

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

Факультет фізичного виховання і спорт  
Кафедра олімпійського та професійного спорту

**РОЗРОБКА СИСТЕМИ ОЦІНКИ ПАРАМЕТРІВ УДАРНИХ  
НАВАНТАЖЕНЬ В ТРЕНУВАЛЬНИХ ВПРАВАХ З УРАХУВАННЯМ  
БІОМЕХАНІЧНОЇ СКЛАДОВОЇ У ТХЕКВОНДО**

**Дипломна робота**

Студент 683 групи

Ловас С.В.

Науковий керівник

Д.н. з фіз. вих. і спорту,

професор

Ольховий О.М.

**Миколаїв 2021**

ЗГІДНО РІШЕННЯ КАФЕДРИ ОЛІМПІЙСЬКОГО ТА ПРОФЕСІЙНОГО  
СПОРТУ

Протокол № 8 від 17.01.2022 р.

дипломну роботу магістра

на тему: «Розробка системи оцінки параметрів ударних навантажень в  
тренувальних вправах з урахуванням біомеханічної складової у тхеквондо»  
рекомендувати до захисту.

Завідувач кафедри

Олег ОЛЬХОВИЙ

Декан факультету

Андрій ЧЕРНОЗУБ

## ЗМІСТ

<b>ВСТУП</b> .....	
<b>РОЗДІЛ 1. ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРНИХ ДЖЕРЕЛ</b> .....	
1.1. Основні положення теорії удару та ударні дії.....	
1.2. Вплив властивостей поверхні опори на ударні навантаження під час приземлення.....	
1.3. Вплив механічних властивостей та конструкції спортивного взуття на ударні навантаження під час приземлення.....	
1.4. Ударні навантаження під час взаємодії з опорою під час приземлення.....	
1.5. Техніка приземлення у різних рухових завданнях .....	
<b>РОЗДІЛ 2. МАТЕРІАЛ, МЕТОДИ ТА ОРГАНІЗАЦІЯ ДОСЛІДЖЕНЬ</b> ...	
2.1. Методи досліджень.....	
2.2. Організація досліджень.....	
<b>РОЗДІЛ 3. РЕЗУЛЬТАТИ ДОСЛІДЖЕННЯ ТА ЇХ ОБГОВОРЕННЯ</b> .....	
3.1. Типологічні особливості взаємодії з опорою під час приземлення у стрибках вгору з місця.....	
3.2. Показники навантаження при взаємодії з опорою ударного та скручувального характеру у приземленні після виконання різних стрибкових завдань.....	
3.3. Ударні навантаження при взаємодії з опорою під час ударних дій.....	
<b>ВИСНОВКИ</b> .....	
<b>ПОСИЛАННЯ</b> .....	

## Вступ

**Актуальність теми дослідження.** Вивченню біомеханіки ударних дій присвячено велику кількість досліджень, результати яких відбилися в узагальненому викладі їх фазового складу, кінематики та динаміки ударних взаємодій та механізмів організації рухів ланок тіла, що лежать в основі ефективного виконання різних спортивних вправ [3]. Однак, існує велика кількість ударних дій або елементів цих дій, де є удар, як механічне явище, але які відрізняються за своєю структурою та організацією від ударів у волейболі, тенісі, боксі або карате. До таких ударних дій можна віднести зіткнення хокеїстів, приземлення при виконанні скоків у гімнастиці або нападаючого удару у волейболі, взаємодія з опорою при відштовхуванні в бігу, у стрибках у довжину і у висоту тощо. [4, 11, 88]. У таких вправах спортсмени зазнають значних ударних навантажень, особливо під час приземлення, дія яких може вплинути на ефективність виконання вправи або стати причиною виникнення травми [1, 44, 55, 70, 73, 78].

Вивчення ударних навантажень, що діють на ланки нижніх кінцівок, показало, що їхня величина залежить від таких факторів, як механічні властивості поверхні опори [5, 36, 37, 51, 52, 72, 89, 91, 98, 99], механічні властивості взуття [4, 7, 8, 13, 21, 29, 30], швидкість тіла на момент контакту з опорою [66, 82] та техніка виконання рухового завдання до [81, 83, 84, 85, 90] та після контакту з поверхнею опори [79, 105].

Характер і величина ударних навантажень значною мірою залежить від завдань приземлення. Тому доцільно поділу вправ, пов'язаних з приземленням, на два типи, що відрізняються, «приземлитися і зупинитися» і "Приземлитися і піти", тобто. продовжити рух тіла до виконання будь-яких інших дій, запропоноване McNitt-Gray [87, 93, 97]. Однак у межах кожного з цих типів приземлень мало вивчені закономірності зміни динамічних показників ударних навантажень, у локомоторних рухах (наприклад, в стрибкових вправах), а й за взаємодії з опорою під час і після виконання ударних дій. Крім

того, проведення подібних досліджень актуальне з точки зору розробки тестів для оцінки фізичної підготовленості спортсменів, оцінки величин ударних навантажень та профілактики травматизму.

**Об'єкт дослідження.** Взаємодія з опорою під час приземлення при виконанні стрибків вгору з місця, ударних дій у тхеквондо.

**Предмет дослідження.** Величина та характер зміни ударних навантажень при взаємодії з опорою у стрибкових вправах та ударних діях та техніка їх виконання.

**Гіпотеза дослідження.** Передбачається, що знання закономірностей зміни ударних навантажень, що діють на нижні кінцівки у стрибках вгору з місця з різними руховими завданнями та в ударних діях, дозволить оцінити характер та ступінь впливу цих навантажень на руховий апарат людини, розробляти тести для оцінки фізичної підготовленості спортсменів та зменшити ймовірність виникнення травм.

**Мета дослідження.** Виявити закономірності зміни та визначити величини ударних навантажень під час приземлення при виконанні різних стрибкових вправ та ударних дій у тхеквондо.

**Завдання дослідження:**

1. Вивчити типологічні особливості взаємодії з опорою під час приземлення у стрибках вгору з місця.
2. Визначити величини ударних навантажень під час приземлення у різних типах стрибкових вправ.
3. Виявити закономірності зміни ударних навантажень під час виконання серійних стрибків вгору з місця.
4. Провести порівняльний аналіз показників руху та приземлення після виконання стрибка вгору з місця та прямого удару у стрибку в таеквондо.
5. Порівняти техніку виконання ударів без повороту та з поворотом тіла у напрямку воріт та навантаження, що діють на опорну ногу.

**Методологія дослідження.** Теоретико-методологічними основами нашого дослідження були теорія багаторівневої будови системи управління

руховими діями людини Н.А. Бернштейна, теорія функціональних систем П.К. Анохіна та типологізація ударних взаємодій з опорою під час приземлення McNitt-Gray.

**Методи дослідження:** аналіз науково-методичної літератури, лабораторний експеримент, методи математичної статистики.

**Наукова новизна дослідження:**

– визначено три основні типи ударної взаємодії та їх різновиди під час виконання стрибків вгору з місця з різними руховими завданнями. Встановлено, що найбільші ударні навантаження виникають у серії двох стрибків вгору з місця з мінімальною паузою між амортизацією і подальшим відштовхуванням;

– виявлено два основні типи ударного навантаження під час приземлення: «адекватний» та «неадекватний». Принципом поділу була різниця між величинами максимальної сили на початку приземлення та під час відштовхування. Отриману різницю пропонується використовувати як коефіцієнт адекватності ударного навантаження в стрибкових вправах;

– виявлено три види розподілу максимальних сил, що розвиваються спортсменами під час відштовхування та на початку приземлення («рівномірний», "хвилястий" і "зменшується") при виконанні серійних стрибків (30 стрибків), що використовуються як тест для оцінки стрибкової витривалості. Встановлено, що від цього розподілу залежить ступінь інформативності критеріїв, з допомогою яких оцінюється рівень підготовленості спортсменів;

**Теоретична значимість.** Сучасна теорія удару не пояснює механізму ударних дій, особливо спортивних, які виконує людина. Механічні та біомеханічні уявлення про удар можуть принципово відрізнитися, особливо при з'ясуванні закономірностей, пов'язаних з ударними навантаженнями, що виникають під час приземлення або під час ударних дій. Це з тим, що під час зіткнення тіл діють як ударні, а й інші сили, обумовлені м'язовою активністю, які під час контакту можуть істотно змінити імпульси тіл. Звідси подальше

вивчення ударних взаємодій дозволяє визначити типологічні особливості взаємодії з опорою та характер зміни ударних сил під час приземлення, а також сприятиме підвищенню ефективності виконання різних ударних дій та техніки приземлення у стрибкових вправах.

Оскільки у багатьох видах спорту спортсмени зазнають значних ударних навантажень, які можуть стати причиною виникнення різних патологій і навіть травм, то накопичення знань про величини цих навантажень та характер їх зміни під час приземлення після виконання стрибкових та інших вправ дозволить знизити ймовірність травматизму у спорті.

**Практична значимість.** Результати дослідження показують, що найбільші ударні навантаження під час приземлення спортсмени зазнають при виконання серійних стрибків з мінімальним часовим інтервалом між приземленням та подальшим відштовхуванням. Індивідуальні закономірності зміни максимальних величин вертикальної складової сили реакції опори (ВСПО) на початку приземлення та їх співвідношення з максимальною силою під час відштовхування від опори (коефіцієнт адекватності ударного навантаження), особливо в серійних стрибках вгору з місця, необхідно враховувати в тренувальному процесі для корекції техніки приземлення, і навіть зниження ймовірності виникнення травм.

При розробці тестів з метою оцінки стрибкової витривалості слід враховувати наявність суттєвих індивідуальних відмінностей у характері зміни максимальних величин ВСПО, як під час відштовхування, і під час приземлення. Динаміку зміни цих показників, а не лише їхню величину, важливо враховувати для правильної оцінки рівня підготовленості спортсменів. У цій динаміці відображаються як рівень підготовленості спортсменів, так і розклад сил у процесі виконання рухового завдання.

Вивчення ударних навантажень під час приземлення при виконанні ударних дій у тхеквондо вказує на необхідність використання індивідуального підходу, оскільки в більшості випадків аналіз середніх значень не призводить до позитивних результатів.

**Структура й обсяг роботи.** Робота складається зі вступу, трьох розділів, висновків, списку використаних джерел (139). Загальний обсяг дипломної роботи складає 85 сторінок, вона містить 10 таблиць та 13 рисунків.

## РОЗДІЛ 1.

### ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРНИХ ДЖЕРЕЛ

#### 1.1. Основні положення теорії удару та ударні дії

Поступове становлення сучасної теорії удару все ж таки залишає деякі сумніви про її застосування для пояснення механізму реальних ударів, що зустрічається в природі, особливо, при скоєнні ударних дій людиною. Тому механічні та біомеханічні уявлення про удар можуть відрізнятися, особливо при з'ясуванні закономірностей, пов'язаних з ударними навантаженнями, що виникають при виконанні ударних дій [21, 49, 74].

Поняття «удару» в механіці визначається як короткочасне взаємодія тіл (чи системи тіл), у результаті якого швидкості тіл змінюються кінцеву величину. Основними характеристиками удару є: час ударної взаємодії; сила удару (або ударна сила); імпульс удару (або ударний імпульс, удар); швидкості тіл до та після удару. Процес ударної взаємодії поділяється на дві фази: фаза деформації; фаза відновлення [8, 29, 55].

Результат ударної взаємодії залежить тільки від перелічених характеристик, а й від механічних властивостей тіл. Властивості тіл, що ударяються, оцінюють за коефіцієнтом відновлення ( $k$ ), який розраховується як відношення імпульсу сили у фазі відновлення до імпульсу сили у фазі деформації (а при ударі про нерухому поверхню – відношення швидкості відскоку до швидкості падіння або квадратний корінь відношення висот тіла до падіння і після відскоку).

Залежно від значення коефіцієнта відновлення розрізняють такі види ударів: абсолютно непружний удар ( $k = 0$ ); абсолютно пружний удар ( $k=1$ ); реальний удар ( $0 < k < 1$ ).



Перші два види ударів є ідеалізацією, яка реально не існує у природі. Якщо точка зіткнення тіл при ударі лежить на прямій, що проходить через центри мас цих тіл, а вектора швидкостей лежать на тій прямій, то удар називається центральним. В іншому випадку йдеться про так званий дотичний удар.

При побудові теорії удару та доказі відповідних теорем спираються на такі припущення та зневаги: час удару прагне нуля; переміщенням об'єктів за час удару нехтують; величини сил і прискорень при ударі прагнуть нескінченності; дією звичайних сил (ненаголошених) нехтують. З огляду на це в теорії удару доведено три види теорем, формулювання яких представлені нижче.

Теорема про кількість руху (теорема імпульсів): «Зміна кількості руху системи під час удару дорівнює сумі всіх зовнішніх ударних імпульсів, прикладених до системи» [14, 23, 58].

Теорема про кінетичний момент: «Зміна кінетичного моменту системи за час ударної взаємодії щодо будь-якого центру або осі дорівнює сумі моментів зовнішніх ударних імпульсів, що діють на цю систему щодо того ж центру або осі» [14].

Теорема про кінетичну енергію (Теорема Кельвіна): «Зміна кінетичної енергії системи під час удару дорівнює сумі робіт ударних сил (тобто. сумі творів ударних імпульсів на півсуму початкової і кінцевої швидкостей точок)» [14].

Вивчення реальних ударів з використанням теорії удару часто утруднено тим, що зневаги та припущення, що лежать у її основі, можуть сильно спотворити картину реальних процесів. Для докладного вивчення явища удару додатково використовують такі теорії, як теорія пружності, теорія пластичності, теорія поширення хвиль у тілі, гідродинамічна теорія удару.

У біомеханіці ударними називають дії, результат яких досягається механічним ударом [3]. У багатьох ударних діях виділяють такі фази:

Замах - рух, що передуює ударному руху, внаслідок чого збільшується

відстань між ударною ланкою тіла та предметом, по якому наноситься удар.

1. Ударне рух – час від кінця замаху на початок ударного взаємодії.
2. Ударна взаємодія - зіткнення тіл, що ударяються.
3. Після ударний рух – рух ударної ланки тіла після припинення контакту з предметом, яким наноситься удар.

Слід наголосити, що такий поділ на фази справедливо не для всіх ударних дій. Воно є доцільним для таких видів спорту, як бокс, теніс, волейбол, футбол тощо. Однак існує велика кількість ударних дій або елементів цих дій, де є удар, як механічне явище, але в яких такий поділ не має сенсу. Прикладом можуть бути: зіткнення хокеїстів, приземлення при виконанні скоків у гімнастиці або акробатиці, взаємодія з опорою при відштовхуванні у стрибках у довжину та у висоту [6, 8, 14, 20, 36, 38]. У таких рухах спортсмени зазнають значних ударних навантажень, особливо під час приземлення, дія яких може вплинути на ефективність виконання вправи або стати причиною травми [1, 44, 70, 73].

## **1.2. Вплив властивостей поверхні опори на ударні навантаження під час приземлення.**

Під час приземлення із зупинкою тіла при взаємодії з опорою основне навантаження посідає подовження активних м'язів при згинанні суглобів і деформацію кісток, у результаті відбувається розсіювання накопиченої енергії та зниження впливу цього навантаження інші ланки тіла [52, 72, 86]. Вищі швидкості тіла в момент торкання опори на початку приземлення, а також використання механічних пристроїв, що збільшують швидкість тіла (жердина, гімнастичні снаряди тощо), вимагають використання спеціальних поверхонь, які сприятимуть вирішенню відповідного рухового завдання. Механічні властивості поверхні повинні допомагати спортсмену зменшити діючі на нього сили під час приземлення під час вирішення задачі «приземлитися і зупинитися» або, доповнюючи механічні властивості нижніх кінцівок, сприяти вирішенню задачі «приземлитися і піти» [48, 80].

Як показали дослідження, збільшення жорсткості поверхні спричиняє збільшення ступеня згинання суглобів при виконанні приземлення на дані поверхні [35, 38, 48, 51, 58, 79, 84, 99]. Це, перш за все, пов'язане з високим ризиком травматизму, що виникає під час виконання спортивних рухових дій на майданчиках з більш жорсткими поверхнями [50]. Так, гравці старших вікових груп, які тренувалися на кортах з м'яким покриттям, мали менше проблем із колінними суглобами порівняно з гравцями, які тренувалися на майданчиках із більш жорстким покриттям [74]. Крім того, на ризик травматизму та виникнення болю було відзначено вплив фрикційних властивостей поверхонь [16].

Для покриття спортивних майданчиків застосовують стандарти, затверджені відповідними спортивними організаціями або відомствами [49]. Найчастіше ці стандарти лише уніфікують тип поверхні, що використовується на офіційних змаганнях. Тестування таких поверхонь проводять зазвичай в інженерних лабораторіях за допомогою стандартних тестів удару твердого тіла - вантажу відомої маси з датчиками, кинутого з певної висоти [30]. Зрозуміло, що дані випробування не дозволяють прогнозувати можливі навантаження на опорно-руховий апарат та алгоритми розподілу цього навантаження при приземленні спортсменів [17, 79].

При приземленні в умовах спортивних змагань спортсмену доводиться адаптуватися до існуючих стандартів, особливо якщо немає можливості внести будь-які зміни в обладнання з урахуванням індивідуальних особливостей. Незважаючи на існуючі міжнародні стандарти, навіть в одному виді спорту стандарти на покриття можуть суттєво відрізнитись залежно від місця проведення змагань (на відкритому повітрі чи у приміщенні).

У деяких випадках спортсмени до змагань можуть випробувати спортивний майданчик, провести розминку, прикидку тощо. Але іноді, коли є спеціально відведене місце для розминки, є дуже велика різниця у властивостях поверхонь опори [39, 58].

Проблема різних покриттів виникає не лише на змаганнях, умови яких

змушують спортсменів використовувати обладнання, жорсткість та пружні властивості якого можуть випадково варіювати порівняно з запропонованими стандартами, а й у процесі навчально-тренувальної роботи спортсмена. Характерний приклад спортивної гімнастики як багатоборства, у якому властивості опорних частин різних снарядів, що виявляються при деформації, свідомо різні. Так, модуль пружності помосту для вільних вправ, акробатичної доріжки, містків для стрибків, батутів різної потужності різний за визначенням і тому дії типу відштовхування ногами і приземлення, що виконуються на них, вимагають тонкої рухової диференціації в навчанні, що виключає інтерференцію та до динаміки опорних дій руками при виконанні вправ на гімнастичних снарядах). Аналогічне становище існує у випадку з пристроями, що чисто демпфують, і покриттями в інших видах спорту, покликаними розсіювати, «гасити» кінетичну енергію тіла спортсмена при приземленнях в зупинку. Такі мати різної товщини, яма з поролоновою стружкою [8, 52, 85].

Складність розробки спеціальних спортивних покриттів часто пов'язана з тим, що при приземленні на ту саму поверхню спортсмен може вирішувати кілька рухових завдань, наприклад, «приземлитися і піти» і «приземлитися і зупинитися». У таких випадках вимоги до структури покриття значно ускладнюються, оскільки саме при вирішенні кількох рухових завдань спортсмени найбільше припускаються помилок [83], що тягнуть за собою травми опорно-рухового апарату [56, 66, 87, 98].

### **1.3. Вплив механічних властивостей та конструкції спортивного взуття на ударні навантаження під час приземлення.**

Спортивне взуття є одним із найважливіших складових частин екіпірування спортсменів, механічні властивості якого можуть по-різному впливати на ефективність виконання рухових дій [8, 13, 21, 22, 27, 71].

Зразки взуття, які розробляють різні фірми, проходять відповідні випробування, що включають біомеханічне тестування на предмет відповідності тому чи іншому виду спорту [20, 42, 53, 69, 108]. Однак слід

зазначити, що в більшості випадків, особливо для бігового взуття, недостатньо науково-обґрунтованих даних про вплив спортивного взуття на біомеханічні характеристики рухів. Для бігу така інформація є особливо важливою, оскільки при постановці ноги на опору виникають великі ударні навантаження на нижні кінцівки [46, 57, 59, 78].

Логічно, що інвентар у спорті має вирішувати такі завдання, як підвищення ефективності виконання змагальних, а також тренувальних вправ та зменшення ймовірності виникнення професійних травм. Застосування нових технологій при конструюванні спортивного взуття, особливо підошви, призвело до того, що у взуттєвій промисловості почали використовувати нові синтетичні матеріали, які, на думку тренерів та спортсменів, значно підвищили ефективність занять фізичними вправами. Однак, з іншого боку, це призвело до зростання травматизму як у спортсменів-професіоналів, так і серед любителів бігу підтюпцем [7, 18, 30, 59]. Статистика [10, 45] показує, що найчастіше у бігунів травмуються колінні та гомілковостопні суглоби, а також окістя великогомілкової кістки та ахіллове сухожилля, що, на думку фахівців [36, 47, 59], пов'язано з недоліками в конструкції бігового спортивного взуття.

При оцінці механічних властивостей спортивного взуття рекомендується [6, 43, 77, 109] оцінювати таке:

1. Зменшення ударних навантажень за рахунок поглинання чи розсіювання енергії.
2. Можливість накопичувати і потім частково використати енергію пружної деформації.
3. Стійкість стопи в опорній фазі бігового кроку.
4. Фрикційні показники при взаємодії з опорою.
5. Розподіл тиску під ногою в опорній фазі бігу.

Використовуються дві групи тестів: фізичні чи матеріальні та суб'єктивні [6, 49, 65, 81].

**1.3.1. Зменшення ударних навантажень за рахунок поглинання чи розсіювання енергії.** Зменшення ударних навантажень зазвичай оцінюють

двома способами, в основі яких лежать різні модифікації "дроп-тесту". Перший спосіб заснований на матеріальному тестуванні, коли досліджуваний зразок підошви падає вантаж заданої форми і маси [19, 80] з фіксованої висоти.

Наприклад, у стандарті США ASTM F-355 як тест-об'єкт використовується алюмінієвий циліндр висотою 25,4 см, масою 9,07 кг, діаметром основи 12,5 см. На тест-об'єкті кріпиться датчик прискорення, за величиною якого розраховується ударна сила.

В іншому тесті, який отримав назву «Пенсільванський дроп-тест» [26] важкий стрижень падає з висоти 5 см на частину п'яти або носочку підошви. На стрижні також закріплюється датчик прискорення, з допомогою якого визначають зменшення ударного прискорення під час падіння зразок проти еталонним зразком.

За даними [27, 41] для частини п'яти підошви характерне ослаблення від 9 до 12 g (g - прискорення вільного падіння), для передньої частини підошви - з 11 до 15 g. Існують і інші варіанти матеріального тестування, в основі яких лежить вимір зменшення прискорення при зіткненні вантажу із зразком.

Для оцінки ударопоглинаючих властивостей підошв спортивного взуття використовують і динамометричні платформи. У цьому випадку на поверхні платформи закріплюють зразок, після чого проводять дроп-тест і реєструють вертикальну складову сили реакції опори. За отриманою кривою вимірюють максимум вертикальної складової сили реакції опори та час його досягнення [29].

Другий спосіб оцінки ударопоглинаючих властивостей бігового взуття заснований на суб'єктному тестуванні [4, 20, 24, 25, 27], під час якого випробувані пробігають певний відрізок дистанції із заданою швидкістю в різних зразках спортивного взуття.

Найчастіше під час проведення суб'єктних тестів використовують динамометричні платформи [4, 6, 25, 28, 30, 110], проте використовують і датчики прискорення [31, 33, 113]. За результатами численних робіт [17, 41, 46, 59] стає ясно те, що величина першого максимуму вертикальної сили

реакції опори може бути причиною травм нижніх кінцівок.

**1.3.2. Можливість накопичувати та використовувати енергію пружної деформації.** У біомеханіці стала вельми поширеною поняття "рекуперації" енергії, що накопичується у різних структурах опорно-рухового апарату людини. Зокрема, цією властивістю мають м'язово-сухожильні структури. Добре відомо, що якщо м'яз розтягнути, то в ньому накопичується енергія пружної деформації, яка при подальшому скороченні м'яза частково віддається у вигляді додаткової сили тяги, тим самим збільшуючи силу, що розвивається людиною [2, 46, 78].

В даному випадку термін «рекуперативні властивості» може мати на увазі оцінку впливу спортивного взуття на можливість накопичувати та одночасно розсіювати енергію пружної деформації при бігу. Для оцінки втрат енергії у підшвах спортивного взуття використовують методики матеріального та суб'єктного тестування [6, 22, 71].

Одним із показників цієї властивості взуття є коефіцієнт поглинання матеріалу, що є найбільш об'єктивною характеристикою властивостей матеріалу, пов'язаної з енергопоглинанням [5, 6, 12]. Коефіцієнт поглинання матеріалу, у такому разі, дорівнює відношенню енергії, яка розсіюється в одиниці об'єму матеріалу за один цикл «навантаження – розвантаження», до максимальної енергії, запасеної в цій же одиниці об'єму.

Найпростішим матеріальним способом оцінки енергетичних втрат у підшві бігового спортивного взуття є «дроп-тест» [19, 54], в якому експериментальний об'єкт заданої форми скидається із заданої висоти на зразок [5, 19].

Для оцінки втрат енергії у реальних спортивних вправах використовують різні стрибки із заданої висоти динамометричну платформу, тобто. суб'єктні випробування. У разі оцінюються рекуперативні властивості не взуття, а всієї біомеханічної системи «опорно-руховий апарат – спортивне взуття

- Штучне покриття »[6, 58, 84]. Оцінка рекуперативних властивостей

такої механо-біомеханічної системи проводиться за значеннями біомеханічної добротності. Цей показник дорівнює відношенню максимальної енергії, що запасається в системі, до енергії, що розсіюється за період системних резонансних коливань, які записуються за допомогою динамометричної платформи.

У роботах [6, 46, 97] запропоновані для використання у суб'єктному тестуванні так звана «наведена біомеханічна добротність». Цей показник побічно відбиває властивість питомої одиниці досліджуваної біомеханічної системи рекуперувати її енергію пружної деформації цієї одиниці. Ця біомеханічна добротність дорівнює біомеханічної добротності, помноженої на довжину тіла випробуваного в метрах і поділеної на його масу в кілограмах.

**1.3.3. Стійкість стопи в опорній фазі бігового кроку.** Стійкість стопи спортсмена в медіально-латеральному напрямку забезпечується шляхом контролю за положенням задньої частини стопи або контролю руху стопи в підтаранному суглобі під час постановки ноги на опору «з п'яти».

Постановка стопи на опору з п'яти, характерна для бігу зі швидкістю менше 5,5 м/с, супроводжується її пронацією та супінацією, яка може досягати значних величин і бути причиною виникнення низки травм м'язово-сухожильних структур нижніх кінцівок [31, 33, 37, 42].

Матеріальних методів тестування такої стійкості стопи під час бігу немає, також як немає безпосереднього способу вимірювання еверсії-інверсії кістки п'яти в підтаранному суглобі. Для оцінки цієї характеристики найчастіше досліджуються кути, утворені гомілки та задньої частини стопи з вертикаллю [29, 34] або визначають значення цих кутів по відношенню до горизонту [111]. Для цього використовують високошвидкісну відеозйомку маркерів, які наклеюються на різні ділянки гомілки та стопи. Крім того вимірюють швидкість п'яти та швидкості зміни кутових координат стопи [16, 25, 37, 46, 47], оскільки значення цих швидкостей можуть бути причинами виникнення травм.



### **1.3.4. Фрикційні характеристики при взаємодії із опорою.**

Підвищення ступеня фіксації стопи на опорі при рухах, що гальмують, може бути причиною виникнення травм нижніх кінцівок [36, 69, 77], що дуже важливо ігрових видах спорту.

Сила тертя, що діє поверхні контакту двох тіл, перешкоджає їх взаємному переміщенню.

Статичне тертя виникає поки немає взаємного переміщення дотичних поверхонь, динамічне тертя виникає при взаємному переміщенні дотичних тіл.

При поступальному русі одного тіла поверхнею іншого визначають коефіцієнт тертя ковзання, величина якого залежить від швидкості взаємного переміщення поверхонь і величини області контакту з опорою.

При обертальному русі використовують момент сили тертя поверхонь щодо осі обертання.

З метою оцінки коефіцієнта тертя ковзання для спортивного взуття на поверхні контакту та для штучного покриття в роботі [127] було розроблено спеціальний пристрій, основним системним елементом якого є візок з рухомою кареткою. У самому центрі каретки закріплений стрижень, який передає вертикальне навантаження на спортивне взуття, що тестується.

Вертикальне навантаження задається спеціальними вантажами. Переміщуючи візок у межах динамометричної платформи, реєструють горизонтальну складову сили реакції опори та розраховують коефіцієнт тертя ковзання.

### **1.3.5. Розподіл підошовного тиску в опорній фазі бігового кроку.**

Фірми, що виробляють бігове спортивне взуття, приділяють велику увагу оцінці розподілу підошовного тиску [18, 26, 32, 61], що особливо важливо для зменшення ймовірності травматизму та підвищення ефективності бігу [36, 54].

Розподіл тиску підошві вимірюється з допомогою про крокобарографів, емнісних датчиків [108], різної фотопружної техніки [135], спеціальних рідких кристалів [32]. Найбільшого поширення серед динамометричних пристроїв набули п'єзоелектричні платформи та устілки [18, 26, 61]. Розподіл тиску

підшвою оцінюють за величиною сили, що діє на одиницю площі поверхні, що вимірюється в паскалях ( $1 \text{ па} = 1 \text{ Н/м}^2$ ). Крім того, реєструють величину вертикальної складової сили реакції опори та діаметр «плями тиску».

Як і попередніх випадках, розподіл підшовного тиску оцінюють з допомогою матеріального і суб'єктного тестування. Наприклад, при матеріальному тестуванні в роботах [32, 61] циліндр масою 8,5 кг та діаметром торця 4,5 см скидали на досліджуваний матеріал із заданої висоти так, що швидкість приземлення склала 0.95 м/с. Ця швидкість викликає виникнення вертикальної складової сили реакції опори, величина якої приблизно відповідає максимальному значенню даної характеристики під кісткою п'яти при приземленні після стрибка вниз. Реєструється максимум вертикальної складової сили реакції опори і, відповідно, діаметр плями тиску.

Суб'єктне тестування розподілу підшовного тиску в реальних рухах проводять з використанням п'єзоелектричних платформ або устілок [26, 30, 108].

У роботі [26] вивчалися особливості розподілу тиску в бігу у спортсменів, які ставлять ногу на опору з п'яти та з носка. Виявлено, що у спортсменів, які виконують відштовхування зі шкарпетки, площа опорної поверхні значно менша. Тому бігове взуття при такому варіанті відштовхування від опори в бігу можна робити зі спрощеною частиною п'яти, що знизить вартість взуття і його вагу.

#### **1.4. Ударні навантаження під час взаємодії з опорою під час приземлення.**

При виконанні багатьох рухових дій (приземлення після стрибків та стрибків у гімнастиці, кидків у стрибку в баскетболі, нападника удару у волейболі тощо) під час приземлення виникають значні внутрішні сили та моменти сил у руховому апараті людини та сили реакції опори. Щоб уникнути пошкоджень, необхідно забезпечити баланс навантаження, що діє на тіло, і напруги, що виникає в скелетно-м'язовій системі, щоб реагувати на

навантаження. Відсутність напруги призводить до виникнення дегенеративних процесів або атрофії м'язів, тоді як надлишкове навантаження може призвести до пошкоджень (наприклад, перелом, розтягнення зв'язок), що потребують негайного втручання. Багаторазова дія ударного навантаження може викликати позитивні ефекти, такі як збільшення критичних меж скелетно-м'язової системи, або негативні ефекти, такі як біль і різні травми.

Наявність причинно-наслідкового зв'язку між навантаженням та ушкодженням не доведено. Разом з тим велика кількість травм нижніх кінцівок спортсменів при приземленні [106, 107]) дозволяє припустити, що процес підготовки атлетів не завжди відповідає можливостям рухового апарату людини позитивно пристосуватися до діючих навантажень. За даними епідеміологічних досліджень Національної атлетичної асоціації до олледжів (NCAA) США ушкодження нижніх кінцівок становлять 55–65% усіх ушкоджень, отриманих студентами-спортсменами при виконанні повторних приземлень. Такі травми призводять до суттєвої втрати часу для тренувань та участі у змаганнях та можуть призвести до виникнення хронічних захворювань. Незважаючи на вдосконалення, що вносяться в конструкцію спортивного взуття, основна кількість пошкоджень припадає на ту частину рухового апарату, яка найближче розташована до точки дотику (нога, гомілка, колінні та гомілковостопні суглоби [106, 107]).

Методологічні обмеження, пов'язані з прямим виміром сил, що діють на анатомічні структури під час реального руху, а також оцінки механічних властивостей непошкоджених біологічних структур, суттєво обмежують визначення причинно-наслідкового зв'язку між навантаженням та реакцією скелетно-м'язової системи на неї [12]. Разом з тим, навантаження, що діють під час приземлення, можна оцінити на рівні як всього тіла, так і на рівні окремого суглоба чи ланки, визначивши сили реакції опори (СРО), суглобові сили та суглобові моменти [47].

Порівняння динамічних характеристик руху окремих ланок і тіла загалом, залежно від завдань приземлення, також дозволяє зрозуміти дію

навантаження руховий апарат людини [68]. Але, на жаль, вивчення реальних сил у галузі суглоба обмежене можливостями експериментальних і моделюючих підходів [61, 63, 75, 84]. Крім того, оцінка навантаження, що діє на людину, додатково ускладнюється довільним керуванням рухами центральної нервової системи. Звідси механічні характеристики рухів залежать від завдань приземлення, швидкості руху до опори та властивостей поверхні, що контактується. У даному випадку йдеться про техніку (або стратегію) приземлення, що представляє собою план координації взаємодії ланок тіла під час реалізації відповідного рухового завдання.

Завдання приземлення з погляду механіки полягає в тому, щоб ефективно перетворити імпульс всього тіла при взаємодії з опорою для вирішення наступного завдання. Наприклад, при виконанні стрибка в довжину основне завдання полягає в перетворенні горизонтальної швидкості загального центру мас тіла при постановці ноги на опору вертикальну швидкість руху тіла при відштовхуванні [63]. Аналогічна задача перетворення горизонтального імпульсу і обертового моменту всього тіла на вертикальний імпульс відштовхування лежить в основі виконання відштовхування з двох ніг у гімнастиці [98, 103, 105]. Такий тип приземлення автори назвали «приземлитися та піти». І, навпаки, приземлення гімнастки на дві ноги передбачає завдання зменшити імпульс тіла та обертовий момент при взаємодії з опорою до нуля, зберегти рівновагу, не відриваючи при цьому ноги від опори. Завдання у такому типі приземлення – "приземлитися і зупинитися".

Завдання «приземлитись і піти» та «приземлитися та зупинитися» механічно визначаються імпульсом тіла, масою тіла та СРО за час взаємодії з опорою. Величина, напрямок та тривалість імпульсу сили, що діє під час приземлення, залежно від завдання створюють різне навантаження на опорно-руховий апарат людини. На напрям імпульсу СРО при торканні опори впливає положення тіла та його момент інерції. На величину імпульсу СРО впливає активність м'язів, рух ланок тіла та величина моменту інерції тіла до контакту

з опорою [68, 76, 80, 85, 101, 105]. На тривалість імпульсу СРО впливають у сукупності механічні властивості поверхні опори та техніка приземлення [40, 86, 87, 92, 93, 98, 99].

Спортивна ситуація часто визначає стратегію та вибір необхідної техніки приземлення навіть на шкоду навантаженням, які зазнає опорно-руховий апарат людини. Наприклад, необхідність зменшення часу виконання блоку у волейболі веде до збільшення навантаження на випереджальну ногу в порівнянні з ногою, що запізнюється, на 5 одиниць ваги тіла [95]. Техніка приземлення, яка довільно вибирається спортсменами, пов'язана з індивідуальними перевагами розподілу навантаження між ланками [14, 72] та рекрутуванням рухових одиниць одно- та двосуглобових м'язів [67, 91]. Крім цього, техніка приземлення залежить від морфофункціональних та рухових здібностей спортсменів, що реалізуються залежно від умов приземлення, зокрема від властивостей поверхні опори [79, 91].

Основними характеристиками навантаження з погляду механіки є: сила, момент сили та імпульс сили.

Сила – векторна величина, яка є миттєвим заходом на дане тіло інших тіл, і навіть полів. Прикладена до тіла сила є причиною зміни його швидкості або виникнення в ньому деформацій та напружень. Із зовнішніх сил на тіло людини діють сила тяжіння, сила ваги, сила реакції опори, сила інерції, сили опору середовища, сила тертя, сила пружної деформації, а також сили, що діють з боку інших тіл.

До внутрішніх сил слід віднести сили тяги скелетних м'язів, сили пружної деформації м'язово-сухожильних структур та зв'язково-суглобового апарату та суглобові сили. При аналізі сил, що діють на опорно-руховий апарат, окремо розглядають сили, прикладені до центру мас ланки (сили тяжіння ланок і сили інерції, що виникають при прискореному русі ланок), а також сили, що виникають у суглобах при тиску однієї кістки на іншу. Причому за експериментальними даними [13, 59] величини результуючих сил, що діють на суглоб, статистично значимо менше сил, що виникають при

взаємодії суглобових поверхонь кісток.

Момент сили – величина, що характеризує обертальний ефект дії сили. Момент сили дорівнює добутку сили, що додається до тіла, на плече сили – довжину перпендикуляра, опущеного з осі обертання на лінію вектору чинної сили. Для кожної ланки існує проксимальний та дистальний суглобовий момент, що у сукупності визначають величину кутового прискорення ланки.

Імпульс сили – величина, що характеризує дію сили, що робить на тіло сила за певний проміжок часу. Чисельно імпульс сили розраховується як добуток середнього значення сили на час її дії або, точніше, як інтеграл від початкового часу дії сили до кінцевого часу функції зміни сили за часом. Під час приземлення початковий час імпульсу сили відповідає моменту появи і різкого зростання сили реакції опори, кінцевий час імпульсу сили відповідає моменту зникнення сили реакції опори, або зупинки ЗЦМ тіла.

Під час приземлення з боку опорної поверхні на ноги спортсмена можуть діяти дуже великі сили реакції опори. Величини цих сил і характер їх зміни залежать від швидкості, з якої рухається тіло в момент контакту з опорою, властивостей поверхонь, що зударюються, і завдань приземлення. На малюнку 2 в узагальненому вигляді наведено величини максимальних значень вертикальної складової сили реакції опори, виражені в одиницях маси тіла спортсменів, у різних видах спорту [24, 53, 77, 98].

Приземлення є складовою багатьох спортивних вправ, таких як кидки в баскетболі, нападники удари у волейболі, стрибки в гімнастиці та акробатиці. Вони також зустрічаються у військовій справі, зокрема у стрибках з парашутом, де необхідно забезпечити стійкість під час приземлення та мінімізувати ризик отримання травми через значні сили реакції опори ударного характеру [15, 70].

Однією з основних цілей більшості досліджень за кордоном є вивчення механізмів виникнення травм під час приземлення з різних висот та вивчення залежності різних показників взаємодії з опорою від підлоги, властивостей поверхні опори, техніки приземлення та відмінностей між представниками

різних видів спорту.

Аналіз науково-методичної літератури, пов'язаної з вивченням ударних навантажень, що виникають під час взаємодії з опорою, показав, що основна увага дослідників була зосереджена на вивченні зовнішніх показників динаміки взаємодії з опорою, що реєструються за допомогою динамометричних платформ. Причому переважна більшість робіт пов'язана з вивченням ударних навантажень, що діють вздовж поздовжніх осей нижніх кінцівок і викликають згинання в ніг суглобах. Практично відсутні роботи, пов'язані з вивченням ударних навантажень скручування, які створюють обертальні моменти щодо поздовжніх осей, що проходять через опорну поверхню вздовж ланок тіла. Такі навантаження, наприклад, виникають при приземленні після багатооборотних стрибків у фігурному катанні або стрибків з піруетом у гімнастиці та ін. Зазначимо, що найбільше робіт присвячено вивченню ударних навантажень при приземленні.

Вивчення ударних навантажень, що діють вздовж ланок нижніх кінцівок, показало, що на їх величину впливають такі фактори, як механічні, і зокрема, фрикційні властивості поверхонь, що сударяються (покриттів і взуття), швидкість тіла до моменту контакту, характер рухового завдання та особливості взаємодії ланок тіла до та після контакту з поверхнею опори.

Характер і величина ударних навантажень значною мірою залежить від завдань приземлення. Тому доцільно розподілу вправ, що з приземленням, на два різних типи «приземлитися і зупинитися» і «приземлитися і піти», тобто. продовжити рух тіла до виконання будь-яких інших дій. Однак у межах кожного з тих типів приземлень недостатньо вивчені особливості взаємодії з опорою.

## **РОЗДІЛ 2.**

### **МАТЕРІАЛ, МЕТОДИ ТА ОРГАНІЗАЦІЯ ДОСЛІДЖЕНЬ**

#### **2.1. Методи дослідження**

Для вирішення поставлених завдань використано такі методи дослідження:

1. Аналіз науково-методичної літератури.
2. Лабораторний експеримент.
3. Методи математичної статистики.

**2.1.1. Аналіз літературних джерел.** З проблеми дослідження було



проаналізовано понад 143 літературні джерела. Розглянуто різні теоретичні положення щодо ударних навантажень при виконанні приземлень.

**2.1.2. лабораторний експеримент.** Лабораторний експеримент проводився з використанням таких методик:

- динамометричні апаратно-програмні комплекси АМТІ та Kistler;
- Оптико-електронні та динамометричні апаратно-програмні комплекси Qualisys та Vicon (Workstation).

**2.1.2.1. Динамометричний апаратно-програмний комплекс АМТІ.** Для реєстрації значень сили реакції опори при виконанні стрибків використовувалися дві динамометричні платформи АМТІ моделі ВР400600НФ-2000, який через USB-порт був з'єднаний із комп'ютером. Частота збирання даних 1000 Гц. Відстань між платформами 50 мм (рис. 2.1).

Подальша обробка даних проводилася з використанням програмного забезпечення «АCTest» та програми автоматичного визначення різних показників у стрибкових вправах. Кожна платформа була розташована на металевих опорах, що дозволяють переміщати платформи щодо один одного і призначена для реєстрації сили реакції опори однієї з ніг. Отримані динамограми з правої і лівої ноги програмно підсумовувалися, і, таким чином, розраховувалася вертикальна складова сил реакції опори.

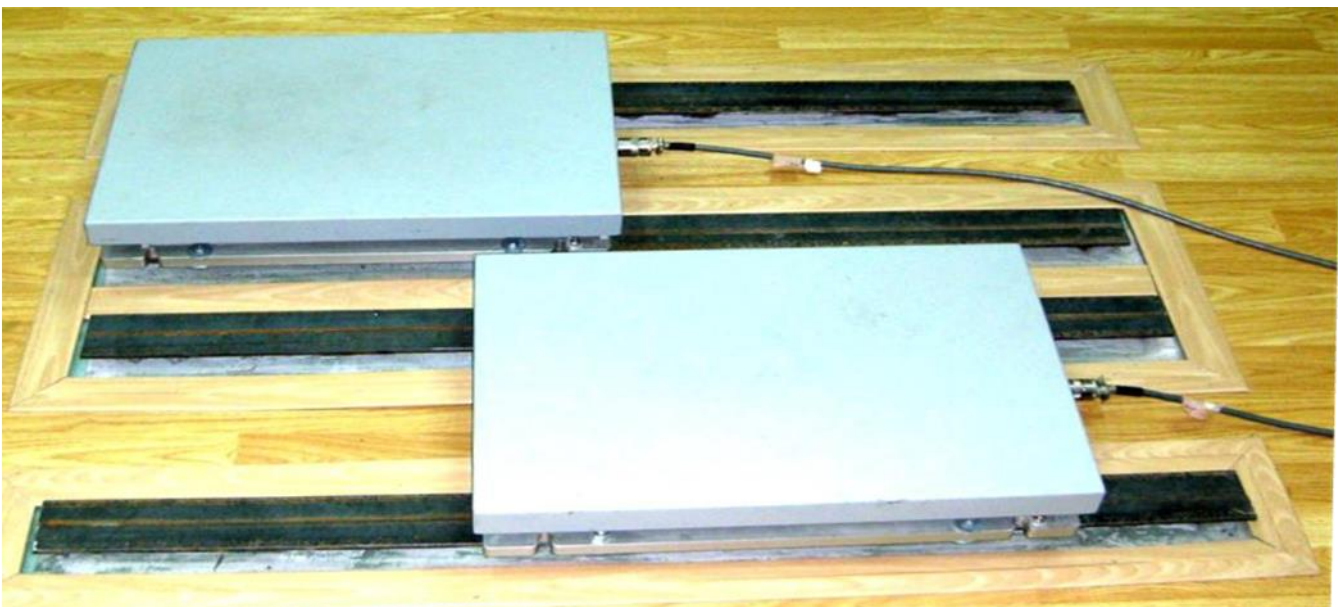


Рис. 2.1. Динамометричні платформи, закріплені на рейках, з можливістю зміни їхнього положення щодо один одного

**2.1.2.2. Оптико-електронні та динамометричні апаратно-програмні комплекси «Vicon» та «Qualisys».** Для реєстрації кінематичних та динамічних характеристик ударних дій у тасквондо використовували оптико-електронний та динамометричний апаратно-програмний комплекс, який включав: 6 швидкісних камер Mcam Vicon (Англія), процесор модель 460 Vicon, програмне забезпечення Workstation, портативна динамометрична платформа модель 9286А (Розмір 400×600×35 мм, кабель модель 1757А, контролер модель 5233А2, Швейцарія). Частота зйомки – 120 Гц. Досліджувані виконували рухові завдання, стоячи на платформі. На тілі випробуваного було закріплено 16 світлоповертаючих маркерів (на основних анатомічних ділянках тіла). За отриманими даними про координати обраних опорних точок та вертикальної складової сили реакції опори (ВСРО) розраховувалися кінематичні та динамічні характеристики запропонованих рухових завдань.

Для розрахунку кутової кінематики було обрано такі системи відліку. Нульове значення кута тазостегнового суглоба (ТБС) означає колінеарність тазу та стегна. Нульове значення кута в колінному суглобі (КС) – положення суглоба при повному розгинанні ноги коліна. Для гомілковостопного суглоба (ГСС) - це положення, при якому стопа плоско лежить на опорі, а гомілка розташована строго вертикально. За позитивне збільшення кута суглоба приймається: згинання в кульшовому суглобі, згинання в колінному суглобі і тильне згинання в гомілковостопному суглобі. Розрахунок та аналіз кінематичних та динамічних характеристик періоду приземлення проводився з моменту торкання стопою опори до моменту максимального згинання в колінному суглобі.

Для вивчення кінематики та динаміки руху окремих сегментів тіла при виконанні ударів по футбольному м'ячу використовувався оптико-

електронний та динамометричний апаратно-програмний комплекс Qualisys (Рис. 2.2) з програмним забезпеченням QualisysTrackManager (QTM).



Рис. 2.2. Зовнішній вигляд високошвидкісної камери Qqus 3-ї серії

За допомогою програми «QTM» (Рис. 2.3) проводиться первинний збір даних із восьми високошвидкісних відеокамер «Qqus» 3-ї серії та динамометричної платформи АМТІ. Частота зйомки 150 Гц. Камера в інфрачервоному діапазоні підсвічує пасивні маркери, закріплені на тілі випробуваного, і реєструє відбитий сигнал. За допомогою серверного обладнання та АЦП система визначає координати пасивного маркера. Точка відліку та напрямок осей тривимірної системи координат визначаються за результатами калібрування апаратно-програмного комплексу

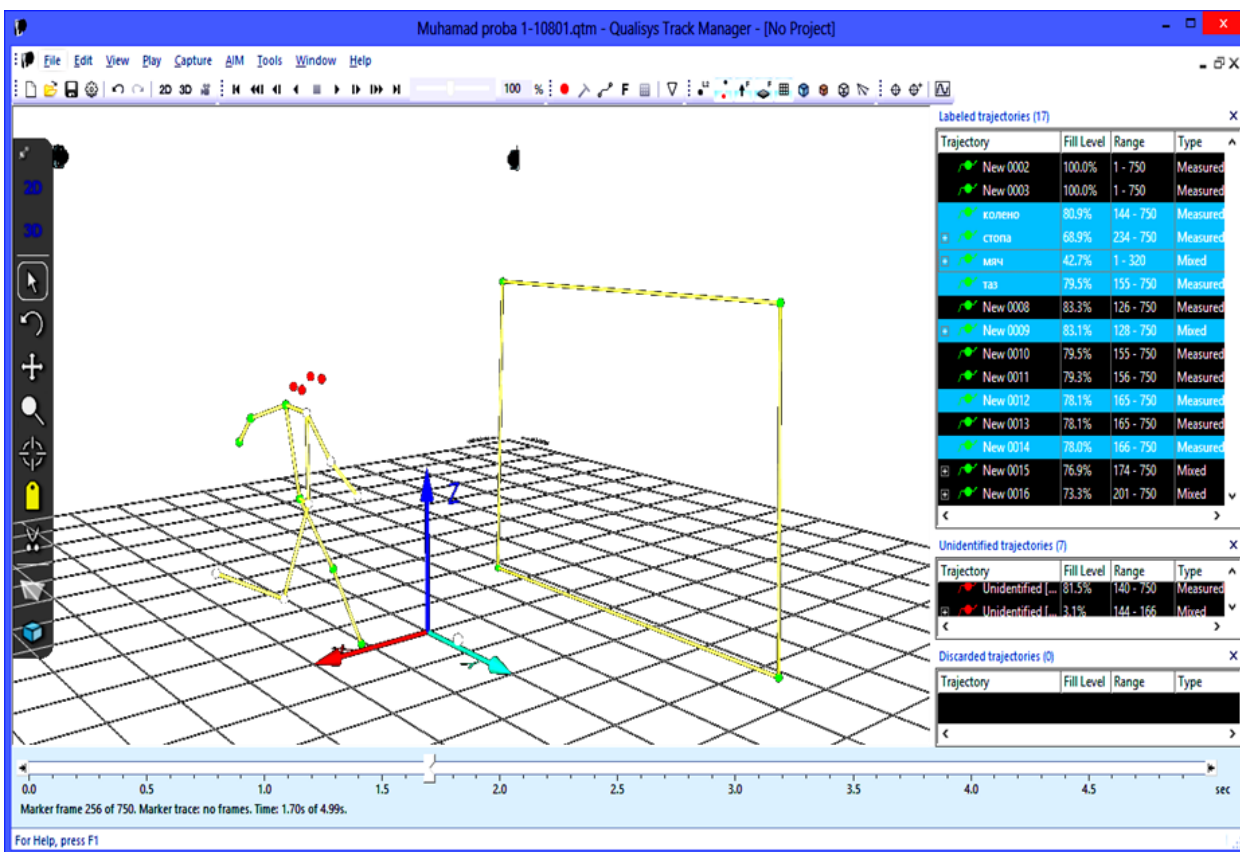
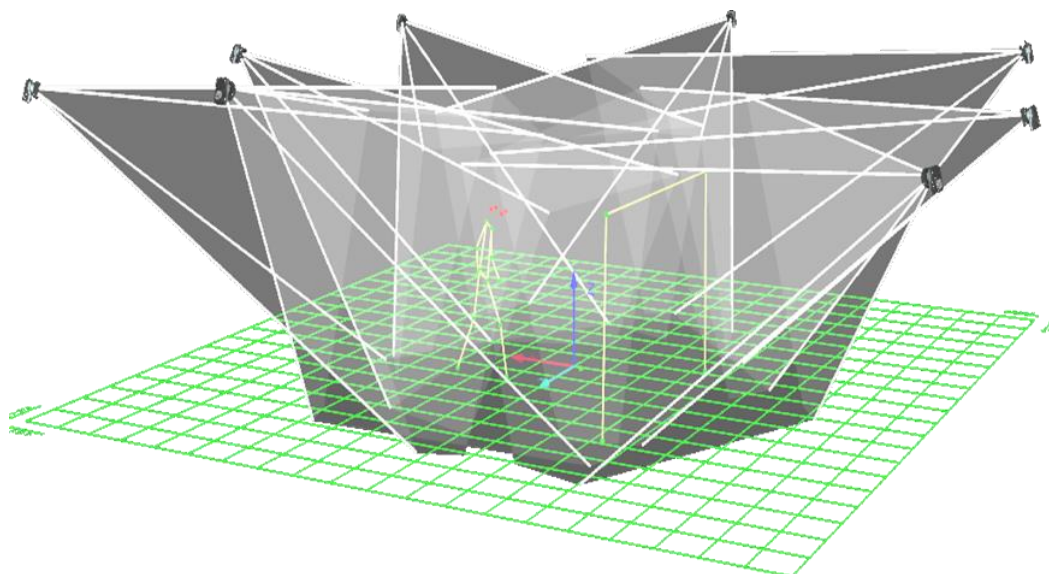


Рис. 2.3. Інтерфейс користувача програмного забезпечення «QTM»

Розташування камер та просторові межі зйомки представлені на рис. 2.4

Для реєстрації рухів ланок тіла людини пасивні маркери кріпляться на тих частинах тіла, які представляють інтерес для аналізу. Були закріплені маркери на латеральні сторони наступних суглобів: плечового, ліктювого, променево-зап'ясткового, тазостегнового, колінного та гомілковостопного.



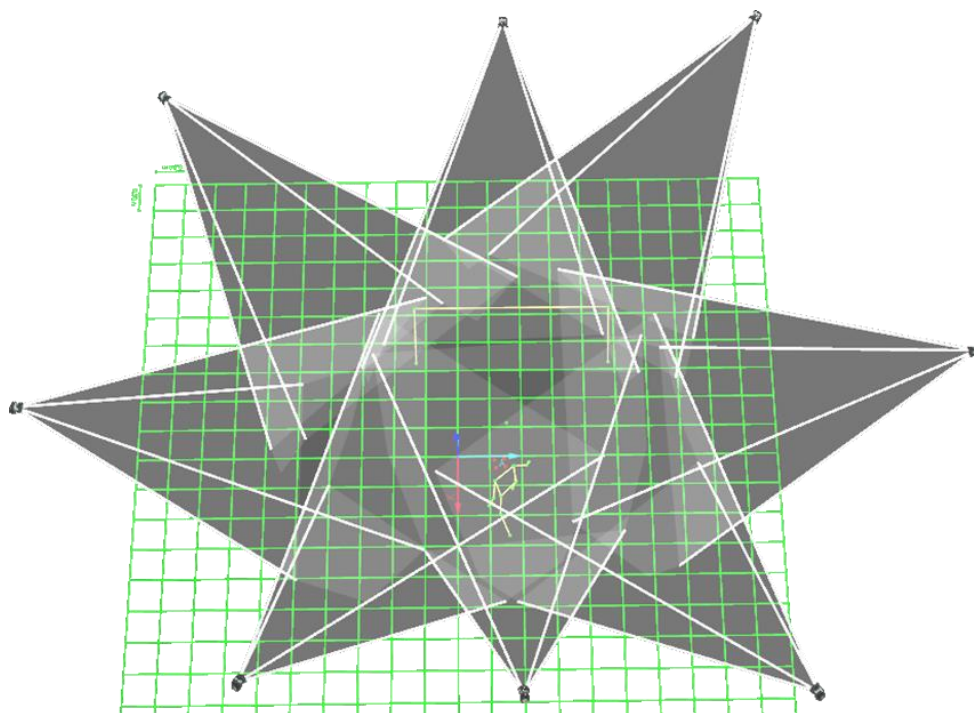


Рис. 2.4. Розташування камер та просторові межі зйомки

Після обробки отриманих записів визначалися такі кінематичні характеристики: максимальне значення швидкостей тазостегнового, колінного та гомілковостопного суглобів; максимальне значення кутової швидкості при згинанні та розгинанні колінного суглоба ударної ноги.

Приклад визначення кінематичних характеристик у програмі QTM представлений на рис. 2.5.

Для отримання динамічних характеристик використовувалися дані із платформи АМТІ. Сила реакції опори реєструвалася під час виконання рухових завдань, що включають удари по м'ячу з місця.

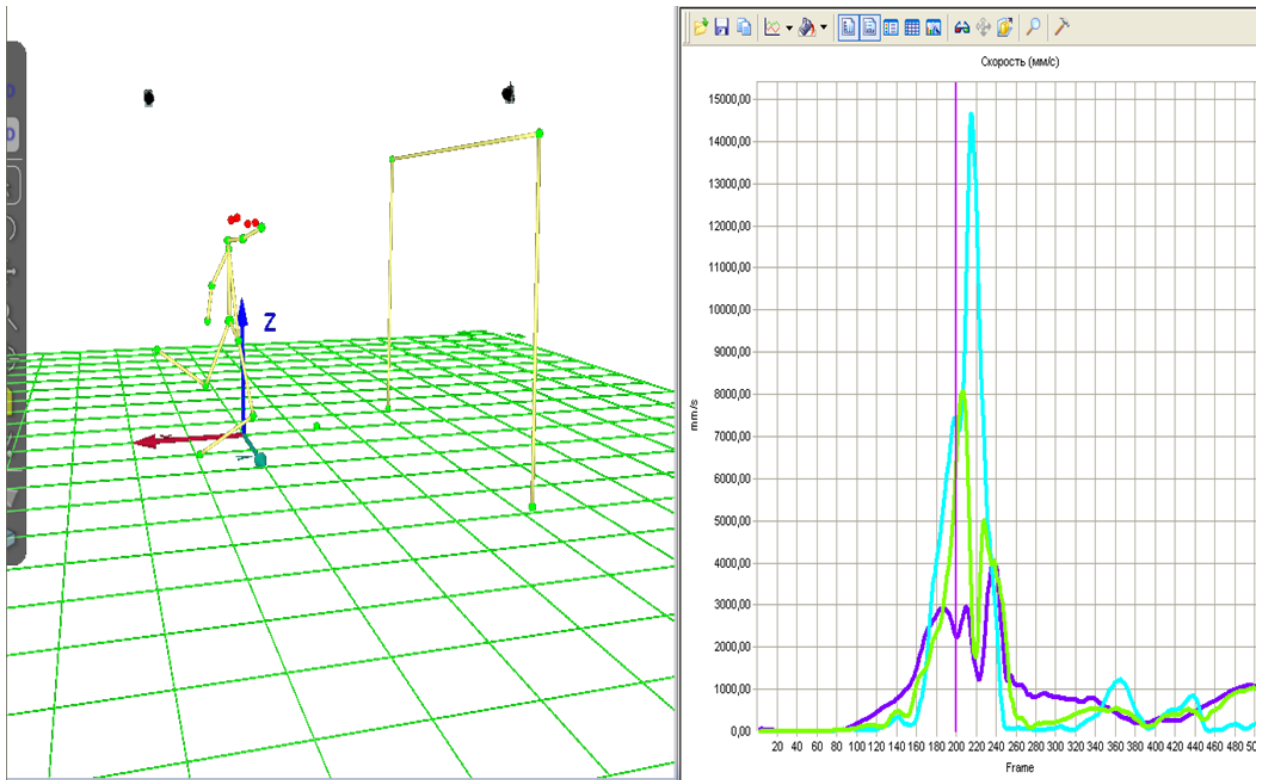


Рис. 2.5. Аналіз кінематичних характеристик у програмі «QTM»

Для точного визначення моменту сили реакції опори щодо вертикальної осі опорна нога розташовувалася в одній точці динамометричної платформи (в центрі). Відстань від цієї точки до футбольного м'яча залишалася однаковою для кожного випробуваного у всіх спробах і складала 1 м.

2.1.3. Методи математичної статистики. Для обробки одержаних результатів дослідження розраховувалися основні показники варіаційного ряду (середнє значення, стандартне відхилення та коефіцієнт варіації). Перевірка статистичної значущості відмінностей між середніми арифметичними проводилася за допомогою Т-критерію Стьюдента та непараметричних критеріїв Мана-Уїтні та Вілкоксона.

## 2.2 Організація дослідження

На першому етапі аналізувалась науково-методична література з проблеми дослідження. Вивчалися експериментальні методики дослідження. Формувалася база експерименту: уточнювався комплекс методик, здійснювався відбір показників вивчення, складалася група піддослідних. Розроблялася гіпотеза дослідження.

У першому експерименті вивчалися типологічні особливості приземлення у стрибкових вправах. Спортсмени ( $n=60$ ) виконували стрибки вгору з місця із встановленням показати найкращий результат у трьох завданнях. У першому завданні потрібно виконати звичайний стрибок нагору з махом руками, приземлитися та зупинитися. У другому завданні потрібно виконати серію із двох стрибків зі швидким переходом від приземлення до відштовхування. У третьому завданні потрібно також виконати два стрибки, але при цьому у другому стрибку зробити невелику паузу в межах до 0,5 з між приземленням та відштовхуванням. У другому та третьому завданні після відштовхування у другому стрибку потрібно було зістрибнути з динамометричної платформи.

У другому експерименті вивчалися величини ударних навантажень ( $n=22$ ). У перших трьох стрибках для випробуваного було завдання вистрибнути максимально нагору, стоячи на динамометричних платформах. У першому завданні стрибок виконувався з присіду без додаткового підсідання, кут у колінному суглобі був  $\approx 90^\circ$ , стопи розставлялися на зручній відстані одна від одної, руки розташовувалися на поясі, під час стрибка руки не брали. Стрибок починався за командою, яка давалася через 3–4 с після команди «присісти!», щоб виключити дію сил пружної деформації м'язів. У другому завданні стрибок виконувався зі становища стоячи, руки також розташовувалися на поясі й у стрибку брали участь. З прямого становища випробуваний робив підсід, після чого відразу вистрибував нагору. У третьому завданні випробуваний використовував для виконання стрибка і підсід, і мах руками.

Всього було виконано 11 різновидів описаних вище стрибків та серію з

30 стрибків: 1) стрибок із присіду з двох ніг; 2) стрибок без маху руками з двох ніг; 3) стрибок з махом руками із двох ніг; 4) стрибок із двох ніг із поворотом вправо на 360; 5) стрибок із двох ніг із поворотом вліво на 360; 6) стрибок із присіду з правої ноги; 7) стрибок із присіду з лівої ноги; 8) стрибок без маху руками з правої ноги; 9) стрибок без маху руками з лівої ноги; 10) стрибок з махом руками з правої ноги; 11) стрибок з махом руками з лівої ноги; 12) серія із 30 стрибків.

Під час стрибків спортсмени виконували такі завдання.

Завдання № 1 – стрибок вгору із присіду (зі статичного становища). Руки на поясі. Прийняти положення напівприсіду (коліни зігнуті на 90°). Витримати паузу 2–3 секунди в нерухомому положенні та по команді вистрибнути вгору без додаткових підсідань, розгойдування, нахилів тощо.

Завдання № 2 – стрибок вгору із положення стоячи (з підсіданням). Руки на поясі. З положення стоячи виконати стрибок нагору з попереднім підсіданням без паузи.

Завдання №3 – стрибок вгору з махом руками. З положення стоячи, руки вздовж тулуба, виконати стрибок у повній координації з махом руками.

Завдання № 4 – стрибок нагору з поворотом на 360°. Вистрибнути максимально високо з поворотом на 360° праворуч.

Завдання № 5 – виконати стрибок вгору, як у завданні № 4, але ліворуч.

Завдання № 6 - стрибок вгору на правій нозі з присіду (статичного стану). Аналогічно до завдання № 1.

Завдання № 7 - стрибок вгору на лівій нозі з присіду (з статичного положення). Аналогічно до завдання № 6.

Завдання № 8 - стрибок вгору на правій нозі з положення стоячи (з підсіданням). Аналогічно до завдання № 2.

Завдання № 9 - стрибок вгору на лівій нозі з положення стоячи (з підсіданням). Аналогічно до завдання № 8.

Завдання № 10 – стрибок угору на правій нозі з маховими рухами. Аналогічно до завдання № 3.



Завдання № 11 – стрибок нагору на лівій нозі з маховими рухами. Аналогічно до завдання № 10.

Завдання № 12 – серія із 30 стрибків. Кожен стрибок виконується із положення стоячи, руки на поясі (див. завдання № 2). Пауза між стрибками одна секунда.

На кожен вид стрибка давалося по дві спроби (за винятком останнього завдання) у зв'язку з тим, що внутрішньо-індивідуальна варіативність є досить малою. Стрибки виконувались із встановленням показати найвищий результат. Реєструвались значення сили реакції опори з кожною динамометричною платформою. Додаткові характеристики розраховувались за допомогою програмного забезпечення отриманих динамограм.

У третьому експерименті вивчалися ударні навантаження під час приземлення після виконання ударних дій у таеквондо. Експеримент проводився в дослідному центрі з використанням оптико-електронного та динамометричного апаратно-програмного комплексу «Vicon» (Англія). Спортсмени виконували два рухові завдання. Перше завдання – стрибок нагору з місця з двох ніг без маху руками із приземленням на одну ногу. Завданням для випробуваного було вистрибнути якомога вище. Друге завдання – стрибок із виконанням удару ногою по мішені, розташованій на рівні пояса випробуваного. Аналогічно першому завданню відштовхування здійснювалося з двох ніг, а приземлення однією. Удар ногою виконувався згідно з технікою прийому таеквондо під назвою «Tio Dollyo Chagi» (Тіо Доліо-чаги).

## РОЗДІЛ 3

### РЕЗУЛЬТАТИ ДОСЛІДЖЕННЯ ТА ЇХ ОБГОВОРЕННЯ

#### 3.1. Типологічні особливості взаємодії з опорою під час приземлення у стрибках вгору з місця

Для зручності аналізу динамічних характеристик взаємодії з опорою в стрибкових вправах період приземлення був поділений на три фази, представлені на рис. 3.1.

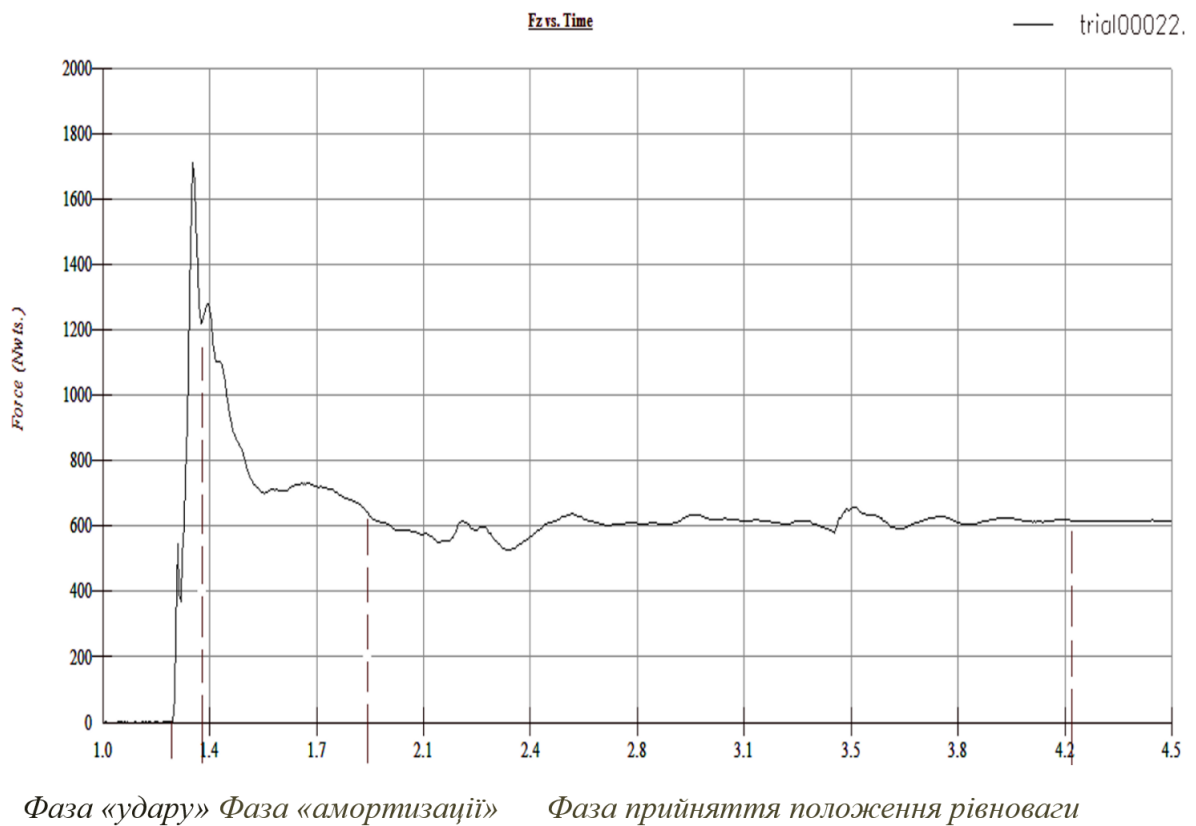


Рис. 3.1. Фазовий склад періоду приземлення

Перша фаза "удару" починається з моменту зростання вертикальної сили реакції опори (ВСРО) до моменту падіння найбільшого екстремуму цієї сили.

Друга фаза "амортизації" триває від кінця першої фази до моменту перетину лінії ВСРО з лінією ваги спортсмена.

Третя фаза «прийняття положення рівноваги», найбільш тривала, триває від кінця другої фази до стійкого положення тіла спортсмена, яке супроводжується відсутністю коливань ВСРО. Визначення граничного становища третьої фази залежить від виду стрибка та рухового завдання.

Якщо завдання спортсмена у тому, щоб зберегти нерухоме становище тіла після стрибка, її тривалість визначається оскільки описано вище. Якщо завдання полягає в тому, щоб після приземлення виконати таку дію, наприклад, серію стрибків, тривалість третьої фази визначається по моменту відриву ніг від опори [9].

У цьому експерименті спортсмени виконували стрибки вгору з місця з встановленням показати найкращий результат у трьох завданнях. У першому завданні потрібно виконати звичайний стрибок нагору з махом руками, приземлитися та зупинитися. У другому завданні потрібно виконати серію із двох стрибків зі швидким переходом від приземлення до відштовхування. У третьому завданні потрібно виконати два стрибки. При цьому у другому стрибку зробити невелику паузу в межах до 0,5 с між приземленням та відштовхуванням. У другому та третьому завданні після приземлення у другому стрибку потрібно було зістрибнути з динамометричної платформи.

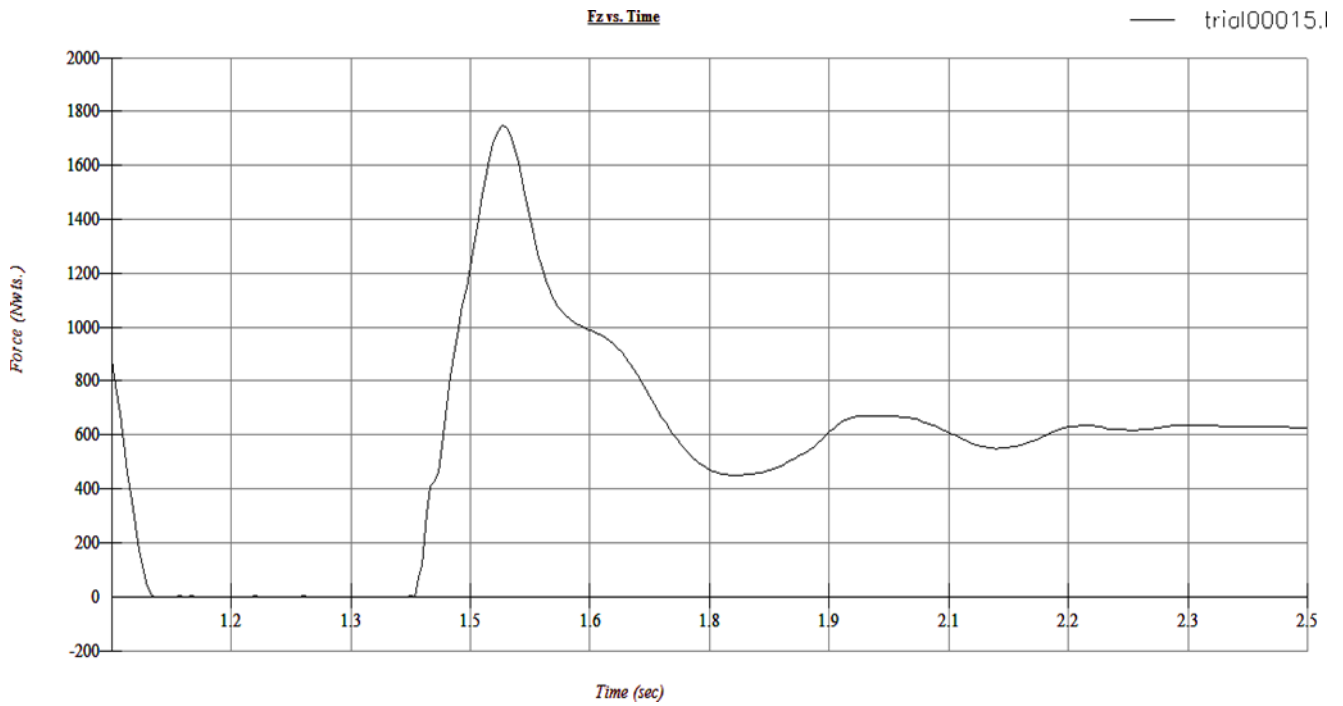
Вибір завдань був пов'язаний з тим, щоб певною мірою змодельовати стрибки типу «приземлитися та зупинитися» та «приземлитися та піти», запропоновані McNitt-Gray [87, 93, 97].

Аналіз динамограм відштовхування у стрибках з різними руховими завданнями дозволив виділити такі типи приземлення. За характером зміни ВСРО у фазі ударної взаємодії: ненаголошений (1А) та ударний (1Б) тип приземлення (Рис. 3.2).

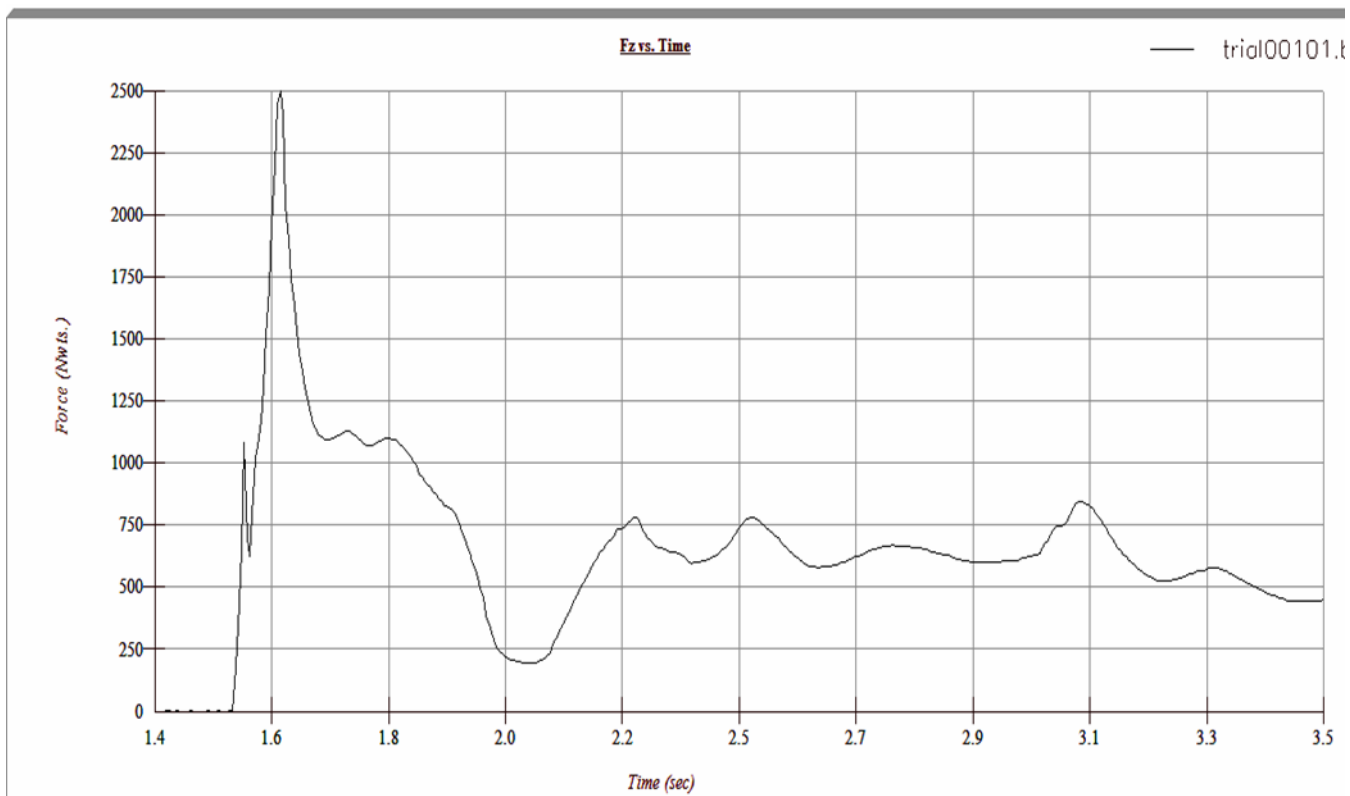
За зміною ВСРО у фазі амортизації: безамортизаційний (2А) та амортизаційний (2Б) тип приземлення (Рис. 3.3). За зміною ВСРО у фазі прийняття положення рівноваги "нестійкий" (3А) та "стійкий" (3Б) тип приземлення (Рис. 3.4).

Тип 1А (ненаголошений) характеризується плавно змінюється

динамограмою конічної або куполоподібної форми. Максимальне значення сили при приземленні такого типу зазвичай не перевищує 20-25 кН, а її тривалість становить 015-020 мс. Такий тип приземлення є найменш травмонебезпечним з погляду впливу ударних навантажень на нижні кінцівки.



**1A**



**1Б**

Рис. 3.2. Ненаголошений (1А) і ударний (1Б) тип приземлення (по фазі «удару» в періоді приземлення)

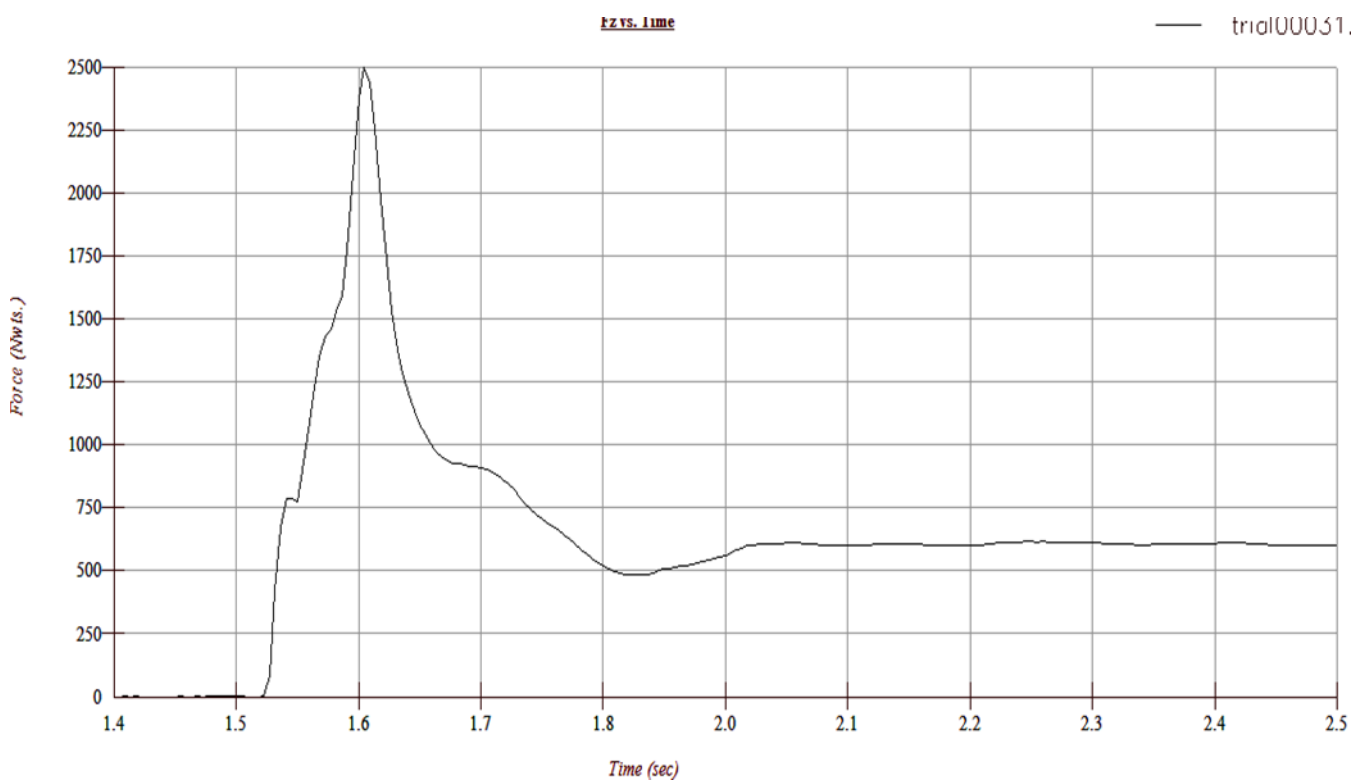
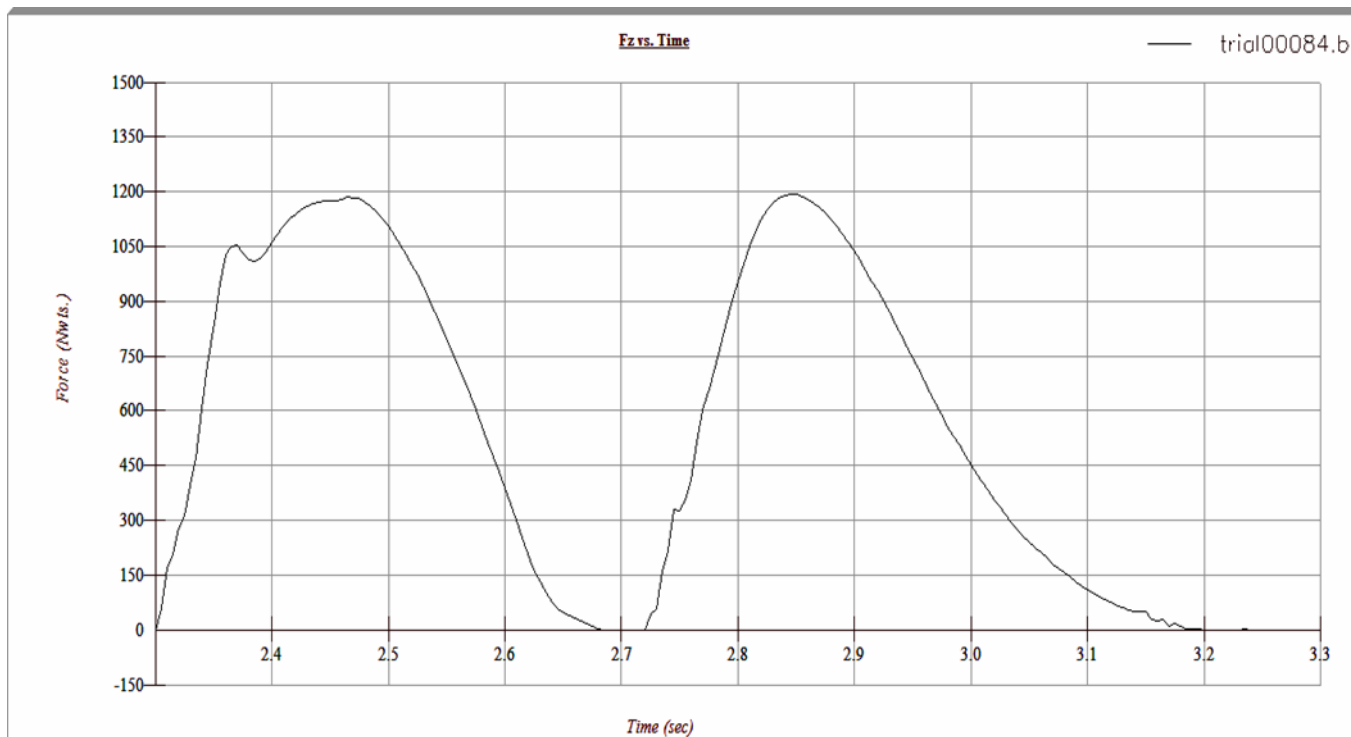


Рис. 3.3. Безамортизаційний (2А) та амортизаційний (2Б) тип приземлення (по фазі амортизації в періоді приземлення)

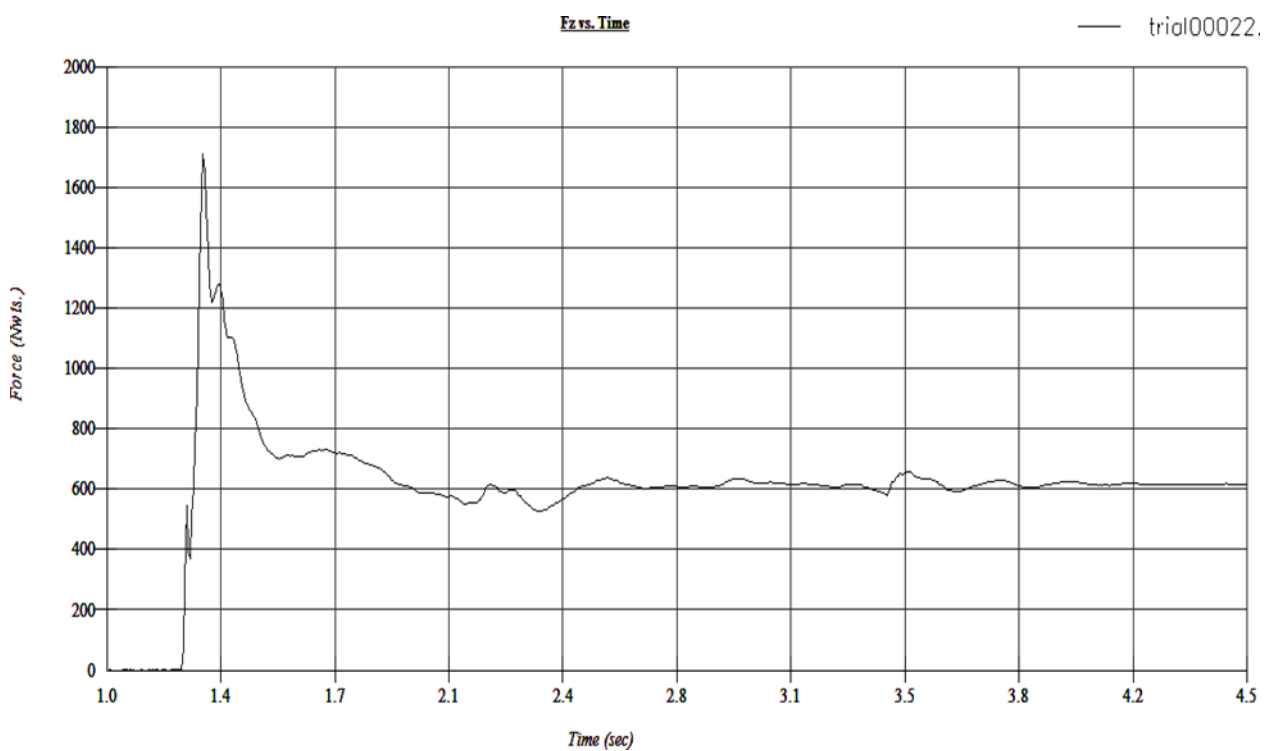
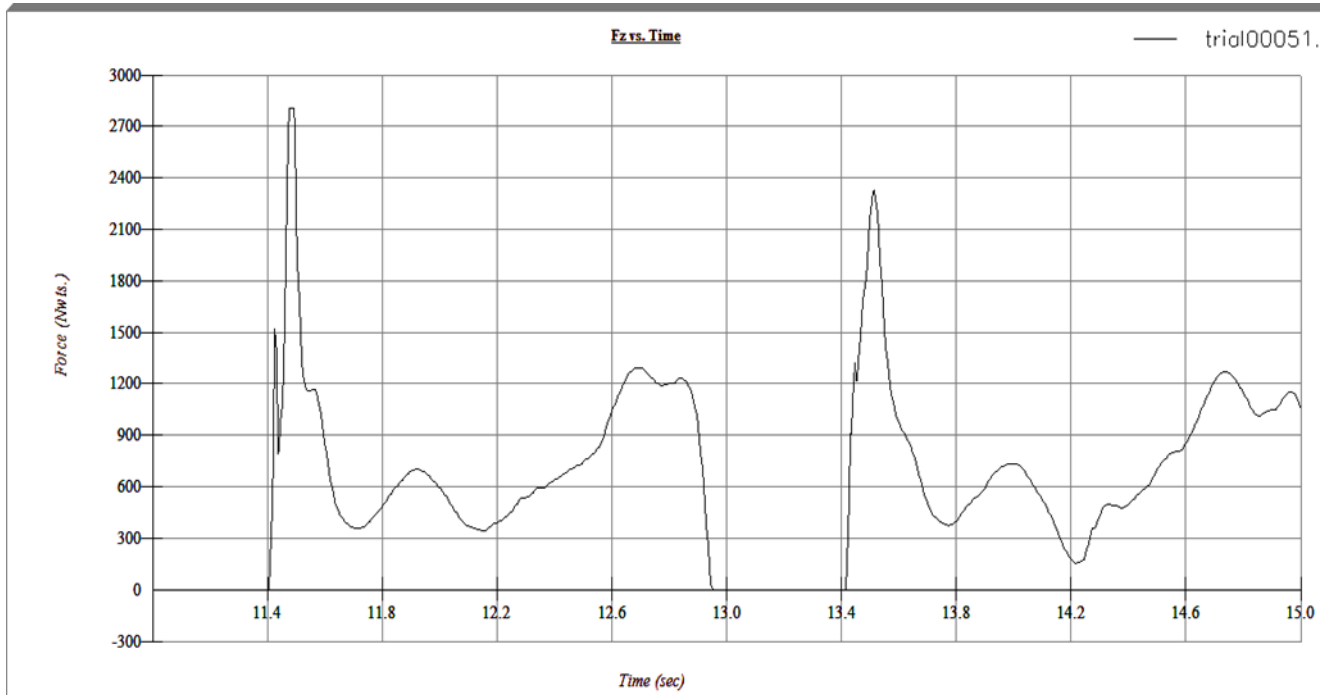


Рис. 3.4. «Нестійкий» (3А) та «стійкий» (3Б) тип приземлення (за фазою прийняття положення рівноваги)

Тип 1Б (ударний) характеризується різким наростанням ВСРО до 2,0-5,0 кН та наявністю на динамограмі одного або кількох різко виражених зубців (ударів) тривалістю до 100 мс.

Тип 2А (безамортизаційний) характерний для серійних стрибків, у яких приземлення поєднується зі швидким відштовхуванням, у зв'язку з чим фаза амортизації практично відсутня, а динамограма ВСРО не перетинає лінію ваги тіла спортсмена. Цей тип приземлення, також як тип 1Б, є найбільш травмонебезпечним, оскільки супроводжується значними величинами ВСРО.

Тип 2Б (амортизаційний) характеризується проходженням динамограми (після першого зниження) двічі через лінію ваги тіла, утворюючи тим самим негативний імпульс сили ВСРО.

Тип 3А (нестійкий) характерний для серійних стрибків з паузою між приземленням і відштовхуванням, а також для інших завдань з різновиду "Приземлитися і піти".

Тип 3Б («стійкий») характеризується збереженням нерухомого становища тіла наприкінці приземлення. Динамограма у цьому типі наприкінці приземлення виходить лінію ваги тіла.

У табл. 3.1 представлені дані спортсменів та результати у стрибках з різним типом приземлення. Найменше спортсменів, виконуючи перше завдання, використовували тип приземлення 1А.

*Таблиця 3.1*

### **Характеристика піддослідних та результати у стрибках**

Тип	Кількість спортсменів	Маса тіла, кг		Висота стрибку, м	
		Середнє	СКО	Середнє	СКО
1А	17	68,7	10,5	0,169	0,056
1В	43	75,6	14,2	0,204	0,080
2А	60	74,4	11,5	0,226	0,086
2В	39	71,1	11,8	0,226	0,064
3А	60	71,9	15,3	0,181	0,034

3В	21	74,7	9,6	0,244	0,065
----	----	------	-----	-------	-------

Як очевидно з табл. 3.2 в цьому типі приземлення спортсменів відрізняє найменший абсолютний і відносний максимум ВСРО на початку взаємодії з опорою ( $p < 0,01$ ), в порівнянні з іншими типами приземлення.

Слід також зазначити, що спортсмени з цим типом приземлення мають найменші величини стандартних відхилень обговорюваних показників ( $p < 0,01$ ). Це говорить про велику схожість між спортсменами за величинами ударних навантажень.

Таблиця 3.2

### Динамічні характеристики різних типів приземлення

Тип	Максимальна сила приземлення (абс.), Н		Максимальна сила приземлення (отн.)	
	Середнє	СКО	Середнє	СКО
1А	1797,8	288,7	2,7	0,6
1В	3325,0	968,5	4,7	1,7
2А	2587,5	781,0	3,6	1,1
2В	3237,8	1069,3	4,7	1,6
3А	2631,2	841,4	3,9	1,5
3В	3227,3	1422,2	4,4	1,7

Що ж до імпульсу ВСРО, його величина практично однакова у різних типах приземлення, крім типу 2А (Табл. 3.3). Незважаючи на те, що найменші величини ударних навантажень спостерігаються в типі 1А, тривалість їхньої дії більша ( $0,075 \pm 0,011$  с,  $p < 0,05$ ), ніж в інших типах приземлення (крім 2А).

Найбільші величини ударного імпульсу та тривалості його дії спостерігаються у серійних стрибках вгору з мінімальним інтервалом часу між амортизацією та відштовхуванням. Величина імпульсу ВСРО ( $331,2 \pm 191,6$  Нс,  $p < 0,001$ ) більш ніж утричі перевищує аналогічний показник інших типів



приземлення. Крім того, цей показник має дуже великі міжіндивідуальні відмінності, про що свідчать величини стандартних відхилень. Досить сказати, що величини коефіцієнтів варіації імпульсу сили та її тривалості перевищують 50%. Зазначимо, що тривалість гальмування у цьому виді стрибка приблизно дорівнює половині часу взаємодії з опорою. Тому величина імпульсу ВСРО під час приземлення приблизно вдвічі менша за ту, що наведена в табл. 3.3.

Таблиця 3.3

**Показники імпульсу ВСРО за різних типів приземлення**

Тип	Тривалість позитивного імпульсу сили, с		Позитивний імпульс сили, Нс	
	Середнє	СКО	Середнє	СКО
1А	0,075	0,011	101,2	24,6
1В	0,059	0,014	96,3	35,6
2А	0,221	0,154	331,2	191,6
2В	0,062	0,017	97,8	36,1
3А	0,066	0,019	95,6	37,6
3В	0,063	0,013	107,3	26,7

Таким чином, найбільші навантаження під час приземлення ланки нижніх кінцівок зазнають у серії двох стрибків вгору з місця при мінімальній паузі між амортизацією і подальшим відштовхуванням.

**3.2. Показники навантаження при взаємодії з опорою ударного та скручує в приземленні після виконання різних стрибкових завдань.** У цьому розділі наведено результати тестування паролімпійської збірної (10 чоловіків з масою тіла –  $81,7 \pm 12,0$  кг, довжиною тіла –  $1,83 \pm 0,09$  м та 12 жінок з масою тіла  $65,2 \pm 9,3$  кг, довжиною тіла  $1,69 \pm 0,07$  м). Досліджувані виконували 12 стрибкових завдань: стрибок із присіду з двох ніг, стрибок без маху руками з двох ніг, стрибок з махом руками з двох ніг, стрибок з двох ніг з поворотом праворуч на 360, стрибок з двох ніг з поворотом вліво на 360,

стрибок із присіду з правої ноги, стрибок із присіду з лівої ноги, стрибок без маху руками з правої ноги, стрибок без маху руками з лівої ноги, стрибок з махом руками з правої ноги, стрибок з махом руками з лівої ноги, серія із 30 стрибків.

У табл. 3.4 представлені результати стрибків вгору з місця та показники їхньої варіативності в перших 11 завданнях. При виконанні звичайних стрибків без повороту відносно вертикальної осі додавання додаткових рухів до стрибка з вихідного положення нерухомого (стрибок з присіду) збільшує висоту стрибка. Так, виконання попереднього підсіду, в якому спортсмени використовують енергію пружної деформації м'язів – розгиначів ніг та тулуба збільшує висоту стрибка в середньому на 6,0 см з  $0,214 \pm 0,055$  м до  $0,274 \pm 0,059$  м ( $p < 0,001$ ) у чоловіків та на 6 8 см з  $0,145 \pm 0,042$  м до  $0,213 \pm 0,040$  м ( $p < 0,001$ ) у жінок.

Таблиця 3.4

### Результати у стрибкових вправах

Тип стрибку		Середнє значення (м)	Станд. відхил. (м)	Cv (%)	p<
З двох ніг із присіду	Ч	0,213	0,055	25,9	0,01
	Ж	0,145	0,042	29,4	
З двох ніг без маху руками	Ч	0,274	0,059	21,5	0,01
	Ж	0,213	0,040	19,1	
З двох ніг с махом руками	Ч	0,336	0,072	21,5	0,01
	Ж	0,269	0,036	13,6	
З поворотом вправо на 360°	Ч	0,271	0,058	21,4	0,001
	Ж	0,187	0,052	27,9	
З поворотом вліво на 360°	Ч	0,258	0,062	24,2	0,01
	Ж	0,183	0,026	14,5	
З правої ноги із присіду	Ч	0,094	0,025	27,1	0,05

	Ж	0,073	0,023	32,9	
З лівої ноги із присіду	Ч	0,093	0,024	26,2	0,05
	Ж	0,072	0,016	22,1	
З правої ноги без махових рухів	Ч	0,133	0,033	29,2	0,01
	Ж	0,097	0,026	27,1	
З лівої ноги без махових рухів	Ч	0,122	0,023	18,8	0,01
	Ж	0,097	0,026	27,0	
З правої ноги з маховими рухами	Ч	0,159	0,043	27,1	0,05
	Ж	0,126	0,025	20,4	
З лівої ноги з маховими рухами	Ч	0,145	0,029	20,2	0,05
	Ж	0,114	0,027	23,6	

Використання махових рухів руками збільшує висоту стрибка ще на 6,3 см з  $0,274 \pm 0,059$  м до  $0,337 \pm 0,073$  м ( $p < 0,001$ ) у чоловіків та на 5,6 см з  $0,213 \pm 0,040$  м до 0,2 ) у жінок. Отримані результати узгоджуються з аналогічними закономірностями, які виявлені в інших дослідженнях [10, 11].

Подібні закономірності спостерігаються і під час стрибків однією ногою. У цих стрибках використання попереднього підсіду та махових рухів руками також збільшують висоту стрибка. Крім того, чоловіки у всіх стрибках демонструють більші результати, ніж жінки. Використання попереднього підсідання та махових рухів збільшує в середньому висоту стрибка на одній нозі (правою), відповідно на 3,9 см та 2,6 см у чоловіків та на 6,8 см та 2,9 см у жінок ( $p < 0,001$ ). Для лівої ноги ці показники нижчі і відповідно дорівнюють 2,9 см та 2,3 см у чоловіків та 2,7 см та 1,7 см у жінок.

Аналіз динамограм під час приземлень у розглянутих стрибках показав, більшість з них виконується за типом 1Б і 2Б, тобто характеризується досить великими величинами максимальної ВСРО на початку приземлення і вираженою фазою амортизації. У таблиці 6 представлені величини цього у чоловіків і жінок.

У стрибках з двох ніг та при приземленні на обидві ноги величини максимальної сили на початку приземлення варіюють у чоловіків від  $2809,0 \pm 256,8$  Н до  $2971,1 \pm 141,2$  Н і мають більші величини, ніж у жінок – від  $2186 \pm 332,6$  Н до  $2575,1 \pm 392,6$  Н. Що стосується приземлення після стрибків на одній нозі, то величини сил статистично значуще не відрізняються у чоловіків та жінок. Слід зазначити, що хоча приземлення цих стрибках здійснювалося однією ногою, величини ударних сил були такі ж, як із приземленні на обидві ноги. Звідси можна припустити, що ризик травматизму в цих стрибках набагато вищий.

Таким чином, незважаючи на те, що жінки стрибають нижче та мають менші величини маси тіла, ударні навантаження під час приземлення у стрибках на одній нозі у них такі самі, як у чоловіків.

Таблиця 3.5

### Максимальна вертикальна сила реакції опори при приземленні

Тип стрибку		Середнє значення (м)	Станд. відхил. (м)	Cv (%)	p<
З двох ніг із присіду	ч	2847,5	246,4	8,6	0,01
	ж	2488,3	228,1	9,1	
З двох ніг без маху руками	ч	2809,0	256,8	9,1	0,001
	ж	2186,9	332,6	15,2	
З двох ніг с махом руками	ч	2842,1	208,0	7,3	0,05
	ж	2517,1	465,7	18,5	
З поворотом вправо на 360°	ч	2971,1	141,2	4,7	0,01
	ж	2561,8	356,1	13,9	
З поворотом вліво на 360°	ч	2826,1	233,0	8,2	0,05
	ж	2575,1	392,6	15,2	
З правої ноги із присіду	ч	2571,9	379,1	14,7	-
	ж	2545,8	366,5	14,3	

З лівої ноги із присіду	Ч	2560,1	335,1	13,0	-
	Ж	2560,5	265,2	10,3	
З правої ноги без махових рухів	Ч	2562,4	309,6	12,0	-
	Ж	2647,0	252,5	9,5	
З лівої ноги без махових Рухів	Ч	2445,4	343,3	14,0	-
	Ж	2560,3	343,5	13,4	
З правої ноги з маховими рухами	Ч	2861,9	192,7	6,7	-
	Ж	2660,9	248,7	9,3	
З лівої ноги з маховими рухами	Ч	2639,1	316,5	11,9	-
	Ж	2436,9	230,6	9,8	

У табл. 3.6-3.7 представлені величини ударного імпульсу ВСРО та тривалості його дії.

Таблиця 3.6

### Позитивний імпульс ВСРО при приземленні

Тип стрибку		Середнє значення (м)	Станд. відхил. (м)	Cv (%)	p<
З двох ніг із присіду	Ч	95,8	28,5	29,7	-
	Ж	107,5	44,5	41,4	
З двох ніг без маху руками	Ч	110,4	24,0	21,7	-
	Ж	109,0	31,6	29,0	
З двох ніг с махом руками	Ч	107,5	50,9	47,3	-
	Ж	108,5	36,7	33,8	
З поворотом вправо на 360°	Ч	64,7	20,5	31,7	-
	Ж	71,9	16,8	23,4	
З поворотом вліво на 360°	Ч	73,4	22,1	30,1	-
	Ж	68,8	13,7	19,9	
З правої ноги із присіду	Ч	82,4	21,1	25,6	-

	Ж	64,4	32,7	50,7	
З лівої ноги із присіду	Ч	68,0	20,1	29,5	-
	Ж	70,8	28,4	40,1	
З правої ноги без махових рухів	Ч	78,0	21,0	26,9	-
	Ж	59,5	24,5	41,2	
З лівої ноги без махових Рухів	Ч	84,1	18,4	21,9	-
	Ж	79,1	35,3	44,6	
З правої ноги з маховими рухами	Ч	80,7	30,6	37,8	-
	Ж	66,3	23,7	35,7	
З лівої ноги з маховими рухами	Ч	77,1	15,3	19,9	-
	Ж	70,8	23,3	33,0	

Таблиця 3.7

### Тривалість позитивного імпульсу приземлення

Тип стрибку		Середнє значення (м)	Станд. відхил. (м)	Cv (%)	p<
З двох ніг із присіду	Ч	0,058	0,014	24,3	-
	Ж	0,077	0,030	39,1	
З двох ніг без маху руками	Ч	0,062	0,012	18,9	-
	Ж	0,077	0,020	26,4	
З двох ніг с махом руками	Ч	0,059	0,027	45,1	-
	Ж	0,073	0,021	28,1	
З поворотом вправо на 360°	Ч	0,052	0,016	30,8	-
	Ж	0,055	0,017	31,6	
З поворотом вліво на 360°	Ч	0,048	0,016	33,7	-
	Ж	0,050	0,009	17,2	
З правої ноги із присіду	Ч	0,061	0,016	26,1	-
	Ж	0,054	0,025	46,5	

З лівої ноги із присіду	Ч	0,050	0,017	33,9	-
	Ж	0,061	0,020	31,9	
З правої ноги без махових рухів	Ч	0,069	0,015	22,0	-
	Ж	0,053	0,022	41,7	
З лівої ноги без махових Рухів	Ч	0,057	0,012	20,2	-
	Ж	0,065	0,025	38,0	
З правої ноги з маховими рухами	Ч	0,062	0,024	38,3	-
	Ж	0,054	0,019	35,7	
З лівої ноги з маховими рухами	Ч	0,053	0,015	28,9	-
	Ж	0,059	0,020	34,1	

З таблиць видно, що з-за невеликої кількості піддослідних ці показники статистично значимо не відрізняються у групах спортсменів, що порівнюються. Все ж таки можна відзначити деяку тенденцію у більшій тривалості ударного імпульсу у жінок, при приземленні в стрибках з двох ніг без повороту. Мабуть тому, не виявлено відмінностей у величинах імпульсу ВСРО, хоча величини максимальної ВСРО статистично більші у чоловіків. Зазначимо, що при приземленні після стрибків з поворотом на 360 ударний імпульс сили такий самий за величиною, як і під час приземлення у стрибках з однієї ноги. Цілкові ланки нижніх кінцівок у цих стрибках зазнають великих навантажень через необхідність звести до нуля енергію, пов'язану з обертанням тіла відносно вертикальної осі, щоб зберегти стійке положення в кінці приземлення.

Як зазначалося вище, найбільші навантаження під час приземлення ланки нижніх кінцівок відчувають у серійних стрибках вгору з місця при мінімальній паузі між приземленням і відштовхуванням (стрибки типу 2А). У зв'язку з цим особливий інтерес становлять результати серійних стрибків, які виконували баскетболісти в останньому завданні. Такі вправи спортсмени використовують не тільки як тренувальні засоби, але і як тести для оцінки фізичної підготовленості, зокрема стрибкової витривалості. Саме тому

спортсменам було запропоновано виконати 30 стрибків із паузою між стрибками в 1 секунду із встановленням показати максимально можливий результат у кожному стрибку. Основна мета полягала в тому, щоб оцінити величину та характер розподілу ударного навантаження під час приземлення та зіставити її із силою, що розвивається спортсменами під час відштовхування від опори. Зрозуміло, спортсмени було неможливо виконати кожен стрибок з максимальною силою, а якимось чином розподіляли свої фізичні можливості з виконання завдання. Проте установка була в тому, щоб прагнути зробити кожен стрибок максимально високо.

Оскільки аналіз закономірностей зміни середніх значень у всій групі дав позитивних результатів, використали індивідуальний підхід.

Аналіз індивідуальних результатів баскетболістів дозволив виділити два типи ударного навантаження під час приземлення та три різновиди її розподілу під час виконання 30 стрибків. На рис. 3.5-3.6 наведено фрагменти динамограм із чотирьох стрибків, що показують відмінність у типах ударних навантажень. Перший тип навантаження був названий «адекватним», а другий «неадекватним».



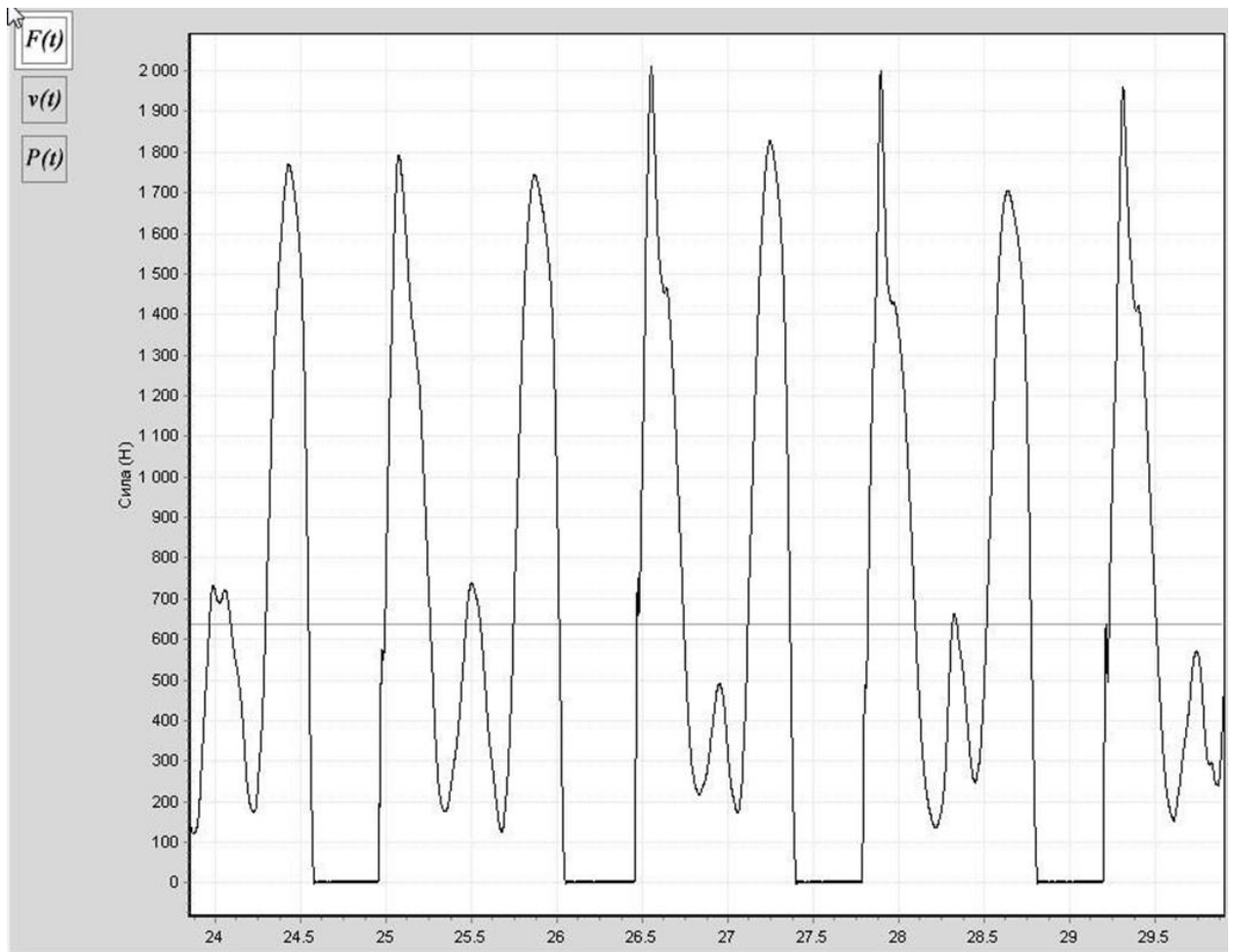


Рис. 3.5. Динамограми ВСРО у адекватному типі ударного навантаження

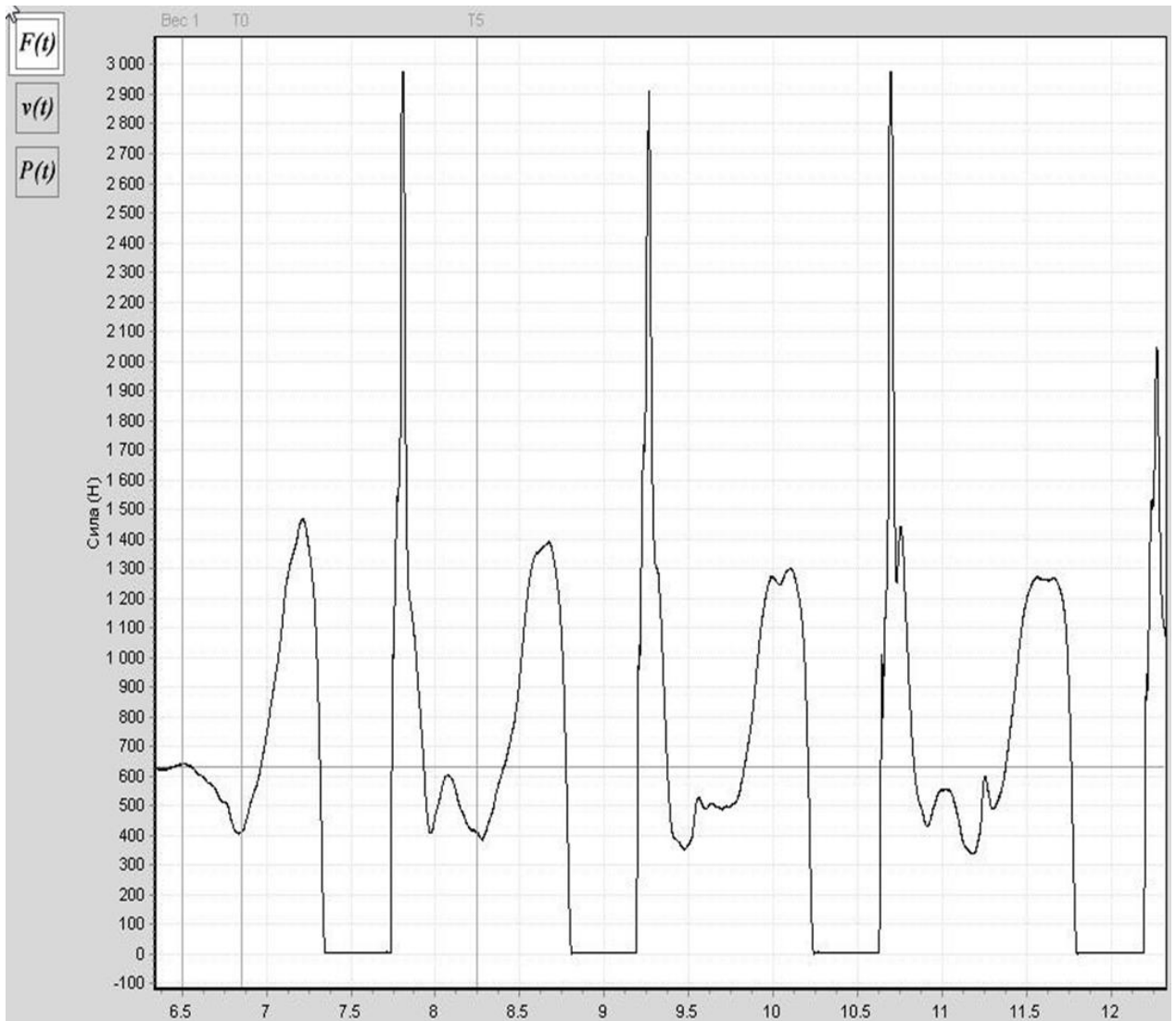


Рис. 3.6. Динамограми ВСРО у неадекватному типі ударного навантаження. приклад

Принципом поділу була різниця у величинах максимальної ВСРО під час відштовхування та максимальною (ударною) силою на початку приземлення. Чим менша ця різниця, тим менші ударні навантаження відчуває спортсмен і навпаки, якщо різниця велика, то під час приземлення на спортсмена діють більші, ніж потрібні сили реакції опори. Отриману різницю можна використовувати як коефіцієнт адекватності ударного навантаження в серійних стрибках. Залежно від виду розподілу ударної ВСРО, у кожному типі виділили такі види розподілу – «рівномірний», «хвилястий» та «зменшується».

Наведемо індивідуальні дані деяких спортсменів, які ілюструють

виявлені закономірності. У таблиці 9 представлені дані шести баскетболістів, які мають виділені типи ударних навантажень та види їх розподілу. З таблиці видно, що з адекватної навантаження різниця між середніми величинами максимумів ВСРО при відштовхуванні і початку приземлення змінюється від 91 до 291 Н, а неадекватної навантаження ця величина змінювалася від 659 до 1205 Н.

Таблиця 3.8

**Середні значення максимальної ВСРО (Н) під час відштовхування та приземлення при адекватному та неадекватному навантаженні та рівномірному, хвилеподібному та зменшуваному вигляді її розподілу в серії (n=30) стрибків**

учасник	Вид розподілу	Адекватне навантаження		
		Відштовхування	Приземлення	Різниця
№14	Рівномірне	1227±129	1318±154	91
№6	Хвилеподібне	2184±121	2475±158	291
№16	Зменшуване	1120±263	1360±301	240
		Неадекватне навантаження		
№18	Рівномірне	1368±143	2573±195	1205
№3	Хвилеподібне	1534±175	2188±211	654
№12	Зменшуване	1821±168	2480±234	659

Найбільш наочно виявлені закономірності представлені рис. 3.7-3.12.

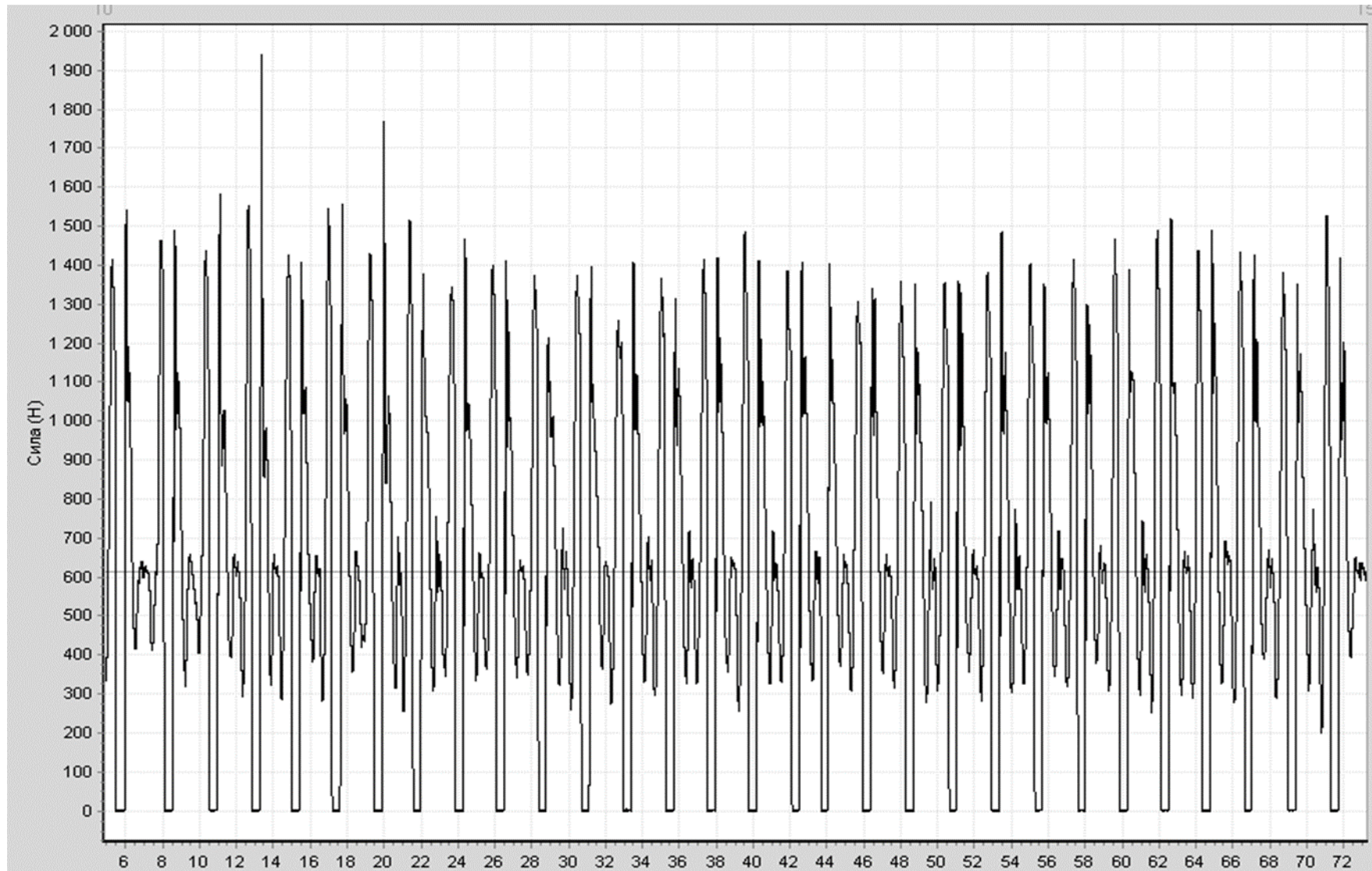


Рис. 3.7. Випробуваний № 14 з рівномірним видом розподілу максимуму ВСПО та адекватним типом навантаження під час приземлення під час виконання серійних стрибків

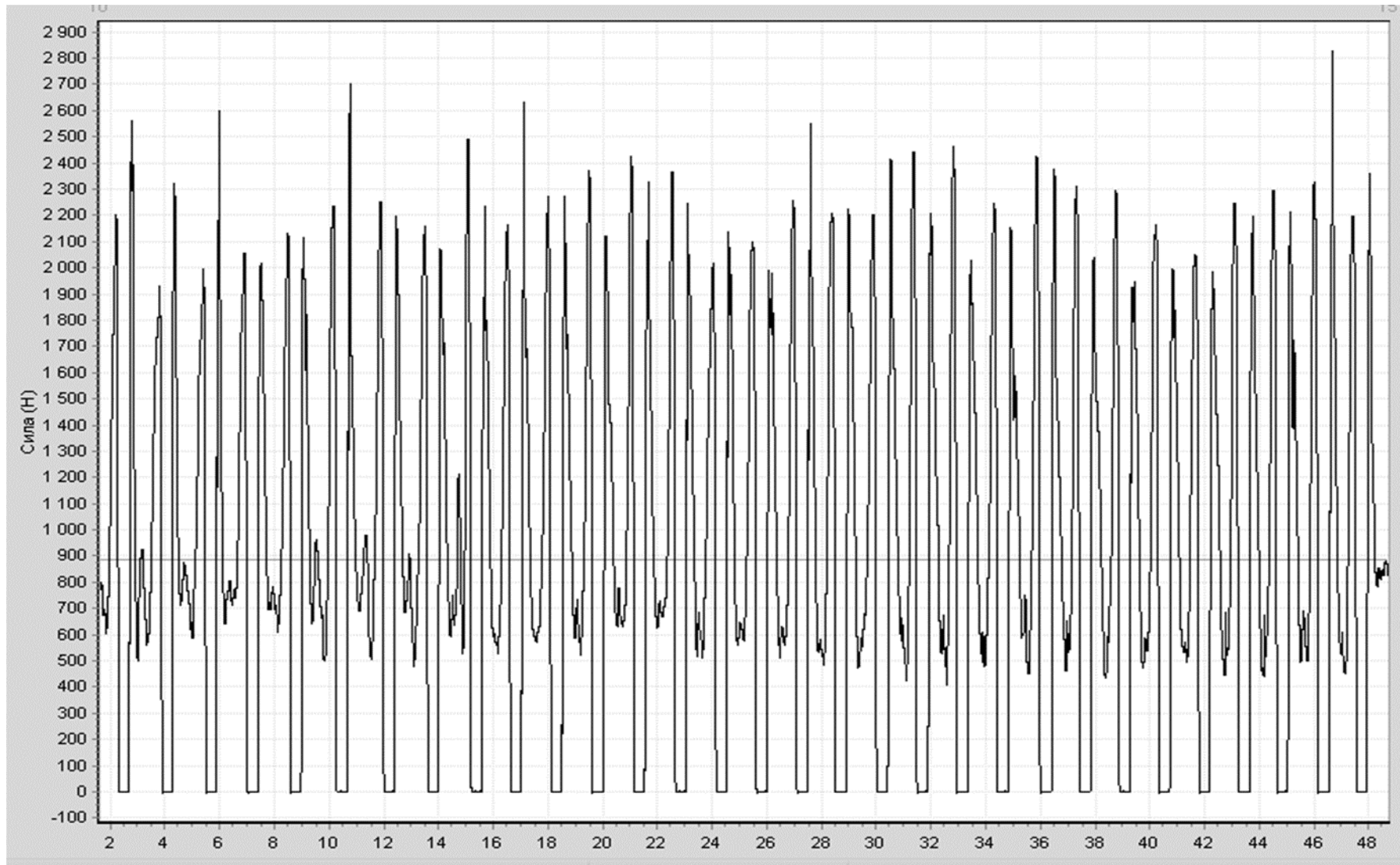


Рис. 3.8. Випробуваний № 6 з хвилеподібним видом розподілу максимуму ВСРО та адекватним типом навантаження під час приземлення під час виконання серійних стрибків

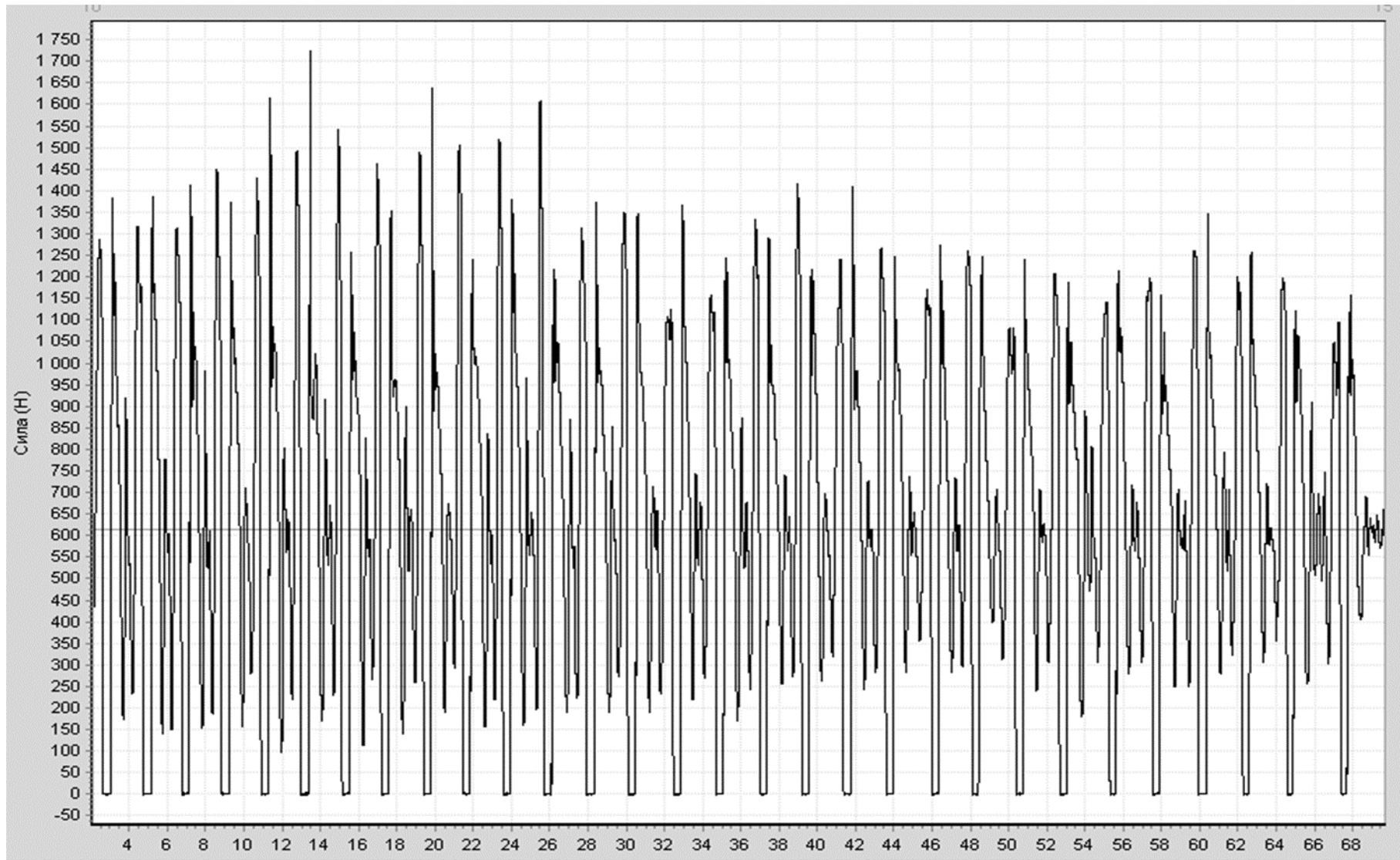


Рис. 3.9. Випробовуваний № 16 зі знижуючим видом розподілу максимуму ВСРО та адекватним типом навантаження під час приземлення під час виконання серійних стрибків

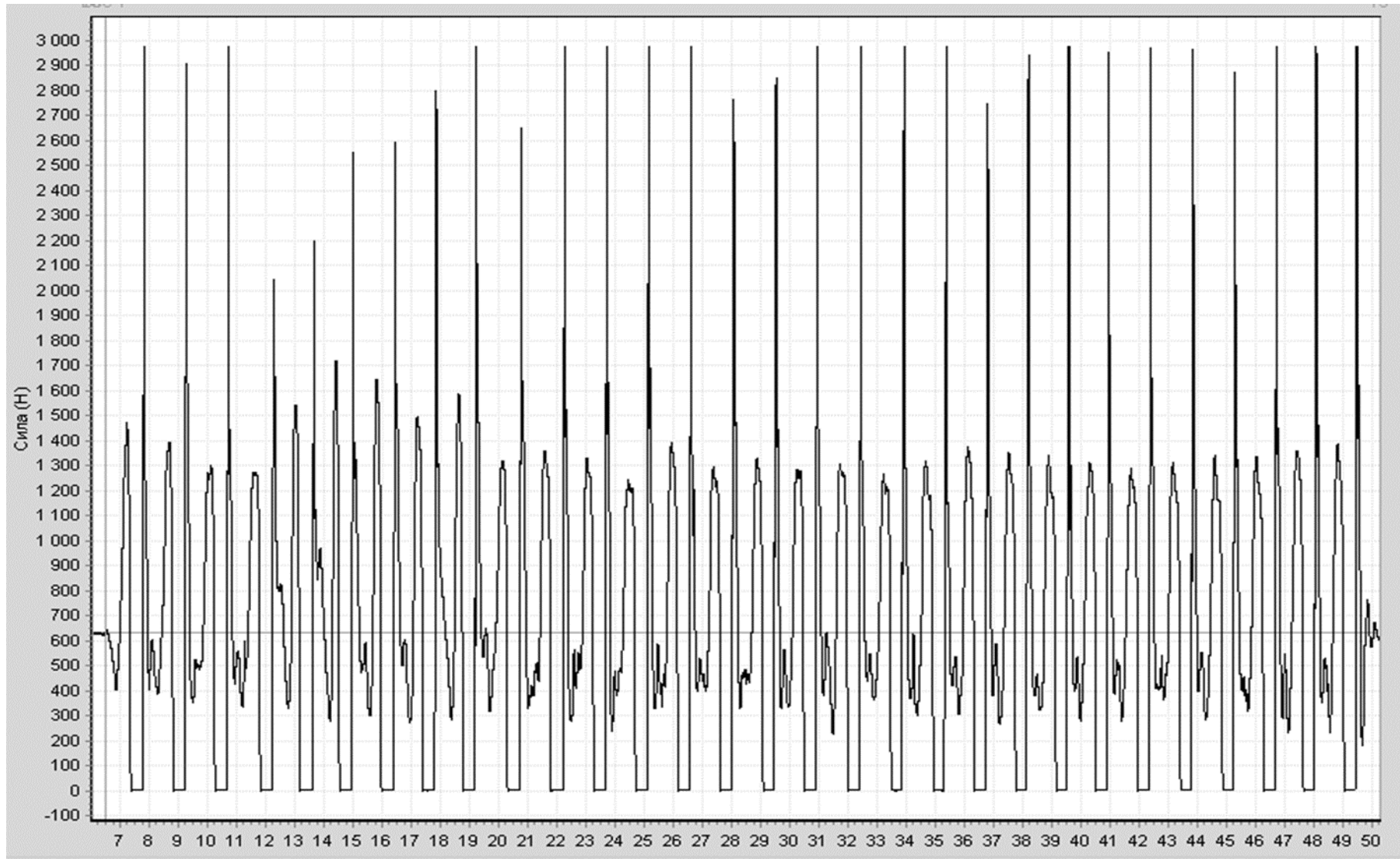


Рис. 3.10. Випробування № 18 з рівномірним видом розподілу максимуму ВСРО та неадекватним типом навантаження під час приземлення під час виконання серійних стрибків

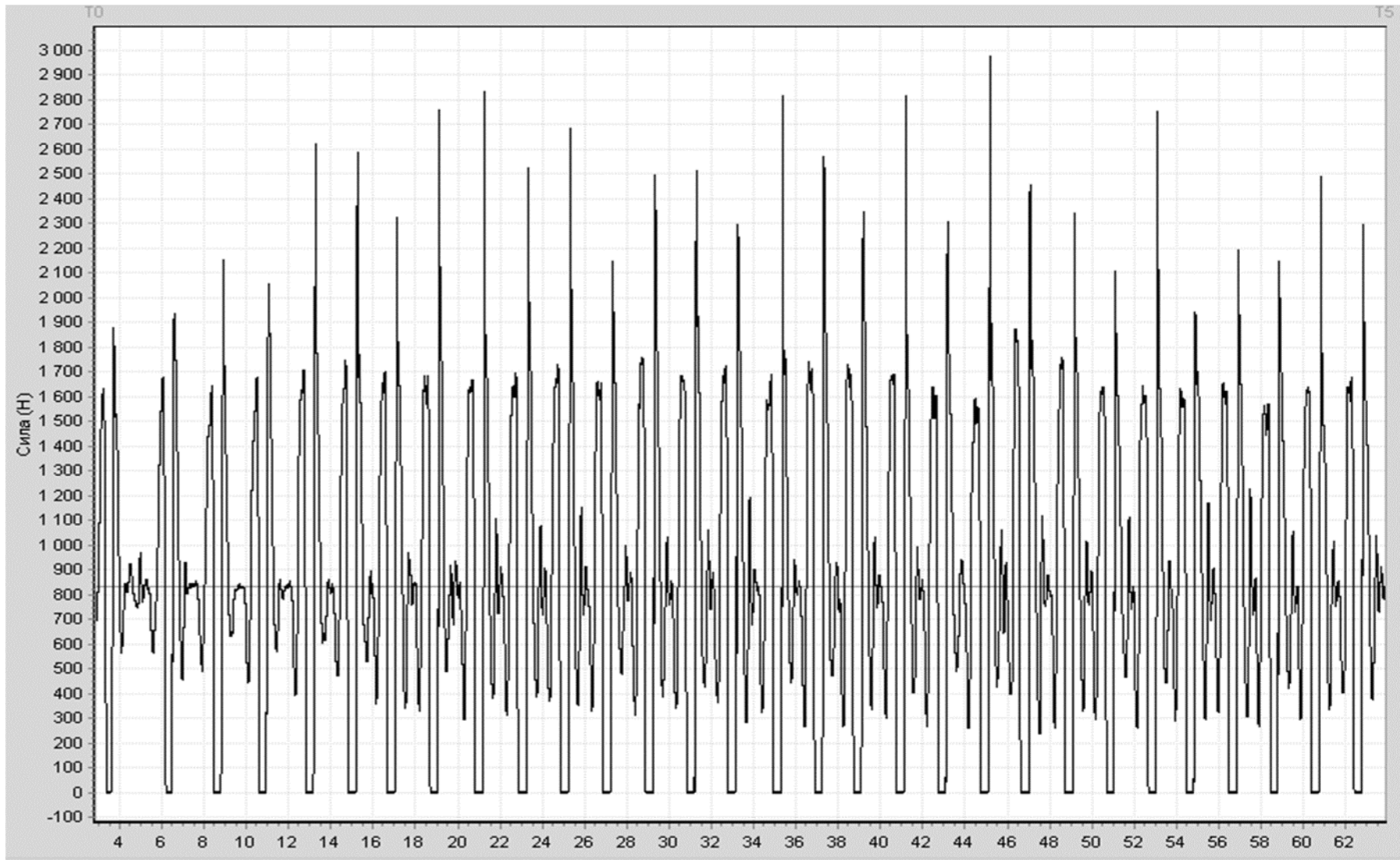


Рис. 3.11. Випробуваний № 3 з хвилеподібним видом розподілу максимуму ВСПО та неадекватним типом навантаження під час приземлення під час виконання серійних стрибків



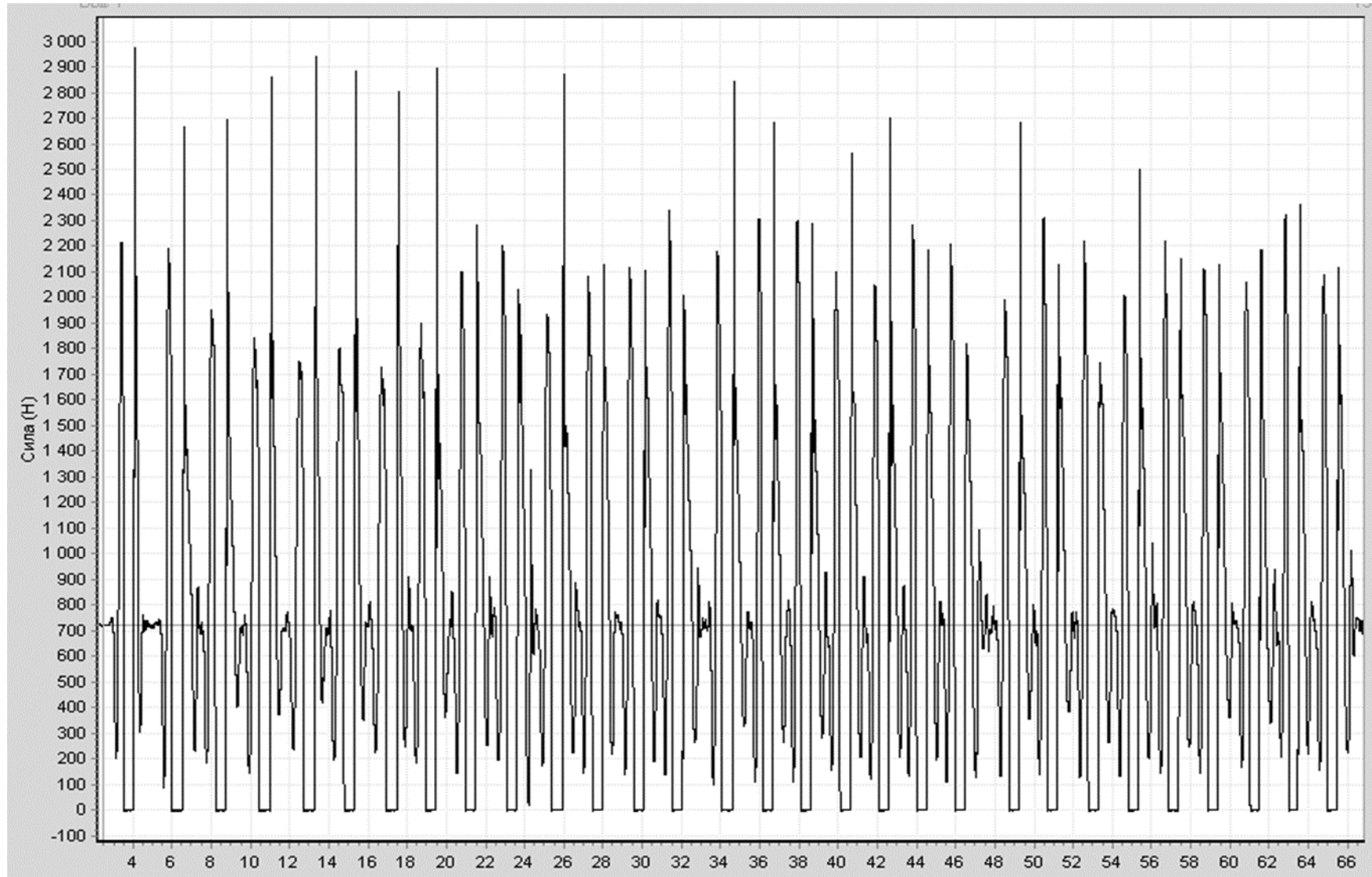


Рис. 3.12. Випробуваний № 12 зі знижуючим видом розподілу максимуму ВСРО та неадекватним типом навантаження під час приземлення під час виконання серійних стрибків

Приміром, на рис. 3.7 наведено приклад (випробуваний № 14) адекватного типу навантаження з відносно рівномірним видом розподілу максимуму ВСРО на початку приземлення. Видно, що максимальні величини ВСРО на початку приземлення практично рівні або близькі до максимальних величин ВСРО під час відштовхування. Винятком є лише четвертий і сьомий стрибок, у яких різниці у величинах показника становлять близько 400 та 350 Н, відповідно. В іншому прикладі на рис. 3.10 (випробуваний № 18) проведено аналогічну серію стрибків, але з неадекватним типом навантаження. Практично у всіх 30 стрибках величина ударного навантаження при приземленні значно більша за максимальну ВСРО під час відштовхування. Різниця між середніми величинами цього показника (коефіцієнт адекватності ударного навантаження) у даної спортсменки досягає 1205 Н, що свідчить про суттєве навантаження на нижні кінцівки та травмонебезпечності такого способу приземлення та подальшого відштовхування.

Вивчення динаміки зміни ВСРО при відштовхуванні та приземленні цікаво не лише з погляду оцінки ударних навантажень, але й для оцінки стрибкової підготовленості спортсменів. У цьому динаміці відбиваються, як рівень підготовленості спортсменів, у разі стрибкова витривалість, і розкладка сил у процесі виконання рухового завдання. У цьому кожен спортсмен вибирає свою тактику виконання вправи, що відбивається у поступовій динаміці зміни максимальних значень ВСРО.

Так, наприклад, у спортсмена № 16 (Рис.3.9), що має адекватний тип ударного навантаження, спостерігається вид розподілу максимумів ВСРО, що зменшується, як під час відштовхування, так і при приземленні. Це, очевидно, пов'язані з поступово зростаючим втому у міру виконання рухового завдання. Якщо показники ВСРО, особливо під час відштовхування, мають рівномірний розподіл, як у спортсменів № 14 та № 18 (Рис. 3.7 та 3.10), то найімовірніше це пов'язано з тактикою розкладки сил на час виконання рухового завдання. Однак ці висновки мають імовірнісний характер та вимагають проведення додаткових досліджень. Насамперед, це стосується

способів визначення коефіцієнтів витривалості. У разі цей показник визначався ставленням середніх результатів останніх п'яти стрибків до середньої висоті перших п'яти стрибків, виражений у відсотках. Чим цей показник більший, тим більш високим рівнем стрибкової витривалості має спортсмен.

У нашому випадку у чоловіків коефіцієнт витривалості дорівнював  $80,2 \pm 6,8\%$ , а у жінок  $74,8 \pm 8,3\%$ . Але щоб результати тесту дійсно відображали рівень стрибкової витривалості, необхідно порівняти результати перших стрибків серії з максимальним результатом у даному стрибку при його одноразовому виконанні. Чим ця різниця менша, тим краще тест оцінює стрибкову витривалість, а не вміння спортсмена розподіляти свої сили під час виконання рухового завдання, як це характерно для спортсменів з рівномірним видом розподілу максимумів ВСПО.

Таким чином, вивчення динаміки показників ВСПО у серійних стрибках є, на наш погляд, перспективним у плані розробки тестів для оцінки ударних навантажень та фізичної підготовленості спортсменів у різних видах спорту.

### **3.3. Ударні навантаження при взаємодії з опорою під час виконання ударних процесів в тхеквондо.**

У тхеквондо, одному з видів єдиноборств, спортсмени використовують великий арсенал технічних дій, основу яких становлять різні види ударів руками та ногами, які виконуються як на місці, так і в русі. При виконанні ударів ногою, таких як прямий, круговий, бічний тощо, спортсмени часто наражаються на ризик отримати травму колінного суглоба під час відштовхування від опори або при приземленні.

Серед численних ударів у тхеквондо найбільш популярним є круговий удар, який спортсмени часто використовують у тренуванні зі спаринг-партнером. Незважаючи на те, що є кілька біомеханічних досліджень техніки цього удару, його виконання у стрибку не вивчено. А саме в цьому варіанті удару спортсмени зазнають найбільших навантажень на руховий апарат під

час відштовхування і особливо приземлення, оскільки спортсмени стосуються опори спочатку однією, а потім іншою ногою.

Основна мета дослідження полягала у тому, щоб провести порівняльний аналіз біомеханічних показників руху під час приземлення після виконання двох завдань.

Перше завдання – стрибок нагору з місця з двох ніг на одну без маху руками. Стрибок виконувався з положення стоячи на поясі, приземлення після стрибка здійснювалося однією ногою. Завданням для випробуваного було вистрибнути якомога вище. Друге завдання – стрибок із виконанням удару ногою по мішені, розташованій на рівні пояса випробуваного. Аналогічно першому завданню відштовхування здійснювалося з двох ніг, а приземлення однією. Удар ногою виконувався згідно з технікою прийому тхеквондо під назвою «Тіо Доліо-чаги».

В експерименті взяли участь 6 висококваліфікованих тхеквондисток, які не мали травм нижніх кінцівок. Для даного експерименту було обрано лише жінок, оскільки порівняно з чоловіками вони мають більший ризик отримання травм передніх хрестоподібних зв'язок при виконанні стрибкових вправ. Описова статистика біомеханічних характеристик приземлення на домінуючу і недомінуючу ногу після стрибків вгору з місця без маху руками та стрибків «Тіо Доліо-чаги», а також порівняльний аналіз за видом стрибка та нозі, що приземлюється, представлені в табл. 3.9-3.10.

Як видно з табл. 3.9 є статистично значущі відмінності між значеннями деяких кінематичних і динамічних характеристик приземлення після виконання різних стрибкових вправ. У зв'язку з тим, що висота стрибка при виконанні удару "Тіо Доліо-чаги" для домінуючої ноги на 34%, а для недомінуючої ноги на 41% менше, ніж при виконанні стрибка вгору з місця, максимальне значення, імпульс і градієнт ВСРО під час приземлення на одну ногу більше під час виконання стрибка вгору з місця.

Таблиця 3.9

**Біомеханічні показники приземлення на одну ногу після виконання стрибка вгору та удару «Тіо Доліо-чаги»**

Показник	Вид стрибку	Домінантна нога				Недомінантна нога			
		Середнє	Ст.відх.	t	p<	Середнє	Ст.відх.	t	p<
Максимум ВСПО (в од. вага тіла)	Вверх з місця	3,7	0,97	2,16	0,08	3,8	1,61	<b>2,83</b>	<b>0,03</b>
	ТіоДоліо-чаги	2,5	1,76			2,5	0,9		
Імпульс ВСПО (Н·с)	Вверх з місця	198,9	96,46	<b>4,4</b>	<b>0,01</b>	189,6	82,66	1,5	0,19
	ТіоДоліо-чаги	109,6	68,15			146,3	60,62		
Градiєнт ВСПО (кН/с)	Вверх з місця	97,84	32,7	2,49	0,06	92,3	36,04	<b>2,91</b>	<b>0,04</b>
	ТіоДоліо-чаги	57,61	28,05			60,17	37		
Кут ТБС в момент торкання опори ( ° )	Вверх з місця	13,04	8,5	2,58	0,06	12,09	11,56	-0,2	0,87
	ТіоДоліо-чаги	0,71	13,14			13,34	21,16		
Кут КС в момент торкання опори ( ° )	Вверх з місця	14,97	10,2	0,52	0,62	16,05	7,54	0,46	0,66
	ТіоДоліо-чаги	13,01	3,63			14,94	5,72		
Кут ГСС в момент торкання опори ( ° )	Вверх з місця	-36,05	8,74	-0,8	0,44	-30,1	10,31	0,99	0,36
	ТіоДоліо-чаги	-31,63	9,77			-33,97	10,7		
Кут ТБС при макс. згинання КС ( ° )	Вверх з місця	23,24	10,07	<b>3,02</b>	<b>0,02</b>	26,25	8,06	0,88	0,41
	ТіоДоліо-чаги	4,75	13,46			16,15	28,73		
Максимум згинання КС ( ° )	Вверх з місця	51,62	9,38	<b>5,1</b>	<b>0,001</b>	52,39	7,34	<b>3,58</b>	<b>0,01</b>
	ТіоДоліо-чаги	36,89	11,54			36,28	17,36		
Кут ГСС при макс. згинання КС ( ° )	Вверх з місця	25,68	7,27	2,34	0,06	25,74	6,59	<b>3,97</b>	<b>0,01</b>
	ТіоДоліо-чаги	19,68	9			16,65	6,28		
Кутова швидкість ТБС макс. (°/с)	Вверх з місця	38,94	42,67	2,04	0,11	46,87	68,72	-1	0,38
	ТіоДоліо-чаги	0,31	54,55			81,07	112,78		
Кутова швидкість КС макс. (°/с)	Вверх з місця	49,39	68,09	-0,2	0,87	39,13	25,44	-1,9	0,12
	ТіоДоліо-чаги	53,57	41,13			71,59	50,04		
Кутова швидкість ГСС макс. (°/с)	Вверх з місця	240,27	71,65	-0,2	0,87	229,84	92,17	-0,5	0,64
	ТіоДоліо-чаги	231,42	102,97			206,91	54,42		
Висота стрибку (см)	Вверх з місця	24,67	5,43	<b>6,12</b>	<b>0,001</b>	24	6,06	<b>6,6</b>	<b>0,001</b>
	ТіоДоліо-чаги	16,31	7,2			14,19	7,39		

Таблиця 3.10

**Біомеханічні показники приземлення на доміную та недоміную ногу у стрибку вгору з двох ніг та при виконанні удару «Тіо Доліо-чаги»**

Показник	Нижня кінцівка	Стрибок вверх з місця				ТіоДоліо-чаги			
		Середнє	Ст.відх.	t	p<	Середнє	Ст.відх.	t	p<
Максимум ВСРО (в од. вага тіла)	Доміную	3,7	0,97	0,33	0,75	2,5	1,76	-0,02	0,97
	Недоміную	3,8	1,61			2,5	0,9		
Імпульс ВСРО (Н·с)	Доміную	198,9	96,46	-0,39	0,7	109,6	68,15	1,83	0,12
	Недоміную	189,6	82,66			146,3	60,62		
Градiєнт ВСРО (кН/с)	Доміную	97,84	32,7	-0,76	0,48	57,61	28,05	0,1	0,92
	Недоміную	92,3	36,04			60,1	37		
Кут ТБС в момент торкання опори (°)	Доміную	13,51	7,69	-0,54	0,6	0,71	13,14	2,07	0,1
	Недоміную	12,09	11,56			6,49	14,42		
Кут КС в момент торкання опори (°)	Доміную	14,97	10,2	0,37	0,72	13,01	3,63	0,66	0,53
	Недоміную	16,05	7,54			14,94	5,72		
Кут ГСС в момент торкання опори (°)	Доміную	36,05	8,74	1,74	0,14	31,63	9,77	-0,55	0,6
	Недоміную	30,1	10,31			33,97	10,7		
Кут ТБС при макс. згинання КС (°)	Доміную	23,24	10,07	1,1	0,31	4,75	13,46	1,38	0,22
	Недоміную	26,25	8,06			16,15	28,73		
Максимум згинання КС (°)	Доміную	51,62	9,38	0,19	0,85	36,89	11,54	-0,12	0,9
	Недоміную	52,39	7,34			36,28	17,36		
Кут ГСС при макс. згинання КС (°)	Доміную	25,68	7,27	0,01	0,98	19,68	9	-1,31	0,24
	Недоміную	25,74	6,59			16,65	6,28		
Кутова швидкість ТБС макс. (°/с)	Доміную	55,78	56,19	-0,6	0,57	0,31	54,55	1,99	0,11
	Недоміную	46,87	68,72			46,81	84,24		
Кутова швидкість КС макс. (°/с)	Доміную	49,39	68,09	-0,43	0,67	53,57	41,13	0,88	0,41
	Недоміную	39,13	25,44			71,59	50,04		
Кутова швидкість ГСС макс. (°/с)	Доміную	240,27	71,65	0,78	0,46	231,42	102,97	0,61	0,56
	Недоміную	229,84	92,17			206,91	54,42		

Однак у всіх випадках ці відмінності статистично значущі. Приклад динамограми приземлення після різних стрибкових вправ представлений на рис. 3.13.

Як видно з табл.3.9, є статистично значущі відмінності між значеннями деяких кінематичних та динамічних характеристик приземлення після виконання різних стрибкових вправ. У зв'язку з тим, що висота стрибка при виконанні удару "Тіо Доліо-чаги" для домінантної ноги на 34%, а для недомінантної ноги на 41% менше, ніж при виконанні стрибка вгору з місця, максимальне значення, імпульс і градієнт ВСРО під час приземлення на одну ногу більше під час виконання стрибка вгору з місця. Однак у всіх випадках ці відмінності статистично значущі. Приклад динамограми приземлення після різних стрибкових вправ представлений на рис. 3.13.

Статистично значущий менший кут максимального згинання коліна під час виконання «Тіо Доліо-чаги» підтверджує можливий ризик отримання травм передніх хрестоподібних зв'язок, оскільки цей ризик зростає із зменшенням максимуму згинання колін менше 45. Відсутність значних відмінностей у багатьох розглянутих показниках між приземленням на домінантну і недомінантну ногу, мабуть, пов'язані з технікою виконання завдань.

Отримані результати свідчать про наявність статистично значимих відмінностей у кінематичних характеристик між розглянутими типами приземлень. Незважаючи на те, що спортивний стиль тхеквондо багато в чому асиметричний, виконання більшості ударних дій пов'язане з включенням домінантної і недомінантної нижньої кінцівки. Тому, всупереч відсутності статистично значимих відмінностей між показниками приземлення на домінантну та недомінантну ногу, доцільно проведення подібних досліджень з метою вивчення показників асиметрії під час виконання рухових дій для підвищення спортивних результатів та профілактики травматизму. Крім того, у вивченні цього питання мабуть доцільно використовувати індивідуальний підхід, оскільки дані окремих піддослідних вказують на наявність





Серед виявлених типів приземлення найбільш травмонебезпечними є «ударний», «амортизаційний» та «стійкий» типи, в яких максимум ВСРО змінюється в межах від  $3227,3 \pm 1422,2$  Н до  $3325,0 \pm 968,5$  Н. При цьому тривалість позитивного імпульсу ВСРО у цих типах приземлення менше, ніж у інших. Що стосується видів стрибків, то найбільші ударні навантаження діють у серії з двох стрибків вгору з місця з мінімальною паузою між приземленням та подальшим відштовхуванням. Аналіз результативності 12 видів стрибків вгору з місця та ударних навантажень під час приземлення показав таке.

При виконанні звичайних стрибків без повороту щодо вертикальної осі додавання додаткових рухів (попереднього підсідання та маху руками) до стрибка з нерухомого вихідного положення (стрибок із присіду) збільшує висоту стрибка, що узгоджується з результатами інших дослідників [10, 11]. Подібні закономірності спостерігаються і під час стрибків однією ногою. У цих стрибках використання попереднього підсиду та махових рухів руками також збільшують висоту стрибка. Крім того, чоловіки у всіх стрибках демонструють більші результати, ніж жінки.

Аналіз динамограм під час приземлень у розглянутих стрибках показав, більшість з них виконується за типом 1Б і 2Б, тобто характеризується досить великими величинами максимальної ВСРО на початку приземлення і вираженою фазою амортизації.

У стрибках з двох ніг та при приземленні на обидві ноги величини максимальної ВСРО на початку приземлення у чоловіків більше, ніж у жінок. Щодо приземлення після стрибків на одній нозі, то величини сил статистично значуще не відрізняються у чоловіків і жінок. Слід зазначити, що хоча приземлення цих стрибках здійснювалося однією ногою, величини ударних сил були такі ж, як із приземленні на обидві ноги. Звідси можна припустити, що ризик травматизму в цих стрибках набагато вищий.

Таким чином, незважаючи на те, що жінки стрибають нижче та мають менші величини маси тіла, ударні навантаження під час приземлення у

стрибках на одній нозі у них такі ж, як у чоловіків, що, мабуть, пов'язано з поганою технікою приземлення.

Найбільші ударні навантаження під час приземлення ланки нижніх кінцівок зазнають у серійних стрибках вгору з місця за мінімальної паузи між приземленням і відштовхуванням. Аналіз індивідуальних результатів баскетболістів дозволив виділити два типи ударного навантаження під час приземлення під час виконання серії з 30 стрибків – «адекватний» та «неадекватний». Принципом поділу була різниця у величинах максимальної ВСРО під час відштовхування та максимальною силою на початку приземлення. Чим менша ця різниця, тим менші ударні навантаження відчуває спортсмен і навпаки, якщо різниця велика, то під час приземлення на спортсмена діють більші, ніж потрібні сили реакції опори. Отриману різницю пропонується використовувати як коефіцієнт адекватності ударного навантаження в серійних стрибках.

Залежно від виду розподілу ударної ВСРО під час приземлення, у кожному типі виділили «рівномірну», «хвильову» та «зменшується» зміну ударного навантаження. Ймовірно, що «зменшується» розподіл навантаження більшою мірою відображає процес наростання втоми, тоді як інші види розподілу ударного навантаження більшою мірою говорять про тактику, яку вибирає спортсмен для виконання рухового завдання. На наш погляд, вивчення динаміки показників ВСРО у серійних стрибках є перспективним у плані розробки тестів для оцінки ударних навантажень та фізичної підготовленості спортсменів у різних видах спорту.

Порівняльний аналіз показників ударного навантаження під час приземлення на одну ногу після виконання стрибка вгору з місця без маху руками та кругового удару ногою у стрибку «Тіо Доліо-чаги» показав, що для домінантної ноги імпульс ВСРО більший у стрибку вгору з місця. Це пов'язано з тим, що висота стрибка при виконанні удару "Тіо Доліо-чаги" в середньому на 34% нижче, ніж у стрибку. Для недомінантної ноги різницю між середніми значеннями обговорюваного показника статистично не значущі, що з малої

вибіркою піддослідних.

Порівняння максимальних величин ВСРО та градієнта цієї сили виявило наявність зворотної закономірності. Статистично значущі відмінності було знайдено лише для недомінантної ноги, хоча тенденція великих величин цих показників у стрибку вгору з місця для доміантної ноги зберігається.

## ВИСНОВКИ

1. В результаті аналізу динамограм під час приземлення після виконання стрибків вгору з місця з різними руховими завданнями виділено такі основні типи ударних взаємодій. За характером зміни вертикальної складової сили реакції опори (ВСРО) у фазі ударної взаємодії: ненаголошений і ударний. Серед обстежених спортсменів ненаголошений тип взаємодії з опорою зустрічається лише у 28,3% випадків. По зміні ВСРО у фазі амортизації: безамортизаційний та амортизаційний. За зміною ВСРО у фазі прийняття положення рівноваги: нестійкий та стійкий. Амортизаційний та стійкий типи взаємодії з опорою зустрічаються у 65 та 35% випадків, відповідно.

2. Порівняльний аналіз результатів та ударних навантажень у стрибках з двох ніг та на одній нозі у паралімпійської країни (чоловіків та жінок) показав таке: використання попереднього підсідання та махових рухів збільшує в середньому висоту стрибка з двох ніг відповідно на 6,0 та 6,3 см у чоловіків та на 6,8 та 5,6 см у жінок ( $p < 0,001$ ). Необхідність під час стрибка виконати поворот тіла на  $360^\circ$  у праву сторону зменшує результат стрибка в середньому на 6,5 см, у ліву сторону – на 7,8 см у чоловіків та відповідно на 8,2 та 8,6 см – у жінок; використання попереднього підсідання та махових рухів збільшує в середньому висоту стрибка на одній нозі (правою), відповідно на 3,9 та 2,6 см у чоловіків та на 6,8 та 2,9 см у жінок ( $p < 0,001$ ). Для лівої ноги ці показники нижчі; ударні навантаження на початку приземлення, що визначаються за величиною максимальної ВСРО, у стрибках з двох ніг у чоловіків більше, ніж у жінок, що пов'язано як із більшою висотою стрибка, так і з більшою масою тіла. За величинами імпульсу ВСРО статистично значимих відмінностей

немає. У стрибках на одній нозі ні з ВСПО ні з імпульсу сили відмінностей також виявлено. Не виявлено значних відмінностей між ударними навантаженнями у стрибках при приземленні на дві та одну ногу.

3. Найбільші ударні навантаження під час приземлення ланки нижніх кінцівок зазнають у серійних стрибках вгору з місця ( $n=30$ ) при паузі між приземленням (амортизацією) після стрибка та подальшим відштовхуванням, що дорівнює 1 с. Аналіз індивідуальних динамограм відштовхування та приземлення дозволив виділити два типи ударного навантаження, що діє на нижні кінцівки. Перший тип навантаження названий "адекватним", другий - "неадекватним". Принципом поділу є різниця у величинах максимальної ВСПО на початку приземлення та під час відштовхування від опори. Чим ця різниця більша, тим більше ударне навантаження на нижні кінцівки, а значить більша небезпека отримання травми. Даний показник пропонується використовувати як коефіцієнт адекватності ударного навантаження.

4. У кожному типі ударного навантаження залежно від характеру зміни максимальних величин ВСПО під час відштовхування від опори та приземлення виділяються такі види розподілу – «рівномірний», «хвильовий» та «зменшується». Динаміка зміни максимумів ВСПО важлива як оцінки ударних навантажень, а й оцінки стрибкової підготовленості спортсменів. У цьому динаміці відбиваються як рівень підготовленості спортсменів, у разі стрибкова витривалість, і розкладання сил у процесі виконання рухового завдання. У цьому кожен спортсмен вибирає свою тактику виконання вправи, яку слід враховувати задля забезпечення стандартності процедури тестування. Щоб результати тесту дійсно відображали рівень стрибкової витривалості, необхідно порівняти результати перших стрибків серії з максимальним результатом у даному стрибку за його одноразового виконання. Чим ця різниця менша, тим краще тест оцінює стрибкову витривалість, а не вміння спортсмена розподіляти свої сили під час виконання рухового завдання, як це характерно для спортсменів з рівномірним видом розподілу максимумів ВСПО.

5. Порівняння техніки приземлення та ударних навантажень у стрибку вгору з місця та в стрибку з ударом у тхеквондо у жінок показало наступне: при виконанні удару спортсменки вистрибують на меншу висоту ( $16,3 \pm 7,3$  см), ніж у звичайному стрибку вгору без маху руками ( $24,7 \pm 5,4$  см,  $p < 0,001$ ), приземляючись на домінуючу ногу і, відповідно,  $14,2 \pm 7,4$  і  $24,0 \pm 6,1$  см ( $p < 0,001$ ) – на недомінуючу ногу. Під час приземлення на домінуючу та недомінуючу ногу у звичайному стрибку більше згинають колінні суглоби, ніж при виконанні удару; порівняння середніх арифметичних показників ВСРО при взаємодії з опорою під час приземлення не виявило статистично значимих відмінностей у порівнюваних рухових завданнях. Однак порівняння індивідуальних даних спортсменок вказує на те, що у деяких з цих відмінностей є, що вказує на необхідність подальших досліджень у цьому напрямку.

## ПРАКТИЧНІ РЕКОМЕНДАЦІЇ

1. Стрибкові вправи, що виконуються з різними руховими завданнями, включають два основних періоди - відштовхування і приземлення. У спортивній практиці при використанні цих вправ як тренувальні засоби для підвищення швидкісно-силових можливостей або стрибкової витривалості, тренери та спортсмени основну увагу приділяють процесу відштовхування від опори та результату в стрибку. Набагато менше уваги приділяється приземленню, тоді як саме в цьому періоді підвищується ймовірність отримання травм через великі ударні навантаження, що діють на нижні кінцівки, як в одиночних, так і в серійних стрибках.

Оскільки найбільші навантаження під час приземлення ланки нижніх кінцівок зазнають у серійних стрибках вгору з місця при мінімальній паузі між приземленням та подальшим відштовхуванням, особливу увагу тренерів та спортсменів має бути зосереджено на величинах ударних навантажень, які можна визначити за допомогою динамометричних платформ та відповідного програмного забезпечення. Для цього необхідно налагодити масове виробництво дешевих однокомпонентних платформ, що вимірюють лише вертикальну складову сили реакції опори.

2. Для оцінки ударних навантажень у стрибкових вправах пропонується використовувати коефіцієнт адекватності навантаження, який дорівнює різниці між максимальною вертикальною складовою сили реакції опори під

час відштовхування та максимальною силою на початку приземлення. Чим менша ця різниця, тим менші ударні навантаження зазнає спортсмен. У серійних стрибках коефіцієнт адекватності ударного навантаження визначається різницею між середніми значеннями максимальної вертикальної складової сили реакції опори під час відштовхування і максимальною силою початку приземлення для всіх стрибків серії.

Величина коефіцієнта адекватності ударного навантаження є непрямим показником технічності приземлення та небезпеки виникнення травм нижніх кінцівок.

3. Для оцінки стрибкової витривалості в деяких видах спорту найчастіше використовують серійні стрибки, наприклад 30 стрибків вгору з місця з мінімальною паузою між приземленням та подальшим відштовхуванням. За результатами тестування визначають коефіцієнт витривалості. Цей коефіцієнт можна розрахувати з урахуванням зміни висоти стрибка, величини максимальної сили реакції опори, механічної роботи та інших показників. З використанням динамометричних платформ всі ці показники можна розрахувати за величиною сили реакції опори. Однак при розрахунку коефіцієнтів витривалості слід враховувати динаміку зміни цих показників у міру виконання рухового завдання, оскільки в цій динаміці відображаються як рівень підготовленості спортсменів, так і розклад сил у процесі виконання рухового завдання. У цьому кожен спортсмен вибирає свою тактику виконання вправи, що відбивається у поступовій динаміці зміни обраного показника. Тому, щоб результати тесту дійсно відображали рівень стрибкової витривалості, необхідно порівняти результати перших стрибків серії з максимальним результатом у даному стрибку за його одноразового виконання. Чим ця різниця менша, тим краще тест оцінює стрибкову витривалість, а не вміння спортсмена розподіляти свої сили під час виконання рухового завдання.



## ПОСИЛАНИЯ

1. Агашин, Ф.К. Биомеханика ударных движений / Ф.К. Агашин. – М. : Физкультура и спорт, 1977. – 207 с.
2. Дышко, Б.А. Биомеханическое тестирование спортивной обуви и искусственных покрытий: дис. ... д-ра биологических наук : 01.02.08 / Дышко Борис Аронович, М. ГЦОЛИФК, – 1996 – 196 с.
3. Дышко, Б.А. Спортивная обувь и покрытия как фактор травматизма спортсменов / Б.А. Дышко // Тезисы 25-ой Всесоюзной конференции по спортивной медицине. – Киев, 1991. – С. 140.
4. Дышко, Б.А. Некоторые вопросы биомеханики спортивной обуви и искусственных покрытий / Б.А. Дышко, М.П. Дементьева. – М.: ЦООНТИ-ФиС, 1989. – 24 с.
5. Медведев, В.Г. Взаимосвязь динамических и временных показателей силы реакции опоры с результатом прыжка вверх с места и силой мышц – разгибателей нижних конечностей / В.Г. Медведев, Е.А. Лукунина, Ан.А. Шалманов // Теория и практика физической культуры. – 2010. – N 4. – С. 43–48.
6. Медведев, В.Г. Реализационная эффективность техники прыжковых упражнений / В.Г. Медведев, Е.А. Лукунина, Ан.А. Шалманов //

12 международный научный конгресс «Современный олимпийский и паралимпийский спорт и спорт для всех», 26–28 мая 2008 г. : материалы / Рос. гос. ун-т физ. культуры, спорта и туризма. М., 2008. – Т. 2. – С. 118–119.

7. Медведев, В.Г. Техника выполнения маховых движений в прыжке вверх с места / В.Г. Медведев, Е.А. Лукунина, А.А. Шалманов // Проблемы спортивной кинезиологии: Материалы Международной научной конференции. Малаховка, 26–28 ноября 2009 г. / Под ред. Коренберга В.Б. – Малаховка: МГАФК, 2009. – С. 84–87.

8. Пановко, Я.И. Устойчивость и колебания упругих систем / Я.И. Пановко, И.И. Губанова. – М.: Наука, 1967. – 420 с.

9. Попов, Б.П. Некоторые данные анатомии и физиологии применительно к построению рациональной обуви / Б.П. Попов. – М.: ЦИТО, 1960. – С. 119–127.

10. Черногоров, Е.П. Теоретическая механика. Элементы теории удара [Электронный ресурс] / Е.П. Черногоров. – Челябинск, 2013. – Режим доступа: [http://www.termeh.susu.ac.ru/system/files/udar\\_0.pdf](http://www.termeh.susu.ac.ru/system/files/udar_0.pdf).

11. Amoroso, P.J. Injury among female and male army parachutists / P.J. Amoroso, N.S. Bell, V.H. Jones // *Aviat Space Environ Med.* – 1997. – N 68. – P. 1006–1011.

12. Andreasson, G. Surface and shoe deformation in sport activities and injures / G. Andreasson, B. Olofson // In: *Biomechanical aspects of sport shoes and playing surfaces* / Ed. B. Nigg, B. Kerr. – Calgary, Al.: University Printing, 1983. – P. 51–67.

13. Andreasson, G. Effects of shoe and surface characteristics on lower limb injures in sport / G. Andreasson, L. Peterson // *J. Sports Biomech.* – 1986. – V. 2. – P. 202–209.

14. Aritomi, H. A simple method of measuring the foot sole pressure of normal subjects using prescale pressure detecting sheets / H. Aritomi, M. Morita, K. Gonemoto // *J. Biomech.* – 1983. – N 16. – P. 157–165.

15. ASTM F 355-86. Standart test method for shock-absorbing properties

of playing surfaces system and materials // Annual book of ASTM standards. – Philadelphia, 1986.

16. Bates, B. Functional variability of the lower extremity during the support phase of running / B. Bates, L. Osternig, B. Mason // *Med. Sci. Sports Exerc.* – 1979. – V. 11. – P. 328–331.

17. Bates, B. An assessment of subject-shoe interaction and the evaluation of running shoes using ground reaction force data / B. Bates, L. Osternig, J. Sawhill // *J. Biomech.* – 1983. – N. 11. – P. 181–192.

18. Bosco, C. The effect of prolonged skeletal muscle stretch-shortening cycle on recoil of elastic energy expenditure / C. Bosco, H. Rusko // *Acta physiol. Scand.* – 1983. – V. 119. – P. 219–224.

19. Bruggemann, P. Biomechanics in gymnastics / P. Bruggemann // In: *Current Research in Sports Biomechanics Medicine and Sport Science fads.* – Karger, Basel, 1987. N 25. – P. 142–176.

20. Burke, E. Hematological variations after endurance running with regular and air soles shoes / E. Burke [et all] // *Med. Sci. Sports Exerc.* – 1983. – V. 121. – P. 146–151.

21. Calder, C. Measurement of shock absorption characteristics of athletic shoes / C. Calder, C. Smith, J. Ying // *Exper. Tech.* – 1985. – N 6. – P. 21–24.

22. Cavanagh, P. Biomechanics: a budge builder among sports sciences / P. Cavanagh // *Med. Sci. Sports Exerc.* – 1990. – V. 22. – P. 546–552.

23. Cavanagh, P. Testing procedures of the Runner's World shoe survey / P. Cavanagh, R. Hinrich, K. Williams // *Runner's World.* – 1980. – N 15(10). – P. 397–406.

24. Cavanagh, P. Ground reaction forces in distance running / P. Cavanagh, M. Lafortune // *J. Biomech.* – 1980. – N 13. – P. 194–203.

25. Cavanagh, P. Testing procedures for the 1982 Runner's World shoe survey / P. Cavanagh, K. Williams // *Runner's World.* – 1981. – N 16(10). – P. 26–39.

26. Cavanagh, P. A comparison of ground reaction forces during walking

barefoot and in shoes / P. Cavanagh, K. Williams, T.A Clarke // Biomechanics VII-B / Moreski A., Fidelis K., Kedzior K., Wit A., eds. – Baltimor, MD: University Park Press, 1981. – P. 151–156.

27. Clarke, T. The effect of increasing running speed on shank deceleration during ground contact / T. Clarke [et al.] // Biomechanics IX-B / Winter D., Norman R., Wells R., Hayes K., Patla A., eds. – Champaign, Il: Human Kinetic Publishers, 1985. – P. 101–105.

28. Clarke, T. Dynamic load displacement characteristics of various midsole materials / T. Clarke, E. Frederick // J. Biomech. – 1982. – N 4. – P. 340–345.

29. Clarke, T. Biomechanical measurement of running shoe cushioning properties / T. Clarke, E. Frederick, L. Cooper // Biomechanical aspects of sport shoes and playing surfaces / Nigg B., Kerr B., eds. – Calgary, Al: University Printing, 1983. – P. 25–34.

30. Clarke, T. The effects of shoe cushioning upon ground reaction forces and temporal parameters in running / T. Clarke, E. Frederick, L. Cooper // Med. Sci. Sports Exerc. – 1982. – N 14(2). – P. 144–152.

31. Clarke, T.E. Effects of shoe cushioning upon ground reaction forces in running. / T.E. Clarke, E.C. Frederick, L.B. Cooper // International Journal of Sports Medicine. – 1983. – N 4. – P. 247–251.

32. Denoth, J. A method to measure mechanical properties of soles and playing surfaces / J. Denoth, B. Nigg, B.Kerr // Biomechanical aspects of sport shoes and playing surfaces. – Calgary, Al: University Printing, 1983. – P. 43–51.

33. Denoth, J. Load on locomotor system and modeling / J. Denoth, B. Nigg // Biomechanics of running shoes – Champaign, Il: Human Kinetic Publishers, 1986. – P. 63–116.

34. Denoth, J. The influence of various sport floors on the load on the lower extremities. IK Biomechanics VII-B / Denoth, J. &Nigg, B.M. (eds A. Morecki, K. Rdelus, K. Kedzior& A. Wit.– University Park Press, Baltimore. – 1981. – P. 100–105.

35. DeVita, P. Effect of landing stiffness on joint kinetics and energetic in the lower extremity / P. DeVita, W.A. Skelly // *Med Sci Sports Exerc.* – 1992. – N 24. – P. 108–115.
36. Devita, P. Effect of landing stiffness on joint kinetics and energetics in the lower extremity / P. Devita, W.A. Skelly // *Medicine and Science in Sports and Exercise.* – 1992. – N 24 (1). – P. 108–115.
37. Dickinson, J. The measurement of shock waves following heel strike while running / J. Dickinson, C. Coe, T. Leinhardt // *J. Biomech.* – 1985. – N 18. – P. 415–422.
38. Dillman, C. Kinematic analysis of running / C. Dillman // *Exerc. Sports Sci. Rev.* – 1974. – N 2. – P. 193–218.
39. Drez, D. Running footwear: examination of the training shoe, the foot and functional orthotics devices / D. Drez // *Am. J. Sports Med.* – 1980. – N 8. – P. 140–141.
40. Dufek, J.S. Biomechanical factors associated with injury during landing in jump sports / J.S. Dufek, B.T. Bates // *Sports Med.* – 1991. – N 12. – P. 326–37.
41. Dufek, J.S. The evaluation and prediction of impact forces during landings / J.S. Dufek, B.T. Bates // *Medicine and Science in Sports and Exercise.* – 1990. – N 22. – P. 370–377.
42. Dura, J. The effect of shock absorbing sports surfaces in jumping / J. Dura, J. Hoyos, L. Lozano, A. Martines // *The Engineering of sport* / Haake S., ed. – London; Blackwell Science, 1998. – P. 199–204.
43. Engsborg, J. Kinematic analysis of the talocalcaneal / talocrural joint during running support / J. Engsborg, J. Andrews // *Med. Sci. Sports Exerc.* – 1987. – V. 19. – P. 275–284.
44. Farley, C.T. Mechanism of leg stiffness adjustment for hopping on surfaces of different stiffnesses / C.T. Farley, H.H. Houdijk, C. Van Strein // *Journal of Applied Physiology.* – 1998. – N 85 (3). – P. 1044–1055.
45. Federation International de Gymnasium. Code of Points // *International*

Gymnastics Federation, Bericht, West Germany. – 1984.

46. Ferretti, A. The natural history of jumper's knee. Patellar or quadriceps tendonitis / A. Ferretti, G. Puddu, P.P. Mariani // *International Orthopaedics*. – 1985. – N 8 (4). – P. 239–242.

47. Ferris, D.P. Interaction of leg stiffness and surface stiffness during human hopping / D.P. Ferris, C.T. Farley // *Journal of Applied Physiology*. – 1997. – N 82. – P. 15–22.

48. Ferris, D.P. Adjustments in running mechanics to accommodate different surface stiffnesses / D.P. Ferris, M. Louie, C.T. Farley // *Physiologist*. – 1997. – N 39. – P. A59.

49. Forner, A. Properties of shoe insert materials related to shock wave transmission during gait / A. Forner [et al.] // *Foot and Ankle International*. – 1995. – N 16 (12). – P. 778–786.

50. Frederick, E. Measuring the effects of shoes and surfaces on the economy of locomotion / E. Frederick, B. Nigg, B. Kerr // *Biomechanical aspects of sport shoes and playing surfaces* – Calgary, Al: University Printing, 1983. – P. 93–107.

51. Frobell, R.B. The acutely ACL injured knee assessed by MRI: are large volume traumatic bone marrow lesions a sign of severe compression injury? / Frobell RB [et al]. – *Osteoarthr Cartil*, 2008. – N 16. – P. 829–836.

52. Garrick, J.G. Epidemiology of women's gymnastics injuries / J.G. Garrick, R.K. Requa // *The American Journal of Sports Medicine*. – 1980. – N 8 (4). – P. 261–264.

53. Gerritsen, K.G.M. Direct dynamics simulation of the impact phase in heel-toe running / K.G.M. Gerritsen, A.J. Bogert, B.M. Nigg // *Journal of Biomechanics*. – 1995. – N 28 (6). – P. 661–668.

54. Gollhofer, A. Innervation characteristics of m. gastrocnemius during landing on different surfaces / A. Gollhofer // In: *Biomechanics X-B* (ed. B. Jonsson). – 1987. – P. 701–706.

55. Goodear, N. Incidence rates and risk of orthopedic injuries in healthy

middle aged runners and nonrunners / N. Goodear, C. Blair // *Med. Sci. Sports Exerc.* – 1984. – N 16. – P. 114–119.

56. Greenwood, R.G. Muscle responses during sudden falls in man / R.G. Greenwood, A. Hopkins // *Journal of Physiology (Lond.)*. – 1976. – N 254. – P. 507–518.

57. Gross, T. Measurement of discrete vertical in stress with piezoelectric transducers / T. Gross, R. Bunch // *J. Biomech. Eng.* – 1988. – N 10. – P. 261–265.

58. Hargrave, M.D. Subtalar pronation does not influence impact forces or rate of loading during a single-leg landing / M.D. Hargrave [et al.] // *J Athl Train.* – 2003. – N 38. P. 18–23.

59. Hay, J.G. The biomechanics of the long jump / J.G. Hay // *Exercise and Sport Sciences Reviews.* – 1986. – N 14. – P. 401–446.

60. Hoshino, A. Impact-absorbing properties of the human knee / A. Hoshino, W.A. Wallace // *Journal of Bone and Joint Surgery.* – 1987. – N. 69 (5). – P. 807– 811.

61. Huwyler, J. Veränderungen am Skelett des Mittelfusses durch professionelles Tanzen [Changes in the skeleton of the middle foot caused by professional classical dancing.] *Sportverletz Sportschaden.* – 1989. – N 3 (1). – P. 14–20.

62. Hyoku, C. Effect of dropping height on a buffer action in landing / C. Hyoku [et al.] // Paper presented at the Japanese Society of Biomechanics, Nagoya, Japan. – 1984.

63. Irvine, D.M.E. Muscle recruitment patterns in landings with reduced vertical reaction forces / D.M.E. Irvine, J.L. McNitt-Gray // In: *Proceedings of the XVIIth American Society of Biomechanics (ASB) Meeting.* – 1993. – P. 111–112.

64. Irvine, D.M.E. Muscle activity and kinetics during landings with reduced vertical reaction forces / D.M.E. Irvine // In: *Proceedings of the Second North American Congress of Biomechanics (NACOBII).* – 1992. – P. 547–548.

65. James, S. Injuries to runners / S. James, B. Bates, L. Osternig // *Am. J. Sports Med.* – 1978. – N 6. – P. 40–50.

66. Johnson, K.J. Tears of cruciate ligaments of the knee / K.J. Johnson // US Armed Forces: 1990–2002. – Med Surveillance Mon Rep. – 2003. – N 9. – P. 2–6.
67. Karger, Basel. Effects of shoe cushioning upon ground reaction forces in running / Basel Karger, [et al.] // International Journal of Sports Medicine. – 1983. – N 4. – P. 247–251.
68. Kim, W. Dynamic loading during running on various surfaces / W. Kim, A.S. Voloshin // Human Movement Science. – 1992. – N 11 (6). – P. 675–689.
69. Kirkendall, D.T. The anterior cruciate ligament enigma: injury mechanisms and prevention / D.T. Kirkendall, W.E. Garrett // Clin Orthop Relat Res. – 2000. – N 372. P. 64–68.
70. Kulund, D.N. Tennis injuries: prevention and treatment / D.N. Kulund [et al.] // American Journal of Sports Medicine. – 1979. – N 7. – P. 249–253.
71. Lees, A. Methods of impact absorption when landing from a jump / Lees, A. // Engineering in Medicine. – 1981. – N 10 (4). – P. 207–211.
72. Light, L.H. Potential implications of heel strike transients / L.H. Light // Journal of Physiology. – 1979. – N 292. – P. 31–32.
73. Luethi, S. The influence of the shoe on foot movement and shock attenuation in running / S. Luethi [et al.] // Biomechanics X / Jonson B., ed. – Champaign, Il: Human Kinetic Publishers, 1987. – P. 931–935.
74. Marti, B. Relationship between running injures and running shoes: the 1984 Bern Grand Prix study / B. Marti // Am. J. Sports Med. – 1988. – N 16. – P. 285–294.
75. McKinley, P. Motor strategies in landing from a jump: the role of skill in task execution / P. McKinley, A. Pedotti // Experimental Brain Research. – 1992. – N 90. – P. 427–440.
76. McMahon, T.A. The influence of track compliance on running / T.A. McMahon, P.R. Greene // Journal of Biomechanics. – 1979. – N 12. – P. 893–904.
77. McNitt-Gray, J.L. Segment and joint kinematics of Olympic vault landings / J.L. McNitt-Gray, R.C. Nelson // Medicine and Science in Sport and



Exercise, (Suppl. 20). 1988. – N 2. –P. S48.

78. McNitt-Gray, J.L. Kinematics and impulse characteristics of drop landings from three heights / J.L. McNitt-Gray // *International Journal of Sport Biomechanics* 7. – 1991. – P. 201–224.

79. McNitt-Gray, J.L. Biomechanical factors contributing to successful landings / J.L. McNitt-Gray // *USGF Sports Science Publication* 9 – 1992. – P. 19–25.

80. McNitt-Gray, J.L. Kinetics of the lower extremities during drop landings from three heights / J.L. McNitt-Gray // *Journal of Biomechanics* 25 – 1993. – P. 1037–1046.

81. McNitt-Gray, J.L. Adjustments in kinematics and kinetics during modified landings / J.L. McNitt-Gray [et al.], // In: *Proceedings of XIVth ASB Meeting.* – 1990. – P. 75–76.

82. McNitt-Gray, J.L. Differences in reaction forces experienced by gymnasts during landings in front and back saltos / J.L. McNitt-Gray // In: *Proceedings of XVth ASB Meeting.* – 1991a. – P. 228–229.

83. McNitt-Gray, J.L. Modifications in joint kinetics during stop and go landing movements under fatigued and non-fatigued conditions / J.L. McNitt-Gray // In: *Proceedings of the XXth American Society of Biomechanics (ASB) Meeting.* – 1996. – P. 47–48.

84. McNitt-Gray, J.L. Relative work of net joint moments during landings of front and back saltos / J.L. McNitt-Gray, D.M.E. Irvine, J. Eagle // In: *Proceedings of the XIXth American Society of Biomechanics (ASB) Meeting.* – 1995.

85. McNitt-Gray, J.L. The effect of landing surface on muscle activity in preparation for landing / J.L. McNitt-Gray [et al.] // In: *Proceedings of XVth ASB Meeting.* – 1991b. – P. 230-231.

86. McNitt-Gray, J.L. Biomechanics of landings / J.L. McNitt-Gray [et al.] // In: *FtG Scientific Symposium Proceedings.* – Berlin Germany, 1997.

87. McNitt-Gray, J.L. Lower extremity joint kinetics and muscle activation patterns during landings of front and back saltos / J.L. McNitt-Gray [et al.] // In:

Proceedings of the XVIIth ASB Meeting. – 1993a. – P. 11–12.

88. McNitt-Gray, J.L. The influence of dance training and foot position on landing mechanics / J.L. McNitt-Gray, S.R. Koff, B.L. Hall // *Medical Problems of Performing Artists*. – 1993b. – N 27 (3). – P. 87–91.

89. McNitt-Gray, J.L. External reaction forces experienced by gymnasts during the take-off and landing of tumbling skills / J.L. McNitt-Gray, B.A. Munkasy, M. Welch // *Technique*. – 1994a. – N 14 (9). – P. 10–16.

90. McNitt-Gray, J.L. Invariant features of multijoint control strategies used by gymnasts during landings performed Olympic competition / J.L. McNitt-Gray [et al.] // In: *Proceedings of the Third North American Congress on Biomechanics (NACOB III)*. – Canada: Waterloo. – 1998a.

91. McNitt-Gray, J.L. Net joint moments and powers during stop and go movements / J.L. McNitt-Gray [et al.] // In: *Proceedings of the XVIIIth American Society of Biomechanics (ASB) Meeting*. – 1994b. – P. 131–132.

92. McNitt-Gray, J.L. N.H. Asymmetrical loading of lead and lag legs during landings of blodogg, movements / J.L. McNitt-Gray [et al.]. – *Volleyball USA*, 1998b. – N 26. – P. 14-16.

93. McNitt-Gray, J.L. Musculoskeletal loading during landing / J.L. McNitt-Gray [et al.] // *Biomechanics in sport*. – 2000. – P. 523–549.

94. McNitt-Gray, J.L. Landing strategy adjustments made by female gymnasts in response to drop height and mat composition / J.L. McNitt-Gray, T. Yokoi, C. Millward // *Journal of Applied Biomechanics*. – 1993b. – N 9 (3). – P. 173–190.

95. McNitt-Gray, J.L. Landing strategies used by gymnasts on different surfaces / J.L. McNitt-Gray, T. Yokoi, C. Millward // *Journal of Applied Biomechanics*. – 1994c. – N 10. – P. 237–252.

96. Melvill-Jones, G. Muscular control of landing from unexpected falls in man / G. Melvill-Jones, D.G.D. Watt // *Journal of Physiology (London)*. – 1971. – N 219. – P. 729–737.

97. Mizrahi, J. The influence of fatigue on EMG and impact acceleration

in running / J. Mizrahi // *Basic and Applied Myology*. – 1997. – N 7 (2). – P. 119–126.

98. Munkasy, B.A. Segment velocity prior to contact in normal and softer than normal landings / B.A. Munkasy, J.L. McNitt-Gray // In: *Proceedings of the Second North American Congress of Biomechanics (NACOB II)*. – 1992. – P. 257–258.

99. Munkasy, B.A. Reaction forces and impulses experienced during the take-off and landing of tumbling skills / B.A. Munkasy, J.L. McNitt-Gray, M. Welch // In: *Proceedings of the XVIIIth American Society of Biomechanics (ASB) Meeting*. – 1994. – P. 97–98.

100. Munkasy, B.A. Kinematics prior to contact in landings preceded by rotation / B.A. Munkasy, J.L. McNitt-Gray, M. Welch // In: *Proceedings of the XXth American Society of Biomechanics (ASB) Meeting*. – 1996. – P. 159–160.

101. Munkasy, B.A. Generation and control of momentum during tumbling by Olympic gymnasts / B.A. Munkasy [et al.] // In: *Proceedings of the XXIth American Society of Biomechanics (ASB) Meeting*. – 1997. – P. 89–90.

102. NCAA (National Collegiate Athletic Association) (1986) NCAA Injury Surveillance System Report: 1982–86. NCAA, Mission, KS.

103. NCAA (National Collegiate Athletic Association) (1990) NCAA Injury Surveillance System Report: 1989–90. NCAA, Mission, KS.

104. Nicol, K., Henning E. Measurement of pressure distribution by means of flexible large surface mat // *Biomechanics VI* / Asmussen E., Jorgensen K., eds. – Baltimore: University Park Press, 1977. – P. 374-380.

105. Nigg, B. Biomechanical aspects of running / B. Nigg, ed. // *Biomechanics of running shoes*. Champaign, Il: Human Kinetic Publishers. – 1986. – P. 1–26.

106. Nigg, B. Biomechanics, load analysis and sport injuries in lower extremities / B. Nigg // *Sports Med*. – 1985. – N 2. – P. 267–279.

107. Nigg, B. Experimental techniques used in running shoe research // *Biomechanics of running shoes* / B. Nigg, ed. // Champaign, Il: Human Kinetic

Publishers, 1986. – P. 15–29.

108. Nigg, B. Factors influencing on kinetic and kinematic variables in running / B. Nigg, ed. // *Biomechanics of running shoes* / Nigg B., ed. – Champaign, IL: Human Kinetic Publishers, 1986. – P. 139–159.

109. Nigg, B. Effect of viskoelastic shoe insoles on vertical impact forces in heel- toe running / B. Nigg, W. Herzog, L. Read // *Am. J. Sports Med.* – 1986. – N 16 (1). – P. 70-76.

110. Nigg, B. The influence of lateral heel flare of running shoes on protection and impact forces / B. Nigg, M. Morlock // *Med. Sci. Sports Exerc.* – 1987. – N 19. – P. 294– 302.

111. Nigg, B., Biomechanical and orthopedic concepts in sport shoe construction / B. Nigg, B. Segesser // *Med. Sci. Sports Exerc.* – 1992. – N 24 (5). – P. 595-602.

112. Nigg, B.M. Biomechanical aspects of playing surfaces / B.M. Nigg, M.R. Yeadon // *Journal of Sports Sciences.* – 1987. – N 5. – P. 117–145.

113. Nigg, B.M. On the potential of various approaches in load analysis to reduce the frequency of sports injuries / B.M. Nigg, M. Bobbert // *Journal of Biomechanics.* – 1990. – N. 23(1). – P. 3–12.

114. Nigg, B.M. Biomechanics, load analysis and sport injuries in the lower extremities / B.M. Nigg // *Sports Medicine.* – 1985. – N 2. – P. 367–379.

115. Nigg, B.M. The validity and relevance of test used for the assessment of sports surfaces / B.M. Nigg // *Medicine and Science in Sports and Exercise.* – 1990. – N 22 (1). – P. 131–139.

116. Nigg, B.M. Quantifying the load on the human body: Problems and some possible solutions / B.M. Nigg, J.Denoth, P. A. Neukomm // In: *Biomechanics VII-B* (ed. B. Jonsson) Human Kinetics, Champaign, IL. – 1981. – P. 88–89.

117. Nigg, B.M. The influence of construction strategies of sprung surfaces on deformation during vertical jumps / B.M. Nigg, M.R. Yeadon, W. Herzog // *Medicine and Science in Sports and Exercise.* – 1988. – N 20 (4). – P. 396–402.

118. Ozguven, H.N. An experimental and analytical study of impact forces

during human jumping / H.N. Ozguven, N. Berme // *Journal of Biomechanics*. – 1988. – N 21 (12). – P. 1061–1066.

119. Panzer, V.P. Lower extremity loads in landing of elite gymnasts / V.P. Panzer: Doctoral dissertation, University of Oregon. – 1987.

120. Pappas, E. Biomechanical differences between unilateral and bilateral landings from a jump: gender differences / E. Pappas [et al.] // *Clin J Sport Med*. – 2007. – N 17. – P. 263–268.

121. Prilutsky, B.I. Tendon action of two-joint muscles: Transfer of mechanical energy between joints during jumping, landing, and running / B.I. Prilutsky, V.M. Zatsiorsky // *Journal of Biomechanics*. – 1994. – N 27 (1). – P. 25–34.

122. Radin, E.L. Does cartilage compliance reduce skeletal impact loads? Relative force attenuating properties of articular cartilage, synovial fluid, periarticular soft tissues and bones / E.L. Radin, I.L. Paul // *Arthritis and Rheumatism*. – 1970. – N 13. – P. 139–144.

123. Rheinstein, D. Effect on traction of outsole composition and hardness of basketball shoes and three types of playing surfaces / D. Rheinstein, C. Morehouse, B. Neibel // *Med. Sci. Sports Exerc*. – 1978. – N 10. – P. 282–288.

124. Riccardelli, E. Gymnastics injuries: The Virginia experience / E. Riccardelli, F.A. Pettrone // *Technique*. – 1984. – N 2. – P. 16–18.

125. Rodano, A. Analysis of the impact in running shoes / A. Rodano // *Biomechanical aspects of sport shoes and playing surfaces* // Nigg B., Kerr B., eds. – Calgary, Al: University Printing, 1983. – P. 35–43.

126. Schweitzer, L. Test Procedures for Low Springs, Mats, Floor Gym Surfaces, and Springboards / L. Schweitzer. – Technical Report, Freiburg University, Germany. – 1985.

127. Seegmiller, J.G. Ground reaction forces among gymnasts and recreational athletes in drop landings / J.G. Seegmiller, S.T. McCaw // *J Athl Train*. – 2003. – N 38. – P. 311–314.

128. Sidaway, B. Visual timing of musclepreactivation in press for landing

/ B. Sidaway, J.L. McNitt-Gray, G. Davis // *Ecological Psychology*. – 1989. – N 1 (3). – P. 253–264.

129. Smith, A.J. Estimates of muscle and joint forces at the knee and ankle during a jumping activity / A.J. Smith // *Journal of Human Movement Studies*. – 1975. – N 1. – P. 78–86.

130. Smith, W. Effects of insoles in coast guard basic training footwear / W. Smith, J. Walter, M. Bailey // *Journal of the American Podiatric Medical Association*. – 1985. – N 75 (12). – P. 644–647.

131. Soames, R. Heel height induced changes in metatarsal loading patterns during gait / R. Soames, C. Clark // *Biomechanics IX-A* / Winter D., e.a., eds. – Champaign, Il: Human Kinetic Publishers, 1985. – P. 446–450.

132. Stacoff, A. Load at impact after a volleyball block / A. Stacoff, X. Kaelin, E. Stuessi // *Deutsche Zeitschrift Fur Sportmedizin*. – 1987. – N 11. – P. 458–464.

133. Valiant, G. Static friction characteristics of cleated outsole sample / G. Valiant, T. McMahon, E. Frederick // *Med. Sci. Sports Exerc*. – 1985. – N 17. – P. 156–161.

134. Valiant, G.A. A study of landing from a jump: Implications for the design of a basketball shoe / G.A. Valiant, P.R. Cavanagh // *Biomechanics IX-B, International Series on Biomechanics* / eds: D. Winter, R.W. Norman, R.P. Wells, R.C. Hayes & A. Patla. – Human Kinetic Publishers, Champaign, IL. – 1985. – P. 117–122.

135. Winter, D.A. *Biomechanics of Human Movement* / D.A. Winter. – John Wiley & Sons, New York, 1979.

136. Yu, B. Lower extremity biomechanics during the landing of a stop-jump technique / B. Yu, C.F. Lin, W.E. Garrett. – *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2006. – N 21. – P. 297–305.

137. Yeow, C.H. Gof Regression relationships of landing height with ground reaction forces, knee flexion angles, angular velocities and joint powers during double-leg landing / C.H. Yeow, V.S. Lee Peter, C.H. James // *The Knee*. –2009. –

N 16. – P. 381– 386.

138. Zatsiorsky, V.M. Soft and stiff landing / V.M. Zatsiorsky, B.I. Prilutsky // Biomechanics X-B (ed. B. Jonsson). Human Kinetics, Champaign, IL.– 1987. – P. 739– 743.

139. Zhang, S.N, Contributions of lower extremity joints to energy dissipation during landings / S.N. Zhang, B.T. Bates, J.S. Dufek. – Med Sci Sports Exerc. – 2000. – N 32. – P. 812–819.