максимальной мощности / Е.Д. Пупырева, М.В. Балыкин // Ульяновский медико-биологический журнал. – 2013. – № 1. – С. 124-130.

68. Самсонова, А.В. Электрическая активность мышц нижних конечностей при выполнении жима штанги лежа / А.В. Самсонова, Б.И. Шейко, Н.Б. Кичайкина, Г.А. Самсонов // Ученые записки университета им. П.Ф. Лесгафта: научно-теоретический журнал. – Санкт-Петербург, 2014. – № 5 (111). – С. 159-165.

69. Сахаров, В.Л. Аппаратные и программные средства современных электромиографов / В.Л. Сахаров // Известия южного федерального университета. Технические науки. – 2006. – № 1. – С. 120-123.

70. Селуянов, В.Н. Биомеханизмы циклических локомоций (спринтерский бег, велосипедный спорт, конькобежный спорт) / В.Н. Селуянов // Наука в олимпийском спорте. – 2005. – № 2. – С. 169-181.

71. Семенов, Д.В. Проявление силовых качеств в процессе выполнения гимнастических упражнений / Д.В. Семенов, В.Н. Шляхтов, А.А. Румянцев // Теория и практика физической культуры. – 2015. – № 6. – С. 55-58.

72. Сидоренко, А.С. Совершенствование спринтерского бега студентов вузов за счет улучшения кинематической структуры бегового шага / А.С. Сидоренко // Ученые записки университета им. П.Ф. Лесгафта. – Санкт-Петербург, 2014. – № 10 (116). – С. 118-122.

73. Смирнова, Л.В. Выраженность аутогенного торможения спинальных мотонейронов при различных статических усилиях / Л.В. Смирнова // III Всероссийская, с международным участием конференция по управлению движением, 17-19 марта 2010 г., Великие Луки. – Великие Луки, 2010. – С. 107- 108.

74. Солодков, А.С. Особенности утомления и восстановления спортсменов / А.С. Солодков // Ученые записки университета имени П.Ф. Лесгафта. – Санкт-Петербург, 2013. – № 6 (100). – С. 131-143.

75. Сонькин, В.Д. Возрастная физиология мышечной деятельности: Анализ и прогноз направлений развития науки и технологий в современных условиях / В.Д. Сонькин // Курьер образования. – 1998. – № 2. – С. 16-32.

76. Сонькин, В.Д. Развитие мышечной энергетики и работоспособности в онтогенезе / В.Д. Сонькин, Р.В. Тамбовцева. – Москва: Книжный дом «ЛИБРОКОМ», 2018. – 368 с.

77. Степанов, В.В. Исследование биомеханической структуры движений с целью повышения эффективности управления тренировочным процессом бегунов на короткие дистанции: автореферат диссертации на соискание ученой степени кандидата педагогических наук: 13.00.04 / В.В. Степанов. – Ленинград, 1977. – 21 с.

78. Тюпа, В.В. Кинематика бега по дистанции / В.В. Тюпа // Легкая атлетика. – 2018. – № 5-6. – С. 40-48.

79. Ципин, Л.Л. Биомеханическое обоснование принципов и методов оптимизации упражнений специальной силовой направленности в циклических видах спорта и спортивных единоборствах: диссертация на соискание ученой степени доктора педагогических наук: 01.02.08 / Ципин Леонид Львович. – Москва, 2018. – 497 с.

80. Ципин, Л.Л. Анализ движения общего центра масс легкоатлетов-спринтеров при старте / Л.Л. Ципин, М.А. Самсонов // Российский журнал биомеханики. – 2013. – Т. 17, № 3 (61). – С. 122-130.

81. Ципин, Л.Л. Сравнительный анализ упражнений скоростно-силовой подготовки борцов греко-римского стиля / Л.Л. Цыпин // Ученые записки университета имени П.Ф. Лесгафта. – Санкт-Петербург, 2012. – № 11(93). – С. 132-137.

82. Челноков, А.А. Возрастные особенности пресинаптического торможения мотонейронов спинного мозга человека: диссертация на соискание ученой степени кандидата биологических наук: 03.03.01/ Челноков Андрей Алексеевич. – Великие Луки, 2005. – 148 с.

83. Челноков, А.А. Закономерности формирования спинального торможения у человека: монография / А.А. Челноков, Р.М. Городничев. – Великие Луки: Великолукская типография, 2014. – 192 с.

84. Чермит, К.Д. Биоэлектрическая активность мышц в процессе

реализации штрафного броска в баскетболе / К.Д. Чермит, А.Г. Заболотный, О.О. Ельникова, В.И. Сидоров // Вестник АГУ. – 2014. – Вып. 3 (142). – С. 122-131.

85. Чхаидзе, Л.В. Влияние утомления на структуру движения при беге / Л.В. Чхаидзе // Теория и практика физической культуры. – 1948. – № 10. – С. 457-462.

86. Шапков, Ю.Т. Активность двигательных единиц и роль проприорецепции в ее регуляции: автореферат диссертации на соискание ученой степени доктора биологических наук: 03.03.01 / Шапков Юрий Тимофеевич. – Ленинград, 1984. – 51 с.

87. Шаповалов, А.И. Постсинаптические процессы в центральных нейронах / А.И. Шаповалов // Общая физиология нервной системы. – Ленинград: Наука, 1979. – С. 347-397.

88. Шишкин, А.В. Проблема применения электромиографии с целью повышения эффективности тренировочного и соревновательного процессов в адаптивном спорте / А.В. Шишкин, А.Е. Митин, С.О. Филипова // Современные проблемы науки и образования. Педагогические науки. – 2014. – № 2. – С. 164-165.

89. Щербакова, Н.А. Неинвазивный метод управления спинальными локомоторными сетями человека / Н.А. Щербакова, Т.Р. Мошонкина, А.А. Савохин, В.А. Селионов, Р.М. Городничев, Ю.П. Герасименко // Физиология человека. – 2016. – Т. 1, № 42. – С. 73-81.

90. Ящанинас, И.И. Электрическая активность скелетных мышц, свойства двигательных единиц у лиц различного возраста и их изменения под влиянием спортивной тренировки: автореферат диссертации на соискание ученой степени доктора биологических наук: 03.00.13 / Ящанинас Ионас Иосифович. – Киев, 1983. – 33 с.

91. Alston, W. Motor activity following the silent period in human muscle / W. Alston, R.W. Angel, F.S. Fink, W.W. Hofmann // J Physiol. – 1967. – V. 190 (1). – P. 189-202.

92. Alt, T. Lower extremity kinematics of athletics curve sprinting / T. Alt, K. Heinrich, J. Funken, W. Potthast // *Journal of Sports Sciences*. – 2015. – V. 33 (6). – P. 552-560.
93. Altenburger, H. Elektrodiagnostik / H. Altenburger // *Foerster Handbuch der Neurologie*. – Berlin, 1986. – P. 747-1086.
94. Alvarez, F.J. Cell-type specific organization of glycine receptor clusters in the mammalian spinal cord / F.J. Alvarez, D.E. Dewey, D.A. Harrington, R.E. Fyffe // *J. Comp. Neurol.* – 1997. – V. 379. – P. 150-170.
95. Barbeau, H. Posture-related changes in heteronymous recurrent inhibition from quadriceps to ankle muscles in humans / H. Barbeau, V. Marchand-Pauvert, S. Meunier, G. Nicolas, E. Pierrot-Deseilligny // *Experimental Brain Research*. – 2000. – V. 130. – 345-361.
96. Baret, M. Evidence for recurrent inhibition of reciprocal Ia inhibition from soleus to tibialis anterior / M. Baret, R. Katz, J.C. Lamy, A. Penicaud, I. Wargon // *Experimental Brain Research*. – 2003. – V. 152. – P. 133-136.
97. Barnes, M.P. Neurone Syndrome and Spasticity Clinical Management and Neurophysiology / M.P. Barnes, G.R. Johnson. – Cambridge University Press, 2008. – 265 p.
98. Billaut, F. Effect of different recovery patterns on repeated-sprint ability and neuromuscular responses / F. Billaut, F.A. Basset // *J Sports Sci*. – 2007. – V. 25(8). P. 905-13.
99. Brazil, A. Lower limb joint kinetics in the starting blocks and first stance in athletic sprinting / A. Brazil, T. Exell, C. Wilson, S. Willwacher, I. Bezodis, G. Irwin // *Journal of Sports Sciences*. – 2017. – V. 35 (16). – P. 629-1635.
100. Buchthal, F. Elektromyography in the diagnosis of central and peripheral lesions of the nervous system / F. Buchthal // *IV Congres neurologue interntional*. – Paris, 1949. – V. 1. – P. 35-46.
101. Burke, D. Discharge pattern of single motor units in the tonic vibration reflex of human triceps surae / D. Burke, H.H. Schiller // *J. Neurol, Neurosurg and Psychiat*. – 1976. – V. 39. – № 8. – P. 729.

102. Cerrah, A. Oh The use of electromyography in sports science / A. Oh Cerrah, H. Ertan, A.R. Soylu // *Journal of Physical Education and Sports Sciences*. – 2010. – № 2. – P. 43-49.
103. Chang, Y.H. Limitations to maximum running speed on flat curves / Y.H. Chang, R. Kram // *The Journal of Experimental Biology*. – 2007. – № 210 (6). – P. 971- 982.
104. Coh, M. Biomechanical characteristics of female sprinters during the acceleration phase and maximum speed phase / M. Coh, K. Tomazin // *Modern Athlete and Coach*. – 2005. – № 43 (4). – URL: <http://www.iaaf-rdc.ru/docs/education/> (дата обращения: 02.11.2020).
105. Colyer, S.L. Kinetic demands of sprinting shift across the acceleration phase: novel analysis of entire force waveforms / S.L. Colyer, R. Nagahara, A. Salo // *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. – 2018. – № 28 (7). – P. 1874- 1792.
106. Crone, C. Methodological implications of the post activation depression of the soleus H-reflex in man / C. Crone, J. Nielsen // *Exp. Brain Res*. – 1989. – V. 78. – P. 28-32.
107. Crone, C. Spinal mechanisms in man contributing to reciprocal inhibition during voluntary dorsiflexion of the foot / C. Crone, J. Nielsen // *J. Physiol*. – 1989b. – V. 416. – P. 255-272.
108. De Luca, C.J. The use of surface electromyography in biomechanics / C.J. De Luca // *Journal of Applied Biomechanics*. – 1997. – № 13. – P. 135-163.
109. Debaere, S. Control of propulsion and body lift during the first two stances of sprint running: a simulation study / S. Debaere, C. Delecluse, D. Aerenhouts,
110. F. Hagman, I. Jonkers // *Journal of Sports Science*. – 2015. – № 33 (19). – P. 2016- 2024.
111. Dimitrijevic, M.R. Evidence for a spinal central pattern generator in humans / M.R. Dimitrijevic, Y. Gerasimenko, M.M. Pinter // *Ann. N. Y. Acad. Sci*. – 1998. – V. 860. – P. 360-376.

112. Douglas, J. Reactive and eccentric strength contribute to stiffness regulation during maximum velocity sprinting in team sport athletes and highly trained sprinters / J. Douglas, S. Pearson, A. Ross, M. McGuigan. – DOI: 10.1080/02640414.2019.1678363 // *J Sports Sci.* – 2020 Jan. – № 38 (1). P. 29-37. – URL: <https://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/02640414.2019.1678363> (дата обращения: 02.11.2020).
113. Dragert, K. Differential modulation of reciprocal inhibition in ankle muscles during rhythmic arm cycling / K. Dragert, E.P. Zehr // *Neurosci Lett.* – 2013. – V. 534. – P. 269-273.
114. Earles, D.R. Pre- and post-synaptic control of motoneuron excitability in athletes / D.R. Earles, J.T. Dierking, C.T. Robertson, D.M. Korceja // *Med. Sci. Sports Exerc.* – 2002. – V. 34 (11). – P. 1766-1772.
115. Eccles, J.C. Distribution of recurrent inhibition among motoneurons / J.C. Eccles, R.M. Eccles, A. Iggo, M. Ito // *Journal of Physiology (London)*. – 1961. – V. 159. – P. 479-499.
116. Eccles, J.C. *The Physiology of the Synapses* / J.C. Eccles. – Heidelberg, Springer Verlag, 1964. – 328 p.
117. Ekstrom, R.A. Electromyographic analysis of core trunk, hip, and thigh muscles during 9 rehabilitation exercises / R.A. Ekstrom, R.A. Donatelli, K.C. Carp // *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. – 2007. – № 37 (12). – P. 754-762.
118. Enjin, A. Neural control of movement. Motor neuron subtypes, proprioception and recurrent inhibition / A. Enjin. – *Acta Universitatis Upsaliensis*, 2011. – 61 p.
119. Faist, M. Modulation of recurrent inhibition in soleus and tibialis anterior muscle during human gait / M. Faist, C. Blahak, W. Berger // *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*. – 1996. – V. 99 (4). – P. 367-367.
120. Geertsen, S.S. Increased central facilitation of antagonist reciprocal inhibition at the onset of dorsiflexion following explosive strength training / S.S.

Geertsen, J. Lundbye-Jensen, J.B. Nielsen // *J Appl. Physiol.* – 2008. – V. 105. – P. 915- 922.

121. Gerasimenko, Y. Novel and direct access to the human locomotor spinal circuitry / Y. Gerasimenko, R. Gorodnichev, E. Machueva // *J. Neurosci.* – 2010. – V. 30, № 10. – P. 3700-3708.

122. Gerasimenko Y. Transcutaneous electrical spinal-cord stimulation in humans / Y. Gerasimenko, R. Gorodnichev, T. Moshonkina // *Ann. Phys. Rehabil. Med.* 2015. – P. 1364-74.

123. Gerasimenko, Y. Sensorimotor regulation of movements: novel strategies for the recovery of mobility / Y. Gerasimenko, I. Kozlovskaya, V. R. Edgerton // *Физиология человека.* – 2016. – Том 42, № 1. – С. 106-117.

124. Girard, O. Spinal modulations accompany peripheral fatigue during prolonged tennis playing / O. Girard, S. Racinais, J.P. Micallef, G.P. Millet // *Scandinavian journal of medicine & science in sports.* – 2011. – June. - P. 455-464.

125. Gossard, J.P. Transmission in a locomotor related group Ib pathway from hindlimb extensor muscles in the cat / J.P. Gossard, R.M. Brownstone, I. Barajon, H. Hultborn // *Exp Brain Res.* – 1994. – V. 98. – P. 213-228.

126. Hughes, D.I. HCN4 subunit expression in fast-spiking interneurons of the rat spinal cord and hippocampus / D.I. Hughes, K.A. Boyle, C.M. Kinnon, C. Bilsland, J.A. Quayle, R.J. Callister // *Neuroscience.* – 2013. – V. 237. – P. 7-18.

127. Hultborn, H. Changes in presynaptic inhibition of Ia fibres at the onset of voluntary contraction in man / H. Hultborn, S. Meunier, E. Pierrot-Deseilligny, M. Shindo // *J. Physiol.(Lond.).* – 1987. – V. 389. – P. 757-772.

128. Iles, J.F. Corticospinal and cutaneous control of presynaptic inhibition in the human lower limb / J.F. Iles // *J. Physiol.* – 1994. – V. 476. – P. 32.

129. Iles, J.F. Human standing and walking: comparison of the effects of stimulation of the vestibular system / J.F. Iles, R. Baderin, R. Tanner, A. Simon // *Exp Brain Res.* – 2007. – V. 178. – P. 151-166.

130. Ishikawa, M. Neuromuscular interaction during running for elite long-distance runners / M. Ishikawa, Y. Kunimasa, K Sano, T Oda, C Nicol, P.V. Komi,

E. Locatelli, A. Ito // 18-th annual Congress of the European college of sport science (26- 29 june). – Barcelona, 2013. – P. 555.

131. Ishimura, K. Relationship between sprint performance and stride parameters in curved sprinting / K. Ishimura, T. Tsukada, S. Sakurai // Paper presented at: 31-st Conference of the International Society of Biomechanics in Sports (ISBS). – Taipei, Taiwan, 2013.

132. Jessop, T. Short-term plasticity of human spinal inhibitory circuits after isometric and isotonic ankle training / T. Jessop, A. De Paola, L. Casaletto, C. Englard, M. Knikou // Eur J Appl Physiol. – 2013. – № 113 (2). – P. 273-284.