

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

Факультет фізичного виховання та спорту  
Кафедра олімпійського та професійного спорту

**СИСТЕМАТИЗОВАНИЙ ПІДХІД ДО ОПТИМІЗАЦІЇ  
БІОМЕХАНІЧНИХ ЗАКОНОМІРНОСТЕЙ В ТРЕНУВАЛЬНОМУ  
ПРОЦЕСІ ЗІ СПОРТИВНОЇ ГІМНАСТИКИ**

**Дипломна робота**

Студентки 683 групи  
Кузьменко Л. М.  
Науковий керівник  
д.н.фіз.вих і спорту,  
професор Ольховий О.М.

**МИКОЛАЇВ 2022**

ЗГІДНО РІШЕННЯ КАФЕДРИ ОЛІМПІЙСЬКОГО ТА ПРОФЕСІЙНОГО  
СПОРТУ

Протокол № 8 від 17.01.2022 р.

дипломну роботу магістра Кузьменко Л. М.

на тему: «Систематизований підхід до оптимізації біомеханічних  
закономірностей в тренувальному процесі зі спортивної гімнастики»  
рекомендувати до захисту.

Завідувач кафедри

Олег ОЛЬХОВИЙ

Декан факультету

Андрій ЧЕРНОЗУБ

## ЗМІСТ

<b>ВСТУП</b> .....	
<b>РОЗДІЛ 1. ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРНИХ ДЖЕРЕЛ</b> .....	
1.1. Детерміновані аспекти застосування принципів, законів та аксіом загальної механіки у біомеханіці спортивних вправ.....	
1.2. Аналіз та синтез рухових дій спортсменів.....	
1.3. Моделювання складних систем як один із методів дослідження спортивних рухів.....	
1.4. Біомеханічні закономірності системно-структурної організації рухів спортсмена за умов опори.....	
<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. Зміна траєкторії біомеханічної системи в залежності від варіацій її кінематичних структурних компонентів.....	
3.2. Вплив варіації кінематичних структурних компонентів біомеханічної системи на величину моментів керуючих сил у шарнірах моделі.....	
3.3 Вплив варіації динамічних характеристик ланок біомеханічної системи на її траєкторію та величину керуючих сил у шарнірах.....	
<b>ВИСНОВКИ</b> .....	
<b>ПОСИЛАННЯ</b> .....	

## Вступ

**Актуальність теми дослідження.** Для спортивної гімнастики як техніко-естетичного виду спорту характерне неухильне зростання складності композиційної та технічної побудови вправ [21, 38, 44, 78]. При виконанні численних гімнастичних вправ (махи, обороти) тіло спортсмена здійснює обертальні рухи навколо нерухомої осі, якою, зокрема, можуть бути поперечина або жердина брусів різної висоти. В основі техніки обертальних рухів, що виконуються в умовах фіксованої (нерухомої) опори, лежать об'єктивні біомеханічні закономірності, отже, їх виявлення та використання у навчально-тренувальному процесі є важливою умовою вдосконалення технічної підготовки гімнастів.

Біомеханічний аналіз матеріалів оптичної та інструментальної реєстрації спортивних вправ є методологічною основою вдосконалення рухових дій людини. Однак цей підхід не дозволяє прогнозувати форми рухів із заданими властивостями. Вирішити проблему побудови спортивного руху з необхідним кінематичним та динамічним станом біомеханічної системи дозволяє комп'ютерний синтез рухів людини. Його реалізація в обчислювальному експерименті передбачає використання математичних моделей синтезу рухів біомеханічних систем і розрахункових моделей аналізу рухів, так як по синтезованій траєкторії біомеханічної системи, надалі, на основі розрахункових моделей аналізу рухів визначаються кінематичні та динамічні характеристики рухової дії, що моделюється [9, 25, 42, 75, 91].

Актуальність дослідження полягає в тому, що комп'ютерний синтез рухів людини дає змогу виявити біомеханічні закономірності обертальних рухів гімнасту в умовах фіксованої опори, які не визначаються на основі аналізу відеозйомки вправ, але є теоретичним фундаментом удосконалення техніки та методики освоєння численних гімнастичних вправ.

**Об'єкт дослідження:** вдосконалення процесу навчання гімнастичним вправам, виконуваним умовах фіксованої опори, з урахуванням зміни

параметрів управляючих дій.

**Предмет дослідження:** біомеханічні закономірності обертальних рухів гімнасту за умов фіксованої опори.

**Гіпотеза дослідження.** Передбачається, що застосування комп'ютерного синтезу рухів людини дозволить доповнити існуючі відомості про біомеханічні закономірності обертальних рухів спортсмена в умовах фіксованої опори, використання яких у навчально-тренувальному процесі зі спортивної гімнастики сприятиме об'єктивному прогнозуванню результату рухової дії, вдосконаленню її кінематичної та динамічної.

**Мета дослідження** – обґрунтувати біомеханічні закономірності обертальних рухів спортсмена в умовах фіксованої (нерухомої) опори та їх використання у навчально-тренувальному процесі зі спортивної гімнастики.

**Завдання дослідження:**

1. Встановити фактори, що визначають біомеханічні умови постановки рухового завдання у комп'ютерному синтезі руху.

2. Розробити алгоритми вирішення рухової задачі в комп'ютерному синтезі руху за допомогою автоматизованої побудови програмного управління суглобовими рухами спортсмена із заданими властивостями.

3. Виявити біомеханічні закономірності обертальних рухів спортсмена за умов фіксованої опори в обчислювальних експериментах комп'ютерного синтезу рухів людини

4. Розробити та експериментально перевірити ефективність методики навчання диференційованого варіювання параметрів керуючих дій у суглобах гімнасту, що реалізують цільову вправу.

**Методи дослідження:** аналіз та узагальнення науково-методичної літератури, відеозйомка вправ та комп'ютерна обробка відеоматеріалів, комп'ютерне формування розрахункових моделей аналізу рухів біомеханічних систем, комп'ютерний синтез рухів людини у обчислювальному експерименті, аналітичні методи побудови траєкторії програмного управління в математичній моделі синтезу рухів біомеханічних систем експеримент,

методи математичної статистики

**Наукова новизна** дослідження полягає в тому, що за допомогою комп'ютерного синтезу рухів людини претендентом вперше виявлено та сформульовано у біомеханічному аспекті закономірності формування траєкторії обертального руху спортсмена в умовах фіксованої опори, які не мали раніше відображення у спеціальній науково-методичній літературі. Встановлено кількісні значення впливу кінематики керуючих функцій, мас-інерційних характеристик (МІХ) ланок тіла, початкової кутової швидкості ланок, величини зовнішніх моментів сил на побудову траєкторії біомеханічної системи. До нових наукових даних, отриманих претендентом на підставі результатів обчислювальних експериментів, відносяться і виявлені в кількісній та інтерпретовані в якісну форму залежності впливу кінематичної структури керуючих функцій та умов рухів спортсмена на формування траєкторії руху. Запропоновано та обґрунтовано нові підходи до освоєння та відпрацювання диференційованого параметричного варіювання керуючих дій на основі зміни амплітуди, швидкості та часу згинально-розгинальних рухів у плечових та тазостегнових суглобах гімнасту у різних фазах вправи.

**Теоретична значущість** дослідження у тому, що визначено коло невирішених досі питань пов'язані з чинниками, визначальними траєкторію біомеханічної системи. Встановлено чинники, що визначають біомеханічні умови постановки рухового завдання синтезу руху. Запропоновано нові підходи завдання програмного управління в аналітичному вигляді, що дозволяють формувати різноманітні траєкторії функцій, що управляють, на наступному аналізі яких базуються закономірності побудови рухових дій. Розроблено перехідну програму, яка встановлює відповідність між початковими умовами руху, що задаються користувачем, і представленими в аналітичній формі керуючими функціями, що забезпечує коректність результатів обчислювальних процедур синтезу рухів біомеханічних систем.

**Практична значимість** дослідження у тому, що виявлені біомеханічні закономірності обертальних рухів спортсмена за умов фіксованої опори

дозволять здійснювати об'єктивне прогнозування результату рухового дії, вдосконалення його кінематичної і динамічної структури. Розроблена методика навчання диференційованого варіювання параметрів керуючих дій на основі біомеханічних закономірностей рухів спортсмена в умовах опори може застосовуватися в навчально-тренувальному процесі як на етапі формування рухової навички, так і на етапі вдосконалення.

**Структура й обсяг роботи.** Робота складається зі вступу, трьох розділів, висновків, списку використаних джерел (136). Загальний обсяг дипломної роботи складає 84 сторінок, вона містить 31 рисунки.

## РОЗДІЛ 1. ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРНИХ ДЖЕРЕЛ

### 1.1. Детерміновані аспекти застосування принципів, законів та аксіом загальної механіки у біомеханіці спортивних вправ

Біомеханічна складова спортивних рухів постає у вигляді кінематичного переміщення біомеханічної системи у просторі, що представляється у формі траєкторії її маркерних точок (суглоби, центри мас сегментів та ланок тіла спортсмена тощо), та динамічного регулювання м'язовими силами програми руху; реалізується біомеханічна складова на підставі законів механіки та волевиявлення суб'єкта рухової дії [6, 46]. Суб'єкт рухової дії реалізує програму управління суглобовими рухами [12, 72].

Сказане вище змушує задуматися про співвідношення механічного та біологічного у рухових діях людини, а точніше – про те, на використанні яких саме законів механіки побудовано моторний компонент рухової діяльності людини.

У «Радянському енциклопедичному словнику» дається таке визначення поняття «закон» [15, 45, 82]: закон – «необхідне, суттєве, стійке, повторюване ставлення між явищами у природі та суспільстві». І тут читаємо, що закономірність – «об'єктивно існуюча, повторювана, суттєва зв'язок явищ життя чи етапів історичного процесу» [12, 42]. Отже, закономірність визначає тенденцію розвитку об'єкта, процесу, що повторюється за певних умов.

Механіка вивчає механічний рух та механічну взаємодію різних матеріальних тіл, встановлюючи загальні властивості їхнього механічного руху незалежно від того, які саме матеріальні тіла здійснюють ці рухи [21, 35, 81, 100]. Механічне рух і механічне взаємодія підпорядковуються певним законам. Ці закони мають об'єктивний характер, і існують у природі незалежно від волі людини [35].

Теоретичну механіку поділяють на три частини: статику, кінематику та динаміку. Розподіл механіки на статику, кінематику і динаміку є дещо



штучним, оскільки спокій є окремим випадком руху, а закони, яким підкоряються сили, – одні й самі при рівновазі і під час руху [35].

Механіка – наука точна: всі свої теореми та правила вона виводить шляхом суворих математичних викладок. Проте в основі механіки та, зокрема, статички лежать аксіоми – закони, ухвалені без математичного доказу. Не існує можливості перевірити їх безпосередньо, і ми маємо лише непрямі докази, бачимо, що слідства, які з цих аксіом, підтверджуються спостереженнями.

У статистиці приймають зазвичай шість аксіом: принцип інерції, аксіому про абсолютно тверде тіло, аксіому про приєднання врівноваженої системи сил, закон паралелограма, принцип рівності дії та протидії, аксіому про затвердіння [35, 69].

Основні закони ньютонівської механіки:

1. Якщо на тіло не діють жодні сили, воно зберігає стан спокою або рівномірного прямолінійного руху.

2. Добуток маси матеріальної точки на її прискорення одно діє на неї силі.

3. Сили, з якими дві матеріальні точки діють одна на одну, завжди рівні за модулем і направлені в протилежні сторони вздовж прямої, що з'єднує ці точки [79, 81].

Якщо система з часом змінюється, то кажуть, що змінюється її стан. Стан системи характеризується одночасним завданням положень (координат) та швидкостей всіх її частинок [44, 79].

Знаючи закони які діють частки системи зусиль і стан системи у певний початковий час, можна, як свідчить досвід, з допомогою рівнянь руху передбачити її подальше поведінка, тобто. знайти стан системи будь-якої миті часу. А в тих випадках, коли закони чинних сил взагалі невідомі, такий підхід виявляється в принципі нездійсненним.

При такому положенні природно виникає питання: чи немає якихось загальних принципів, які є наслідком законів Ньютона, які б інакше підійти до вирішення завдання і допомогли б якоюсь мірою обійти подібні труднощі?

Виявляється, такі принципи є. Це звані закони збереження: закон збереження імпульсу, закон збереження механічної енергії системи, закон збереження моменту імпульсу.

Тут слід зазначити, що з метою ефективного вирішення рухового завдання техніка змагальних вправ побудована на використанні цих законів механіки та закономірностей в управлінні рухами, що впливають з них.

Теоретичне обґрунтування можливості використання методу побудови оптимального управління рухів біомеханічних систем знайшло своє підтвердження у дослідженнях. Розроблені математичні моделі побудови оптимального управління рухами гімнасту в оборотних заняттях на перекладині [9, 47, 99]. У виконаних ним дослідженнях доведено ефективність використання цього підходу для побудови оптимальної техніки великого обороту назад на перекладині для гімнастів з урахуванням їх кінематичних, динамічних ресурсів та мас-інерційних характеристик ланок тіла виконавців.

У роботі [6, 75] показано можливість використання принципу максимуму Понтрягіна для побудови оптимального управління рухами стрибуна з трампліну з метою досягнення максимальної дальності польоту спортсмена. Як модельні вправи розглядалися великі обороти вперед у зворотному хваті на перекладині.

У прикладах існує пряма аналогія між рухом живих і неживих істот, коли мова заходить про керований рух. Керований процес відрізняється від некерованого наявністю програми функціонування [56, 59, 60, 66].

Надалі введені в рівняння руху подібні зв'язки одержали назву «керуючих» та були розроблені методи вирішення систем із такими зв'язками [90-92]. Понад те, розробляючи концептуальні основи теорії цілеспрямованих рухів, Г.В. Коренєв запропонував використовувати механіко-математичний апарат механіки керованого тіла та для аналізу рухів живих істот. Своє міркування автор обґрунтовував можливістю побудови рівнянь цілеспрямованого руху людини на основі синтезу апарату класичної механіки та математичним формулюванням мети руху, що має змістовно-сміслову

формулювання [9, 77, 92].

У роботах [56, 67, 89, 106] показано, що як критерій якості вирішення рухової задачі або цільової функції може виступати будь-яка з біомеханічних характеристик руху, адекватно описує мета руху (функціонал). Використовуючи функціонал, що підлягає мінімізації задач оптимального управління, можна застосовувати математичні методи оптимізації рухів біомеханічних систем.

Таким чином, нині не викликає сумніву той факт, що в біомеханіці цілеспрямованих рухів спортсмена можна використовувати механіко-математичний апарат загальної механіки та механіки керованого тіла.

## **1.2. Аналіз та синтез рухових дій спортсменів**

Так як в динаміці вивчають рух у зв'язку з силами, прикладеними до об'єктів, що рухаються, то перед нею стоять два основні завдання:

1. По руху матеріального об'єкта (крапки, твердого об'єкта чи системи тіл) визначити сили, які виробляють цей рух. Це завдання називають прямим, або першим завданням динаміки.

2. Надано сили, що діють на даний матеріальний об'єкт; потрібно визначити рух цього об'єкта під впливом цих сил. Це друге основне завдання динаміки. Друге завдання – зворотне по відношенню до першої, тому її називають зворотною, або другою основною задачею динаміки [35, 41].

У математичній інтерпретації прямої та зворотної задач динаміки відповідають дві протилежні постановки задачі [35, 79]. У першому випадку завдання зводиться до диференціювання  $r(t)$  у часі, у другому – до інтегрування лівої частини рівняння (1). Пряме завдання динаміки відповідає біомеханічний аналіз за матеріалами оптичної реєстрації рухів або даним інструментальних методів дослідження. Аналіз виконується на підставі емпіричних даних, так званих біомеханічних характеристик ланок тіла спортсмена [7, 14, 65, 85, 89] та біомеханічних характеристик руху, за якими один рух відрізняють від іншого [17, 19, 98].

У розумінні аналізу рухових процесів спортсменів В.М. Заціорський виходить з того, що при вивченні рухів необхідно враховувати дві генеровані рухової діяльності людини завдання біомеханіки: загальну і приватні [46]. За формулюванням автора, «загальне завдання вивчення рухів у біомеханіці спорту – оцінка ефективності докладання сил для більш досконалого досягнення поставленої мети. ...Приватні завдання біомеханіки спорту полягають у вивченні таких основних питань: а) будова, властивості та рухові функції тіла спортсмена; б) раціональна спортивна техніка; в) технічне вдосконалення спортсмена»[46].

Біомеханіка поступово перероджується з біомеханіки рухів і рухових дій у біомеханіку вирішення рухових завдань, обов'язковими компонентами якої є «модельні уявлення про вихідну ситуацію, про бажану кінцеву ситуацію та (або) бажаний процес розвитку вихідної ситуації (мета, завдання) про доступні засоби та їх достатність для вирішення завдання, про обмеження, що накладаються на використання цих коштів» [8, 24, 41]. Подібне трактування ближче до синтезу руху, аніж до його біомеханічного аналізу, адже вправа ще не виконувалася, але вже проектується.

Системний синтез – один із методів біомеханіки. У біомеханіці виділяють два напрями системного синтезу: практичний та теоретичний [46]. Практичний синтез полягає у реальному побудові систем рухів, тобто. оволодінні спортивною технікою. Удосконалення технічної майстерності спортсмена – це процес, який, на думку Д.Д. Донського, характеризується «методом спроб і помилок» [45].

Теоретичний синтез полягає у моделюванні рухових дій спортсмена, зокрема, на основі математичної моделі синтезу рухів. Як зазначається у Д.Д. Донського та В.М. Заціорського, «для практики спорту особливо потрібні цілісні моделі спортивної техніки як предмета навчання та вдосконалення технічної майстерності» [46, 71].

### **1.3. Моделювання складних систем як один із методів дослідження спортивних рухів**

Моделювання є одним із найдавніших методів наукового пізнання, що широко застосовується в архітектурі, скульптурі, техніці [3, 80, 90, 97]. Поняття моделювання органічно пов'язане з поняттям моделі, в якому мають бути чітко зафіксовані її суттєві ознаки та функції.

Отже, одна з найважливіших функцій моделі – отримання нових відомостей про об'єкт, що моделюється, або процес, реалізований у уявній або матеріальній формі [109].

Логіка побудови процесу моделювання базується на теорії подібності, відповідно до якої за заданими характеристиками одного явища можна отримати характеристики іншого, подібного до нього. Деякі дослідники у своїх роботах розглядають моделювання як метод практичного або теоретичного опосередкованого оперування об'єктом, в ході якого досліджується не сам об'єкт, що цікавить нас безпосередньо, а деяка проміжна допоміжна система (природна або штучна), яка:

- а) має певну об'єктивну подібність із пізнаваним об'єктом;
- б) має можливість на деяких етапах дослідження заміщати об'єкт, що вивчається, за певними функціями (властивостями);
- в) реалізує необхідність давати в процесі дослідження якісну і кількісну інформацію про об'єкт, що цікавить нас [10, 31].

Сама модель може бути природною, штучною або знаковою системою [99].

Узагальнивши різноманіття моделей за функціональним ознакою, можна констатувати, кожна модель у процесі дослідження вирішує завдання аналізу чи завдання синтезу [80]. При реалізації завдання аналізу вивчення властивостей елементів системи базується на оцінці характеристик, що визначають її структурно-параметричний стан. Розв'язання задачі синтезу передбачає отримання даних про структурно-параметричний стан системи за задалегідь заданим складом необхідних властивостей [99].

Тут слід зазначити, що стосовно біомеханіки рухових процесів моделі аналізу дозволяють вирішити перше завдання динаміки, а моделі синтезу - друге завдання.

Основне завдання біомеханіки - вдосконалення техніки рухових дій, способів та прийомів їх виконання. На основі експериментальних матеріалів кінозйомки (відеозйомки) вправ виконується аналіз їхньої техніки. Обробка матеріалів включає:

1. Виконання проміру вправи.
2. Розрахунок мас-інерційних характеристик сегментів та ланок тіла людини.
3. Розрахунок біомеханічних характеристик руху, як структурної одиниці вправи (кінематичні та динамічні показники).
4. Аналіз розрахованих біомеханічних характеристик: просторових, часових, просторово-часових, силових, інерційних, енергетичних.

Ця технологія застосовувалася з моменту зародження біомеханіки як науки і має широке поширення і в даний час [14, 42, 45, 58]. Таким чином, використання механічних еквівалентів характеристики рухів у формі біомеханічних характеристик є загально визнаним і не суперечить суті біомеханічного аналізу. Це по-перше. І, по-друге, оскільки основна відмінність у рухах біомеханічних систем від механічних, на думку Н.А. Бернштейна [16], полягає в тому, що в біомеханічних системах рух щоразу будується наново, в чому і проявляється основна відмінність рухів живих об'єктів від неживих.

Рушійними силами у разі виступають сили тяги м'язів, що відбиває природним чином біомеханічний аспект руху і досить докладно освітлено у роботі. По-третє, крім аналізу, як методу дослідження, у дисертаційній роботі використовувався і метод синтезу, як потужніший інструмент дослідження, представлений у формі математичного моделювання рухів людини на комп'ютері (комп'ютерний синтез). Даний метод відноситься до біомеханічних методів дослідження, і він використовувався нами відповідно

до прийнятої в даний час технології дослідження, в якій параметри моделі визначаються накладеними на неї припущеннями [65, 74, 76, 77, 99].

Моделі опорно-рухового апарату спортсмена та моделі траєкторії досліджуваного руху використовуються як вхідні дані для розрахункових операцій, в результаті здійснення яких дослідник отримує кількісний матеріал про біомеханічні характеристики досліджуваної рухової дії. Тобто розрахункові моделі аналізу рухів біомеханічних систем є виражені в математичній формі алгоритми, що дозволяють обчислити кінематичні та динамічні характеристики спортивної вправи [67, 71].

Біомеханічним аналізом піддаються кінематичні та динамічні характеристики вправи, тому для отримання певних кількісних показників біомеханічних характеристик застосовується відповідна розрахункова модель аналізу рухів [38, 61, 63, 67, 71, 88].

Використання розрахункових моделей аналізу рухів біомеханічних систем дозволяє одержати великий масив кількісної інформації про спортивні рухи, на об'єктивній основі якої здійснюється вдосконалення технічної підготовки спортсменів [71]. Про це свідчить низка досліджень, присвячених вивченню та пошуку ефективної техніки різних вправ [2, 4, 8, 29, 30, 40, 82, 9]. Проте, розрахункові моделі аналізу обмежують дослідницьку потребу у побудові різноманітних, зокрема, досконалих форм спортивних рухів. Вирішити проблему побудови техніки вправи з необхідними кінематичними та динамічними характеристиками можна лише на рівні застосування математичної моделі синтезу руху біомеханічних систем.

Особливість математичної моделі використовуваної в імітаційному моделюванні полягає в тому, що вона відображає механізм функціонування досліджуваної системи в часі з урахуванням умов середовища, що змінюються, і параметрів певних елементів самої системи [22, 65, 71].

Проаналізувавши дослідження, виконані у цьому контексті, можна зробити висновок, що у біомеханіці спорту щодо техніки вправ у вигляді математичного моделювання переважають два провідних напрями [49, 53, 55,

68, 94]:

1. Кількісні дані кінематичних і динамічних характеристик вправи одержують траєкторією руху ланок тіла реального спортсмена із застосуванням розрахункових моделей аналізу рухів біомеханічних систем.

2. Траєкторія модельованого руху будується відповідно до заданих властивостей біомеханічної системи з використанням математичних моделей синтезу рухів.

Необхідно констатувати, що на етапі вже здійснено дослідження, у яких застосування методу математичного моделювання рухів спортсмена дозволило отримати значні науково-практичні результати [2, 49, 50, 59, 60, 71, 78]. Але, попри це, є ще широке коло питань, що стосуються перспектив використання математичного моделювання рухів спортсмена. Одним із таких актуальних питань, які вирішуються на основі даного методу, є дослідження біомеханічних закономірностей обертальних рухів гімнасту в умовах фіксованої опори.

У ряді робіт дана характеристика комп'ютерного синтезу рухів людини, де автори пропонують рух  $N$ -ланкової біомеханічної системи у формі рівнянь Лагранжа другого роду [6, 7, 63, 65, 75]. Застосувавши будь-який із чисельних методів інтегрування можна обчислити траєкторію руху біомеханічної системи, попередньо задавши чисельні значення початкових умов модельованого руху та керуючих впливів (на кінематичному або динамічному рівні) [60, 66, 71].

У роботах присвячених методологічним основам комп'ютерного синтезу рухів людини показано, що зміна чисельних значень програмного управління та варіація початкових умов руху дозволяють отримати різноманітні форми траєкторій руху біомеханічної системи, що моделюється [7, 66, 71, 98]. Реалізація функції прогнозу в комп'ютерному синтезі рухів людини забезпечує як побудова досконалих форм спортивних рухів, а й реалізує можливість виявлення біомеханічних закономірностей їх побудови [54, 57, 70, 71, 97, 98].

Інтенсивний розвиток комп'ютерної техніки в останні десятиліття



викликало суттєві зміни в асортименті засобів, що використовуються у моделюванні [60, 63, 97, 99]. Проте педагогічні аспекти використання комп'ютерного синтезу рухів людини нині потребують глибшої розробки.

Обчислювальний експеримент. В основі методу обчислювального експерименту, що доповнив методику теоретичної та експериментальної науки, лежать математичні моделі, сформульовані у вигляді алгоритму, що задає правила опису та виконання обчислювальних процесів [26]. Під обчислювальним процесом тут розуміється група арифметичних та логічних операцій, які виконуються реальною обчислювальною системою. У цьому трактуванні обчислювальний експеримент постає як із методів наукового пізнання [58].

Технологічний цикл обчислювального експерименту складається з наступних етапів: а) формулювання користувачем завдання обчислювального експерименту та побудова математичної моделі; б) попередній аналіз моделі; в) розробка обчислювального алгоритму; г) розробка програмного забезпечення; д) проведення розрахунків на персональному комп'ютері; е) обробка, аналіз та інтерпретація результатів розрахунків [14, 57].

Проведення обчислювального експерименту потребує попередньої розробки алгоритму обчислень для функціонування математичної моделі. Під алгоритмом розуміється призначена для виконавця чітко визначена послідовність дій, що веде до досягнення необхідної мети [26, 27]. Тут слід наголосити на тому факті, що алгоритм адресується безпосередньо виконавцю, який використовує його у своїй діяльності, і його розробка є необхідним етапом у процесі вирішення будь-якого завдання на персональному комп'ютері. Основні особливості алгоритму виявляються в вимогах, що накладаються на них:

1. Алгоритм має кілька вхідних величин. Для алгоритму можна приймати різні набори вхідних даних, тобто. можна застосовувати той самий алгоритм на вирішення цілого класу однотипних завдань, які відрізняються вихідними даними. Цю властивість алгоритму називають масовістю.

2. Щоб алгоритм можна було виконати, він повинен бути зрозумілим виконавцю (зрозумілість алгоритму).

3. Алгоритм представлений як послідовності деякого числа кроків.

4. Виконання алгоритму закінчується після виконання кінцевого числа кроків.

5. Кожен крок алгоритму має бути чітко та недвозначно визначений (визначеність алгоритму).

6. Кожен крок алгоритму має бути виконаний точно та за кінцевий час (ефективність алгоритму) [77].

Слід зазначити також, що алгоритм має власні засоби уявлення: словесну та формалізовану форми [27]. Алгоритмізація процесів - це не математична проблема, а проблема з галузі знання, що вивчає дані процеси. Неєфективність використання обчислювальної техніки пояснюється також відсутністю алгоритмічного забезпечення у цій галузі знань [26].

#### **1.4. Біомеханічні закономірності системно-структурної організації рухів спортсмена за умов опори**

Біомеханічні закономірності обертальних рухів спортсмена за умов опори становлять численну групу вправ із класифікаційних програм у видах спорту, що з мистецтвом рухів. Науковий інтерес до вивчення біомеханічних закономірностей рухів обумовлений тим, що вони становлять наукову основу вдосконалення техніки спортивних вправ [1, 10, 23, 24, 71].

Одним із значних питань у проблемі підвищення ефективності процесу навчання спортивним вправам є пошук раціональних варіантів техніки рухових дій [33, 34, 43, 69, 99]. Відсоткове співвідношення сторін підготовки спортсменів (технічна, фізична, теоретична, психологічна та інших.) визначається специфікою виду спорту. У спортивній гімнастиці технічна підготовка є одним із «точок опори, якими проходить центральна вісь системи інтегральної підготовки висококваліфікованих гімнастів» [11, 89]. Багато фахівців вказують на домінуючу роль технічної підготовки у техніко-

естетичних видах спорту, де її частина щодо інших видів підготовки може становити близько 80% [6, 7, 30, 33, 49, 69, 76].

Спортивна гімнастика, як вид спорту, має великий арсенал змагальних вправ, що становлять велику та різноманітну рухову базу для дослідження та встановлення загальних біомеханічних закономірностей техніки спортивних рухів, які успішно екстраполюються на технічний компонент підготовки в інших видах спорту. Сьогодні відомі тисячі вправ на гімнастичних снарядах [33, 36]. За виконання махових вправ тіло спортсмена здійснює складні рухи – переміщувальне і обертальне [29, 50, 62]. У класичній механіки та математики [20, 21, 26, 27, 95] переміщувальний і обертальний рух розглядається в декартовій системі координат щодо її трьох осей (X, Y, Z). При виконанні гімнастичних вправ тіло спортсмена може обертатися навколо трьох основних осей: фронтальної (поперечної), поздовжньої та навколо передньо-задньої осі [20, 56, 72]. У низці складних гімнастичних вправ поєднується обертання навколо кількох осей [16, 27].

Дослідженню техніки гімнастичних вправ присвячено значну кількість робіт, у яких відбито особливості технічного виконання різних гімнастичних вправ [1, 24, 32, 40, 57, 69, 73].

Різні варіанти техніки гімнастичних вправ та методика навчання їм вивчалася багатьма фахівцями [2,8, 32, 39, 40, 43, 52, 93]. Так отримано дані про переміщення загального центру тяжкості тіла та зміни моменту інерції тіла щодо осі обертання [6, 28, 34], вивчено закономірність зміни кінетичної енергії тіла в процесі виконання оборотних вправ [30, 40, 62], виявлено провідну роль згинально-розгинальних рухів гімнасту у суглобах під час виконання вправ [31, 33, 54, 83].

Так, наприклад, для групи вправ, що виконуються обертанням назад в упорі на перекладині, зокрема, при розгляді структурних особливостей обороту у стійку на руках Ю.К. Гавердовський [33] виділяє такі основні компоненти техніки вправи, пов'язані з біомеханічними закономірностями обертальних рухів спортсмена за умов опори:

- Взаємозв'язок спаду та підйому в обороті, що виражається в тому, що потужність спаду зумовлює легкість підйому та виходу в стійку на руках. Починаючи спад, необхідно обмежити зближення тіла з опорою за допомогою зростаючої напруги м'язів-згиначів плеча.

- Фактори потужності спаду визначаються, зокрема, кутовою швидкістю ОЦМ тіла спортсмена, яка регулюється за рахунок зміни відстані від нього до опори (у середині спаду утримувати упор, не торкаючись, з випрямленим тілом закінчивши спад, випрямитись у кульшових суглобах і тут же почати потужне випрямлення у плечах).

- Оптимальність потужності спаду. При виконанні вправи не можна доводити його кінематичну структуру до крайності: обережний спад ускладнює вихід у стійку, а надто вільне виконання приводить до зриву в вис.

- Взаємозв'язок розгинальних рухів у тазостегнових і плечових суглобах, визначається тим, що як головні рухи, що управляють, виступають розгинальні рухи в плечових суглобах.

- Точність виходу гімнасту у стійку на руках залежить від своєчасного розгинання рук у плечових суглобах і від швидкості розгинального руху, що виконується (кінематики програмного управління). Направляючи ноги до стійки на руках, необхідно чітко випрямитися, утримуючи пряму закриту поставу.

- Системність руху, що розкривається у взаємозв'язку між послідовними фазами руху. Будь-які зміни на початку руху або по його ходу неминуче призведуть до трансформації фіналу вправи, або вимагатимуть своєчасних компенсацій у діях [30, 33, 88].

На наш погляд, повноцінно відобразити кінематичні та динамічні параметри основних біомеханічних характеристик гімнастичного елемента, що освоюються, змогли б попередньо розроблені інформаційно-біомеханічні моделі, що включають кількісний аналіз вправи, заснований на загальних біомеханічних закономірностях побудови рухів спортсмена в умовах опори.

Основну змістовну частину цих моделей складають нормативно-

біомеханічні показники техніки та образні елементи фазової конструкції спортивного руху [42]. На нашу думку, образні елементи в інформаційно-біомеханічній моделі змагальної вправи можуть бути представлені також і відеорядом кадрів співвіднесених з параметрами зміни біомеханічних характеристик рухової дії. Більше того, у змісті інформаційно-біомеханічної моделі повинні враховуватися відомості про біомеханічні закономірності побудови техніки спортивних вправ певної класифікаційної групи.

У багатьох роботах, присвячених удосконаленню технічної підготовки спортсменів, розглядаються проблеми побудови раціональної техніки та методики навчання вправ [1, 11, 12, 28, 32, 40, 43, 47, 63], механізм виконання яких заснований на біомеханічних закономірностях рухів спортсмена в умовах опори, і обходяться стороною проблеми нітрохи не менш значущі – отримання відомостей та формування знань про біомеханічні закономірності виконання вправ.

У той самий час ряд авторів переконливо показують, що біомеханіка є засіб, з допомогою якого можна поринути у сутність систем рухів, виявити причини рухових помилок і знайти шляхи порятунку від них. Їм розглядається необхідне проведення якісного біомеханічного аналізу коло спеціальних знань, які включають, зокрема, знання у галузі механіки, анатомії та фізіології, психології, кібернетики та педагогіки [34, 64, 86].

У сфері механіки виділяється знання трьох основних законів механіки, включаючи та його інтерпретацію для обертового руху, і навіть деякі найважливіші наслідки їх (закони збереження енергії, кількості руху, кінетичного моменту, руху центру мас).

Як можливі напрями використання комп'ютерного синтезу рухів у дослідженні біомеханічних закономірностей рухів спортсмена в умовах опори можна виділити такі:

1. Варіювання параметрів окремих елементів компонентного складу математичної моделі синтезу рухів. При вирішенні зворотного завдання динаміки необхідно враховувати, що рух точки залежить тільки від діючих

сил, а й від початкових даних [35].

Поширюючи ці положення руху біомеханічної системи, слід зазначити, що нові траєкторії біомеханічної системи ініціюються змінами початкових умов руху. У разі завдання кінематичного управління початкове положення кожної ланки виражено в узагальнених координатах ( $i$ ), початкова швидкість ланок моделі представлена узагальненими швидкостями ( $Q_i$ ), де  $i$  номер ланки. Ці параметри руху задаються для початкового часу  $t=t_0$ , де  $t$  – час,  $t_0$  – початковий час. Варіювання початкових умов руху за узагальненими координатами та узагальненими швидкостями викликає зміну траєкторії біомеханічної системи.

#### Висновки по розділу 1.

1. У практиці трудових, побутових та спортивних рухів моторний компонент рухових дій людини будується на основі використання основних законів теоретичної механіки. Усі принципи, закони та аксіоми, що використовуються в теоретичній механіці для аналізу та синтезу руху системи матеріальних тіл, можуть бути успішно перенесені до сфери біомеханічного дослідження рухів спортсмена.

2. Аналіз та синтез рухових дій – два класи завдань у біомеханіці рухів, вирішення яких дозволяє на кількісному рівні оцінювати технічну майстерність спортсмена.

3. Моделювання складних систем, яке проводиться у біомеханічному дослідженні шляхом обчислювального експерименту на комп'ютері, використовує два класи моделей обчислювальних алгоритмів: розрахункові моделі аналізу рухів та математичні моделі синтезу рухів біомеханічних систем.

Перший клас моделей обчислювальних алгоритмів використовується для кінематичного та динамічного аналізу вправ за матеріалами оптичної реєстрації рухів та даних мас-інерційних характеристик опорно-рухового апарату виконавця, а також траєкторії біомеханічної системи.

Другий клас моделей ґрунтується на використанні математичної моделі

синтезу рухів біомеханічних систем та обчислювальних алгоритмів, що здійснюють реалізацію функціонування математичної моделі. Результат функціонування моделі – синтезована траєкторія як узагальнених координат біомеханічної системи. У комп'ютерному синтезі рухів людини використовуються два класи моделей обчислювальних алгоритмів, оскільки за синтезованою траєкторією біомеханічної системи надалі виконуються математичні операції з кількісного визначення кінематичних і динамічних характеристик рухової дії, що моделюється, на основі розрахункових моделей аналізу рухів.

4. Біомеханічні закономірності рухів спортсмена в умовах опори не знайшли належного висвітлення в науково-методичній літературі, оскільки кінематичний та динамічний аналіз техніки реально виконуваних вправ не дозволяє виявити це повною мірою, а при синтезі рухів подібне завдання дослідження не ставилося.

5. Надійний спосіб системного виявлення біомеханічних закономірностей рухів спортсмена за умов опори можна побачити у варіаціях параметрів елементів, складових математичну модель синтезу рухів біомеханічних систем під час проведення обчислювального експерименту (комп'ютерний синтез рухів). Дані елементи компонентного складу математичної моделі є факторами, що визначають біомеханічні умови постановки рухової задачі синтезу рухів. При закріпленні всіх введених у пам'ять комп'ютера параметрів біомеханічних умов рухової задачі один із компонентів піддається змінам (варіювання) у деякому діапазоні чисельних значень, що відбивається на траєкторії біосистеми. Подальший якісний та (або) кількісний порівняльний аналіз компонента, що варіюється, і синтезованої траєкторії дозволить зробити висновок про його вплив на формування траєкторії біомеханічної системи та виявити їх взаємозв'язок.

6. Традиційно навчально-тренувальний процес спортсменів здійснюється без належної інформаційної підтримки їхньої технічної

підготовки, орієнтованої на облік загальних біомеханічних закономірностей побудови рухів в умовах опори, що негативно позначається на якості та часі формування рухової навички [10, 68]. Однією з умов підвищення ефективності технічної підготовки займаються виявлення нових біомеханічних закономірностей системно-структурної організації спортивних вправ та їх активне використання в навчанні та вдосконаленні рухових дій



## РОЗДІЛ 2.

### МАТЕРІАЛ, МЕТОДИ ТА ОРГАНІЗАЦІЯ ДОСЛІДЖЕНЬ

#### 2.1. Методи дослідження

Для вирішення поставлених завдань використано такі методи дослідження: аналіз та узагальнення науково-методичної літератури, відеозйомка вправ та комп'ютерна обробка відеоматеріалів, комп'ютерне формування розрахункових моделей аналізу рухів біомеханічних систем, комп'ютерний синтез рухів людини у обчислювальному експерименті, аналітичні методи побудови траєкторії програмного управління у математичній моделі синтезу рухів біомеханічних систем, педагогічний експеримент, методи математичної статистики

**2.1.1 Аналіз та узагальнення науково-методичної літератури.** Аналіз та узагальнення науково-методичної літератури виконувались з метою з'ясування стану питання на тему роботи. Крім аспектів, пов'язаних з біомеханічними закономірностями рухів спортсмена в умовах опори, вивчалася література про спеціальну фізичну підготовленість спортсменів, методи дослідження техніки спортивних вправ. Особливу увагу приділяли роботам, присвяченим математичному моделюванню рухів людини, зокрема комп'ютерного синтезу. Розглядалися психолого-педагогічне підґрунтя комп'ютерного навчання та існуючі напрямки використання персональних комп'ютерів у фізичній культурі та спорті.

**2.1.2 Відеозйомка вправ та комп'ютерна обробка відеоматеріалів.** Відеозйомка гімнастичних вправ виконувалася цифровою відеокамерою Panasonic відповідно до вимог, прийнятих та регламентованих у біомеханічних дослідженнях. Відеозйомка гімнасток проводилася у два етапи. На першому етапі виконувалася зйомка спортсменок, що володіють виконанням модельної вправи (оборот назад у стійку на руках на нижній жердині різновисоких брусів) на високому технічному рівні.

На підставі отриманих матеріалів оптичної реєстрації рухів нами було

розроблено інформаційно-біомеханічні моделі знятої вправи, які надалі використовувалися у педагогічному експерименті. З другого краю етапі відеозйомка обороту у стійку на руках здійснювалася у заключній частині формуючого експерименту, тобто. у контрольних випробуваннях гімнасток експериментальної та контрольної груп. Біомеханічний аналіз цих відеоматеріалів використовувався для визначення ступеня освоєння випробуваними модельної вправи.

**2.1.3. Аналітичні методи побудови траєкторії програмного управління у математичній моделі синтезу рухів біомеханічних систем.** У роботах [33, 65] зазначається, що всі різноманітність програмного управління довільної структури можна задати у вигляді трьох форм: табличної, графічної та аналітичної. У проведених до теперішнього часу науково-теоретичних дослідженнях у галузі біомеханіки не відзначається різноманіття видів формування програмного управління в аналітичній формі. А освітлені деякими дослідниками методи завдання програмного управління [13, 60, 92] не відповідають рівню поставлених у нашому дослідженні завдань.

**2.1.4. Педагогічний експеримент.** Педагогічний експеримент було здійснено з метою експериментального обґрунтування ефективності методики навчання диференційованого варіювання параметрів керуючих дій на основі біомеханічних закономірностей рухів спортсмена в умовах опори.

Учасниками експерименту були гімнастки спеціалізованої дитячо-юнацької школи, віком 13-14 років, які тренуються за програмою кандидатів у майстри спорту. Загальна кількість піддослідних складала 24 особи. Експериментальна та контрольна групи формувалися на основі оцінки техніки виконання обороту назад в упорі на перекладині. Ця вправа була тестовим варіантом для визначення ступеня готовності гімнасток до оволодіння цільовою вправою, якою у формуючому педагогічному експерименті використовувався «Обіг назад у стійку на руках» на різних брусах. Оцінка техніки обороту в упорі здійснювалася експертною комісією у складі чотирьох суддів: 3 суддів національної категорії та 1 суддя міжнародної категорії.

Вправу оцінювали з десяти балів відповідно до правил змагань зі спортивної гімнастики. На підставі отриманих результатів всі учасники експерименту були розділені за ранговим критерієм на дві рівні за кількістю групи: контрольну та експериментальну для участі у педагогічному експерименті, що формує. Гімнастки з парними номерами увійшли до складу експериментальної групи (n=12 осіб), з непарними – контрольною (n=12 осіб).

Контрольна група гімнасток навчалася техніки цільової вправи за загальноприйнятою методикою. Навчання випробуваних експериментальної групи обороту назад у стійку на руках на різних брусах здійснювалося на основі розробленої методики навчання диференційованого варіювання параметрів керуючих дій на основі біомеханічних закономірностей рухів спортсмена в умовах опори.

У період формуючого педагогічного експерименту було проведено 22 тренувальні заняття (11 тижнів). На кожному тренуванні гімнастам надавалося 5 підходів із двома спробами для виконання вправи. За кількістю спроб визначався час освоєння вправи. Кількість спроб – кількість пробних спроб виконання вправи на тренувальних заняттях до першого успішного самостійного виконання.

Після закінчення формуючого експерименту було проведено контрольні випробування для гімнасток КГ і ЕГ, у яких оцінювалася техніка оволодіння цільовим вправою. Випробуванням надавалися три спроби, з яких у залік брався найкращий результат. Додатково до педагогічної оцінки техніки виконання цільової вправи застосовувалася біомеханічна експертиза якості оволодіння гімнастками назад у стійку на руках. З цією метою під час контрольних випробувань організовувалась відеозйомка вправ, що виконуються гімнастками КГ та ЕГ. Для одержання кількісних даних кінематичних та динамічних характеристик вправи використовувалися розрахункові моделі аналізу рухів.

Кількісні дані параметрів основних біомеханічних характеристик, отримані на основі біомеханічного аналізу матеріалів відеозйомки

контрольних випробувань спортсменок експериментальної та контрольної груп, також використовувалися для визначення ефективності методики навчання диференційованого варіювання параметрів керуючих дій на основі біомеханічних закономірностей рухів спортсмена в умовах опори в навчально-тренувальному процесі. .

**2.1.5. Методи математичної статистики.** Для обробки кількісних результатів, отриманих у педагогічному експерименті, використовувалися загальноприйняті методи статистичної обробки інформації [19, 89, 109] з обчисленням:  $\bar{X}$  – середньої арифметичної;  $s$  – Середнього квадратичного відхилення;  $m$  – помилки значення середньої арифметичної.

Відповідність вибірок нормальному закону розподілу перевіряли за допомогою критерію Пірсона. Достовірність відмінностей середніх величин, що порівнюються, оцінювалася за допомогою t-критерію Стьюдента. Для довірчого рівня 95% граничне значення становило  $t = 1,96$ ; для довірчого рівня 99% воно дорівнювало  $t = 2,58$ ; для 99,9% граничне значення становило  $t = 3,29$ . Статистична інтерпретація результатів педагогічного експерименту дозволила скласти достовірне уявлення про ефективність використання розробленої методики навчання диференційованого варіювання параметрів керуючих дій на основі біомеханічних закономірностей рухів спортсмена в умовах опори у навчально-тренувальному процесі.

## 2.2 Організація дослідження

*Перший етап* дослідження включав аналіз існуючої науково-методичної літератури, а також вибір і розробку методів дослідження, узагальнення передового педагогічного досвіду в галузі біомеханіки фізичних вправ.

*На другому етапі* дослідження розроблялася планова система проведення обчислювальних експериментів біомеханічного синтезу різних варіантів згинальних рухів суглобів моделі опорно-рухового апарату тіла спортсмена.

*На третьому етапі* дослідження у програмі комп'ютерного синтезу рухів людини, спрямованої реалізацію науково-дослідних цілей, виконувалися обчислювальні експерименти з варіацією чинників, які впливають формування траєкторії біомеханічної системи. На підставі аналізу отриманих у обчислювальних експериментах кінематичних та динамічних характеристик синтезованого руху були встановлені загальні біомеханічні закономірності рухів спортсмена в умовах опори.

*На четвертому етапі* дослідження проводився педагогічний експеримент, який полягав у експериментальному обґрунтуванні ефективності розробленої методики навчання диференційованого варіювання параметрів керуючих дій на основі біомеханічних закономірностей рухів спортсмена в умовах опори.

## РОЗДІЛ 3

### РЕЗУЛЬТАТИ ДОСЛІДЖЕННЯ ТА ЇХ ОБГОВОРЕННЯ

#### 3.1. Дослідження біомеханічних закономірностей рухів спортсмена за умов опори

##### 3.1.1. Зміна траєкторії біомеханічної системи залежно від варіацій її кінематичних структурних компонентів

Реальне виконання спортивних рухів в умовах опори передбачає реалізацію спортсменом різних суглобових рухів, причому зміна суглобових кутів між ланками тіла не завжди відбувається з постійною швидкістю та прискоренням. Тому в даному блоці обчислювальних експериментів, для встановлення особливостей впливу прискорення програмного управління на траєкторію біомеханічної системи синтез роздільних та спільних згинальних рухів у плечових та в кульшових суглобах здійснювався за трьома аналітичними залежностями уявлення програмного управління припинявся при досягненні згинання у суглобах.

В умовах дії сили тяжіння як роздільні, так і спільні згинальні рухи з постійною швидкістю зміни суглобових кутів, у суглобах триланкової моделі викликають зміну напрямку переміщення проксимальної ланки (Рис. 3.1).

При згинанні суглобів (у тазостегнових на 90°, плечових на 140°, при спільному на 80°), ланки тіла здійснюють протиспрямовані повороти. Подальше зменшення суглобових кутів призводить до зміни напрямку обертання проксимальної ланки: воно починає переміщатися в одному напрямку з дистальною ланкою

Одночасне згинання з постійним прискоренням зменшення суглобових кутів ( $U_2$ ) у плечових та тазостегнових суглобах або тільки в тазостегнових суглобах до 90–110° призводить до протиспрямованих поворотів ланок моделі (Рис. 3.2). Подальше згинання сприяє обертанню проксимальної ланки у напрямку згинального руху. Зменшення суглобових кутів з постійним прискоренням у плечових суглобах викликає протиспрямовані повороти

дистальної та проксимальної ланок на всій траєкторії біосистеми [64].

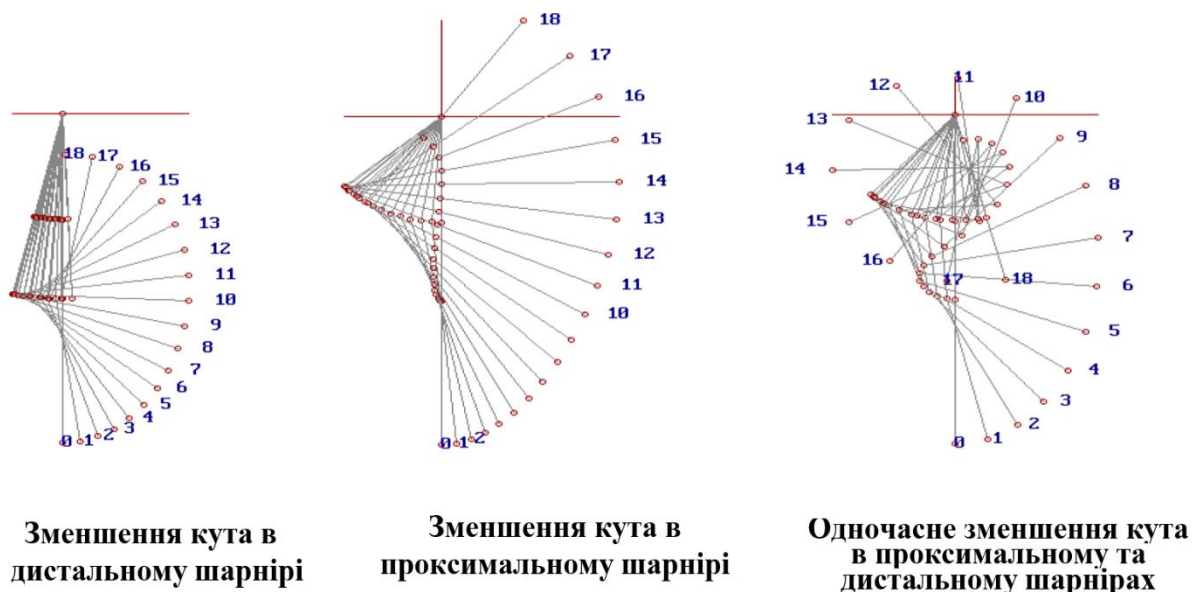


Рис. 3.1. Кінетограми синтезованих траєкторій біомеханічної системи із постійною швидкістю зменшення суглобових кутів

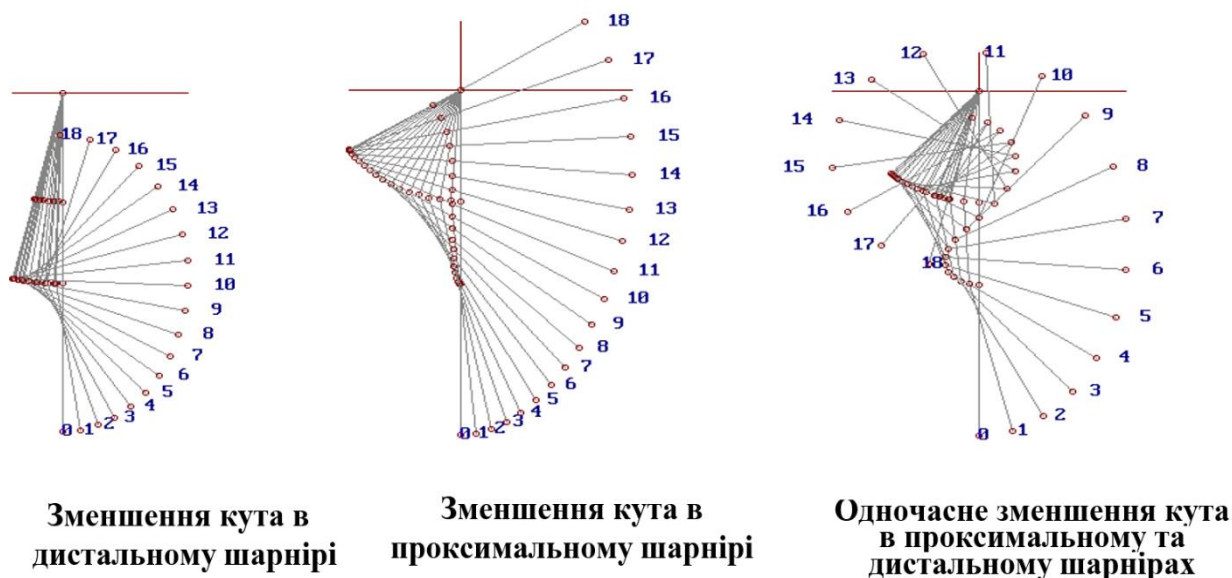


Рис. 3.2. Кінетограми синтезованих траєкторій біомеханічної системи з постійним прискоренням зменшення суглобових кутів

Аналіз результатів моделювання згинальних рухів у тазостегнових та плечових суглобах з лінійним прискоренням зміни суглобових кутів показав,

що ланки моделі здійснюють протиспрямовані повороти по всій траєкторії біомеханічної системи лише за згинанні в плечових суглобах (Рис. 3.3). Подібний напрямок переміщення ланок моделі відбувається при одночасному згинанні у двох різноіменних суглобах до  $90^0$  або тільки в тазостегнових суглобах до  $110^0$ . Подальше згинання даних суглобах призводить до односпрямованим поворотів дистального і проксимального ланок.

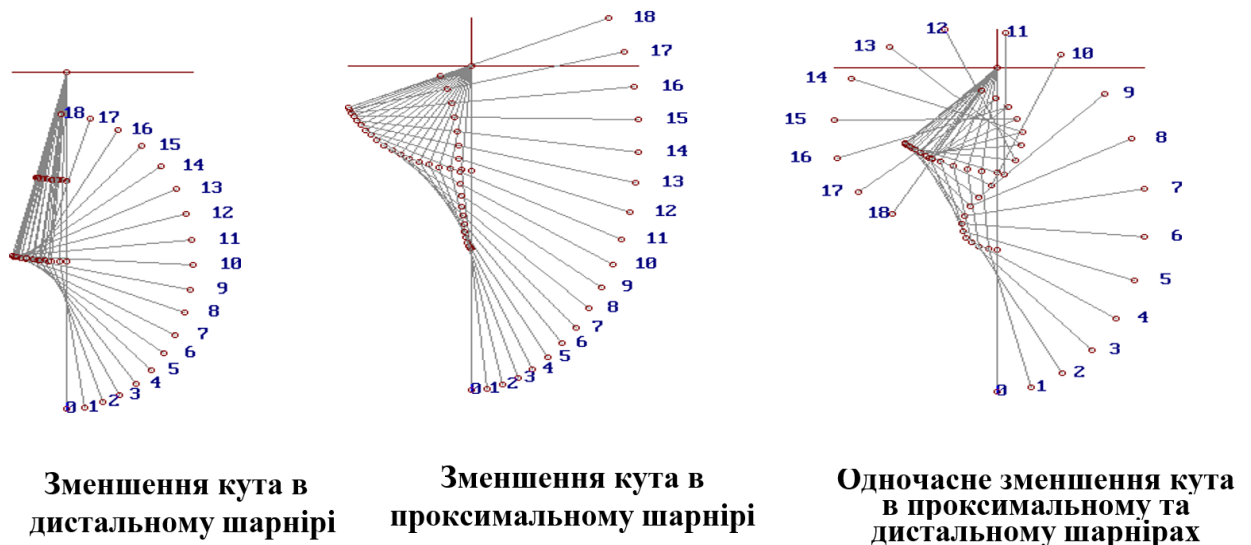


Рис. 3.3. Кінетограми синтезованих траєкторій біомеханічної системи з лінійним прискоренням зменшення суглобових кутів

Залежність переміщення ЗЦМ тіла від кінематики розглянутого вище програмного управління представлена на рис. 3.4.

Порівняльний аналіз кінематичних характеристик, що розглядаються, показав наступне:

1. У кожному із трьох варіантів моделювання згинальних рухів найменше відхилення ЗЦМ від вихідного становища спостерігається при зменшенні суглобових кутів із постійною швидкістю (лінійна залежність), тобто. з відсутністю прискорення (Рис. 3.4.А).

2. Суглобові згинання, які виконуються з постійним прискоренням, викликають збільшення відхилення радіуса-вектору ЗЦМ (Рис. 3.4.В). Особливо чітко це збільшення простежується при згинанні в плечових



суглобах (кут повороту зростає на 66%) і при одночасному згинанні в плечових та тазостегнових суглобах (кут повороту зростає на 57%). Згинання ж у кульшових суглобах з постійним прискоренням призводить до збільшення відхилення ЗЦМ тіла лише на 13%.

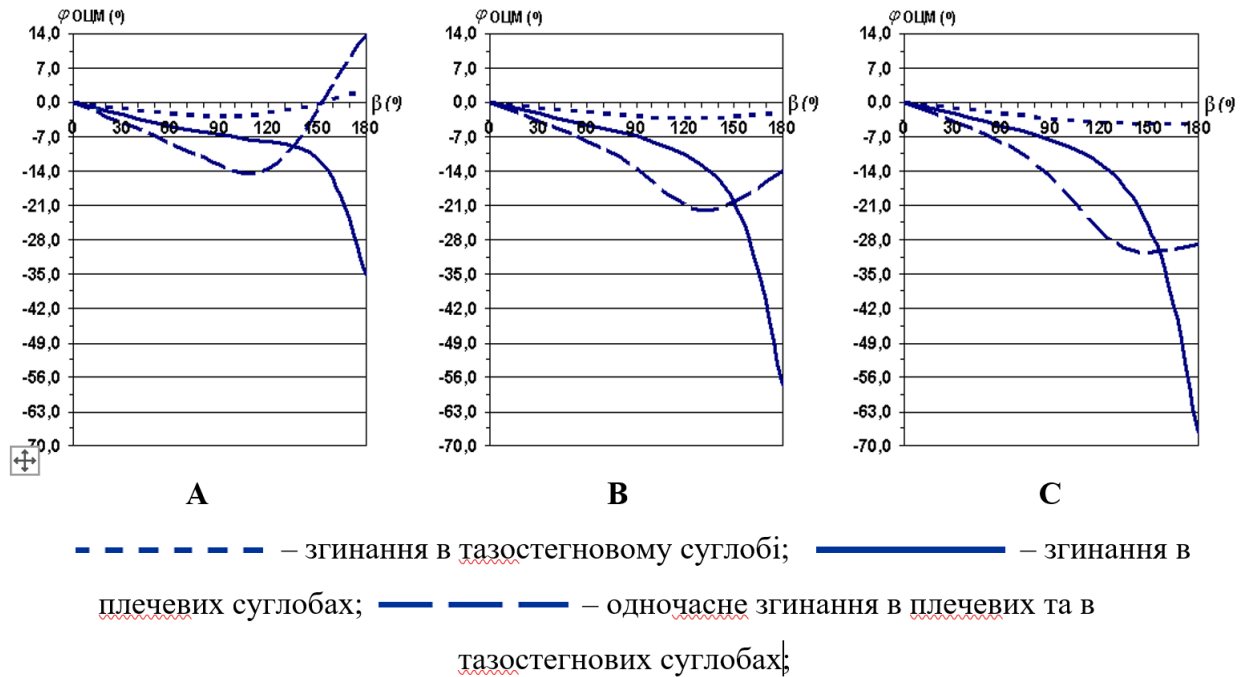


Рис. 3.4. Кут повороту ЗЦМ моделі за різних кінематичних програм управління

3. Лінійне збільшення прискорення згинальних рухів призводить до ще більшого зростання кутового шляху радіуса-вектора ЗЦМ тіла: на 35% при згинанні в кульшових суглобах, на 16% при згинанні в плечових суглобах і на 41% при спільному згинанні в даних суглобах (Мал. 3.4.С). Отже, збільшення прискорення суглобового згинання сприяє додатковому відхиленню ЗЦМ тіла у напрямку, зворотному згинальним рухам. Причому величина відхилення ЗЦМ має пряму залежність від прискорення суглобового згинання, що реалізується: чим більше прискорення, тим значніше кутове переміщення радіуса-вектора ЗЦМ.

4. При згинанні до 180 ЗЦМ тіла відхиляється у протилежному напрямку на всій траєкторії лише при згинанні у плечових суглобах (Рис. 3.4).

Аналогічні згинальні рухи в кульшових суглобах більше 900, а також одночасне згинання у двох різноіменних суглобах (понад 110) викликають зміну напрямку обертання ЗЦМ тіла.

5. Згинальні рухи в плечових і тазостегнових суглобах, що виконуються з положення висів на перекладині, сприяють відхиленню ЗЦМ моделі від вихідного вертикального положення під опорою, що пояснює причину виникнення махового руху (Рис. 3.4).

6. Для створення махового руху з висів на поперечині згинально-розгинальні рухи в плечових суглобах сприяють більшому відхиленню ЗЦМ від вихідного положення, і тому вони більш ефективні в порівнянні з аналогічними рухами в тазостегнових суглобах.

Для визначення впливу швидкості суглобового згинання на кут повороту ЗЦМ тіла за тих самих початкових умов моделювання рухів в алгоритмічну структуру програмного управління вводилися коефіцієнти  $k_i$ , що збільшують або зменшують час виконання програмного управління в 2 рази. Зміна величини кута повороту ЗЦМ моделі, залежно від  $k_i$  коефіцієнтів, показано на рис.3.5-3.6.

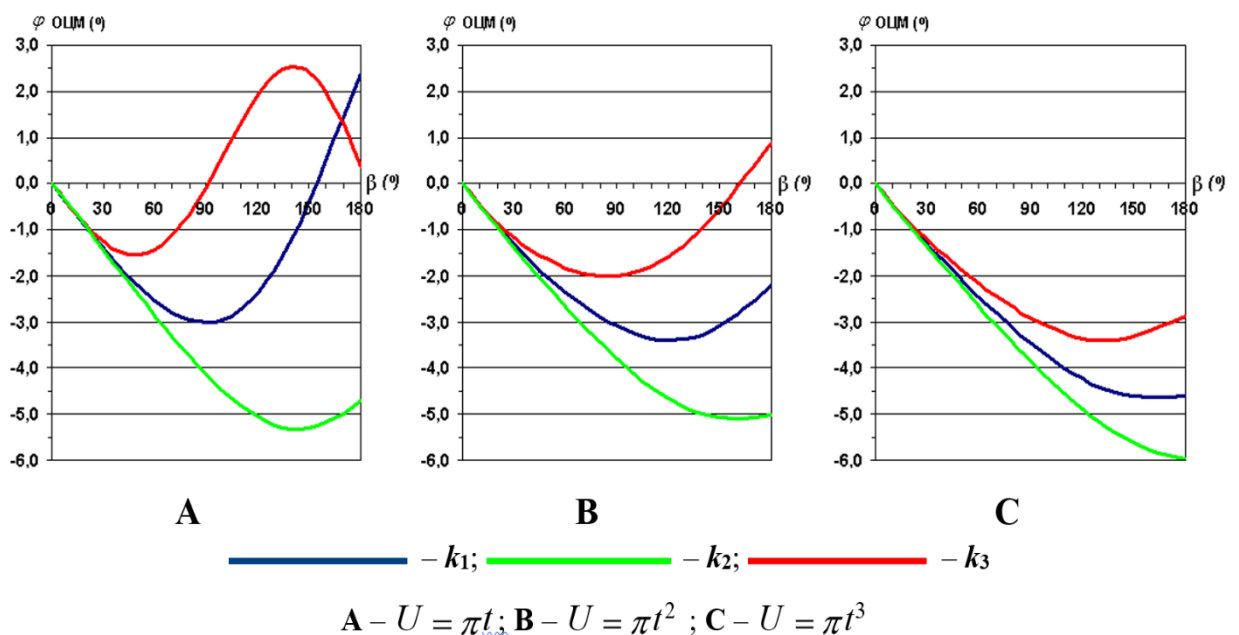


Рис. 3.5. Кут повороту ЗЦМ моделі за різної швидкості зменшення кута в дистальному шарнірі

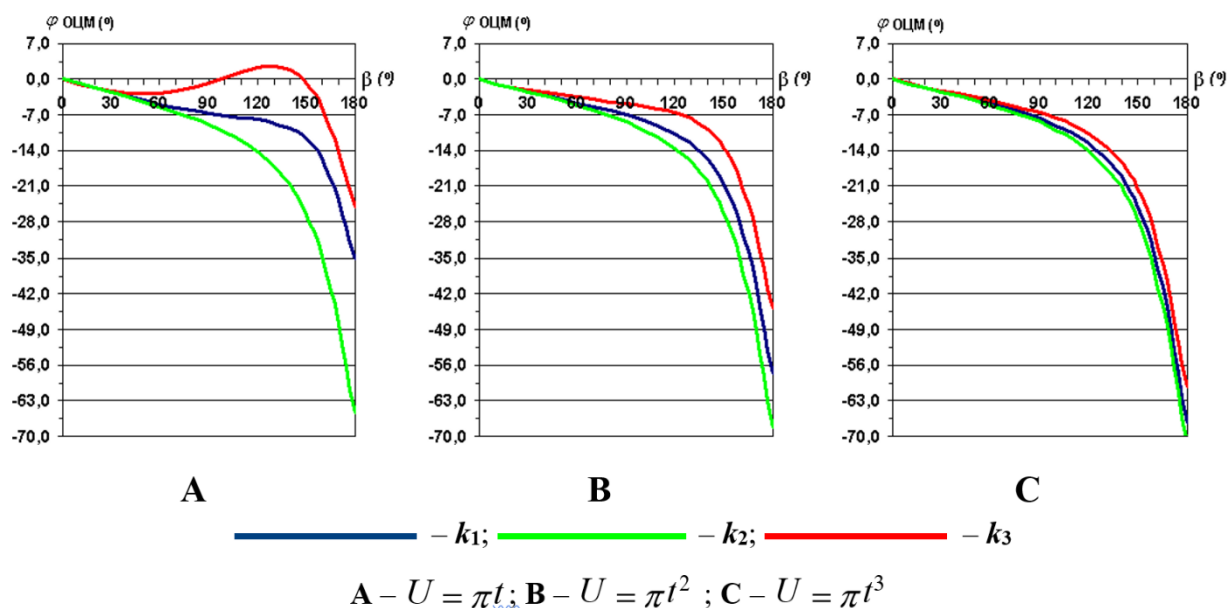


Рис. 3.6. Кут повороту ЗЦМ моделі за різної швидкості зменшення кута в проксимальному шарнірі

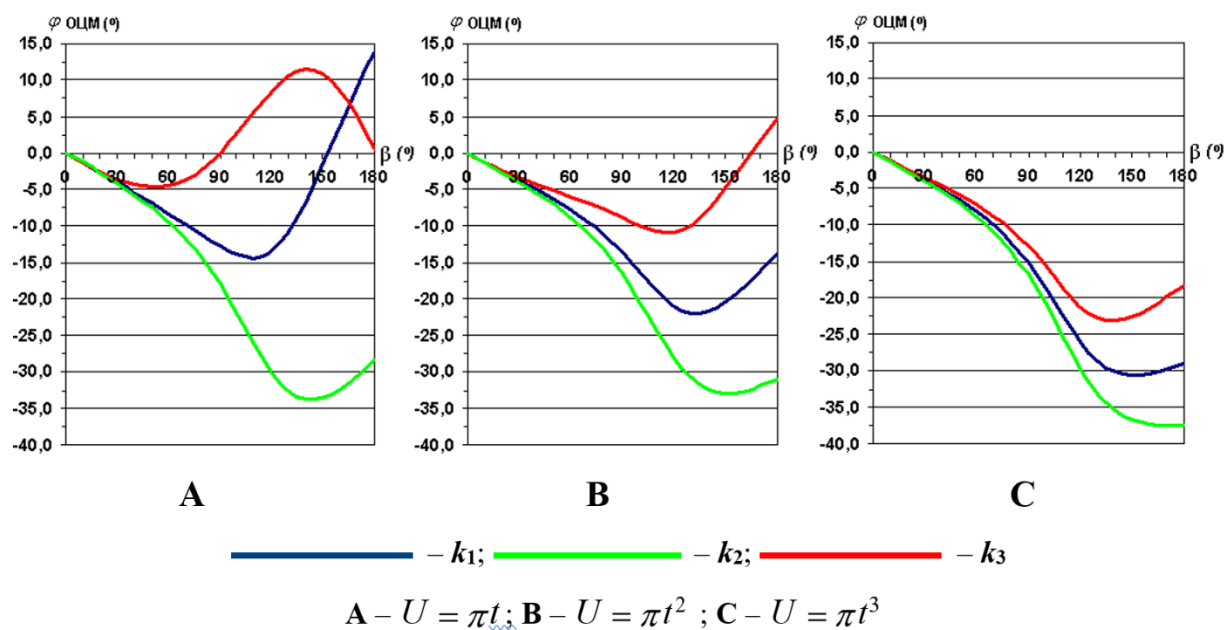


Рис. 3.7. Кут повороту ЗЦМ моделі при різній швидкості одночасного зменшення кутів у проксимальному та дистальному шарнірах

Моделювання згинальних рухів із зони вису з різною швидкістю зміни суглобових кутів дозволило виявити такі закономірності:

1. Збільшення швидкості суглобового згинання в 2 рази викликає

збільшення відхилення ЗЦМ тіла в напрямку, протилежному здійснюванім згинальним рухам. Величина цього відхилення ЗЦМ залежить від кінематичної програми управління згинальними рухами: при постійній швидкості зменшення суглобових кутів – у 1,7–2,3 рази (Рис.3.5.А–3.7.А); при постійному прискоренні суглобового згинання – у 1,2–2,2 рази (Рис. 3.5.В–3.7.В); при лінійному прискоренні згинальних рухів - в 0,2-1,3 рази (Рис. 3.5.С-3.7.С).

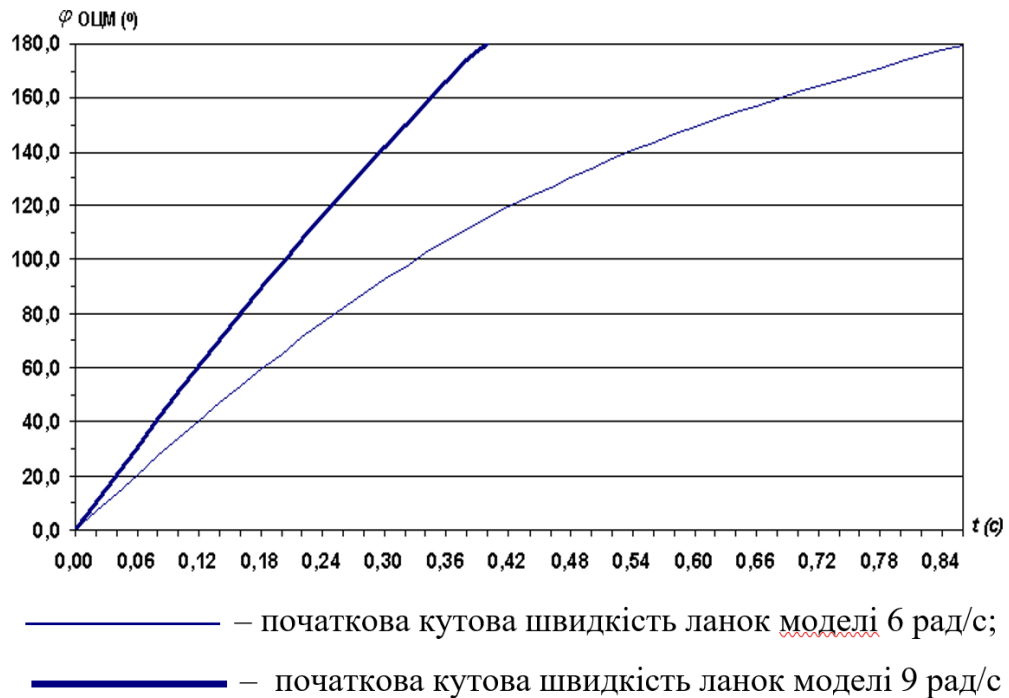
2. Зменшення швидкості суглобового згинання в 2 рази у будь-якому із суглобів призводить до зменшення величини відхилення ЗЦМ тіла в напрямку, зворотному згинальним рухам. Причому виконання згинання в кульшових суглобах або спільно в плечових і кульшових суглобах зі швидкістю меншої величини ( $k_3$ ) викликає також і зміну напрямку обертання радіуса-вектора ОЦМ (Рис. 3.5-3.7).

3. Збільшення швидкості згинальних рухів у плечових та кульшових суглобах, що реалізуються спортсменом із положення вису на перекладині, сприяє збільшенню відхилення ЗЦМ у напрямку, зворотному суглобовому згинанню.

4. При реалізації згинальних рухів у суглобах триланкової моделі з висів на поперечині величина кута повороту ЗЦМ тіла залежить не тільки від розташування суглоба в кінематичному ланцюзі, а й від кінематики програмного управління. Отже, процес навчання обертальним гімнастичним вправам в умовах фіксованої опори повинен передбачати можливість регулювання кутової швидкості повороту ЗЦМ тіла спортсмена за рахунок зміни часу виконання кінематичної програми згинально-розгинальних рухів у суглобах гімнасту.

**3.1.2. Вплив початкової кутової швидкості ланок моделі на кут повороту загального центру мас біомеханічної системи.** Обертальні рухи в умовах опори моделювалися при збереженні розташування ланок на одній прямій на всій траєкторії. Як обмеження, що накладаються, на момент часу закінчення процесу моделювання був обраний кут повороту ЗЦМ

біомеханічної системи на 180 градусів. Дані умови синтезу забезпечували дію моменту сили тяжіння у напрямку, зворотному обертанню радіуса-вектора ЗЦМ по всій траєкторії біосистеми (Рис. 3.8).



Мал. 3.8. Кут повороту ЗЦМ моделі за різної початкової кутової швидкості ланок і збереженням постійної конфігурації біосистеми

Порівняльний аналіз кінематичних характеристик, отриманих у процесі синтезу рухів за заданими умовами, показав:

При початковій кутовій швидкості ланок моделі, що дорівнює 6 рад/с, для здійснення ЗЦМ біомеханічної системи кутового переміщення на 180 градусів потрібно 0,86 с. При вихідній швидкості 9 рад/с той самий кутовий шлях ОЦМ біосистеми проходить за 0,40 с. Таким чином, збільшення початкової кутової швидкості ланок моделі на 50% призводить до скорочення часу подолання кутового шляху радіусом-вектором ЗЦМ на 53%.

Отже, час рівного кутового переміщення ЗЦМ тіла і початкова кутова швидкість ланок мають зворотну залежність: чим більша вихідна швидкість ланок, тим менший часовий інтервал кутового переміщення ЗЦМ.

Подальше з'ясування питання вплив вихідної кутової швидкості ланок

біосистеми на час кутового переміщення радіуса-вектора ЗЦМ від 270 до 450 градусів здійснювалося за тих же початкових умовах синтезу руху. На відміну від попередніх варіантів моделювання, на всій траєкторії рухів виконувалося кінематичне керування роздільними та спільними суглобовими згинаннями за однією функціональною залежністю.

З результатів обчислювальних експериментів видно, що спільні згинальні рухи в плечових та кульшових суглобах, що реалізуються на тлі початкової кутової швидкості ланок тіла, сприяють більш швидкому подоланню кутового шляху радіусом-вектором ЗЦМ: при швидкості 6 рад/с - 0,46 с, при 9 рад/с - 0,32 с. При згинанні в плечових суглобах той же кутовий шлях ЗЦМ долає за більш тривалий час: за 0,56 с при початковій швидкості ланок 6 рад/с та за 0,35 с – при 9 рад/с. Ще більший час необхідно ЗЦМ для повороту на 180 градусів при згинанні в кульшових суглобах: при швидкості 6 рад/с – 0,60 с, при 9 рад/с – 0,36 с (Рис. 3.9).

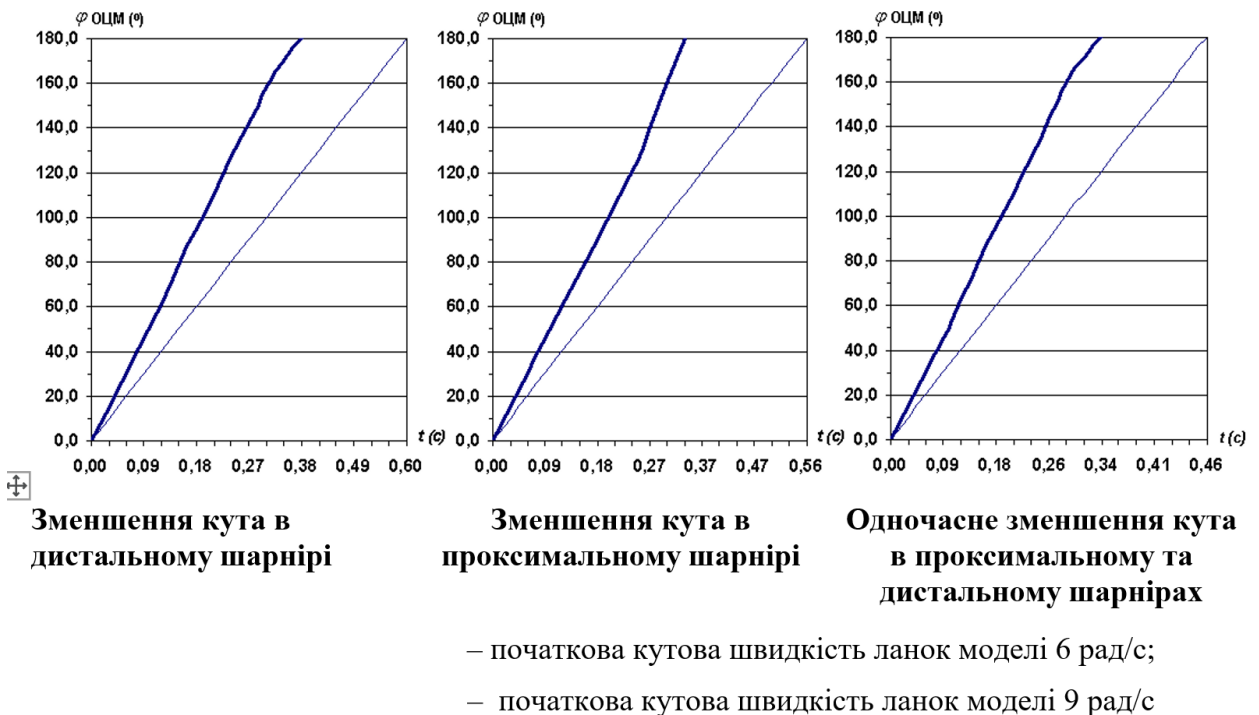


Рис. 3.9. Кут повороту ЗЦМ моделі за різної початкової кутової швидкості ланок моделі

Порівняння часу, витраченого ЗЦМ моделі при русі зі збереженням положення ланок тіла на одній прямій, з тривалістю кутового переміщення ЗЦМ системи при виконанні згинання показало:

1. Згинання в кульшових суглобах скорочує тривалість досліджуваного процесу на 30%, у плечових – на 35%, при спільних – на 47% (з початковою кутовою швидкістю ланок 6 рад/с). Аналогічні кінематичні характеристики при початковій кутовій швидкості ланок моделі 9 рад/с відповідно дорівнюють: 10%, 13%, 20%. Отже, спільні згинальні рухи призводять до значного скорочення часового інтервалу кутового переміщення ЗЦМ. Крім того, зі збільшенням початкової кутової швидкості ланок вплив згинальних рухів на час проходження заданого шляху зменшується у 2-3 рази.

2. Отже, час подолання рівного кутового шляху радіусом- вектором ЗЦМ і натомість однакової початкової швидкості ланок тіла залежить від суглобів, реалізують згинальні руху.

3. Величина початкової кутової швидкості ланок тіла також впливає під час проходження кутового шляху радіусом-вектором ЗЦМ. Так, зі збільшенням початкової кутової швидкості ланок моделі на 50% (з 6 рад/с до 9 рад/с) при згинанні в кульшових суглобах час, необхідний для здійснення повороту ЗЦМ на 180 градусів, скорочується на 40%, при згинанні в плечових суглобах – на 38%, а при одночасному згинанні у плечових та в тазостегнових суглобах – на 30% (Рис. 3.9).

4. Отже, зі збільшенням початкової кутової швидкості ланок тіла: скорочується часовий інтервал проходження кутового шляху радіусом- вектор ЗЦМ; суттєво зменшується вплив швидкості згинальних рухів, що викликають скорочення часового інтервалу проходження кутового шляху радіусом-вектором ЗЦМ.

Визначення впливу швидкості суглобового згинання на час проходження кутового шляху радіусом-вектором ЗЦМ за наявності початкової кутової швидкості у ланок тіла реалізовувалося за тих самих початкових умов синтезу руху. Варіювання величини швидкості зменшення суглобових кутів за

допомогою коефіцієнтів  $k_i$  здійснювалося на тлі початкової кутової швидкості ланок моделі 6 рад/с (Рис. 3.10).

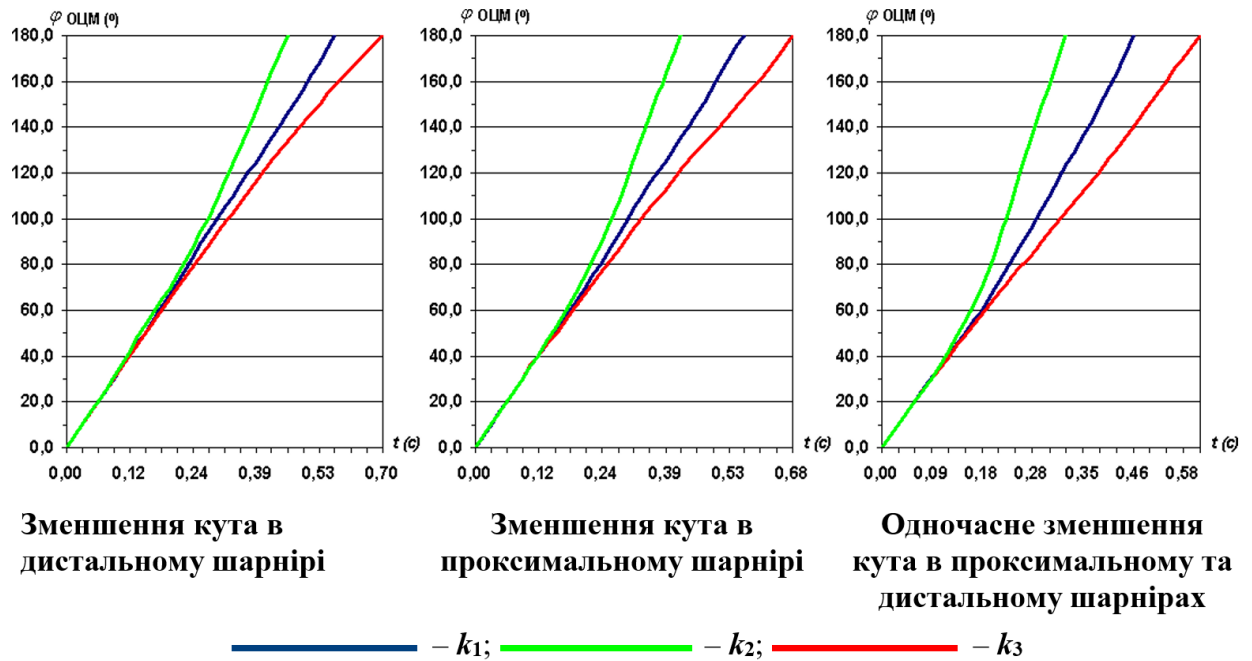


Рис. 3.10. Кут повороту ЗЦМ моделі при різній швидкості зменшення кутів у шарнірах моделі з початковою кутовою швидкістю ланок 6 рад/с

Отже, зміна швидкості згинальних рухів за наявності вихідної кутової швидкості у ланок моделі показало:

1. Збільшення швидкості суглобового згинання вдвічі на тлі початкової кутової швидкості у ланок тіла призводить до скорочення часу проходження радіусом-вектором аналогічного (180) кутового шляху на 29–34%. Зі зменшенням швидкості згинальних рухів у 2 рази за тієї ж величини початкової кутової швидкості ланок тіла час здійснення повороту на 180 градусів радіусом-вектором ЗЦМ зростає на 18–33%.

3. Час подолання певного кутового шляху радіусом-вектором ЗЦМ знаходиться у зворотній залежності від величини швидкості згинальних рухів: чим більша швидкість зміни суглобового кута, тим коротший часовий інтервал повороту ЗЦМ.

4. Час подолання радіус-вектором ЗЦМ біомеханічної системи рівного кутового шляху перебуває у зворотній залежності від початкової кутової



швидкості ланок моделі. Цю закономірність необхідно враховувати під час навчання вправам, які вимагають від спортсмена вирішення рухової задачі з установкою для придбання максимальних значень обертального імпульсу (кінетичного моменту). Підтримка та збільшення швидкості повороту радіус-вектору ЗЦМ тіла спортсмена у фазі згинальних рухів у суглобах проти дії моменту сили тяжіння ефективно виконувати на тлі досягнення найбільшої початкової швидкості ланок тіла. Цей час зазвичай збігається з моментом перетину ЗЦМ тіла спортсмена вертикального положення під опорою.

## **3.2. Вплив варіації кінематичних структурних компонентів біомеханічної системи на величину моментів керуючих сил у шарнірах моделі**

**3.2.1 Силове забезпечення формування траєкторії біомеханічної системи в умовах відсутності моменту сили тяжіння з різною кінематикою програмного керування.** Для з'ясування питання про вплив прискорення програмного управління на величину моментів керуючих сил обертальні рухи біомеханічної системи моделювалися за відсутності дії сили тяжіння з положення вису на перекладині, в початковий момент часу всі ланки триланкової моделі розташовувалися на одній прямій.

Аналіз отриманих результатів обчислювальних експериментів, представлених на рис. 3.11-3.13 показав, що у кожному із трьох варіантів моделювання згинальних рухів мінімальна величина моментів керуючих сил спостерігається при зменшенні суглобових кутів із постійною швидкістю (Рис. 3.11.А–3.13.А).

Суглобові згинання, що виконуються з постійним прискоренням, реалізуються великими зусиллями, що управляють, в шарнірах (Рис. 3.11.В–3.13.В), їх величина зростає в 2–4,5 рази щодо попереднього варіанту кінематичної програми управління.

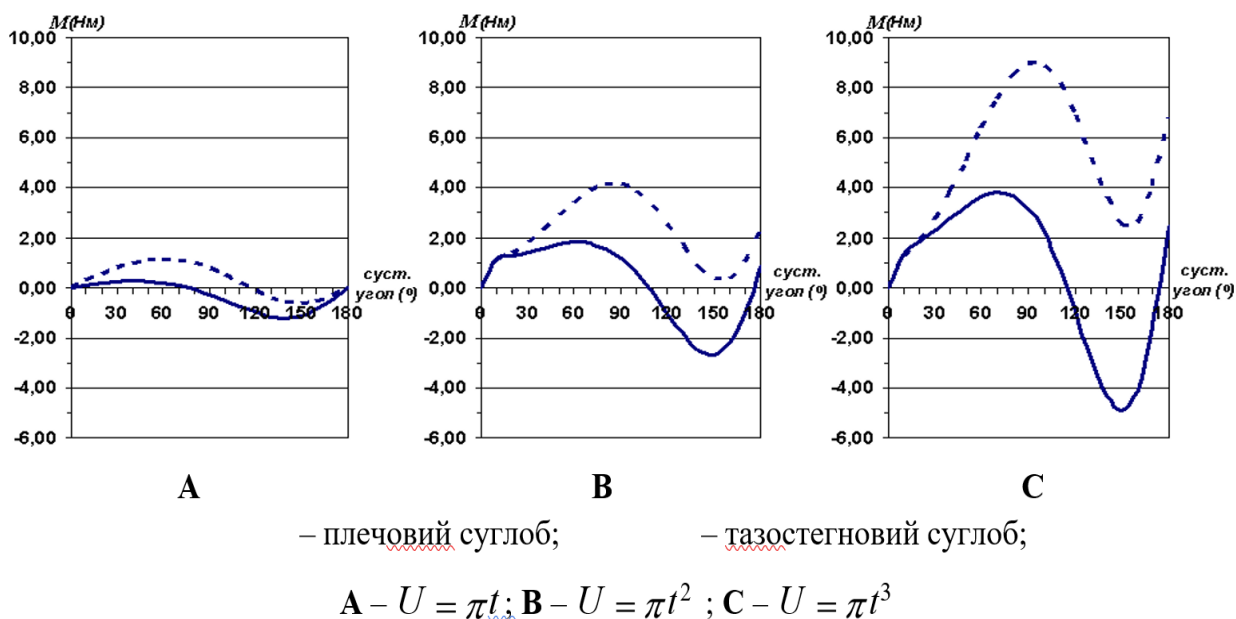


Рис. 3.11. Управляючі моменти сил у шарнірах моделі при зменшенні кута в дистальному шарнірі

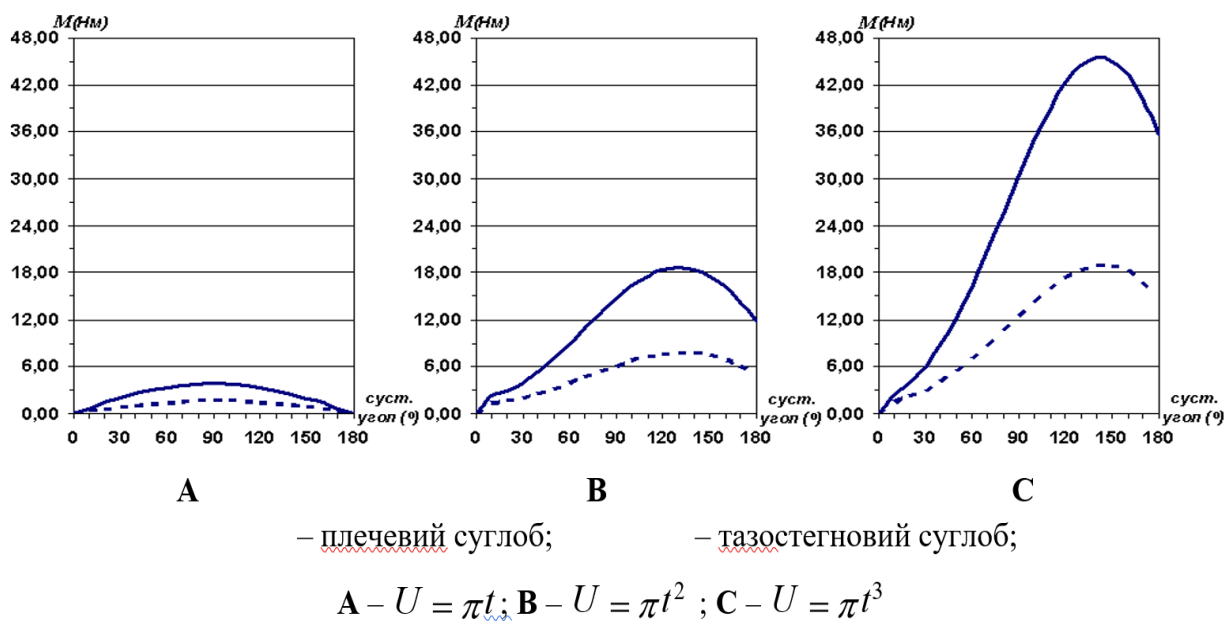


Рис. 3.12. Управляючі моменти сил у шарнірах моделі при зменшенні кута в проксимальному шарнірі

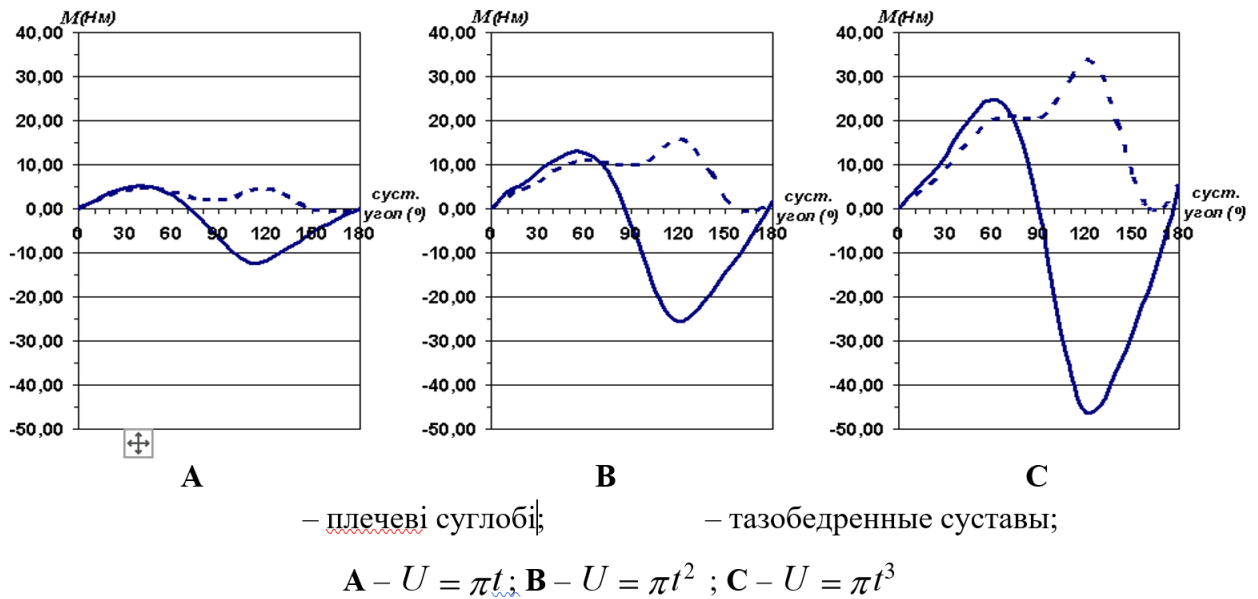


Рис. 3.13. Управляючі моменти сил у шарнірах моделі при зменшенні кутів у проксимальному та дистальному шарнірах

Лінійне збільшення прискорення згинального руху призводить до зростання значень керуючих сил ще 2-2,5 рази (Рис. 3.11.C-3.13.C). Отже, величина моментів керуючих сил перебуває у прямій залежності від прискорення суглобового згинання: що більше прискорення, то більше вписувалося значення м'язових сил.

Максимальні м'язові зусилля при згинальних рухах у кульшових суглобах на 70–80% менше, ніж при згинанні тільки в плечових суглобах (Рис. 3.11-3.12). При одночасному зменшенні суглобових кутів керуючі моменти сил у кульшових суглобах на 26–62% менше (величина залежить від кінематики управління), ніж у плечових (Рис. 3.13).

Величина моментів керуючих сил у суглобах, що реалізують згинання, залежить від розташування даних суглобів у кінематичному ланцюзі: що ближче до опори, то значніші витрати м'язових зусиль.

Варіація величини швидкості зменшення суглобового кута здійснювалася у вигляді введення обрані на дослідження кінематичні програми управління трьох коефіцієнтів кі. Роздільні та спільні згинальні рухи в плечових та тазостегнових суглобах синтезувалися з аналогічними

попередніми початковими умовами.

Порівняльний аналіз результатів моделюваних рухів дозволив зробити такі висновки:

1. Збільшення чи зменшення швидкості згинального руху на 2 рази призводить до зміни величини моментів управляючих сил у суглобах, проте величина цього зміни залежить від кінематичної програми. Якщо кінематика управління будується по лінійній залежності, то зміна швидкості зменшення суглобового кута в 2 рази сприяє відповідно до зростання або зниження значень керуючих м'язових зусиль у 4 рази. При аналогічному варіюванні швидкості згинання з квадратичною залежністю програмного управління моменти м'язових сил у суглобах зростають або знижуються у 2 рази (Рис. 3.14.В–3.16.В), а при кубічній – у 1,6 рази (Рис. 3.14.А–3.16) .А).

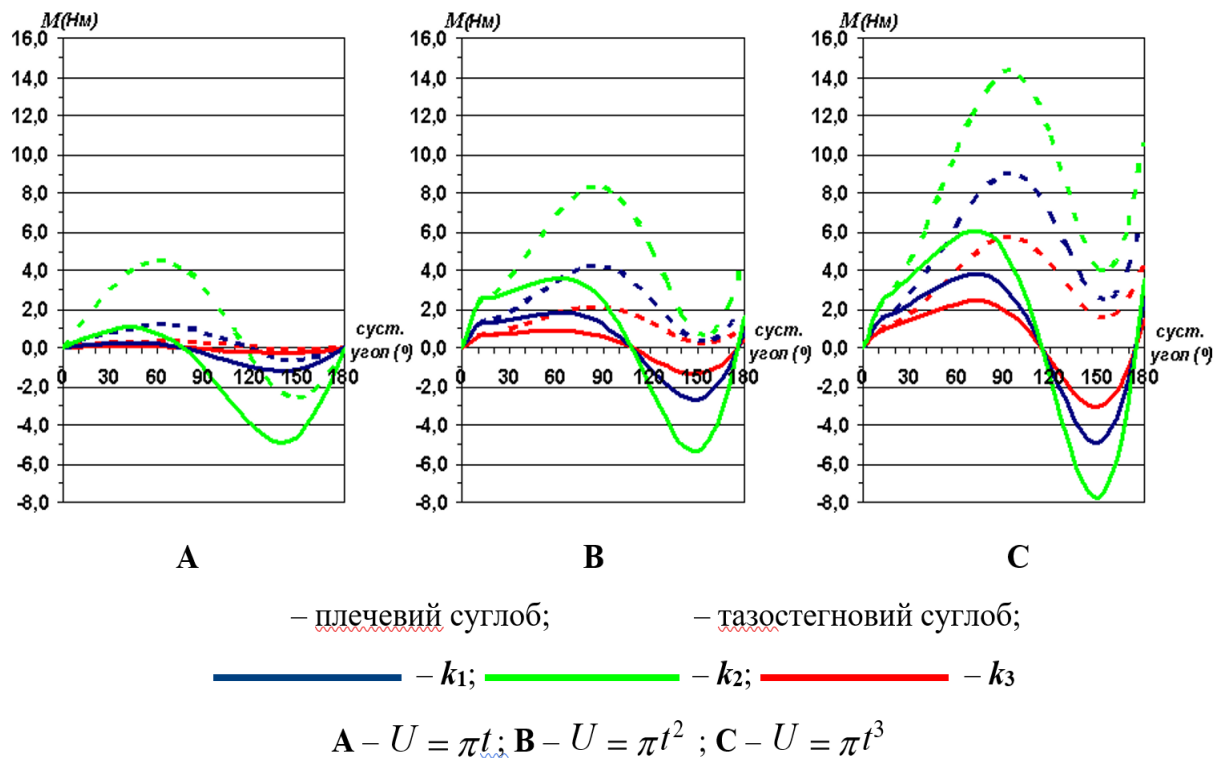


Рис. 3.14. Управляючі моменти сил у шарнірах моделі за різної швидкості зменшення кута в дистальному шарнірі

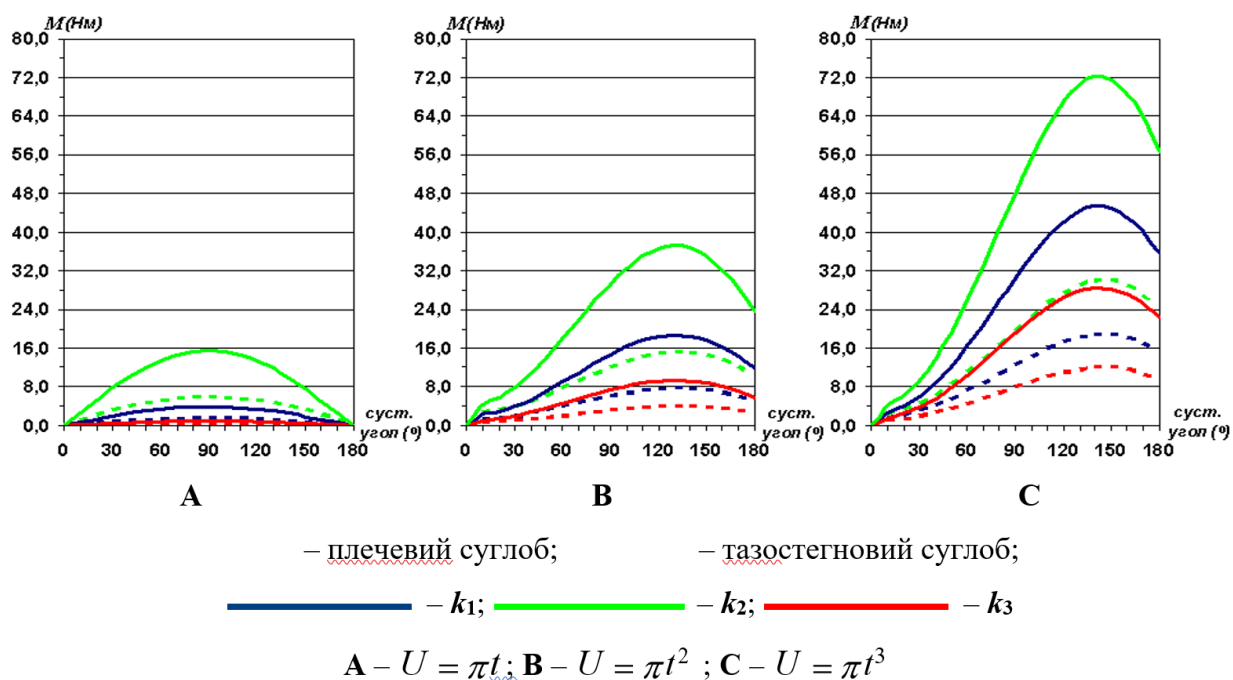


Рис. 3.15. Управляючі моменти сил у шарнірах моделі за різної швидкості зменшення кута в проксимальному шарнірі

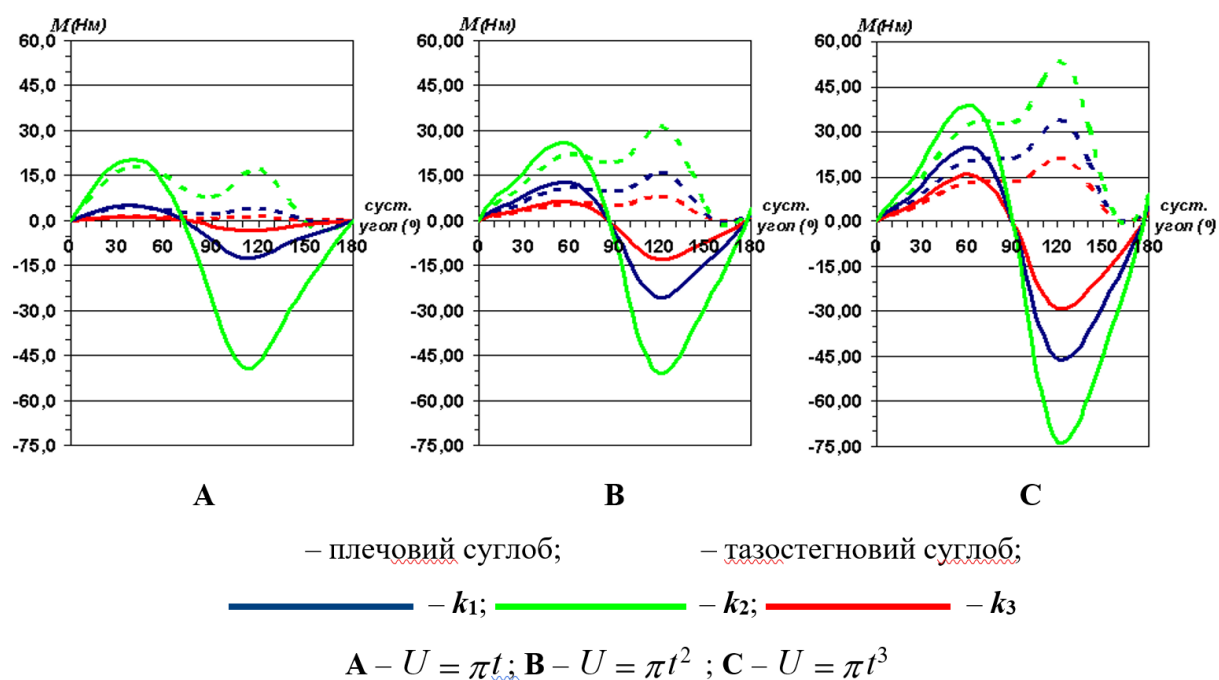


Рис. 3.16. Управляючі моменти сил у шарнірах моделі при різній швидкості одночасного зменшення кутів у проксимальному та дистальному шарнірах

2. Згинання суглобів, яке здійснюється з постійною швидкістю, реалізується моментами керуючих сил найменшої величини (Рис. 3.14.А-3.14..А); подібне зменшення суглобових кутів, але з постійним прискоренням призводить до збільшення м'язових зусиль у 1,5–5 разів (Рис.3.14.В–3.16.В). Згинальні рухи з лінійним збільшенням прискорення сприяють зростанню значень керуючих сил у 1,5–2,5 разу (Рис. 3.14.С–3.16.С). Причому м'язові зусилля зростають як у суглобі, що реалізує згинальний рух, так і в суглобі, що зберігає елемент динамічної постави.

3. Чим більша швидкість і прискорення згинальних рухів, тим більша величина моментів м'язових сил, що їх реалізують.

4. При окремих згинальних рухах абсолютна величина керуючих моментів сил у дистальному суглобі на 70–80% менше, ніж при аналогічному згинанні у проксимальному суглобі (Рис. 3.14-3.15).

5. Реалізація спільних згинальних рухів у двох різноіменних суглобах викликає потребу у прояві значно більших м'язових зусиль у проксимальному суглобі, ніж у дистальному (Рис. 3.16). Величина моментів керуючих сил у кульшових суглобах на 26–62% менше, ніж у плечових.

**3.2.2 Вплив початкової швидкості ланок моделі на динаміку величини керуючих сил у шарнірах біомеханічної системи в умовах відсутності моменту сили тяжіння.** Для визначення впливу початкової кутової швидкості ланок біомеханічної системи на динаміку величини керуючих сил у її шарнірах моделювалися два варіанти обертального руху з початковою швидкістю, що дорівнює 6 рад/с і 9 рад/с. Синтез роздільних та спільних згинальних рухів до 180 градусів виконувався у дистальному та проксимальному шарнірах моделі за однією функціональною залежністю, що дозволяло виключити вплив кінематики зміни суглобових кутів на величину моментів керуючих сил (Рис. 3.17).

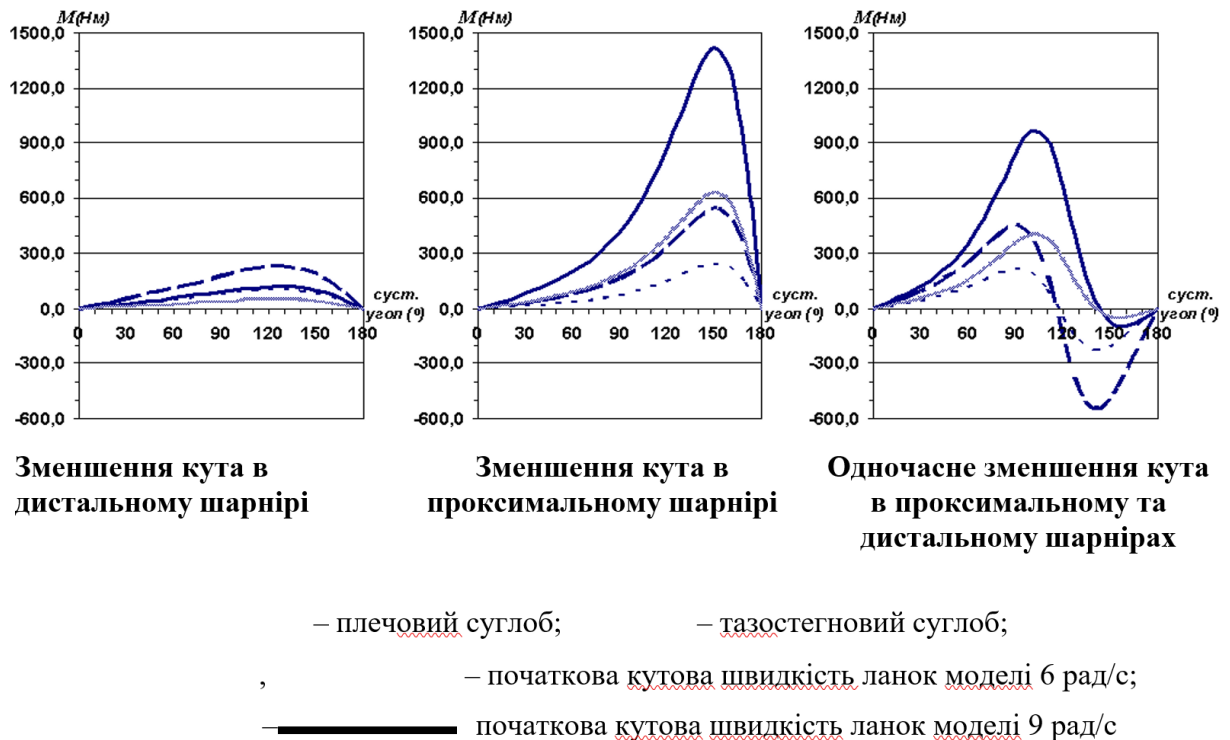


Рис. 3.17. Управляючі моменти сил у шарнірах моделі за різної початкової кутової швидкості ланок моделі

З представлених графіків динамічних характеристик, зокрема, моментів м'язових сил, що управляють, впливає:

1. Початкова кутова швидкість ланок значно впливає на величину моментів керуючих сил в шарнірах моделі. Збільшення початкової швидкості ланок в 1,5 рази при роздільному або спільному суглобовому згинанні призводить до зростання керуючих моментів сил у суглобах у 2,2-2,4 рази, причому це підвищення значень відзначається як у суглобі, що реалізує згинання, так і в суглобі, що зберігає елемент динамічної постави.

2. Чим більша початкова кутова швидкість ланок біомеханічної системи, тим більші м'язові зусилля необхідні їй для реалізації заданої програми руху.

3. Найбільші моменти сил, що управляють, виробляються при виконанні згинання в проксимальному суглобі. Істотно зменшити витрати м'язових зусиль синергістів проксимального суглоба дозволяє виконання згинання у дистальному суглобі, а також одночасні синергетичні рухи в обох суглобах.

**3.2.3 Силowe забезпечення формування траєкторії біомеханічної системи за умов дії моменту сили тяжіння з різною кінематикою програмного управління.** Для встановлення особливостей впливу прискорення програмного управління на динаміку керуючих сил синтез роздільних та спільних згинальних рухів у плечових та в тазостегнових суглобах здійснювався за трьома аналітичними залежностями подання програмного управління

Обертальні рухи біомеханічної системи моделювалися за умов дії моменту сили тяжіння з становища вису на перекладині, тобто. в початковий момент часу всі ланки триланкової моделі розташовувалися на одній прямій. Процес моделювання припинявся при досягненні 180 градусів згинання у суглобах. Результати обчислювальних експериментів подано на рис. 3.18–3.20.

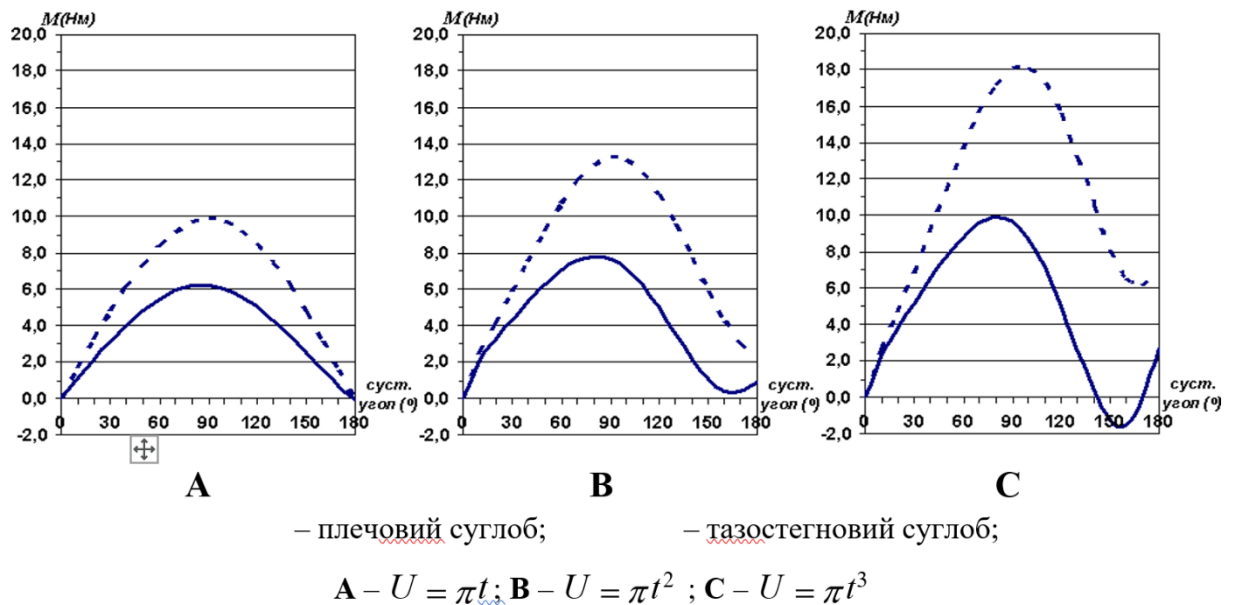


Рис. 3.18. Управляючі моменти сил у шарнірах моделі при синтезі руху із зменшенням кута в дистальному шарнірі в умовах дії моменту сили тяжіння

Порівняльний аналіз динамічних характеристик рухів, що моделюються, показав, що зменшення суглобових кутів з постійною швидкістю реалізується найменшими моментами керуючих сил у суглобах (Рис. 3.18.А–3.20.А). Виконання згинання з постійним прискоренням призводить до зростання керуючих зусиль у суглобах у 1,3 рази (Рис. 3.18.В–3.20.В), а при лінійному



збільшенні прискорення суглобового згинання – у 1,8 рази (Рис. 3.18.C–3.20).  
 Таким чином, величина моментів керуючих сил знаходиться у прямій залежності з прискоренням суглобового згинання.

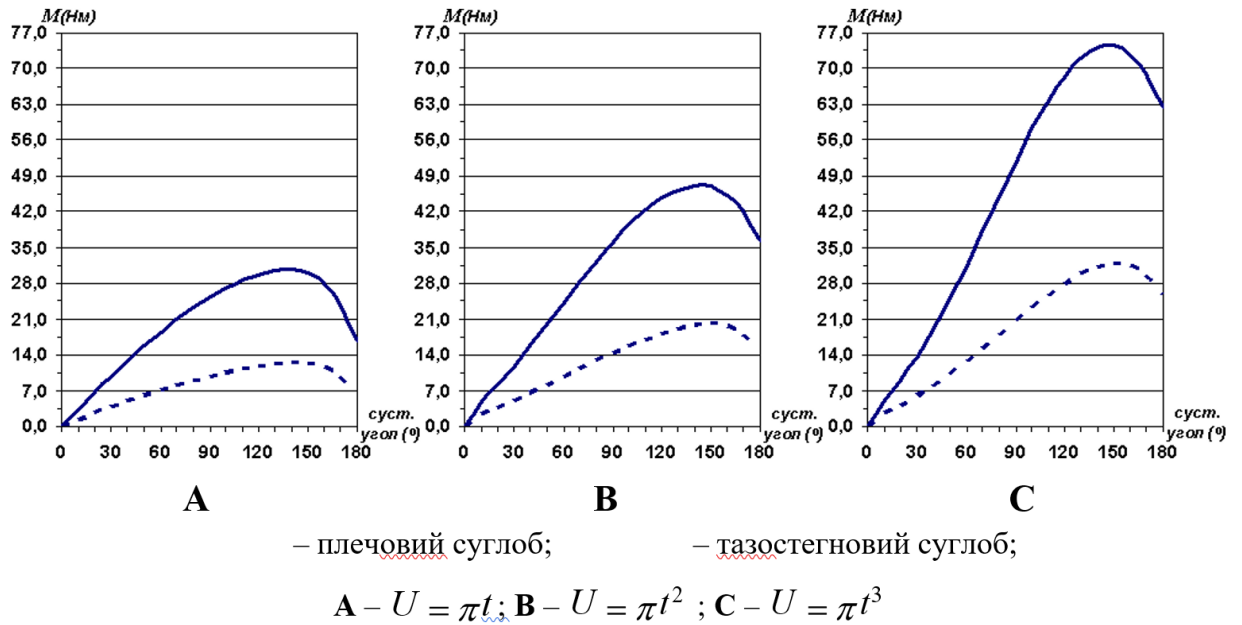


Рис. 3.19. Управляючі моменти сил у шарнірах моделі при синтезі руху із зменшенням кута в проксимальному шарнірі в умовах дії моменту сили тяжіння

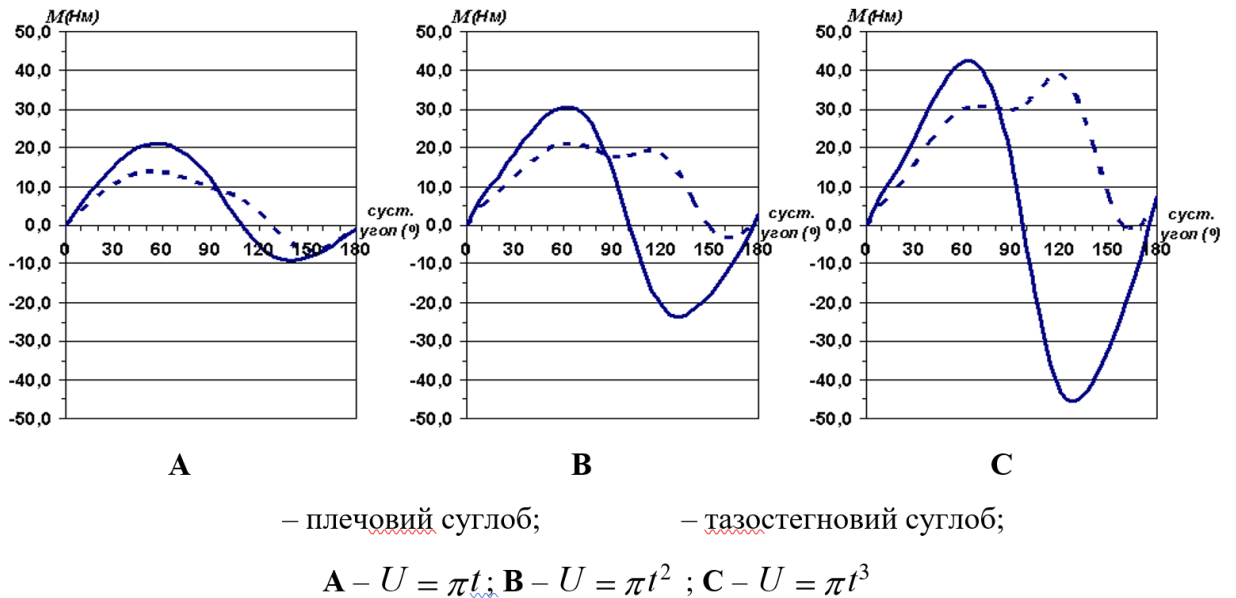


Рис. 3.20. Керуючі моменти сил у шарнірах моделі при синтезі руху з одночасним зменшенням кутів у проксимальному та дистальному шарнірах в умовах дії моменту сили тяжіння

Роздільні згинальні рухи в плечових і тазостегнових суглобах на тлі негативного впливу моменту сили тяжіння здійснюються за допомогою напруги синергістів цих суглобів (Рис. 3.18-3.20). При одночасному згинанні пари двох різноіменних суглобів збільшення суглобового кута більш ніж на 100 викликає напругу м'язів-розгиначів плечей (Рис. 3.20), що виконують на даній ділянці згинання гальмівну функцію. При окремих згинальних рухах керуючі зусилля більше у суглобі, що реалізує це згинання (Рис. 3.18-3.19). Однак максимальні зусилля м'язів при згинанні в дистальному суглобі на 67-75% менше, ніж при аналогічному згинанні в проксимальному суглобі. Одночасне зменшення різноіменних суглобових кутів реалізується з превалюванням величини м'язових зусиль у проксимальному суглобі на 15–50% (Рис. 3.20).

Для визначення впливу швидкості суглобового згинання на величину моментів керуючих сил початкові умови моделювання руху на обчислювальному експерименті не змінювалися.

Варіювання величини швидкості зменшення кутів у суглобах забезпечувалося введенням у кінематичні програми управління коефіцієнтів  $k_i$ . Динамічні характеристики, отримані з урахуванням синтезу згинальних рухів, показано на рис. 3.21-3.23.

Отже, в умовах дії моменту сили тяжіння, спрямованого проти переміщення, пов'язаного з опорою ланки, моделювання згинальних рухів з різною швидкістю зміни суглобових кутів дозволило виявити, що:

1. Збільшення чи зменшення швидкості суглобового згинання вдвічі викликає відповідне зміна величини моментів управляючих сил у суглобах. Однак на відміну від аналогічного синтезу згинальних рухів, виконаного в умовах відсутності дії сили тяжіння, величина зміни зусиль, що управляють, має непропорційну залежність від кінематичної програми. Це обумовлено величиною моменту сили тяжіння, що змінюється, яка є похідною від пози спортсмена і положення ланок тіла в обраній системі відліку.

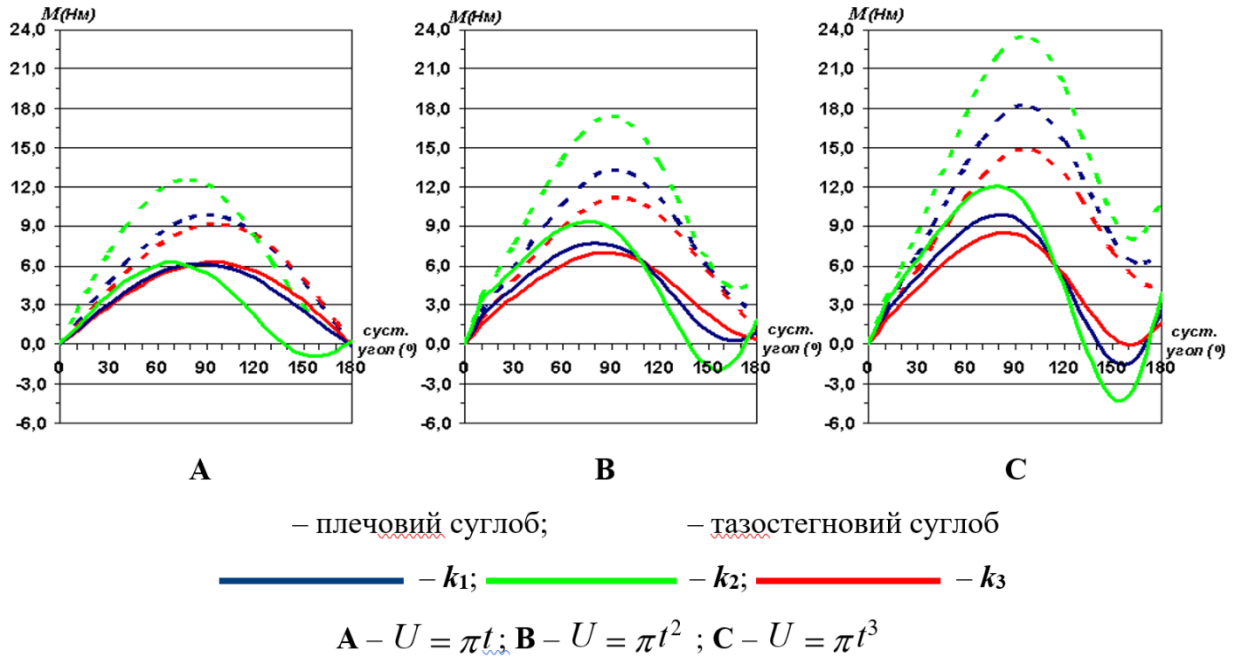


Рис. 3.21 Керуючі моменти сил у шарнірах моделі при синтезі руху з різною швидкістю зменшення кута в дистальному шарнірі в умовах дії моменту сили тяжіння

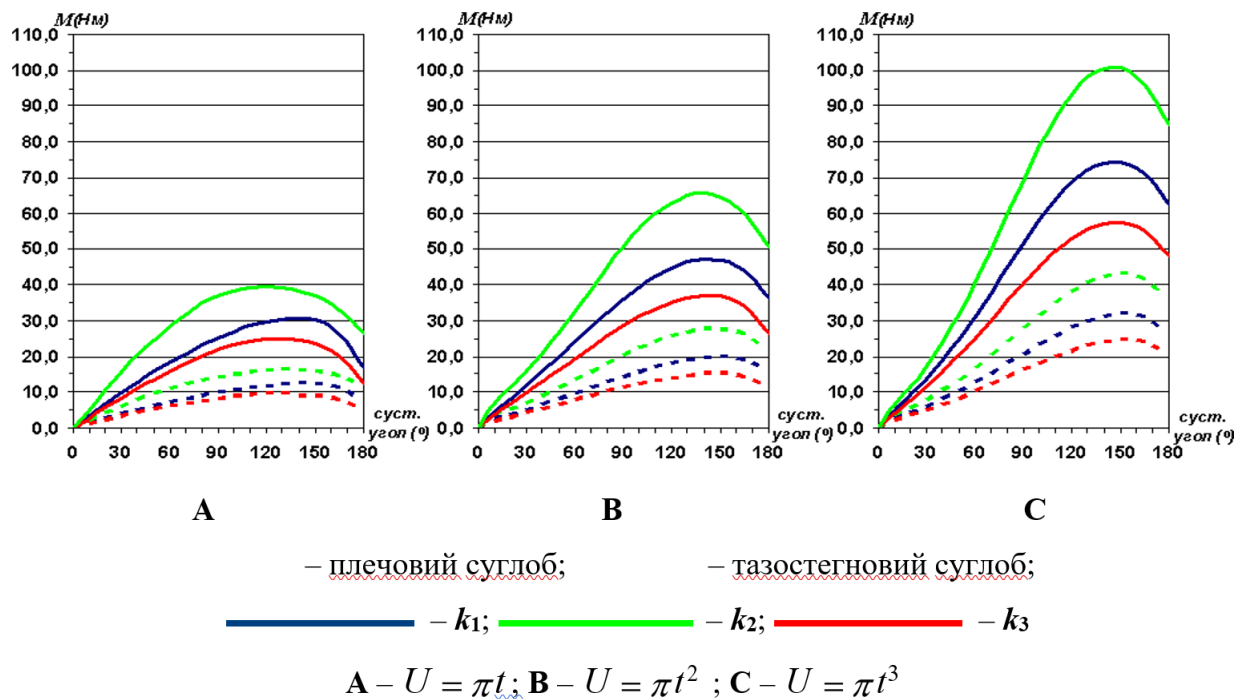


Рис. 3.22. Керуючі моменти сил у шарнірах моделі при синтезі руху з різною швидкістю зменшення кута в проксимальному шарнірі в умовах дії моменту сили тяжіння

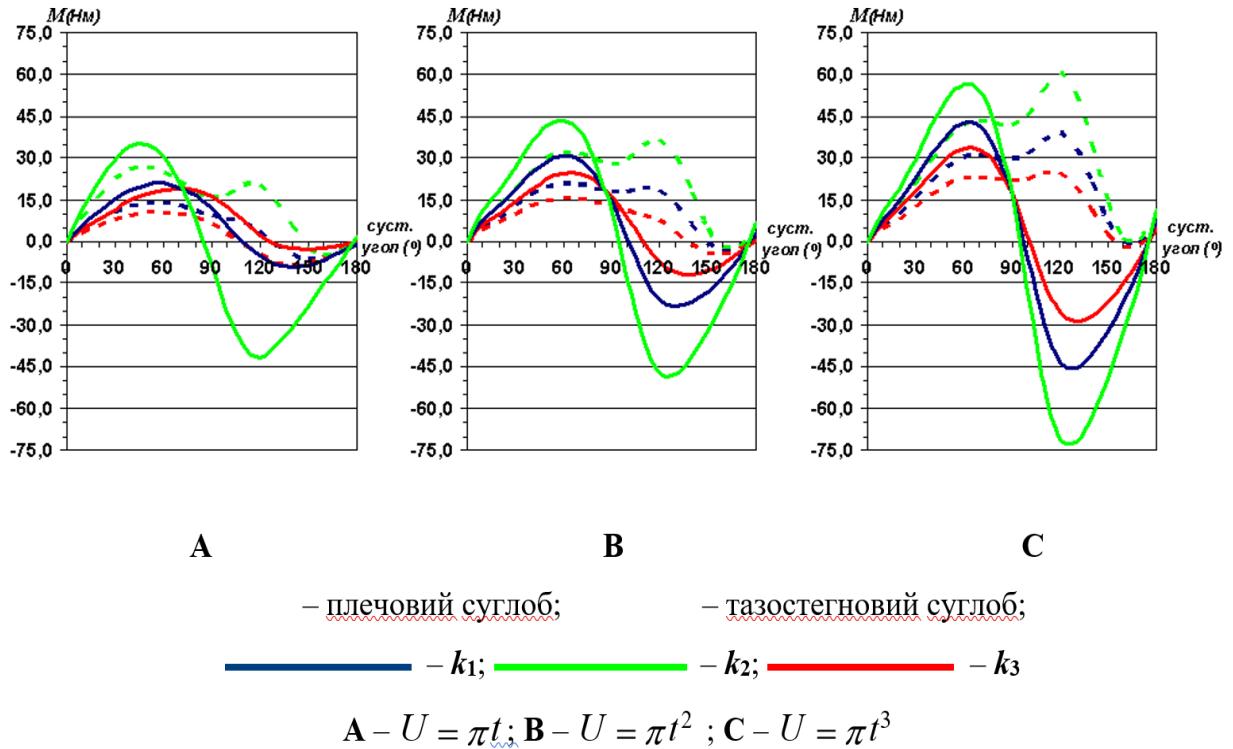


Рис. 3.23. Керуючі моменти сил у шарнірах моделі при синтезі руху з різною швидкістю одночасного зменшення кутів у проксимальному та дистальному шарнірах в умовах дії моменту сили тяжіння

2. За будь-якого з трьох варіантів програмного управління зміна швидкості зменшення суглобового кута в 2 рази сприяє відповідно зростанню або зниженню керуючих м'язових зусиль у 1,2–1,3 рази (Рис. 3.21-3.23). Іншими словами, зміна швидкості згинання веде до відповідного збільшення або зменшення моментів керуючих сил практично на однакову величину за будь-якого аналітичного представлення кінематичної програми управління.

3. При спільному згинанні збільшення суглобового кута більш ніж на 90 реалізується антагоністами плечових суглобів, тоді як у кульшових суглобах потрібні м'язові зусилля синергістів (Рис. 3.23).

4. Для здійснення згинальних рухів в умовах гальмівної дії моменту сили тяжіння величина моментів керуючих сил у суглобах збільшується в 1,5-10 разів щодо м'язових зусиль, що виробляються при аналогічних рухах без урахування дії сили тяжіння.

5. Виходячи з цього, у обертальних гімнастичних вправах в умовах фіксованої опори, у тій фазі вправи, в якій переміщення ЗЦМ виконується проти дії моменту сили тяжіння і де потрібна підтримка або збільшення швидкості ланок тіла, найбільш ефективними є одночасні згинальні рухи в суглобах. Спільні одночасні згинальні рухи в суглобах забезпечують найбільший приріст швидкості радіус-вектора ЗЦМ моделі, але водночас їх реалізації потрібен підвищений рівень силового забезпечення вправи.

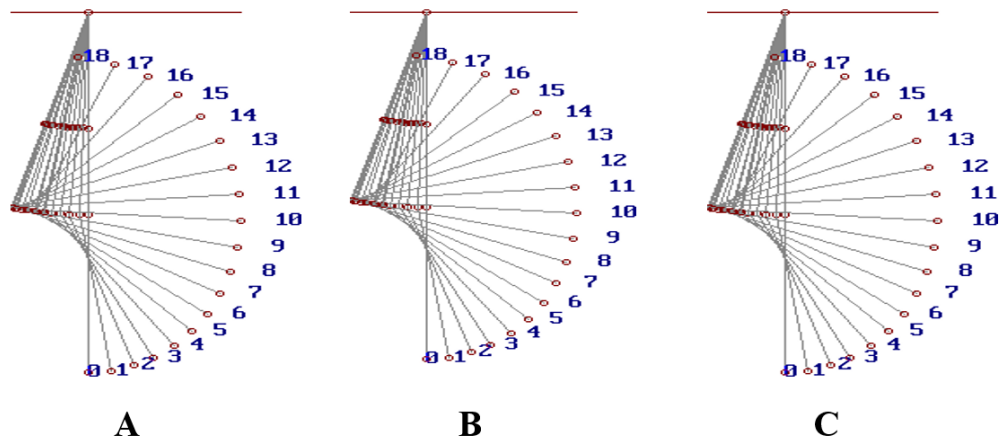
6. Роздільні згинальні рухи в суглобах забезпечують менший приріст швидкості радіус-вектору ЗЦМ, але в той же час для їх реалізації потрібен знижений рівень силового забезпечення вправи. Тому при недостатньому рівні силової підготовленості гімнасту доцільно спочатку освоювати вправу з використанням окремих згинальних рухів у суглобах, а лише потім, зі зростанням силового потенціалу спортсмена, домагатися одночасного згинання в суглобах.

### **3.3. Вплив варіації динамічних характеристик ланок біомеханічної системи на її траєкторію та величину керуючих сил у шарнірах**

**3.3.1 Трансформація траєкторії біомеханічної системи та величини керуючих сил, обумовлена пропорційною зміною мас-інерційних характеристик ланок моделі за умов відсутності моменту сили тяжіння.** У цій серії обчислювальних експериментів визначався вплив величини мас-інерційних характеристик ланок біомеханічної системи на формування її траєкторії та на моменти керуючих сил у шарнірах.

Згинальні рухи в кульшових суглобах (до 180) в умовах опори синтезувалися з однаковою кінематичною програмою управління ( $U_t$ ).

Кінетограми синтезованих траєкторій руху біомеханічної системи з різною величиною мас-інерційних характеристик ланок зображені на рис. 3.24.



А –  $m_i = 1M$ ,  $J_i = 1J$ ; В –  $m_i = 1,5M$ ,  $J_i = 1,5J$ ; С –  $m_i = 0,5M$ ,  $J_i = 0,5J$

Рис. 3.24. Кінетограми синтезованих траєкторій біомеханічної системи з різною величиною МИХ ланок в умовах відсутності моменту сили тяжіння

З кінематичних схем видно, що з зменшенні чи збільшенні МИХ ланок тіла на 50% як проміжні траєкторні положення ланок моделі, і кінцеві збігаються. У всіх випадках у кінцевий момент часу моделювання руху величина відхилення ЗЦМ біомеханічної системи від вихідного положення становить 90.

Кількісні значення моментів м'язових сил, що управляють, у суглобах, необхідні для формування вищерозглянутих траєкторій тіла, представлені на рис. 3.25.

Аналіз показав, що пропорційне збільшення чи зменшення МИХ масою і центральному моменту інерції ланок тіла на 50% призводить до зміни величини керуючих моментів м'язових сил у суглобах спортсмена. У тазостегнових суглобах максимальна величина керуючих моментів сил дорівнює  $1,1 \text{ Н} \times \text{м}$ , у плечових суглобах –  $1,2 \text{ Н} \times \text{м}$ , то при  $m_i$  та  $J_i$   $1,5J$  керуючі зусилля зростають і в кульшових суглобах їх максимальне значення становить  $1,7 \text{ Н} \times \text{м}$ , у плечових суглобах –  $1,8 \text{ Н} \times \text{м}$ . Зменшення ваги тіла та його моменту інерції при  $m_i$   $0,5M$  та  $J_i$   $0,5J$  сприяє зменшенню моментів керуючих сил; так, у кульшових суглобах величина їх максимального прояву дорівнює  $0,6 \text{ Н} \times \text{м}$ , у плечових суглобах –  $0,6 \text{ Н} \times \text{м}$  (Рис. 3.25).

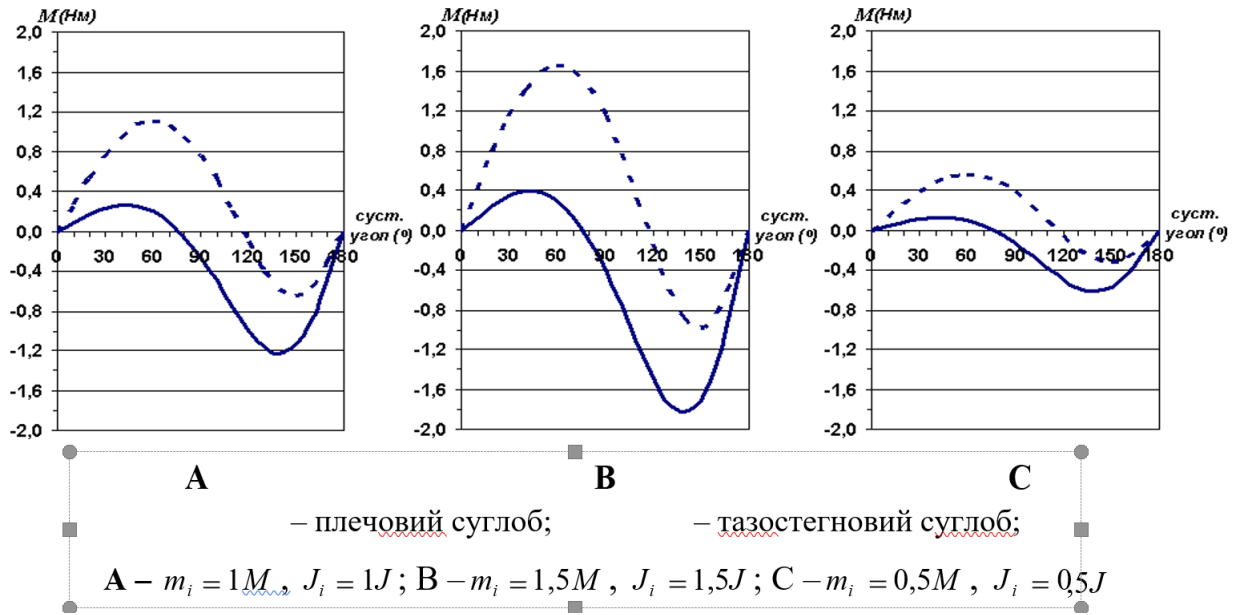


Рис. 3.25. Керуючі моменти сил у шарнірах моделі при синтезі руху із зменшенням кута в дистальному шарнірі в умовах відсутності моменту сили тяжіння

Таким чином, збільшення або зменшення МІХ ланок тіла спортсмена на 50% при одній і тій же кінематичній програмі управління аналогічними згинальними рухами призводить до відповідної зміни величини моментів керуючих сил у суглобах на 50%.

Щоб з'ясувати, чи будуть виявлятися дані закономірності за наявності початкової кутової швидкості у ланок тіла, нами були синтезовані траєкторії згинальних рухів у кульшових суглобах з тими ж параметрами, але з вихідною кутовою швидкістю ланок 6 рад/с.

Очевидно, що зі збільшенням або зменшенням МІХ ланок тіла спортсмена при однаковій кінематиці програмного управління аналогічними згинальними рухами на тлі початкової кутової швидкості ланок тіло здійснює обертальний рух по одній і тій же траєкторії, і в кінцевий момент часу величина кутового переміщення радіуса-вектору ЗЦ всіх синтезованих варіантах дорівнює 523 (Рис. 3.26).

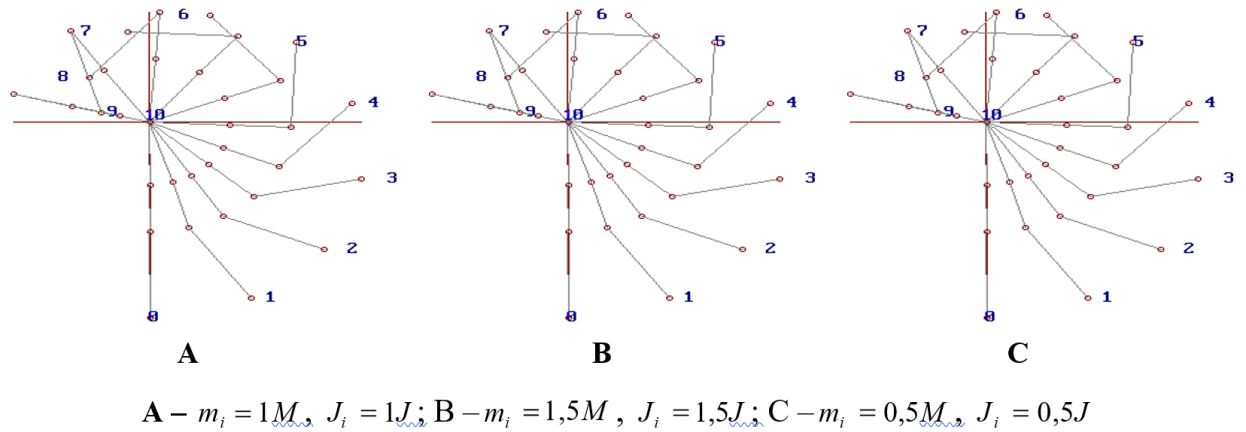


Рис. 3.26. Кінетограми синтезованих траєкторій біомеханічної системи з різною величиною МІХ ланок в умовах відсутності моменту сили тяжіння

У той самий час, зі збільшенням чи зменшенні МІХ ланок тіла спортсмена для реалізації однакової кінематичної програми руху потрібні різні керуючі зусилля (Рис. 3.27).

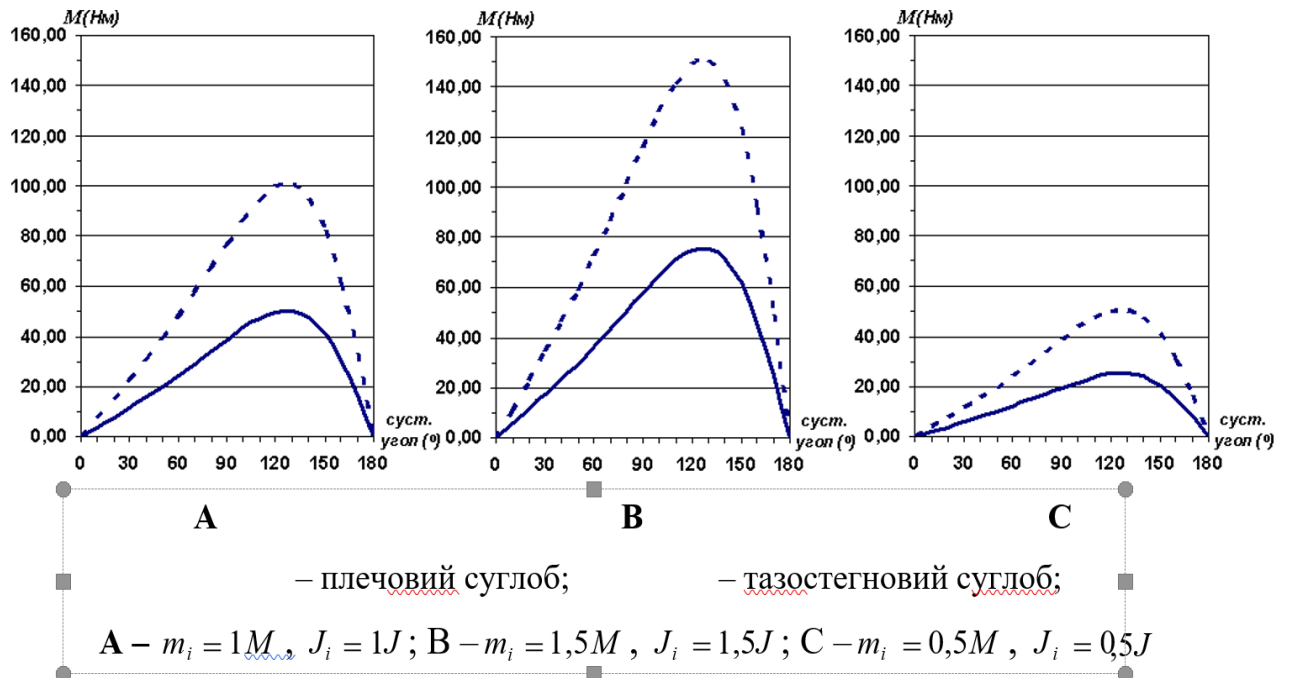


Рис. 3.27. Керуючі моменти сил у шарнірах моделі при синтезі руху із зменшенням кута в дистальному шарнірі в умовах відсутності моменту сили тяжіння



Зокрема, зі збільшенням маси та центрального моменту інерції ланок тіла на 50% значення керуючих моментів м'язових сил у суглобах зростають на 50%, а зі зменшенням МІХ ланок тіла на 50% їхня величина знижується також на 50%.

Отже, за зміни величини МІХ ланок біомеханічної системи виявлено такі закономірності:

1. В умовах відсутності моменту сили тяжіння при однаковій кінематичній програмі управління аналогічними згинальними рухами зміна мас-інерційних характеристик ланок тіла не впливає на траєкторію переміщення біомеханічної системи.

2. Пропорційне збільшення або зменшення МІХ ланок моделі за однієї і тієї ж кінематичної програми управління викликає відповідні прямо пропорційні зміни значень керуючих моментів м'язових сил у суглобах.

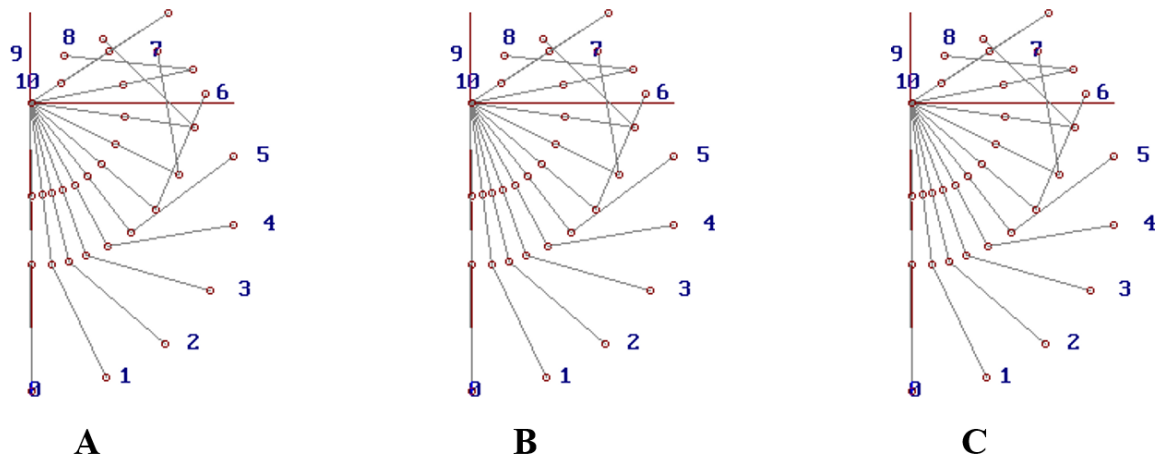
3. Закономірності впливу величини МІХ ланок біомеханічної системи на формування її траєкторії та на динаміку керуючих сил у шарнірах при одній і тій же кінематичній програмі управління проявляються аналогічним чином і на тлі початкової кутової швидкості ланок моделі.

**3.3.2 Трансформація траєкторії біомеханічної системи та величини керуючих сил, обумовлена пропорційною зміною мас-інерційних характеристик ланок моделі в умовах дії моменту сили тяжіння.** У цій серії обчислювальних експериментів визначалося вплив пропорційного зміни МІХ по масі і центральному моменту інерції ланок тіла спортсмена на траєкторію біомеханічної системи та необхідні для її реалізації в умовах дії моменту сили тяжіння керуючі моменти м'язових сил у суглобах. Кінематичні схеми синтезованих траєкторій руху біомеханічної системи з різною величиною мас-інерційних характеристик ланок наведено на рис. 3.28.

З кінематичних схем синтезованих траєкторій видно, що з зменшенні чи збільшенні маси ланок тіла на 50% як проміжні траєкторні становища біосистеми, і кінцеві збігаються. У всіх трьох варіантах у кінцевий момент часу моделювання руху кут повороту ЗЦМ біомеханічної системи має рівну



ж параметрами, але з вихідною кутовою швидкістю ланок 6 рад/с. Отримані кінетограми (Рис. 3.30) показали, що при константній кінематичній програмі управління збільшення або зменшення МІХ ланок тіла спортсмена на фоні початкової кутової швидкості не впливає на величину кута повороту ЗЦМ тіла, який у всіх випадках становить 410.



**A** –  $m_i = 1M$ ,  $J_i = 1J$ ; **B** –  $m_i = 1,5M$ ,  $J_i = 1,5J$ ; **C** –  $m_i = 0,5M$ ,  $J_i = 0,5J$

Рис. 3.30. Кінетограми синтезованих траєкторій біомеханічної системи з різною величиною МІХ ланок в умовах дії моменту сили тяжіння

У той самий час, під час реалізації однакової кінематичної програми руху збільшення чи зменшення МІХ за масою і центральному моменту інерції ланок тіла призводить до зміни величини керуючих зусиль (Рис. 3.31).

Зі збільшенням МІХ ланок тіла на 50% значення керуючих моментів м'язових сил у суглобах зростають на 50%, а зі зменшенням – на 50% їхня величина знижується також на 50%.

Таким чином, при варіюванні МІХ ланок біомеханічної системи виявлено такі закономірності:

1. При однаковій кінематичній програмі управління біомеханічна система незалежно від величини МІХ ланок здійснює обертальний рух по одній і тій же траєкторії і приходять в те саме кінцеве положення за один і той же час.

2. Пропорційне збільшення або зменшення МІХ ланок моделі за однієї і тієї ж кінематичної програми управління викликає відповідні прямо пропорційні зміни значень керуючих моментів м'язових сил у суглобах.

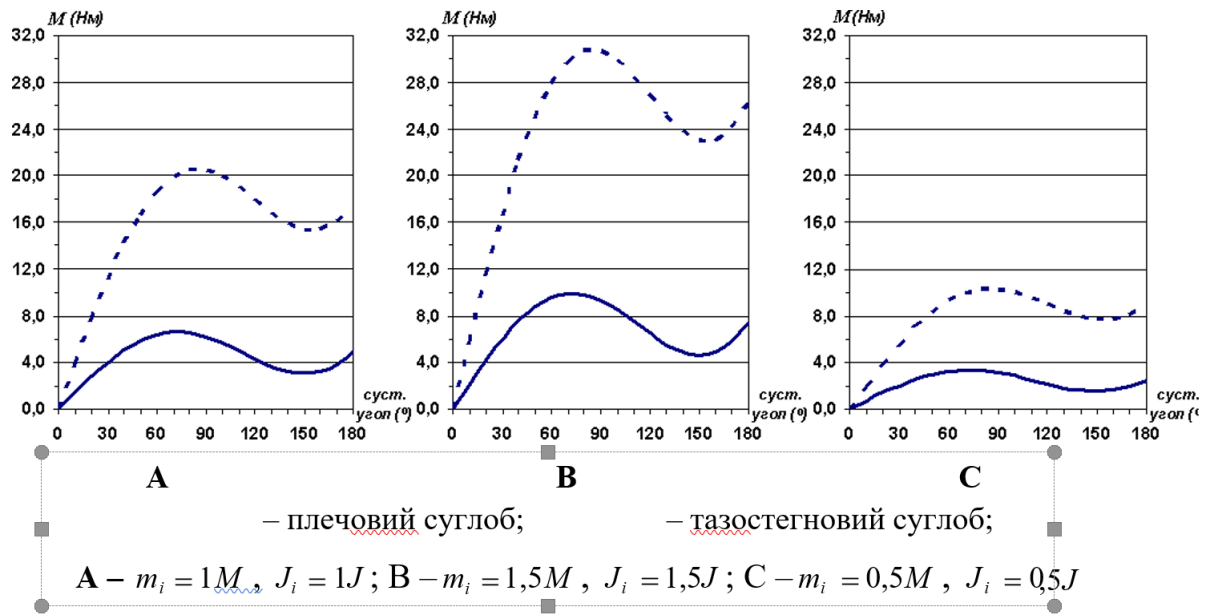


Рис. 3.31. Управляючі моменти сил у шарнірах моделі при синтезі руху із зони вису із зменшенням кута в дистальному шарнірі в умовах дії моменту сили тяжіння

3. Встановлені закономірності константності траєкторії біомеханічної системи та трансформації величини керуючих сил, обумовлені пропорційною зміною МІХ ланок моделі (при одній і тій же кінематичній програмі управління), виявляються однаково незалежно від початкової кутової швидкості ланок і величини зовнішніх моментів сил.

4. Збільшення чи зменшення ваги спортсмена не змінює траєкторії біомеханічної системи, якщо рух виконується з постійною програмою кінематичного керування. Збільшена вага гімнасту обумовлює додатковий силовий потенціал спортсмена, необхідний реалізації необхідної програми кінематичного управління, тоді як зменшення ваги атлета знижує потреби у рівні силового забезпечення вправ.

## Висновки з третього розділу

Варіювання параметрів окремих елементів математичної моделі синтезу рухів у серії обчислювальних експериментів дозволило доповнити наявні та встановити нові відомості про біомеханічні закономірності рухів спортсмена в умовах опори.

1. Закономірності формування траєкторії біомеханічної системи в умовах дії зовнішніх моментів сил та кутової початкової швидкості ланок тіла, що дорівнює нулю: згинальний рух у суглобах із положення «вис» за будь-якої кінематичної програми управління завжди викликає протиспрямовані повороти ланок тіла у системі координат, що з опорою;

– величина відхилення ЗЦМ біомеханічної системи залежить лише від суглоба, в якому здійснюється згинальний рух. Згинання в плечових суглобах на 180 з положення «вис» призводить до найбільшого кутового переміщення ЗЦМ тіла, причому відхилення в протилежному напрямку згинальному руху спостерігається на всій траєкторії. Зменшення кута в кульшових суглобах до 90 викликає незначне відхилення ЗЦМ моделі в напрямку протилежному згинальному руху, а подальше згинання до 180 призводить до зміни напрямку переміщення ЗЦМ. При спільних згинальних рухах у плечових та тазостегнових суглобах відзначається менше по амплітуді переміщення ЗЦМ тіла, ніж при згинанні у плечових суглобах, але більше, ніж – у тазостегнових. Відповідно до цієї закономірності, у практичній діяльності слід враховувати, що для створення махового руху з висів на поперечині згинально-розгинальні рухи в плечових суглобах найбільш переважні в порівнянні з аналогічними рухами в тазостегнових суглобах.

– зменшення або збільшення швидкості суглобового згинання призводить до відповідного зменшення або збільшення відхилення ЗЦМ тіла від вихідного положення, у протилежному напрямку згинальному руху;

– траєкторія ланок тіла спортсмена залежить від програми кінематичного управління, а кінцеве положення є функцією часу виконання програми згинальних рухів;

– пропорційне збільшення або зменшення МІХ ланок моделі за однієї і тієї ж кінематичної програми управління не викликає зміни траєкторії біомеханічної системи;

– в процесі навчання обертальним гімнастичним вправам в умовах фіксованої опори необхідно враховувати можливість регулювання кутової швидкості повороту ЗЦМ тіла спортсмена за рахунок зміни часу виконання кінематичної програми згинально-розгинальних рухів у суглобах гімнасту.

2. Закономірності формування траєкторії біомеханічної системи в умовах дії зовнішніх моментів сил та кутової початкової швидкості ланок тіла, що не дорівнює нулю:

– час подолання рівного кутового шляху радіусом-вектором ЗЦМ біомеханічної системи знаходиться у прямій залежності від віддаленості суглобів від опори та у зворотній залежності від швидкості виконання кінематичної програми згинання. На тлі збільшення початкової кутової швидкості ланок тіла спортсмена спільні згинальні рухи в плечових і тазостегнових суглобах, що виконуються з більшою швидкістю за однотипною кінематичною програмою управління, сприяють найбільшому скороченню часу обертального руху;

– підтримка та збільшення швидкості повороту радіус-вектору ЗЦМ тіла спортсмена у фазі згинальних рухів у суглобах проти дії моменту сили тяжіння ефективно виконувати на тлі досягнення найбільшої початкової швидкості ланок тіла. Цей час зазвичай збігається з моментом перетину ЗЦМ тіла спортсмена вертикального положення під опорою.

– зі збільшенням початкової кутової швидкості ланок тіла істотно зменшується вплив швидкості згинальних рухів на скорочення тимчасового інтервалу проходження кутового шляху радіусом-вектором ЗЦМ;

– незмінність траєкторії біомеханічної системи при пропорційному збільшенні або зменшенні МІХ ланок моделі при одній і тій же кінематичній програмі управління проявляється рівною мірою незалежно від початкової кутової швидкості ланок;

3. Закономірності силового забезпечення у формуванні траєкторії біомеханічної системи з різною кінематикою програмного керування:

– за відсутності дії моменту сили тяжіння кінематика програмного управління значно впливає на величину керуючих моментів сил у суглобах – що більше швидкість і прискорення згинальних рухів, то більше вписувалося величина моментів м'язових сил, реалізують задане програмне управління. Виконання згинання в кульшових суглобах реалізується керуючими моментами м'язових сил на 70-80% меншими, ніж при аналогічному згинанні в плечових суглобах. Одночасне згинальний рух у плечових і тазостегнових суглобах, що виконується за тією ж кінематичною програмою управління, що і роздільне, вимагає прояву менших м'язових зусиль, ніж при роздільному згинанні. З виникненням та збільшенням початкової кутової швидкості ланок тіла ці залежності нівелюються, і починає переважати вплив приросту початкової швидкості обертання. Наведені закономірності зміни моментів керуючих сил відповідають їхній біодинаміці та в умовах дії зовнішніх моментів сил, але виявляються більшою мірою;

– Зі збільшенням початкової кутової швидкості ланок тіла спортсмена для реалізації однієї і тієї ж кінематичної програми зменшення суглобових кутів потрібні зростаючі м'язові зусилля (пряма залежність), причому ця залежність проявляється як в умовах дії моменту сили тяжкості, так і за його відсутності. Отже, рухова задача збільшення швидкості суглобового згинання, що виконується на тлі підвищення вихідної кутової швидкості ланок тіла гімнасту, одночасно пов'язана з педагогічним завданням підвищення силового потенціалу виконавця;

– величина моментів керуючих сил пов'язана із прискоренням суглобового згинання прямою залежністю. При окремих згинальних рухах керуючі зусилля більше в суглобі, що реалізує дане згинання щодо суглоба, в якому зберігається динамічна постава. Збільшення чи зменшення швидкості суглобного згинання вдвічі викликає відповідне зміна величини моментів управляючих насаги в реалізації суглобах. Для здійснення згинальних рухів

в умовах негативного впливу сили тяжіння величина моментів керуючих сил у суглобах збільшується в 1,5-10 разів щодо м'язових зусиль, що виробляються при аналогічних рухах без урахування дії сили тяжіння;

– пропорційне збільшення або зменшення МІХ ланок моделі при одній і тій самій кінематичній програмі управління викликає відповідні прямо пропорційні зміни значень керуючих моментів м'язових сил у суглобах. З цього випливає, що збільшена вага гімнасту обумовлює додатковий силовий потенціал спортсмена, необхідний реалізації необхідної програми кінематичного управління, тоді як зменшення ваги атлета знижує потреби у рівні силового забезпечення вправи.



## ВИСНОВКИ

1. Дослідження загальних основ техніки рухових дій з використанням біомеханічного аналізу матеріалів інструментальної та оптичної реєстрації рухів спортсменів не відповідає належним чином запитам теорії та практики спорту та не дозволяє ефективно вирішувати завдання щодо встановлення біомеханічних закономірностей обертальних рухів спортсмена в умовах фіксованої (нерухомої) опори.

На основі аналізу структури математичної моделі синтезу рухів встановлені фактори, що визначають біомеханічні умови постановки рухового завдання. У математичній моделі представлені окремими елементами її компонентного складу: програмним управлінням, динамічними коефіцієнтами, початковими умовами руху, узагальненими силами, моментами м'язових сил. Комп'ютерний синтез рухів, поєднуючи об'єктивні закони механіки та суб'єктивне управління рухом, реалізує задум дослідника про різні варіанти побудови рухів у варіаціях параметрів окремих елементів математичної моделі синтезу рухів біомеханічних систем у обчислювальному експерименті. Подальший аналіз синтезованої траєкторії та величин моментів керуючих сил дозволяє виявити біомеханічні закономірності рухів спортсмена в умовах опори.

Розроблена комп'ютерна процедура побудови перехідної програми приводить у відповідність початкові умови руху і програмне управління, що задається на всій траєкторії біомеханічної системи. У серії обчислювальних експериментів показано, що використання перехідної програми коректно реалізує функціонування математичної моделі синтезу рухів із програмним управлінням на кінематичному рівні.

2. Варіювання параметрів окремих елементів математичної моделі синтезу рухів у обчислювальних експериментах дозволило суттєво доповнити та розширити наявні у науково-методичній літературі відомості про біомеханічні закономірності рухів спортсмена в умовах опори. У кількісній

формі визначено ступінь впливу кожного елемента, що варіюється, на траєкторію біомеханічної системи: кінематичної програми зміни суглобових кутів, величини МІХ ланок біомеханічної системи, початкової кутової швидкості ланок моделі. В результаті дослідження встановлено, що траєкторія біомеханічної системи залежить не тільки від віддаленості суглоба, в якому виконується згинання, від опори, але і від кінематики програмного управління, оскільки пропорційні по амплітуді згинальні рухи в суглобах, що виконуються за різними програмами кінематичного управління, не здійснюють переклад біомеханічної системи з початкового заданого положення в те саме кінцеве. Величина відхилення ЗЦМ має пряму непропорційну залежність від швидкості та прискорення суглобового згинання, що реалізується. Збільшення швидкості суглобового згинання вдвічі сприяє додатковому переміщенню ЗЦМ біомеханічної системи в 0,5–2,3 рази (залежно від суглоба, в якому виконується згинання). Вперше експериментально доведено, що з тих самих антропометричних параметрах довжин ланок моделі збільшення чи зменшення їх у масі і центральному моменту інерції бракує зміни у траєкторії ланок біомеханічної системи, якщо задані однакові початкові умови руху і кінематична програма управління. Збільшення початкової кутової швидкості ланок біомеханічної системи на 50% призводить до зменшення в 2-3 рази впливу згинальних рухів на час проходження радіус-вектором ЗЦМ одного й того ж кутового шляху.

3. Отримані в обчислювальних експериментах чисельні дані про величини моментів м'язових сил, що управляють, дозволили встановити ряд залежностей їх значень від різних факторів. Визначено, що зміна швидкості суглобового згинання вдвічі обумовлено зменшенням чи збільшенням значень моментів управляючих сил у суглобах в 1,2–1,3 разу.

Збільшення початкової кутової швидкості ланок у 1,5 рази при роздільних або спільних згинальних рухах призводить до зростання керуючих м'язових зусиль у суглобах у 2-4 рази. За наявності вихідної кутової швидкості у ланок моделі одночасне зменшення суглобових кутів у проксимальному та

дистальному шарнірі реалізується керуючими моментами сил у 2-4 рази більшої величини, ніж при роздільній роботі цих суглобів. Вперше виявлено, що пропорційне збільшення або зменшення ланок тіла за масою та центральним моментом інерції при одній і тій же кінематичній програмі управління викликає відповідні прямо пропорційні зміни значень керуючих моментів м'язових сил у суглобах.

4. Розроблена методика на основі біомеханічних закономірностей обертальних рухів спортсмена в умовах фіксованої опори, спрямована на навчання диференційованого варіювання параметрів керуючих дій, сприяє надійності та високій якості виконання цільової вправи та реалізується в три етапи.

Відмінною особливістю методики є:

- цілеспрямоване освоєння та відпрацювання диференційованого варіювання просторових та тимчасових параметрів керуючих дій, а також їх силового забезпечення, необхідного для формування пластичного та варіативного рухового навички;

- використання спеціально підібраних навчальних завдань та методичних прийомів сприяє більш точному диференціюванню параметрів керуючих дій та зумовлює ефективне вдосконалення техніки цільової вправи;

- Застосування спеціалізованих засобів навчання диференційованого варіювання параметрів керуючих дій (інформаційно-біомеханічних моделей), сформованих з урахуванням закономірностей системно-структурної організації рухів спортсмена в умовах опори, встановлених в обчислювальних експериментах комп'ютерного синтезу рухів людини.

Застосування розробленої методики навчання диференційованому варіюванню параметрів керуючих дій на основі біомеханічних закономірностей рухів спортсмена в умовах опори забезпечило, по-перше, скорочення часу освоєння вправи гімнастками експериментальної групи щодо гімнасток контрольної групи на 28%, і, по-друге, покращення якості техніки виконання вивчаємо гімнастичної вправи на 114%.

## Практичні рекомендації

1. Біомеханічні дослідження техніки змагальних вправ, пов'язані з обчислювальними експериментами комп'ютерного синтезу рухів людини, необхідно проводити з використанням перехідної програми, яка встановлює відповідність початкових умов руху заданому програмному управлінню і тим самим забезпечує коректність результатів обчислень.

2. При розробці індивідуальної техніки рухових дій, що виконуються в умовах опори, необхідно враховувати, що при одній і тій же кінематичній програмі згинально-розгинальних рухів у суглобах наслідком збільшення або зниження ваги спортсмена є не видозмінена траєкторія біомеханічної системи, а необхідність збільшення або зменшення застосування м'язових зусиль для реалізації однієї і тієї ж кінематичної програми керуючих рухів, відповідно до навички рухової дії, що склалася, і сформованим динамічним стереотипом управління рухом.

3. З метою максимізації кута повороту радіус-вектора ОЦМ біомеханічної системи у обертальних рухах в умовах опори за одночасної мінімізації м'язових зусиль більш ефективно, по-перше, збільшення швидкості згинальних рухів у суглобах, ніж збільшення початкової кутової швидкості ланок тіла спортсмена. І, по-друге, при виконанні спільного згинального руху в плечових та кульшових суглобах, для зниження навантаження на м'язи проксимального суглоба, необхідно виконувати випереджувальне зменшення кута в дистальному суглобі.

4. Встановлені біомеханічні закономірності рухів спортсмена в умовах опори показують перспективний напрямок технічного вдосконалення гімнастів при навчанні обороту назад у стійку на руках: в одному підході необхідно виконувати кілька оборотів для створення різної геометрії вправи у вихідному положенні, обумовленому кінематичною структурою кінцевого.

5. Для кожної класифікаційної групи гімнастичних вправ доцільно розробити та створити пакет інформаційно-біомеханічних моделей, що

дозволяють, при їх впровадженні у навчально-тренувальний процес, суттєво скоротити час освоєння вправ та підвищити якісний рівень їхнього практичного відтворення.

6. Методику навчання диференційованого варіювання параметрів керуючих дій на основі біомеханічних закономірностей рухів спортсмена в умовах опори рекомендується застосовувати у навчально-тренувальному процесі як на етапі формування рухової навички, так і на етапі вдосконалення.

## ПОСИЛАНИЯ

1. Аксенов, Е. М. Исследование динамической структуры гимнастических упражнений / Е. М. Аксенов // Биодинамические исследования техники гимнастических упражнений : сб. науч. трудов ГДОИФК им. П. Ф. Лесгафта ; кафедра гимнастики. – Л. : Изд-во ГДОИФК им П. Ф. Лесгафта, 1975. – С. 3-7.
2. Акчурин, И. А. О методологических проблемах моделирования в биологии / И. А. Акчурин, М. Ф. Веденов, Ю. В. Сачков // Математическое моделирование жизненных процессов. – М. : Мысль, 1968. – С.7-44.
3. Алекперов, С-М. А. Прогнозирование новых сложных элементов и соединений в гимнастике: метод. рекомендации / С-М. А. Алекперов [и др.]. – М. : ВНИИФК, 1989. – 24 с.
4. Алешинский, С. Ю. Моделирование пространственных движений человека : автореф. дис. ... канд. физ.-мат. наук : 01.02.01 / Алешинский Сергей Юрьевич. – М., 1977. – 11 с.
5. Алешинский, С. Ю. Определение межзвенных моментов и внутренних сил, возникающих при движении человека / С. Ю. Алешинский, В. М. Зациорский // Теория и практика физической культуры. – 1974. – № 11. – С. 5-9.
6. Аллахвердиев, Ф. А. Техника и методика обучения упражнениям с промежуточной фазой полета на перекладине : дис. ... канд. пед. наук : 13.00.04 / Аллахвердиев Фазиль Аллахвердиевич. – Л., 1986.– 144 с.
7. Анохин, П. К. Теория функциональной системы / П. К. Анохин // Успехи физиологических наук. – 1970. – Т. 1. – № 1. – С. 19-54.
8. Анцыперов, В. В. Система начального обучения юных гимнастов технике двигательных действий : дис. ... д-ра пед. наук : 13.00.04 / Анцыперов Владимир Викторович. – Волгоград, 2008.– 446 с.
9. Аркаев, Л. Я. Как готовить чемпионов / Л. Я. Аркаев, Н. Г. Сучилин. – М. : Физкультура и спорт, 2004. – 328 с.

10. Аркаев, Л. Я. Методологические основы современной системы подготовки гимнастов высшего класса / Л. Я. Аркаев, Н. Г. Сучилин // Теория и практика физической культуры. – 1997. – № 11. – С. 12-16.
11. Бахвалов, Н. С. Численные методы / Н. С. Бахвалов, Н.П. Жидков, Г.М. Кобельков. – М. : Бином. Лаборатория знаний, 2003. – 632 с.
12. Бегун, П. И. Моделирование в биомеханике : учебное пособие / П. И. Бегун, П. Н. Афонин. – М. : Высш. шк., 2004. – 390 с.
13. Берков, В. Ф. Философия и методология науки : учебное пособие / В. Ф. Берков. – М. : Новое знание, 2004. – 336 с.
14. Бернштейн, Н. А. Биомеханика и физиология движений. Избранные психологические труды / Под ред. В. П. Зинченко. – 2-е изд. – М. : МОДЭК, 2004. 688 с.
15. Блауберг, И. В. Проблема целостности и системный подход / И. В. Блауберг. – М. : М.: Эдиториал УРСС, 1997. – 448 с.
16. Блауберг, И. В. Системный подход в современной науке / И. В. Блауберг, В. Н. Садовский, Э. Г. Юдин // Проблемы методологии системного исследования. – М. : Наука, 1970. – 198 с.
17. Боровиков, В. П. STATISTICA. Искусство анализа данных на компьютере / В. П. Боровиков. – 2-е изд. – СПб. : Питер, 2003. – 688 с.
18. Бронштейн, И. Н. Справочник по математике для инженеров и учащихся втузов / И. Н. Бронштейн, К. А. Семендяев. – 1-е изд., испр. – М. : Наука, 1986. – 544 с.
19. Бутенин, Н. В. Курс теоретической механики : учебник для студ. вузов технич. специальностей / Н. В. Бутенин. – СПб. : Лань, 2007. – 729 с.
20. Бутузов, В. Ф. Сингулярные возмущения / В. Ф. Бутузов // Новое в жизни, науке, технике : сер. математика, кибернетика. – № 1. – М.: Знание, 1988. – 48 с.
21. Васильчук, А. Л. Антропометрические показатели гимнасток высокой квалификации как фактор освоения упражнений / А. Л. Васильчук, Ю. К. Гавердовский // Гимнастика : сб. ст. – М. : Физкультура и спорт, 1985. –

Вып. 1. – С. 8-13.

22. Вельдяев, С. В. Методика обучения рабочим осанкам в упражнениях на перекладине : автореф. дис. ... канд. пед. наук : 13.00.04 / Вельдяев Сергей Владимирович. – Волгоград, 1999. – 25 с.

23. Вескот, Д. Оценка параметров модели / Д. Вескот // Моделирование в биологии. – М. : Иностранная литература, 1963. – С. 156-184.

24. Воробьев, В. И. Математическое обеспечение ЭВМ в науке и производстве / В. И. Воробьев. – Л. : Машиностроение, 1988. – 160 с.

25. Вычислительная математика : учебное пособие для студ. вузов / С. В. Поршнева [и др.] – СПб. : Лань, 2008. – 368 с.

26. Гавердовский, Ю. К. Биомеханические основы техники гимнастических упражнений / Ю. К. Гавердовский // Спортивная гимнастика : учебник для институтов физической культуры. – М. : Физкультура и спорт, 1979. С. 34-66.

27. Гавердовский, Ю. К. Исследование общих основ техники и построение естественной классификации маховых упражнений на гимнастических снарядах : дис. ... канд. пед. наук : 13.00.04 / Гавердовский Юрий Константинович – М., 1967. – 263 с.

28. Гавердовский, Ю. К. Обучение спортивным упражнениям. Биомеханика. Методология. Дидактика : монография / Ю. К. Гавердовский. – М. : Физкультура и спорт, 2007. – 912 с.

29. Гимнастика : учебное пособие / В. М. Миронов [и др.] ; под общ. ред. В. М. Миронова ; Белорус. гос. ун-т физ. культуры. – Минск : БГУФК, 2007. – 254 с.

30. Гулятьев, А. К. Имитационное моделирование в среде Windows : практическое пособие / А. К. Гулятьев. – СПб. : КОРОНА принт, 2001. – 400 с.

31. Гурфинкель, В. С. Скелетная мышца: структура и функция / В. С. Гурфинкель, Ю. С. Левик. – М. : Наука, 1985. – 142 с.



32. Гущина, Е. П. Совершенствование методики обучения юных гимнасток базовым элементам на разновысоких брусьях : дис. ... канд. пед. наук : 13.00.04 / Гущина Елена Петровна. – СПб., 2001. – 145 с.

33. Димова, Ц. Методика биомеханического анализа гимнастических упражнений с помощью компьютерной техники / Ц. Димова, И. Иорданова, И. Тишинова, К. Андонова // Гимнастика : сб. ст. – М.: Физкультура и спорт, 1987. – С. 108-110.

34. Дмитриев, С. В. Двигательное действие спортсмена как предмет обучения и технологического моделирования в деятельности педагога-тренера : методическое пособие для инструкторов по физической культуре и спорту / С. В. Дмитриев. – Н. Новгород : НГПУ, 1992. – 131 с.

35. Дмитриев, С. В. Закономерности формирования и совершенствования систем движений спортсменов в контексте проблем теории решения двигательных задач : дис. ... д-ра пед. наук : 13.00.04 / Дмитриев Станислав Владимирович. – М., 1991. – 304 с.

36. Добронравов, В. В. Основы аналитической механики : учебное пособие для вузов / В. В. Добронравов. – М. : Высшая школа, 1976. – 264 с.

37. Донской, Д. Д. Биомеханика с основами спортивной техники / Д. Д. Донской. – М. : Физкультура и спорт, 1971. – 288 с.

38. Донской, Д. Д. Биомеханика : учебник для ин-тов физ. культуры / Д. Д. Донской, В. М. Зацюрский. – М. : Физкультура и спорт, 1979. – 264 с.

39. Дударев, В. Т. Программированное обучение сложным гимнастическим упражнениям на основе сопряженной технической и физической подготовки (на примере упражнений на перекладине) : автореф. дис. канд. пед. наук : 13.00.04 / Дударев Владимир Тихонович – М., 1983. – 24 с.

40. Дьяконов, В. П. Справочник по алгоритмам и программам на языке бейсик для персональных ЭВМ : справочник. / В. П. Дьяконов – М. : Наука, Главная редакция физико-математической литературы, 1989. – 240 с.

41. Евсеев, С. П. Изучение общих закономерностей техники

гимнастических упражнений с помощью метода механо-математического моделирования / С. П. Евсеев, П. Г. Бордовский, А. Г. Конопелько // Техническая подготовка в современной спортивной гимнастике : сб. науч. тр. ; под ред. С. А. Алекперова, Ю. И. Наклонова. – Л. : Изд-во ГДОИФК им. П. Ф. Лесгафта, 1985. – С. 71-82.

42. Евсеев, С. П. Теория и методика формирования двигательных действий с заданным результатом : автореф. дис. ... д-ра пед. наук (в виде научного доклада) : 01.02.08; 13.00.04/ Евсеев Сергей Петрович. – М., 1995. – 78 с.

43. Ельник, И. Э. Некоторые вопросы организации программированного обучения гимнастическим упражнениям / И. Э. Ельник // Гимнастика : сб. ст. – М. : Физкультура и спорт, 1979. – Вып. 2. – С. 22-25.

44. Загrevский, В. И. Биомеханика отдельных и совместных кинематических управлений спортсмена в суставах во вращательных движениях в условиях опоры / В. И. Загrevский, Д. А. Лавшук, О. И. Загrevский // Актуальные вопросы безопасности, здоровья при занятиях спортом и физической культурой : материалы VI Междунар. науч.-практ. конф. (Томск, 28-29 марта 2003 г.). – Томск : Центр учебно-методической литературы Томского государственного педагогического университета, 2003. – С. 144-153.

45. Загrevский, В. И. Моделирование техники гимнастических упражнений на основе вариаций кинематических параметров рабочих положений и управляющих движений / В. И. Загrevский, И. Л. Лукашкова, П. В. Моисеенко // Вісник Чернігівського національного педагогічного університету. – Вып. 112. – Том 4. – Сер. Педагогічні науки. Фізичне виховання та спорт. – Чернігів, 2013. – С. 115-118.

46. Загrevский, В. И. Программирование обучающей деятельности спортсменов на основе имитационного моделирования движений человека на ЭВМ : автореф. дис. ... д-ра пед. наук : 13.00.04; 01.02.08 / Загrevский Валерий Иннокентьевич. – М., 1994. – 48 с.

47. Зациорский, В. М. Биомеханика двигательного аппарата человека / В. М. Зациорский, А. С. Аруин, В. Н. Селуянов. – М. : ФиС, 1981. – 143 с.
48. Зациорский, В. М. Масс-инерционные характеристики сегментов тела человека и их связь с антропометрическими признаками / В. М. Зациорский, В. М. Селуянов // Вопросы антропологии. – 1979. – Вып. 62. – С. 91-103.
49. Зациорский, В. М. Методы экспериментальных исследований в современной биомеханике спорта / В. М. Зациорский // Материалы первой Всесоюз. науч. конф. по биомеханике спорта : в 2 ч. – М., 1974. – С. 35.
50. Зиньковский, А. В. Динамическая модель техники спортивных упражнений. / А. В. Зиньковский, А. М. Кулаков, С. И. Новаченко, В. А. Павлов // Теория и практика физической культуры. – 1977. – № 2. – С. 59-62.
51. Зиньковский, А. В. О методике оценки мышечных усилий при биомеханическом анализе спортивной техники / А. В. Зиньковский // Теория и практика физической культуры. – 1973. – № 9. – С. 66-69.
52. Зиньковский, А. В. Проблема оптимального построения техники спортивных упражнений в спорте / А. В. Зиньковский, И. А. Трофимова, В. А. Чистяков // Вопросы физического воспитания студентов. – Л. : Изд-во ЛГУ, 1983. С. 101-110.
53. Ипполитов, Ю. А. Методы обучения гимнастическим упражнениям на основе их моделирования : дис. ... д-ра пед. наук : 13.00.04 / Ипполитов Юрий Алексеевич. – М., 1988. – 362 с.
54. Иродов, И. Е. Механика. Основные законы / И. Е. Иродов. – 9-е изд. – М. : БИНОМ. Лабораторные знания, 2007. – 309 с.
55. Калашников, В. В. Организация моделирования сложных систем / В. В. Калашников // Новое в жизни, науке, технике : сер. математика, кибернетика. – М. : Знание, 1982. – № 3. – 64 с.
56. Кильчевский, Н. А. Курс теоретической механики : в 2 т. / Н. А. Кильчевский. – М. : Наука, 1997. – Т. 2 : Динамика системы, аналитическая механика, элементы теории потенциала, механики сплошной среды,

специальной и общей теории относительности. – 544 с.

57. Киселев, В. Г. Исследование биомеханики управляющих движений спортсмена в упражнениях на гимнастических снарядах в связи с оптимизацией процесса обучения : автореф. дис. ... канд. пед. наук : 13.00.04 / Киселев Вадим Григорьевич. – Тарту, 1973. – 27 с.

58. Киселев, В. Г. Об относительной силе мышц – сгибателей и разгибателей плеча у гимнастов различной квалификации / В. Г. Киселев, В. Т. Назаров // Вопросы физического воспитания в высшей школе. – Рига : Рижский политехнический ин-т, 1972. – С. 35.

59. Коренберг, В. Б. Двигательная задача, двигательный навык / В. Б. Коренберг // Гимнастика : сб. ст. – М. : Физкультура и спорт, 1986. – Вып. 1. – С. 41-44.

60. Коренберг, В. Б. Количественный кинезиологический анализ как педагогическое средство в спорте : автореф. дис. ... д-ра пед. наук : 13.00.04; 01.02.08 / Коренберг Владимир Борисович. – Малаховка, 1995. – 49 с.

61. Коренберг, В.Б. Основы спортивной кинезиологии : учебное пособие / В. Б. Коренберг. – М. : Советский спорт, 2005. – 232 с.

62. Коренберг, В. Б. Отражение зависимости «сила–скорость» в спортивно–гимнастической технике / В. Б. Коренберг // Гимнастика : сб. ст. – М. : Физкультура и спорт, 1973. – Вып. 1. –С. 24-30.

63. Коренберг, В.Б. Спортивная метрология : учебник для вузов / В. Б. Коренберг. – М. : Физическая культура, 2008. – 358 с.

64. Кузнецов, Ю. Л. Методика обучения сложным, оригинальным акробатическим упражнениям на основе анализа их техники : автореф. дис. ... канд. пед. наук : 13.00.04 / Кузнецов Юрий Леонидович. – Л., 1978. – 17 с.

65. Кулаков, Ф. М. Моделирование на ЭВМ движений спортсмена / Ф. М. Кулаков, С. И. Новаченко, В. А. Павлов, А. В. Зинковский // Биофизика. – М. : Наука, 1975. – Т. 20. – Вып. 6. – С. 1115-1119.

66. Курьсь, В. Н. Гимнастика : учебник / В. Н. Курьсь, В. М. Баршай, И. Б. Павлов. – Ростов /Д. : Феникс, 2009. – 314 с.

67. Курысь, В. Н. Разработка системы технической подготовки спортсменов к рекордным достижениям на основе биомеханики спортивных движений (на примере акробатических упражнений) : дис. ... д-ра биол. наук : 01.02.08 / Курысь Владимир Николаевич. – Рига, 1991. – 118 с.

68. Лавшук, Д. А. Оптимизация двигательных действий спортсменов методами математического моделирования / Д. А. Лавшук // ВОСТОК-БЕЛАРУСЬ-ЗАПАД. Сотрудничество по проблемам формирования и укрепления здоровья : материалы междунар. симпозиума (Брест, 24-28 окт. 2007 г.) : в 2 ч. / редкол. : А.Н. Герасевич [и др.]. – Брест : Альтернатива, 2008. – С. 211-216.

69. Левитский, Н. И. Теория механизмов и машин : учебное пособие для студ. вузов / Н. И. Левитский. – М. : Наука, 1990. – 592 с.

70. Лукашевич, В. К. Философия и методология науки : учебное пособие / В. К. Лукашевич. – Минск : Современ. шк., 2006. – 320 с.

71. Лукашкова, И. Л. Анализ результатов механико-математического моделирования на ЭВМ различных суставных движений спортсмена при взаимодействии с опорой / И. Л. Лукашкова // Актуальные проблемы теории и методики физической культуры, спорта и туризма : материалы III Междунар. науч.-практ. конф. молодых ученых (Минск, 4–5 июня 2008 г.) / Белорус. гос. ун-т физ. культуры ; редкол.: М. Е. Кобринский (гл. ред.) [и др.]. – Минск : БГУФК, 2008. – С. 327-330.

72. Лукашкова, И. Л. Моделирование как метод научного исследования техники соревновательных упражнений / И. Л. Лукашкова // Умение и нововведения – 2007 : материалы за III Междунар. науч.-практ. конф. (София, 16- 31 окт. 2007 г.). – София : Бял ГРАД-БГ ООД, 2007. – Том 12. – С. 54-56.

73. Масловский, Е. А. Биомеханические основы махового и активного стиля локомоторной функции максимальной мощности / Е. А. Масловский, О. Е. Масловский, В. И. Загrevский // Проблемы физической культуры населения, проживающего в условиях неблагоприятных факторов окружающей среды :

материалы VII Междунар. науч.-практ. конф. (Гомель, 27-28 сент. 2007 г.) ; редкол. : О. М. Демиденко [и др.]. – Гомель : ГГУ им. Ф. Скорины, 2007. – С. 119- 121.

74. Назаров, В. Т. Биомеханические основы программирования обучающей деятельности при освоении ациклических упражнений (на примере спортивной гимнастики) : дис. ... д-ра пед. наук : 13.00.04 / Назаров Владимир Титович. – М., 1974. – 322 с.

75. Назаров, В. Т. Движения спортсмена / В. Т. Назаров. – Мн. : Полымя, 1984. – 176 с.

76. Назаров, В. Т. К механике взаимодействия спортсмена с опорой / В. Т. Назаров, Б. П. Кузенко // Теория и практика физической культуры. – 1974. – № 1. – С. 19-21.

77. Назаров, В. Т. О влиянии внешнего момента силы на характер движения спортсмена в условиях твердой опоры / В. Т. Назаров, Б. П. Кузенко // Теория и практика физической культуры. – 1974. – № 9. – С. 18-20.

78. Назаров, В. Т. Элементы теоретической гимнастики / В. Т. Назаров // Гимнастика : сб. ст. – М. : Физкультура и спорт, 1975. – Вып. 2. – С. 18-23.

79. Начинская, С. В. Спортивная метрология : учебное пособие для студ. высш. учеб. заведений / С. В. Начинская. – М. : Издательский центр «Академия», 2005. – 240 с.

80. Новик, И. Б. Логика научного познания и метод моделирования / И. Б. Новик, Н. М. Мамедов, Н. А. Давтян // Философско-методологические основания системных исследований. Системный анализ и системное моделирование / под ред. Д. М. Гвишиани. – М. : Наука, 1983. – С. 156-179.

81. Новик, И. Б. Метод моделирования в современной науке / И. Б. Новик, Н. М. Мамедов – М. : Знание, 1981. – 40 с.

82. Оглотков, В. А. Биодинамический анализ подъема разгибом на брусьях / В. А. Оглотков // Биодинамические исследования техники спортивных упражнений: сб. науч. тр. ГДОИФК им. П. Ф. Лесгафта ; кафедра гимнастики. – Л., 1975. – С. 23-29.

83. Парахин, В. А. Освоение и совершенствование сложных гимнастических упражнений типа перелетов : дис. ... канд. пед. наук : 13.00.04 / Парахин Виктор Александрович. – М., 2011. – 179 с.
84. Петров, В. А. Механика спортивных движений / В. А. Петров, Ю. А. Гагин. – Тбилиси : Ганатлеба, 1983. – 276 с.
85. Платонов, В. Н. Подготовка квалифицированных спортсменов / В.Н. Платонов. – М. : Физкультура и спорт, 1986. – 286 с.
86. Покатилов, А. Е. Биодинамические исследования спортивных упражнений в условиях упругой опоры / А. Е. Покатилов, В. И. Загревский, Д. А. Лавшук. – Минск : Изд. центр. БГУ, 2008. – 279 с.
87. Покатилов, А. Е. Биомеханика взаимодействия спортсмена с упругой опорой / А. Е. Покатилов ; под ред. В. И. Загревского. – Минск : Изд. центр БГУ, 2006. – 351 с.
88. Покатилов, А. Е. Биомеханический анализ целенаправленного движения спортсмена / А. Е. Покатилов, В. И. Загревский // Теоретическая и прикладная механика : межвед. сб. науч.-метод. статей. – Минск : БНТУ, 2008. – С. 130-135.
89. Покатилов, А. Е. Влияние многосуставных мышц на целенаправленное движение человека / А. Е. Покатилов, В. И. Загревский, Д. А. Лавшук // Теоретическая и прикладная механика : межвед. сб. науч.-метод. статей. – Минск : БНТУ, 2008. – С. 147-152.
90. Понтрягин, Н. С. Математическая теория оптимальных процессов / Н. С. Понтрягин [и др.]. – М. : Наука, 1983. – 392 с.
91. Попов, Г. И. Биомеханика двигательной деятельности : учебник для студ. учреждений высш. проф. образования / Г. И. Попов, А. В. Самсонова. – 3-е изд., стер. – М. : Академия, 2014. – 320 с.
92. Попов, Г. И. Биомеханические обучающие технологии на основе средств искусственной управляющей и предметной сред / Г. И. Попов // Наука в олимпийском спорте. – 2005. – № 2. – С. 159-168.
93. Попов, Г. И. Биомеханические основы создания предметной среды

для формирования и совершенствования спортивных движений : автореф. дисс. ... докт. пед. наук : 01.02.08 ; 13.00.04 / Попов Григорий Иванович. – М., 1992. – 48 с.

94. Райтер, Р. И. Исследования техники маховых упражнений на перекладине / Р. И. Райтер, В. И. Чукарин // Спортивная гимнастика. – Киев, 1977. С. 45-61.

95. Рыкунов, Ю. Н. Обучение гимнастическим упражнениям на перекладине с помощью технических средств управления суставными движениями : дис. ... канд. пед. наук : 13.00.04 / Рыкунов Юрий Николаевич. – Ленинград, 1984. – 203 с.

96. Садовский, В. Н. Основания общей теории систем. Логико-методологический анализ / В. Н. Садовский. – М. : Наука, 1974. – 280 с.

97. Самарский, А. А. Математическое моделирование : Идеи. Методы. Примеры / А. А. Самарский, А. П. Михайлов. – 2-е изд., испр. – М. : Физматлит, 2002. – 316 с.

98. Сарсания, С. К. Радиоизотопный метод определения геометрии масс тела спортсменов / С. К. Сарсания [и др.] // Материалы II Всесоюз. конф. по биомеханике спорта. – М., 1974. – С. 57-59.

99. Селуянов, В. Н. Развитие методологических основ биомеханики движений человека / В. Н. Селуянов // Моделирование управления движениями человека : сб. науч. тр. ; под ред. М. П. Шестакова и А. Н. Аверкина. – М. : СпортАкадемПресс, 2003. – С. 86-114.

100. Семенов, Д. В. Технология начальной специализированной технической подготовки гимнастов : дис. ... канд. пед. наук : 13.00.04 / Семенов Денис Викторович. – Малаховка, 2010. – 202 с.

101. Скрипко, А. Д. Технологии кондиционной и спортивной подготовки в системе физического воспитания учащихся и студентов : автореф. дисс. ... д-ра пед. наук : 13.00.04 ; 01.02.08 / Скрипко Анатолий Дмитриевич. – М., 2004. – 48 с.

102. Сотский, Н. Б. Биомеханика : учебник для студентов



специальности спорт.-пед. деятельность / Н. Б.Сотский ; Белорус. гос. ун-т физ. культуры. – 2-е изд., испр. и доп. – Мн. : БГУФК, 2005. – 192 с.

103. Сотский, Н. Б. Об особенностях биомеханического синтеза специального силового упражнения с аналитическим представлением силового момента / Н. Б.Сотский // Спортивные технологии: проблемы и перспективы : материалы 8 Междунар. науч. сессии по итогам НИР за 2004 г.(Минск, 10-12 апр. 2005г.) / Белорус. гос. ун-т физ. культуры ; редкол. : М. Е. Кобринский [и др.]. – Минск, 2005. – С. 3-5.

104. Сучилин, Н. Г. Педагогико-биомеханический анализ техники спортивных движений на основе программно-аппаратного видеокomплекса / Н. Г. Сучилин, Л. Я. Аркаев, В. С. Савельев // Теория и практика физической культуры. 1996. – № 4. – С. 12-20.

105. Терентьева, О. С. Формирование двигательного ритма как фактор успешности обучения студентов института физической культуры маховым упражнениям в гимнастике : дис. ... канд. пед. наук : 13.00.04 / Терентьева Ольга Сергеевна. – Тамбов, 2005. – 158 с.

106. Тихонов, В. В. Геометрия масс тела спортсмена и оптимизация его технической подготовки в видах спорта с заданной кинематикой : дис. д-ра пед. наук : 13.00.04 / Тихонов Виктор Николаевич. – Майкоп, 2004. – 395 с.

107. Тихонов, В. Н. Теоретические предпосылки к анализу техники маховых гимнастических упражнений / В. Н. Тихонов // Теория и практика физической культуры. – 1971. – № 5. – С. 17-21.

108. Фаворин, М. В. Моменты инерции тел: справочник / М. В. Фаворин ; под ред. К. М. Гернета. – 2-е изд., перераб. и доп. – М. : Машиностроение, 1977. – 511 с.

109. Фарфель, В. С. Управление движениями в спорте / В. С. Фарфель. – М. : Советский спорт, 2010. – 200 с.

110. Федоренко, Р. П. Приближенное решение задач оптимального управления / Р. П. Федоренко. – М. : Наука. Гл. ред. физ.-мат. лит., 1978. – 488 с.

111. Фураев, А. Н. Воспроизведение угла в коленном суставе, как оценка способности к регулированию кинематическими характеристиками двигательной деятельности / А. Н. Фураев, Г. Е. Шульгин // Вестник Тамбовского университета. Серия «Гуманитарные науки». – 2013. – Вып. № 8 (124). – С. 144-148.

112. Хатзизисис, К. Специальная подготовка для совершенствования техники выполнения «каскадных» элементов на разновысоких брусьях : дис. ... канд. пед. наук : 13.00.04 / Хатзизисис Константинос. – Санкт-Петербург, 2005. – 120 с.

113. Хоробров, В. А. Общие основы техники гимнастических упражнений на снарядах: учеб. пособие / В. А. Хоробров. – Ташкент : УГИФК, 1989. – 186 с.

114. Черноусько, Ф. Л. Вариационные задачи механики и управления / Ф. Л. Черноусько, В. П. Баничук. – М. : Наука, 1973. – 238 с.

115. Шерин, В. С. Совершенствование методики обучения перелетовым упражнениям на перекладине на основе биомеханического анализа их техники : автореф. дис. канд. пед. наук : 13.00.04 / Шерин Владимир Сергеевич. – Сургут, 2009. – 24 с.

116. Шестаков, М. Управление технической подготовкой в легкой атлетике на основе компьютерного моделирования / М. Шестаков // Наука в олимпийском спорте. – 2005. – № 2. – С. 187-196.

117. Шестаков, М. П. «АКСОН» – интеллектуальная компьютерная система планирования физической подготовки легкоатлетов / М. П. Шестаков, В. М. Зубков // Теория и практика физической культуры. – 1994. – № 8. – С. 35-38.

118. Юшкевич, Т. П. Применение технических средств в обучении и тренировке спортсменов / Т. П. Юшкевич, В. Е. Васюк, В. А. Буланов. – Минск : Польша, 1987. – 240 с.

119. Alem, N. M. Biomechanics applications of direct linear transformation in close-range photogrammetry / N. M. Alem, J. W. Melvin, G. L. Holsnein //

Proceedings of Sixth New England Bioengineering Conference [Electronic resource]. / Kingston, Rhode Island: edited by D. Jason. – Pergamon Press, New York, 1978. – P. 202-206.

120. Angulo, P. M. Comparison of film and video techniques for estimating three-dimensional coordinates within a large field / P. M. Angulo, J. Depena // International Journal of Sport Biomechanics [Electronic resource]. – 1992. – № 8. – P. 145-151.

121. Cheng, K. B. Optimal jumping strategies from compliant surfaces : A simple model of springboard standing jumps / K. B. Cheng, M. Hubbard // Human Movement Science. – 2004. – № 23. – P. 35-48.

122. Flagle, Ch. D. Operations Research and Systems Engineering // Ch. D. Flagle, W. H. Huggins, R. H. Roy. – Baltimore, 1960. – 253 p.

123. Fraser, C. S. On the use of nonmetric cameras in analytical close range photogrammetry / C. S. Fraser // Can. Surveyor [Electronic resource]. – 1982. – № 36. – P. 259-279.

124. Georgy, C. S. A second look at awing / C. S. Georgy // The modern gymnast magazine, Tucson, Arizona, USA, Make checa to U.S.C.P. – 1969. – march. – P. 15.

125. Gheluwe, B. A biomechanical simulationmodel for airborne twist in backward somersault / B. Gheluwe // Journal of Human Movement Studies. – 1981. – № 7. – P. 1-22.

126. Greig, M. P. The influence of touchdown parameters on the performance of a high jumper / M. P. Greig, M. R. Yeadon // Journal of Applied Biomechanics. – 2000. № 16. – P. 367-378.

127. Haggard, P. Assesing and reporting the accuracy of position measurement made with optical tracking system / P. Haggard, A. M. Wing // J. Motor Behavior [Electronic resource]. – 1990. – № 22. – P. 315-321.

128. Hatze, H. A mathematical model for the computational determination of parameter values of anthropomorphic segments / H. Hatze // Journal of Biomechanics. – 1980. – № 13. – P. 833-843.

129. Hatze, H. Computerized optimization of sports motions: An overview of possibilities, methods and recent developments / H. Hatze // *Journal of Sports Sciences*. 1983. – № 1. – P. 3-12.
130. Hatze, H. High precision three-dimensional photogrammetric calibration and object space reconstruction using a modified DLT-approach / H. Hatze // *J. Biomechanics* [Electronic resource]. – 1989. – Vol. 21. – № 7. – P. 533–538.
131. Hiley, M. J. Optimum technique for generating angular momentum in accelerated backward giant circles prior to a dismount / M. J. Hiley, M. R. Yeadon // *Journal of Applied Biomechanics*. – 2003. – № 19. – P. 119-130.
132. Hill, T. L. On the sliding-filament model of muscular contraction. IV. Calculation of the force-velocity curves / T. L. Hill, G. M. White // *Proc.Nat.Acad.Sci.USA*. – 1968. – №3. – P. 889-896.
133. Hubbard, M. Computer simulation in sport and industry / M. Hubbard // *J of Biomech*. – 1993. – 26. – P.53-61.
134. King, M. A. Determining subject specific torque parameters for use in a torque driven simulation model of dynamic jumping / M. A. King, M. R. Yeadon // *Journal of Applied Biomechanics*. – 2002. – № 18. – P. 207-217.
135. King, M. A. Factors influencing performance in the hecht vault and implications for modeling / M. A. King, M. R. Yeadon // *Journal of Biomechanics*. – 2005. – № 38. – P. 145-151.
136. King, M. A. Determination of knee joint moments during running jumps using a constrained forward dynamics simulation model / M. A. King, C. Wilson, M. R. Yeadon // *International Journal of Computer Science in Sport*. – 2003. – № 2. – P. 102-103.