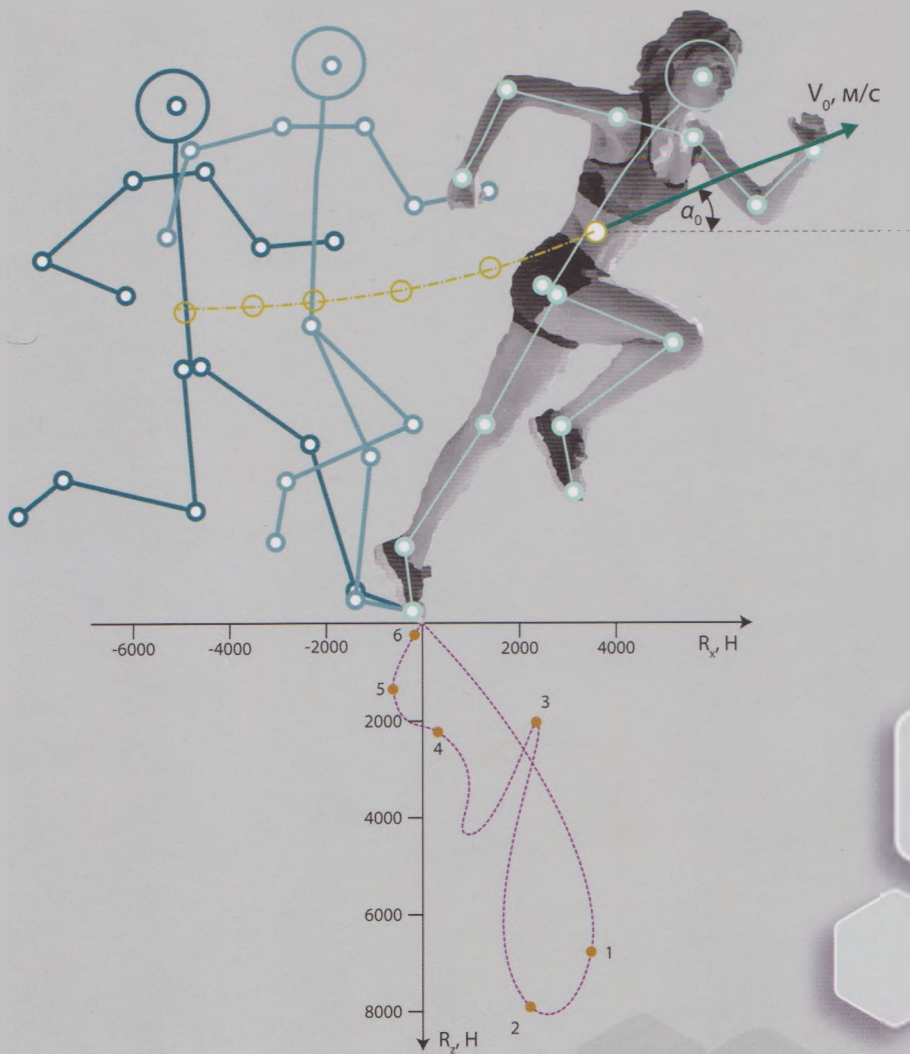


БІОМЕХАНІКА СПОРТУ





БІОМЕХАНІКА СПОРТУ

ПІДРУЧНИК

Львів
ЛДУФК ім. Івана Боберського
2021

УДК 612.76:796(075)

Б 63

Рецензенти:

доктор біологічних наук, професор

В. А. Друзь

(Харківська державна академія фізичної культури);

доктор технічних наук, професор

О. М. Дубовий

(Національний університет кораблебудування імені адмірала Макарова)

Рекомендувала до друку вчена рада

Львівського державного університету фізичної культури

імені Івана Боберського

(протокол № 3 від 22.12.2020 року)

Рекомендувала до друку вчена рада

Національного університету кораблебудування

імені адмірала Макарова

(протокол № 10 від 24.12.2020 року)

Б 63 **Біомеханіка спорту** : підручник / Рибак О.Ю., Рибак Л. І., Виноградський Б.А. [та ін.]. – Львів : ЛДУФК ім. Івана Боберського, 2021. – 268 с.

ISBN 978-617-7336-79-1

Підручник з практичними завданнями і прикладами сучасного біомеханічного аналізу спортивних рухових дій укладено для студентів навчальних закладів вищої освіти усіх фізкультурних спеціальностей, які вивчають біомеханіку. Він уможливить засвоєння необхідних теоретичних знань, набуття практичних навичок об'єктивної реєстрації, оцінювання й удосконалення рухової діяльності у спорті, фізичній культурі, фізичній реабілітації та рекреації, фізіотерапії та ерготерапії, у професійній діяльності та в побуті.

Буде корисним для магістрантів, аспірантів, слухачів курсів підвищення кваліфікації, а також для спортсменів, тренерів, інструкторів й учителів фізичної культури.

УДК 612.76:796(075)

ISBN 978-617-7336-79-1

© Рибак О.Ю., Рибак Л. І., Виноградський Б.А.,
Кувалдіна О.В., Яцунський О.С., 2021

© Львівський державний університет фізичної культури
імені Івана Боберського, 2021

ЗМІСТ

ПЕРЕДМОВА	11
-----------------	----

ЧАСТИНА 1

БІОМЕХАНІЧНІ ЗАСАДИ РУХОВОЇ ДІЯЛЬНОСТІ ЛЮДИНИ	13
--	----

1 БІОМЕХАНІКА ЯК НАУКА І НАВЧАЛЬНА ДИСЦИПЛІНА У ЗАКЛАДАХ ГАЛУЗІ ФІЗИЧНОЇ КУЛЬТУРИ І СПОРТУ.....	13
--	----

- 1.1. Біомеханіка та її особливості як науки
і навчальної дисципліни 13
- 1.2. Загальні і конкретні завдання біомеханіки ... 16
- 1.3. Предмет і методи біомеханіки 17
- 1.4. Напрями розвитку біомеханіки..... 20

2 БІОМЕХАНІЧНІ ХАРАКТЕРИСТИКИ ТІЛА ЛЮДИНИ ТА ЇЇ РУХОВИХ ДІЙ.....	23
--	----

- 2.1. Біомеханічні характеристики
та їхня класифікація 23
- 2.2. Просторові біомеханічні
характеристики 24
- 2.3. Часові біомеханічні характеристики 26
 - 2.3.1. Тривалість вправи, її частини або фази 26
 - 2.3.2. Частота рухів (темп) 28
 - 2.3.3. Часовий ритм рухів
(співвідношення часу певних фаз) 29
 - 2.3.4. Фаза 30
- 2.4. Просторово-часові біомеханічні
характеристики 31
 - 2.4.1. Способи задавання руху точки 31
 - 2.4.2. Лінійна швидкість руху..... 32

2.4.3. Лінійне прискорення руху	34
2.4.4. Просторово-часові характеристики обертового руху.....	35
2.5. Інерційні біомеханічні характеристики.....	37
2.6. Силкові біомеханічні характеристики	40
2.7. Енергетичні біомеханічні характеристики	45

3 БІОМЕХАНІЧНІ ОСОБЛИВОСТІ М'ЯЗОВОГО СКОРОЧЕННЯ..... 48

3.1. Біомеханіка м'язового скорочення. Основні біомеханічні показники роботи м'яза.....	48
3.2. Залежність сили тяги м'яза від його довжини	51
3.3. Залежність сили тяги м'яза від часу.....	53
3.4. Залежність сили тяги м'яза від швидкості його скорочення (крива Гілла)	55

4 БІОМЕХАНІЧНІ АСПЕКТИ СИЛОВИХ І ШВИДКІСНИХ ЯКОСТЕЙ..... 58

4.1. Власне силкові якості. Максимальна сила гії людини.....	59
4.2. Біомеханічні аспекти швидкісно-силкових якостей людини та їх оцінювання.....	62
4.3. Біомеханічні вимоги до спеціальних силкових вправ	64
4.4. Комплексна та елементарні форми прояву швидкісних якостей.....	66
4.5. Фази рухової реакції. Види рухових реакцій. Антиципація як передбачення розвитку ситуації.....	68

5 БІОМЕХАНІЧНІ АСПЕКТИ ВИТРИВАЛОСТІ, ГНУЧКОСТІ І СПРИТНОСТІ.....71

- 5.1. Ергометрія.
Правило оборотності рухових завдань71
- 5.2. Фази втоми та її біомеханічні прояви.....72
- 5.3. Витривалість
як здатність протистояти втомі.....74
- 5.4. Біомеханічні аспекти
енергетики фізичних вправ.....75
- 5.5. Біомеханічні критерії економізації
спортивної техніки.....77
- 5.6. Біомеханічні особливості активної
та пасивної гнучкості.....78
- 5.7. Біомеханічне обґрунтування спритності...79
- 5.8. Лабораторний та природний
способи кількісного оцінювання
рівня розвитку спритності.....82
- 5.9. Специфічні якості та їхнє значення
для техніки виконання фізичних вправ.....84

6 БІОМЕХАНІЧНІ ОСОБЛИВОСТІ РУХОВОГО АПАРАТУ ЛЮДИНИ..... 85

- 6.1. Біомеханічна система
як модель живого рухового механізму.....85
- 6.2. Біомеханічні пари та ланцюги біоланок86
- 6.3. В'язі та ступені свободи біоланок
під час виконання фізичних вправ.....88
- 6.4. Види важелів у біомеханічній системі
та співвідношення моментів сил
під час виконання різних вправ.....89
- 6.5. Абсолютна та відносна маси частин
тіла людини і способи їх визначення.....91

6.6. Положення центрів мас тіла людини та його частин	92
6.7. Використання теореми Варіньйона для визначення положення центра мас тіла спортсмена.....	93
6.8. Центр об'єму та центр поверхні тіла і їхнє значення для виконання фізичних вправ.....	95

7 БІОДИНАМІКА РУХОВИХ ДІЙ. ОПІР СЕРЕДОВИЩА РУХОВІ ТІЛА

7.1. Маса, сила тяжіння, сила інерції та вага.....	96
7.2. Реакція опору, пружні сили	97
7.3. Зовнішні та внутрішні сили, що діють на тіло людини під час виконання рухових дій.....	98
7.4. Лобовий опір рухові тіла у повітряному та водному середовищі.....	100
7.5. Сила тертя ковзання. Способи її збільшення і зменшення.....	101
7.6. Гістерезис матеріалу. Опір коченню колеса	104

8 БІОМЕХАНІЧНІ ОСНОВИ ОБЕРТОВИХ РУХОВИХ ДІЙ ТА СТІЙКОСТІ ТІЛА ЛЮДИНИ

8.1. Біомеханічні аспекти виконання обертових рухових дій	106
8.2. Обертання тіла людини зі зміною кінетичного моменту біомеханічної системи	110
8.3. Обертання тіла людини без зміни кінетичного моменту біомеханічної системи	111

8.4. Стійкість та її оцінювання.....	112
8.5. Види рівноваги тіла людини.....	114
8.6. Особливості збереження рівноваги тіла людини під час виконання фізичних вправ.....	115

9 БІОМЕХАНІКА ЛОКОМОТОРНИХ ТА ПЕРЕМІЩУВАЛЬНИХ РУХОВИХ ДІЙ..... 117

9.1. Локомоції людини. Завдання локомоторних рухових гій	117
9.2. Механізм відштовхування від опору.....	118
9.3. Біомеханічні особливості стартових гій... 119	
9.4. Дальність польоту тіл	120
9.5. Біомеханіка польоту спортивних приладів. Ефект Магнуса	122
9.6. Точність переміщувальних гій	123
9.7. Біомеханічні особливості ударної взаємодії.....	125

10 ВІКОВІ, ІНДИВІДУАЛЬНІ, ГРУПОВІ І СТАТЕВІ БІОМЕХАНІЧНІ ОСОБЛИВОСТІ МОТОРИКИ..... 128

10.1. Моторика в онтогенезі: вік немовляти та дошкільний. Показ як основний спосіб навчання	128
10.2. Моторика в онтогенезі: шкільний вік. Пубертатний період.....	130
10.3. Моторика в онтогенезі: доросла людина. Спортивне довголіття і старість	130
10.4. Вплив віку та роль дозрівання на ефект навчання і тренування. Сенситивні періоди	131

10.5. Вплив на моторику тотальних розмірів тіла	134
10.6. Статеві біомеханічні особливості спортсменів	137
10.7. Рухові переваги	137

11 ЗАПОБІГАННЯ ШТАТНИМ ТА АВАРІЙНИМ МЕХАНІЧНИМ НАВАНТАЖЕННЯМ НА ОРГАНІЗМ ЛЮДИНИ

140

11.1. Механічні навантаження на організм людини у транспорті та їхня класифікація	140
11.2. Шкідлива дія механічних впливів різного походження на людський організм	143
11.3. Негативний вплив психічних навантажень на професійну діяльність людини	148
11.4. Засоби травмобезпеки та профілактика механічних навантажень на тіло людини	150

12 БІОМЕХАНІЧНЕ ОБҐРУНТУВАННЯ ОБСЯГУ, РІЗНОБІЧНОСТІ, РАЦІОНАЛЬНОСТІ, ЕФЕКТИВНОСТІ Й ЗАСВОЄНОСТІ РУХОВИХ ДІЙ

159

12.1. Обсяг технічних і тактичних прийомів, які знає і може виконати спортсмен	160
12.2. Різнобічність техніки і тактики	160
12.3. Раціональність прийому як характеристика самого способу виконання рухового завдання	161
12.4. Абсолютна ефективність техніки і тактики	162

12.5. Порівняльна ефективність техніки і тактики.....	163
12.6. Реалізаційна ефективність техніки і тактики.....	163
12.7. Стійкість як показник засвоєності технічного чи тактичного прийому	165
12.8. Стабільність як показник засвоєності технічного чи тактичного прийому	166
12.9. Автоматизм як показник засвоєності технічного чи тактичного прийому	167

ЧАСТИНА 2

БИОМЕХАНІЧНИЙ АНАЛІЗ РУХОВИХ ДІЙ (ПРАКТИЧНІ ЗАВДАННЯ).....	168
1. Організація об'єктивної реєстрації кінематики рухової дії.....	168
2. Побудова біокінематичної схеми фізичної вправи за таблицею координат розрахункових точок.....	176
3. Укладання таблиці координат розрахункових точок за кінограмою.....	181
4. Розрахунок лінійних швидкостей руху розрахункової точки за її координатами.....	184
5. Розрахунок лінійних прискорень руху розрахункової точки за її лінійними швидкостями	190
6. Побудова кінематичних графіків руху розрахункової точки	197

7. Розрахунок кутових швидкостей обертового руху частини тіла людини за цифровою кінограмою	201
8. Побудова хронограми фізичної вправи.....	205
9. Аналітичний спосіб визначення положення центра мас тіла людини за фотознімком.....	211
10. Оцінювання стійкості тіла людини за фотознімком	215
11. Визначення тривалості фаз відштовхування від опори за тензодинамограмою.....	220
12. Побудова годографа вектора опорної реакції стрибка у довжину з місця.....	226
13. Визначення рівня розвитку стереоскопічного (бінокулярного) зору та кінестезійних відчуттів людини.....	231
14. Оцінювання властивостей уваги і здатності швидко опановувати нові рухові завдання	239
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	247
Основна література	247
Допоміжна література.....	251
ДОДАТОК	259

ПЕРЕДМОВА

Підручник призначено для теоретичного і практичного набуття студентами і слухачами закладів вищої освіти (ЗВО), що навчаються за спеціальностями, пов'язаними з галуззю фізичної культури і спорту, знань і навичок, необхідних для біомеханічного аналізу рухової діяльності людини.

Підручник складається з двох частин – лекцій і практичних контрольних робіт, що дає змогу студентам більш повно і самостійно засвоїти необхідні теоретичні знання, а також набутти практичних навичок об'єктивної реєстрації, оцінювання й удосконалення рухової діяльності у сфері фізкультури і спорту (ФКіС), фізичної реабілітації та рекреації, фізіотерапії та ерготерапії, професійної діяльності на виробництві, у збройних силах, у побуті тощо.

Теоретичний курс охоплює широке коло питань, присвячених особливостям біомеханіки як науки і навчальної дисципліни, класифікації біомеханічних характеристик, моделюванню будови тіла людини та її рухових дій, біомеханічним аспектам м'язового скорочення і рухових якостей, індивідуальним, груповим, віковим і статевим особливостям моторики. Із позицій біомеханіки описано біодинаміку рухової діяльності людини, особливості обертових рухових дій, оцінювання і збереження стійкості тіла та розрахунок опору середовища його рухові, а також виконання дій локомоторного та переміщувального характеру.

Виконання практичних завдань із наведених у підручнику контрольних робіт дає змогу студентам і слухачам оволодіти сучасними методиками реєстрації кінематичних і динамічних характеристик рухових дій людини у різних сферах її діяльності, а також набутти практичних навичок біомеханічного аналізу, інтерпретації та удосконалення рухової діяльності. Детально розглянуто практичне застосування сучасних оптико-електронних і тензометричних способів об'єктивної реєстрації біомеханічних параметрів виконання різних вправ, а також коректне математичне оброблення й представлення отриманих результатів. Читачам запропоновано самостійно зареєструвати обрану фізичну вправу, укласти таблицю координат

розрахункових точок, побудувати біокінематичну схему, розрахувати основні лінійні та кутові характеристики руху заданої точки й представити їх у вигляді векторів і кінематичних графіків. За фотознімками власного тіла у різних позах розраховувати положення центра мас тіла й оцінити його стійкість. Аналіз тензодинамограми відштовхування від опорної поверхні завершується визначенням тривалості його певних фаз та побудовою годографа вектора опорної реакції.

У підручнику також подано низку результатів оригінальних авторських наукових розробок, а саме: урахування під час біомеханічного аналізу й розрахунок енерговитрат на переміщення частин тіла людини у разі виконання різних рухових дій, негативний вплив на людський організм механічних та психічних навантажень і перевантажень та способи підвищення функціональної міцності організму, запобігання негативним впливам такого типу і їхньої профілактики засобами фізичного виховання, а також оцінювання рівня розвитку головних психофізіологічних якостей та специфічних відчуттів людини як складників спритності.

Текст видання не обтяжений складними математичними формулами і не вимагає високого рівня фізико-математичної підготовленості читача. Його ілюстровано рисунками, таблицями і прикладами з різних видів спорту й інших галузей людської діяльності.

Під час укладання підручника автори враховували передовий досвід провідних фахівців із біомеханіки, фізіології, психології та спортивної науки. Було використано дані як сучасних фундаментальних праць, навчальних і методичних видань вітчизняних і зарубіжних авторів, так і наукових статей у фахових журналах різних країн, зокрема результати наукових досліджень авторів.

ЧАСТИНА 1

БИОМЕХАНІЧНІ ЗАСАДИ РУХОВОЇ ДІЯЛЬНОСТІ ЛЮДИНИ

1 БИОМЕХАНІКА ЯК НАУКА І НАВЧАЛЬНА ДИСЦИПЛІНА У ЗАКЛАДАХ ГАЛУЗІ ФІЗИЧНОЇ КУЛЬТУРИ І СПОРТУ

1.1. Біомеханіка та її особливості як науки і навчальної дисципліни

Механіка – це розділ фізики, який вивчає механічний рух і механічну взаємодію матеріальних тіл.

Біомеханіка як розділ **біофізики** вивчає закони механічного руху в живих системах.

Термін «**біомеханіка**» утворений двома грецькими словами: «**bios**» – життя та «**texane**» – знаряддя.

Біомеханіка – відносно молода наука, яка зародилася на стику медико-біологічних наук (біології, динамічної анатомії, фізіології тощо, які не мають відповідних інструментів для опису механічних переміщень тіл) і класичної механіки, яка не може пояснити природи біохімічних, фізіологічних і психічних процесів, що відбуваються у живих системах.

Наука **біомеханіка** вивчає рухову діяльність живих систем у всіх її проявах. Об'єктом біомеханіки є рухова діяльність живих систем, а предметом – закономірності її використання у різних сферах (зокрема, у сфері фізичної культури та спорту).

Навчальна дисципліна **біомеханіка** аналізує не тільки рухові можливості та рухову діяльність людини під час виконання різноманітних рухових дій у сфері фізичного виховання, спорту, фізичної рекреації та реабілітації, фізіотерапії та ерготерапії, а й способи та методики їх удосконалення.

Механічні переміщення живих систем і рухи неживих тіл і механізмів істотно відрізняються, тому біомеханіка та класична механіка мають низку відмінностей.

1. Хоча кінцевою метою більшості рухових дій є звичайний механічний рух, він реалізується завдяки вищим формам руху матерії: хімічній, біологічній і соціальній. Наприклад, для гри у футбол кінцевою метою команд є механічне переміщення м'яча у ворота суперника, проте його здійснюють завдяки високоорганізованим хімічній, біологічній та соціальній формам руху матерії.

2. Більшість явищ у живих системах не можна вважати наслідком прямої дії законів класичної механіки (такий підхід називають механіцизмом), бо ці явища є результатом взаємодії елементів багаторівневих складних самокерованих та автономних систем. Так, наприклад, м'яз людини не зможе скорочуватися та імітувати різні механічні характеристики, якщо його ізолювати (відокремити) від системи кровообігу та ЦНС. Видима нам механічна поведінка живого м'яза є результатом керувального впливу нервової системи.

3. Рухові дії людини – цілеспрямовані, усвідомлені та довільні. Живі системи є самокерованими та автономними. Під дією зовнішніх і внутрішніх впливів жива система сама керує своїми діями, що не притаманно неживим механізмам. Рух окремих частин тіла поєднаний керувальною дією ЦНС в цілісні рухові акти – системи рухів. Кожен рух виконує свою роль у цілісності дії, так чи інакше відповідає її меті. Для виконання конкретних рухових завдань людина спочатку свідомо ставить перед собою відповідну мету, обирає оптимальний варіант поведінки, а вже потім розпочинається керування потрібними функціональними м'язовими групами. Видима нам зовнішня картина рухів людини є лише результатом дуже складної керувальної функції нервової системи. Тож біомеханіка вивчає не *«рухи»*, а *«рухові дії»*, або *«рухотворчі дії»*, а втрата цілеспрямованості своїх рухових дій, їхньої усвідомленості та довільності призводить до неповноцінності людини як члена суспільства.

4. Згідно з твердженням одного із засновників біомеханіки М. О. Бернштейна, людина будує свої рухи не за принципом копіювання якоїсь моделі, а за принципом доцільного пристосування до постійних змін зовнішнього і внутрішнього середовища. Водночас

рухова дія – це не ланцюжок деталей, а складна структура, яку ми під час вивчення умовно розділяємо на певні системно пов'язані компоненти. Свідоме керування руховими діями за певними алгоритмами з урахуванням специфіки біологічних закономірностей людини забезпечує їхню високу ефективність у різних умовах виконання.

5. Будь-які механічні переміщення тіла людини в просторі і в часі завжди неодмінно пов'язані з додатковими енерговитратами на переміщення частин тіла (їх підніманням та опусканням, розгоном і гальмуванням у певних режимах, зумовлених необхідністю реалізації потрібної зовнішньої картини рухів). На відміну від неживих механізмів, тут неможливий повний взаємний перехід енергії від однієї форми до іншої, від одних частин тіла до інших чи акумулювання механічної енергії для її подальшого використання (наприклад, у розтягнутих послідовних пружних компонентах м'яза тощо). Кожну частину тіла приводять у рух власні рушії – м'язи, поведінка яких синхронізована та поєднана на ієрархічно вищих рівнях організації матерії, тобто вони мають спільні для усіх частин тіла системи: кровообігу, дихання, травлення, нервова, ендокринна; виконання певних обертань у суглобах разом із переміщеннями інших частин тіла завдяки міжм'язовій координації для досягнення спільної мети рухової дії. Наприклад, велосипедисти і плавці витрачають на переміщення власних частин тіла від 30 до 90 % від загальних енерговитрат організму; тенісист на саме відбивання м'ячика витрачає не більше ніж 2–3 % своїх енерговитрат, а решту – на переміщення всього тіла по майданчику та окремих частин його тіла.

6. Виконання м'язами людини статичної роботи з утримання пози, збереження рівноваги тощо, яка пов'язана з несприятливими, важкими умовами їхнього скорочення (без періодів розслаблення й ускладненої циркуляції крові) і з позицій класичної механіки статична робота дорівнює нулю (відсутні просторові переміщення тіл), у біомеханіці оцінюють за імпульсами прикладених сил (добутками величин сил на час їхньої дії).

7. Людина під час виконання тривалої механічної роботи, пов'язаної з утомою певних функціональних м'язових груп та всього організму, обирає нераціональний з позицій механіки режим збільшення загальних енерговитрат організму для зниження навантаження на основні м'язові групи, що дає змогу зберегти їхню належну працездатність до кінця виконання рухового завдання.

8. Основні закони класичної механіки (механіки Ньютона) описують рух абсолютно твердих тіл, які не деформуються. У живих системах постійно змінюється відносне розташування їхніх частин. Частини тіла живих систем також істотно деформуються. Тож, вивчаючи рухи живої системи, ураховують роботу м'язів, необхідну для деформації окремих частин тіла (наприклад, забезпечення потрібної гнучкості хребта, дихання та ін.), яку завжди супроводжують істотні витрати енергії та її розсіювання. У зв'язку з цим, вводять поняття «**живої маси**», адже рухаються не тверді тіла, а складні утворення з кісткових елементів, м'яких тканин, внутрішніх органів, рідин, газів тощо. Математично неможливо розрахувати енерговитрати, пов'язані зі складними загасальними коливними процесами, що відбуваються в біомеханічній системі під час її рухових дій (особливо ударного характеру), але ці витрати також не малі.

Спрощене моделювання живих систем, а особливо людини, може призвести до хибних результатів.

1.2. Загальні і конкретні завдання біомеханіки

Біомеханіка вивчає рухові дії людини для виявлення їх найдосконаліших способів виконання і навчання.

Головне завдання біомеханіки – оцінити ефективність дії сил, що прикладає людина, для найбільш оптимального розв'язання конкретних рухових завдань.

Сила характеризується точкою прикладання, напрямком, величиною і часом дії, а під час виконання рухових завдань, крім зовнішніх сил (тяжіння, інерції, опору, тертя, дії інших тіл тощо), одночасно працюють від кількох десятків до кількох сотень різних м'язів, тому відразу оцінити ефективність прикладених людиною сил неможливо: для цього необхідно пройти низку етапів. Таким чином, виконання головного завдання біомеханіки поділяють на три етапи, які ще називають конкретними завданнями біомеханіки:

- а) вивчення індивідуальних особливостей будови рухового апарату людини та її рухових функцій (визначення тотальних розмірів тіла, пропорцій, конституціональних особливостей, мас-інерційних характеристик певних частин тіла, а також

рівня розвитку силових, швидкісних якостей, витривалості, гнучкості, спритності та специфічних якостей, а також рівня її функціональної підготовленості);

- б) розроблення (на підставі даних, отриманих на першому етапі, й ґрунтуючись на результатах педагогічних експериментів, кількісних та якісних характеристиках досліджень у цьому виді рухової діяльності, практиці й досвіді фахівців та ін.) індивідуальних для конкретної людини зразкових способу і характеристик виконання поставленого рухового завдання;
- в) через порівняння конкретних характеристик реалізації людиною рухового завдання з розрахованими індивідуальними зразковими характеристиками, оцінювання ефективності прикладених нею зусиль та добір (розроблення) засобів і методики індивідуального рухового удосконалення (зокрема спеціальних тренажерів, засобів та способів контролю тощо) – виконання найважливішого з цього переліку педагогічного завдання, безпосередньо пов'язаного з руховим удосконаленням (техніко-тактична підготовка).

Частково педагогічне завдання розв'язують уже після першого етапу, коли виявляють невідповідність деяких потенційних можливостей конкретної людини певним зразковим вимогам, необхідним для ефективного виконання запланованого рухового завдання.

Педагогічна спрямованість останнього конкретного завдання біомеханіки дає змогу зарахувати її до групи педагогічних наук (а не до медико-біологічних чи фізико-математичних, як видається на перший погляд).

1.3. Предмет і методи біомеханіки

Теорія будь-якої науки – це сума нагромаджених знань, сформованих у систему.

Методи – це шляхи дослідження та отримання нових знань і виявлення нових закономірностей.

Теорія і методи виражаються відповідними поняттями та законами, які розкривають зміст науки.

Найбільш часто в біомеханічних дослідженнях використовують порівняно простий **функціональний метод**, який полягає у виявленні

взаємозв'язку між певними біомеханічними характеристиками рухових дій, які виконують, або характеристиками самої людини та результатами її рухової діяльності. За допомогою цього методу вивчають функціональну залежність між властивостями і станом системи, явища чи процесу. Їх характеризують певні параметри, конкретні умови і кількісно визначений закон. Тут не постає завдання вивчити внутрішню причинну структуру явищ, а досліджують лише функцію системи. Залежності, виявлені між будовою системи та її функцією, мають переважно статистичний (імовірний) характер. Тут аналізують функцію усїєї системи в цілому і не вивчають функції її елементів та внутрішні механізми, які її зумовлюють.

Функціональний підхід до вивчення рухової діяльності дає змогу констатувати ті чи ті недоліки техніки і тактики, але не дає відповіді на запитання «чому», тобто не дає змоги розробити чіткі рекомендації для їх усунення; педагог вимушений діяти навмання.

В основі сучасного розуміння рухових дій закладено **метод системно-структурного аналізу та системно-структурного синтезу**: людина, як система, що рухається, а самі процеси руху – як системи рухів, що розвиваються.

Системно-структурний підхід – це діалектичний принцип наукового пізнання цілісності складних об'єктів та систем. Такий підхід до техніки рухових дій як до предмета навчання спрямовано проти метафізичного розділення цілого без урахування взаємодії його елементів.

Метод системно-структурного аналізу і синтезу стосовно вивчення рухових дій людини реалізований в уже згаданій теорії структурності рухів, яку закладав М. О. Бернштейн, згідно з нею рухова діяльність людини – це не ланцюжок деталей, а структура, що умовно диференціюється на частини.

У теорії структурності рухів закладено такі принципи:

- а) принцип структурності побудови системи рухів – усі вони взаємопов'язані (саме структурні зв'язки визначають цілісність та досконалість рухових дій);
- б) принцип цілісності дії – усі рухи створюють одне ціле, спрямоване на досягнення єдиної мети, а зміна кожного руху так чи інакше впливає на всю систему рухів;

в) принцип свідомої цілеспрямованості системи рухів – людина свідомо ставить мету і керує цілком свідомими рухами для досягнення цієї мети.

Біомеханіка як експериментальна наука ґрунтується на результатах експериментів та спостережень (феноменології). За допомогою різних приладів реєструють кількісні кінематичні й динамічні характеристики рухових дій (просторові часові, мас-інерційні, силові й енергетичні), які дають змогу розрізняти рухові дії та порівнювати їх між собою. За цими характеристиками систему рухів умовно поділяють на окремі компоненти й вивчають склад системи за її певними елементами (це і є системно-структурний аналіз) та виявляють «слабкі ланки», які необхідно змінити. Вивчення зміни кількісних характеристик дає змогу виявити, як певні елементи впливають один на одного і визначають причини цілісності системи (це і є системно-структурний синтез).

На вищому рівні системного аналізу можна моделювати рухові дії за допомогою ПК, шукати оптимальні варіанти дій. Системний аналіз і системний синтез рухових дій неподільно пов'язані між собою і взаємодоповнюють себе в системно-структурному дослідженні.

Системно-структурний підхід дає більш конкретні рекомендації: відповіді на запитання, з яких елементів складаються рухові дії, як ці елементи пов'язані між собою, а також пояснення причин внутрішнього механізму системи рухів.

Функціональний метод аналізу рухових дій використовують на першому етапі досліджень для виконання нових завдань або розв'язання конкретних проблем педагогів-практиків. Його застосовують тоді, коли якийсь вид рухової діяльності недостатньо досліджено, його визначальні елементи не виявлено або коли апаратурна база не відповідає вимогам методу системно-структурного аналізу і синтезу. Однак статистичні результати, отримані під час використання функціонального методу, переважно не дають змоги розв'язувати питання індивідуалізації технічного удосконалення.

Метод системно-структурного аналізу і синтезу рухових дій передбачає ретельне і повне виконання всіх конкретних завдань біомеханіки, а також наявність у цьому питанні багатої феноменології; цей метод вимагає глибоких узагальнень. Його складність, тривалість і вартість значно перевищують аналогічні показники функціонального

методу. Окрім цього, для деяких складних і маловивчених видів рухової діяльності застосування системно-структурного підходу спричинює значні труднощі. Проте цей метод дає змогу розробляти індивідуальні раціональні зразки й характеристики техніки для конкретних осіб на цей момент і для конкретних умов виконання рухових дій.

1.4. Напрями розвитку біомеханіки

Оскільки біомеханіка як наука виникла на стику медико-біологічних та фізико-математичних наук, вона розвивалася кількома паралельними напрямками: механічним, функціонально-анатомічним та фізіологічним.

Механічний напрям, який розпочали роботами Леонардо Да Вінчі та Д. Бореллі (який 1697 р. написав трактат «Про рухи тварин»), розвиває ідеї зміни рухів живих систем під дією прикладених сил відповідно до законів класичної механіки. Сьогодні механічний підхід до вивчення рухів людини, що дає змогу визначити кількісну міру рухотворчих процесів, – одна з основ біомеханіки, яка ніколи не втратить свого значення. Питанням будови і властивостей опорно-рухового апарату людини та її рухових дій велику увагу приділяють біомеханічні школи США, Німеччини, Польщі, Іспанії, низки пострадянських країн (зокрема, й України) тощо.

Однак суто механічний підхід до вивчення рухових дій людини часто призводить до невиправданих спрощень, які недооцінюють специфіку живого, дають механістичне пояснення ієрархічно вищих біологічних і соціальних форм руху матерії механічними чинниками та ін. Біомеханіка – це не «прикладна до живого» механіка, як її розуміють деякі фахівці з технічною чи математичною освітою, а самостійна сучасна наука, що вивчає механічні закони руху живих систем із позицій системного підходу.

Функціонально-анатомічний напрям зародився під час вивчення будови людського тіла в динаміці. Професор М. Ф. Іваніцький та його учень професор М. А. Джафаров започаткували українську школу динамічної анатомії, розробивши теорію єдності та взаємозумовленості форми і функції живого організму, уперше впровадили в навчальний

план Львівського державного інституту фізичної культури спеціальний курс біомеханіки (яку спочатку було названо динамічною анатомією). Усесвітньо відомий російський анатом П. Ф. Лесгафт, учнями якого вважають себе і згадані вчені, започаткував новий підхід у вивченні анатомії людського тіла під впливом фізичних навантажень, описував та аналізував рухи в суглобах, визначав участь окремих м'язів у збереженні положення тіла та в його рухах. Із 1877 року спеціальний курс «Теорія тілесних рухів» (пізніше – «Теорія рухів») П. Ф. Лесгафт та його учні читали слухачам фізкультурних курсів та студентам інституту фізичної освіти Санкт-Петербурга.

Знання морфологічних особливостей біомеханічних систем забезпечує серйозне обґрунтування фізичної і технічної підготовки.

Фізіологічний напрям розвитку біомеханіки започаткували ідеї нервізму, учення про вищу нервову діяльність та останні досягнення нейрофізіології. Зокрема, І. М. Сеченов, І. П. Павлов, П. К. Анохін, один із засновників сучасної біомеханіки М. О. Бернштейн та інші розкрили рефлекторну природу рухотворчих дій та механізмів нервової регуляції за взаємодії організму з довкіллям, а їхні дослідження регуляторних механізмів центральної нервової системи (ЦНС) і нервово-м'язового апарату людини дають уявлення про виняткову складність і досконалість процесів керування її руховими діями.

Сьогодні аналіз будь-яких вправ ґрунтується на головних засадах керування руховими діями: пристосуванні клерувальних імпульсів у процесі виконання рухового завдання до конкретних умов його виконання, усуненні відхилень (корекції) від обраного способу поведінки та в кільцевому характері процесів керування завдяки аналізу чуттєвих сигналів.

Лише системне поєднання передових досягнень усіх вказаних напрямів розвитку сучасної біомеханіки дає змогу правильно зрозуміти сутність рухових (рухотворчих) дій живих систем та активно їх удосконалювати.

Сучасну біомеханіку поділено на кілька окремих прикладних галузей – біомеханіку фізичного виховання і спорту (фізичної рекреації, реабілітації, фізіотерапії й ерготерапії включно), медичну (протезування, вивчення руху рідин і газів у живому організмі тощо), військову, ергономічну біомеханіку (вивчення, нормування й удосконалення

трудових процесів, інструментів і робочих місць), біоніку (вивчення феноменів із живої природи для виявлення й застосування корисних технологій на благо людини) та ін. Проте провідні позиції й надалі утримує біомеханіка галузі ФКіС, де нагромаджено найбагатшу феноменологію і виявлено найбільше закономірностей.

2 БІОМЕХАНІЧНІ ХАРАКТЕРИСТИКИ ТІЛА ЛЮДИНИ ТА ЇЇ РУХОВИХ ДІЙ

2.1. Біомеханічні характеристики та їхня класифікація

Для об'єктивного оцінювання якості здійснення рухової дії необхідно порівняти певні кількісні характеристики її виконання з такими ж характеристиками обраного зразка. Наприклад, здійснення такої самої фізичної вправи фахівцем високої кваліфікації, здоровою людиною, із загальноприйнятою нормою тощо або розрахованим зразком-моделлю індивідуальної раціональної техніки для конкретної особи з огляду на особливості будови її тіла та функціональні можливості.

Тож проблема коректного вимірювання та розрахунку різних кількісних характеристик виконання рухових дій надзвичайно актуальна і важлива. Проте слід зазначити, що правильний добір **біомеханічних характеристик** (БХ) для оцінювання за ними якості рухової дії – також дуже складне завдання. Такі кількісні характеристики виконання конкретної вправи називають визначальними, провідними чи головними – це і є так звані критерії оцінювання техніки.

Видиму нам зовнішню картину рухових дій людини – кінематику фізичної вправи – можна описати **кінематичними** біомеханічними характеристиками, які дають змогу кількісно охарактеризувати переміщення в просторі і в часі певних точок або частин тіла (просторові, часові та просторово-часові БХ). Причини рухових дій розкривають **динамічні БХ** – інерційні, силові та енергетичні (див. рис. 2.1).

Об'єктивна реєстрація БХ рухової дії розпочинає її біомеханічний аналіз та оцінювання. Реєстрація кінематичних характеристик дещо простіша від реєстрації динамічних, особливо в природних умовах. Способи реєстрації БХ, їх подальшого математичного оброблення та аналізу за ними рухових дій детально викладено в практичних завданнях.

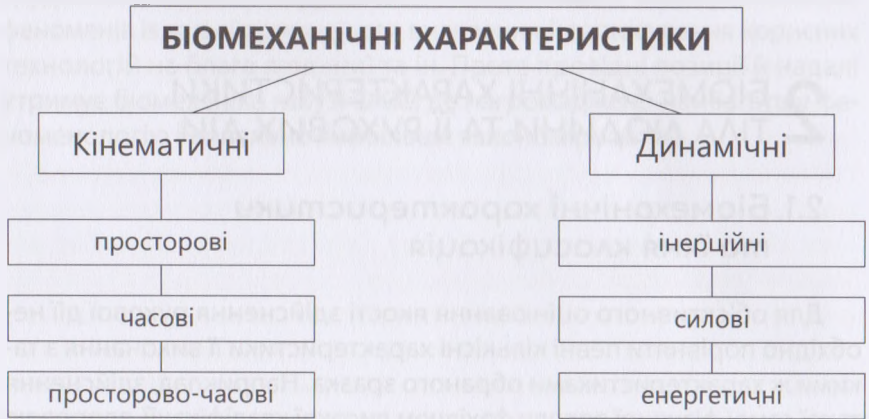


Рис. 2.1. Класифікація біомеханічних характеристик

2.2. Просторові біомеханічні характеристики

Будь-які вимірювання треба завжди пов'язати з конкретним місцем, яким може бути обраний об'єкт або тіло, а також із напрямками вимірювання і відповідним моментом часу. Під час оброблення відеограми зручно вивчати розташування певних точок тіла людини та її спорядження, а також їхнє переміщення у просторі відносно якоїсь нерухомої системи координат. Найчастіше це **горизонтальна вісь**, яка переважно паралельна площині опорної поверхні – підлоги, майданчика, доріжки та ін., і перпендикулярна відносно неї **вертикальна вісь**, спрямована догори (наприклад, уздовж стіни будівлі, стовпа чи краю фотознімка за умови нерухомості камери), точка перетину яких прив'язана до нерухомого предмета в площині зйомки – **тіла відліку**. У деяких випадках **система координат** повинна мати і третю вісь для вивчення складних рухових дій у кількох площинах (уперед-назад, праворуч-ліворуч та вгору-вниз або обертання відносно цих осей). Інколи систему координат прив'язують до центра маси тіла людини або до якоїсь точки транспортного засобу (велосипеда, човна, саней). Система координат, тіло відліку, до якого цю систему прив'язують, та спосіб вимірювання часу входять у **систему відліку**, використання якої

дає змогу об'єктивно визначити конкретні кінематичні характеристики для порівняння їх із зразковими, тобто оцінити ефективність прикладених сил.

Просторові БХ дають змогу визначати розміщення точки або тіла відносно обраної системи відліку у заданий момент часу. До просторових БХ належать **розмір, площа, об'єм, шлях, віддаль, координата, траєкторія, кривизна траєкторії** (рис. 2.2), **кут повороту, а також ухил, крутизна, азимут, профіль, перепад висот** тощо.

Усі просторові характеристики мають розмірності, пов'язані з мірами простору: метри (сантиметри, міліметри, кілометри, милі, фути, ярди та ін.), радіани (градуси), $1/m$ – для кривизни, відсотки чи відношення – для ухилу, крутизни чи перепаду висот.

Траєкторія – це уявна лінія в просторі, уздовж якої рухається конкретна точка (у математиці траєкторію називають геометричним місцем послідовних положень точки, що рухається).

Шлях – це реальна віддаль, яку проходить точка під час руху уздовж певної траєкторії: у метаннях спортивних приладів – ядра, диска, списа, гранати та ін. – вони пролітають значно більший шлях, ніж **віддаль** (дальність), за якою оцінюють спортивний результат. Це також стосується польоту м'яча, стрибків у довжину, руху трасою, адже виявляється, що шлях (траєкторія), яким рухаються санкари, велосипедисти, гірськолижники, спортсмени на спортивних автомобілях і мотоциклах тощо, у повороті – коротший, а на прямій – довший, ніж віддаль, виміряна уздовж осі траси.

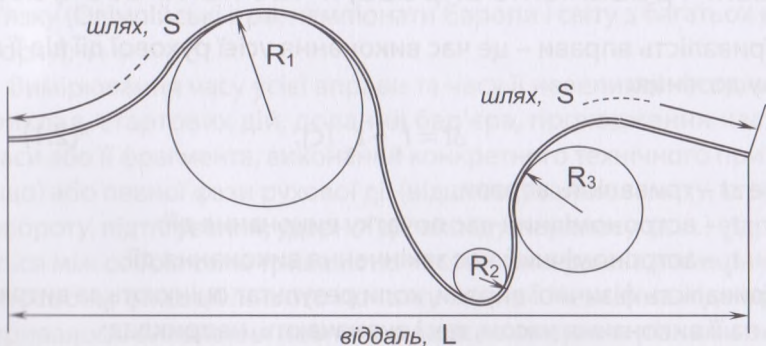


Рис. 2.2. Траєкторія руху точки, її кривизна, шлях та віддаль, які проходить точка

Дуже рідко траєкторії руху точок є прямими лініями. Частіше під впливом чинників, які її відхиляють (сил тяжіння, інерції, реакції опори, дії інших тіл тощо), або утримувальних тіл у разі обертових рухів, траєкторії руху точок мають змінну кривизну – величину, обернену до величини радіуса кола, дугою якого на цій ділянці є траєкторія (див. рис. 2.2).

Дуже важливими просторовими характеристиками вважають **координати** точки або тіла в обраній системі відліку – своєрідна їхня адреса. Сьогодні надзвичайно популярними і корисними є GPS-координати (від перших літер англійської назви системи глобального позиціонування, де осями координат є екватор і «нульовий» меридіан, який з'єднує північний і південний полюси і проходить через місто Гринвіч у Великій Британії (тому його ще називають Гринвіцьким)). Відлік у градусах відносно екватора на північ і південь називають північною (N) чи південною (S) широтою, а від нульового меридіана на схід або на захід – східною (E) або західною (W) довготою. Ця система, яка працює завдяки супутникам NASA, дає змогу легко орієнтуватися на планеті, запобігати катастрофам на транспорті, відшукувати загублені об'єкти тощо.

2.3. Часові біомеханічні характеристики

2.3.1. Тривалість вправи, її частини або фази

Тривалість вправи – це час виконання усієї рухової дії від її початку до кінця:

$$\Delta t = t_{\kappa} - t_n \text{ [с]}, \quad (2.1)$$

де Δt – тривалість вправи;

t_n – астрономічний час початку виконання дії;

t_{κ} – астрономічний час закінчення виконання дії.

Тривалість фізичної вправи, коли результат оцінюють за витраченим на її виконання часом, так і визначають, наприклад:

- у разі, коли старт відбувається в одному місці, а фініш – в іншому (велосипедні перегони на шосе, марафонські забіги, триатлон,

лижні перегони зі спільним стартом, спортивне орієнтування, легкоатлетичний крос та ін.);

- у разі, коли спортсмени долають дистанцію по черзі (біатлон, лижні перегони, автомобільні ралі тощо).

За такого способу вимірювання тривалості змагальної вправи систему відліку часу прив'язують до астрономічного часу (до сигналів точного часу по радіо, телебаченню чи за даними GPS): на старті і на фініші моменти початку та кінця виконання вправи реєструють за допомогою різних хронометрів та записують у різні протоколи, а спортивні результати вираховують за поданою вище формулою.

Проте здебільшого старт і фініш є в одному місці (кільцеві перегони, деякі види легкоатлетичного бігу, плавання) або зв'язані телеметрично дротовим чи радіозв'язком (санний та гірськолижний спорт, велосипедний спорт на треку, легкоатлетичний біг, рекордні заїзди та ін.). У цьому разі система відліку часу зв'язана з одним хронометром, що дає змогу не використовувати розрахункову формулу для визначення тривалості, а вимірювати її відразу, а також дозволяти стартувати у разі готовності спортсменів, вводити практику повторного старту під час фальстарту, у реальному масштабі часу одержувати протоколи змагання тощо.

Сьогодні завдяки комп'ютеризації сфери фізичної культури і спорту обидва способи вимірювання тривалості всієї змагальної вправи об'єднано: комп'ютерні системи хронометражу різних суддівських постів зазвичай є в одній мережі завдяки мобільному зв'язку (Олімпійські ігри, чемпіонати Європи і світу з багатьох видів спорту).

Вимірювання часу усієї вправи та часу її невеликої частини (наприклад, стартових дій, долання бар'єра, проходження частини траси або її фрагмента, виконання конкретного технічного прийому тощо) або певної фази рухової дії (відштовхування, замаху, стрибка, довороту, підтягування, ударної дії, випаду, переносу та ін.) відрізняються між собою саме тривалістю часових інтервалів, які оцінюють, і способом фіксації їхнього початку і кінця. Незначна відмінність у тривалості виконання певного рухового завдання різними особами й дуже мала тривалість деяких фаз певних рухових дій не дають змоги застосовувати ручний хронометраж (коли пуском та зупинкою

хронометра керує людина). Це обмеження зумовлене абсолютною похибкою ручного вимірювання часу – до $\pm 0,2$ с, яку визначають за точністю не самих приладів, а психомоторних дій хронометристів; окрім цього, вони можуть бути суб'єктивними. Тож замість ручного хронометрування майже завжди впроваджують автоматичні пристрої, які фіксують відповідні моменти часу:

- мікрофон – для реєстрації часу старту (пострілу зі стартового пістолета) у бігу на ковзанах, плаванні, легкій атлетиці, велоспорті;
- стартова планка – у гірськолижному спорті, бігу на лижах та біатлоні;
- фотоелектронні пари – на фініші та проміжних ділянках траси у гірських лижах, бігу на ковзанах, санному спорті та бобслеї, автомобільних перегонах;
- контактні смуги – у велосипедному та автмотоспорті;
- фінішна стінка сенсорного типу – у плаванні.

У деяких випадках необхідне фото-, відеознімання (наприклад, для розв'язання суперечок під час фінішування групи спортсменів або для вивчення тривалості певних фаз фізичних вправ). Проте нерідко для вимірювання часових інтервалів використовують акселерограми, електротензодинамограми, а також результати реєстрації фізіологічних показників – електрокардіограми, електроміограми, електроенцефалограми тощо.

Тривалість вправи, її частин та фаз як кінематичні характеристики мають для біомеханічного аналізу велике самостійне значення і часто дають змогу відразу об'єктивно оцінити ефективність виконання рухової дії, але переважно їх використовують для розрахунку інших, більш інтегральних біомеханічних характеристик, приміром, частоти рухів або часового ритму вправи.

2.3.2. Частота рухів (темп)

Частота рухів (або **темп**) – це кількість виконаних циклів фізичної вправи за одиницю часу – БХ, що має застосування лише у циклічних видах рухової діяльності, а також під час оцінювання циклічних фізіологічних процесів (наприклад, ЧСС, ЧД):

$$\eta = 1 / \Delta t_u \text{ [Гц]}, \quad (2.2)$$

де η – частота рухів (темп);

Δt_u – тривалість одного циклу.

Частота рухів необхідна для оцінювання їхньої інтенсивності та потужності м'язової роботи, яку виконують. Між частотою рухів та частотою циклічних фізіологічних процесів є тісний взаємозв'язок. Темп можна розрахувати за тривалістю одного циклу (або у разі відносно стабільної частоти за тривалістю кількох циклів) рухових дій, які виконують, за допомогою ручного хронометрування 5 або 10 циклів, а також завдяки розрахунку за вказаною формулою частоти рухів за відеограмами, тензограмами, акселерограмами та ін.

Сучасні портативні електронні системи (тахометри) дають змогу автоматично розраховувати частоту рухів для різних видів спорту або частоту фізіологічних процесів, порівнювати її із заданою, запам'ятовувати, порівнювати, використовувати для розрахунку інших біомеханічних характеристик тощо.

2.3.3. Часовий ритм рухів (співвідношення часу певних фаз)

Надзвичайно важливою часовою характеристикою для педагогіки і практики багатьох видів людської діяльності є **часовий ритм рухів**, або відношення часу певних фаз рухової дії. Часовий ритм записують так:

$$\Delta t_1 : \Delta t_2 : \Delta t_3 : \Delta t_4 \dots = 2 : 4 : 6 : 3 : \dots, \quad (2.3)$$

де Δt_i – час (у секундах, долях секунди, у кадрах кінограми тощо) кожної фази фізичної вправи.

Способи вимірювання часового ритму є такими ж, як і для тривалості частини або фази фізичної вправи.

Фахівці давно зауважили, що у багатьох видах спорту часовий ритм вправ має самостійне значення під час вивчення, оцінювання та становлення спортивної техніки. Виявилось, що у волейболі (В.М. Сіроштан), боротьбі класичній та дзюдо (В.П. Лапін, О.А. Македон), фехтуванні (А.Д. Хазан, В.С. Болтянський), футболі (А.В. Попов), лижних

перегонах (Р. А. Зубрілов) та ін. часовий ритм вправ тісніше пов'язаний з успішністю їх виконання (показаним результатом, зайнятим місцем тощо), ніж деякі традиційно валідні характеристики (зусилля, прискорення, переміщення, фізіологічні чи біохімічні показники).

Механізми зв'язку часового ритму з іншими характеристиками та якістю виконаної вправи в цілому переважно вдається чітко визначити. Проте тренерів-практику чи педагогові набагато простіше (наприклад, за допомогою побутової відеокамери) під час заняття визначати часові ритми фізичних вправ, які виконують його вихованці, порівнюючи їх із розрахованими індивідуальними або середньостатистичними зразковими ритмами, вносячи корективи у процес підготовки.

2.3.4. Фаза

Фаза фізичної вправи у біомеханіці – це найменший часовий елемент системи рухів, що містить усі елементи рухів від початку до кінця фази, які виконують єдине завдання.

Основним критерієм поділу фізичної вправи на фази є саме остання фаза її виконання, а не перша, як здається спочатку. Слід відразу вказати на особливість, що стосується поділу навіть простих фізичних вправ на велику кількість «фаз» – а фактично – «псевдофаз» (як їх окреслюють). Протиріччя із зазначеним вище тут немає. Отож дослідники (М. М. Боген, Д. Д. Донской та ін.) ставлять перед собою інше завдання: проаналізувати фізичні вправи через умовний поділ їх на елементарні рухи – згинання-розгинання, відведення-приведення та супінацію-пронацію, тобто реалізують першу частину методу системно-структурного аналізу і синтезу фізичних вправ (В. М. Смирнов). Натомість педагогів ж цікавлять не рухи, а рухові дії – своєрідні, за М. О. Бернштайном, «ансамблі» певних рухів, поєднаних спільною метою у цілісні, усвідомлені й довільні рухові дії людини. Такі «блоки» рухів виконують чіткі завдання, наприклад: відштовхування, перенесення, стрибок, підйом, замах та ін. Це дає змогу використати розділений метод навчання чи тренування (засвоєння або удосконалення складної фізичної вправи частинами – фазами). Спроби навчити людину поетапно згаданих вище «псевдофаз» дає успіх лише на цьому етапі. Побудувати ж цілісну вправу з розучених

«псевдофаз» людина не в змозі. Як приклад можна описати навчання традиційного способу штовхання ядра. Перша фаза – скок: її завдання – розігнати ядро до максимальної горизонтальної швидкості найсильнішими м'язами людини – розгиначами ніг. Дуже важливо навчити спортсмена в кінці стрибка не зупиняти ядро, а випускати його вперед, розгинаючи пальці, або виконувати підряд без пауз серію скоків. Другу фазу – піднімання з довертанням (назви фаз умовні та не принципові) – виконують лише разом із скоком після його засвоєння: обов'язковою є початкова умова виконання другої фази – велика горизонтальна швидкість ядра. Завдання фази піднімання з довертанням – розігнати ядро вгору: для цього використовують сильні м'язи-розгиначі ніг і прямі та косі м'язи спини. Тулуб повертається за ядром у напрямку польоту і одночасно випрямляється, виштовхуючи його вгору. Тепер легко зрозуміти, чому останню – третю – фазу фінального зусилля неможливо розучувати самостійно: під час штовхання ядра з місця (від плеча) м'язи (згідно з даними А. Гілла) розвивають на початку максимальну силу за мінімальної швидкості скорочення; у разі штовхання ядра рукою після стрибка та піднімання з довертанням ядро доводиться доганяти – м'язи-розгиначі руки працюють у зовсім іншому режимі (на протилежному кінці кривої Гілла) – максимальної швидкості скорочення та мінімальної сили. Тож неправильне тренування не дає змоги перенести набуті якості на вправу. Не так страшно у разі розділеного методу тренування об'єднати дві чи три фази в одну – гірше цілісну фазу розділити на кілька «псевдофаз» і застосувати для цього розділений метод тренування.

2.4. Просторово-часові біомеханічні характеристики

2.4.1. Способи задавання руху точки

Щоб описати рух точки, необхідно вказати залежність її координат від часу. Для цього використовують **три способи задавання руху точки: звичайний, координатний і векторний.**

Звичайний спосіб найчастіше використовують у навчально-тренувальному процесі. Він полягає у наочній демонстрації конкретної

рухової дії шляхом виконання вправи або її частини, використання макетів, схем, кінограм та словесного опису. У практиці підготовки фахівців із деяких видів людської діяльності (диспетчери, пілоти, оператори, водії, спортсмени тощо) використовують спеціальні тренажери, які автоматично забезпечують необхідні характеристики руху певних точок чи частин тіла людини або дають експрес-інформацію про відхилення їх від заданого зразка.

Координатний спосіб передбачає задання положення точки відносно заданої системи координат $OXYZ$. Найзручнішою є прямокутна, або декартова, система координат із взаємно перпендикулярним напрямком її осей, а положення точки визначають за її декартовими (лінійними) координатами. У процесі руху всі три координати з часом можуть змінюватися. Щоб визначити розташування точки в просторі у будь-який момент, необхідно знати миттєві значення її координат, які задають такі рівняння:

$$x = x(t); \quad y = y(t); \quad z = z(t). \quad (2.4)$$

Координатний спосіб задання руху точки є найбільш зручним для наступного комп'ютерного аналізу, а процес так званого оцифрування результатів фото- та відеознімання якраз і полягає у заданні руху окремих розрахункових точок у координатній формі.

Векторний спосіб задання руху точки – це визначення положення точки в системі координат $OXYZ$ у будь-який момент за напрямком та величиною радіус-вектора r , що з'єднує початок системи координат із цією точкою. У процесі руху точки вектор r з часом змінюватиметься за величиною та напрямком. Вираз $r = r(t)$ визначає закон руху точки у векторній формі, оскільки він дає змогу в будь-який момент t побудувати відповідний вектор r і знайти положення точки, що рухається. Геометричне місце кінців векторів (лінія, що їх з'єднує), які визначають положення точки в просторі з плином часу, називають **годографом**.

2.4.2. Лінійна швидкість руху

Вектор – це математичне поняття, що характеризується величиною і напрямком та додається до інших векторів за правилом паралелограма (рис. 2.3). Більшість БХ (лінійні та кутові швидкості

і прискорення, сила, імпульс тіла тощо) – вектори. Скалярні величини (що не мають напрямку) – це маса, об'єм, площа, вік, механічна робота, потужність, енергія тощо.

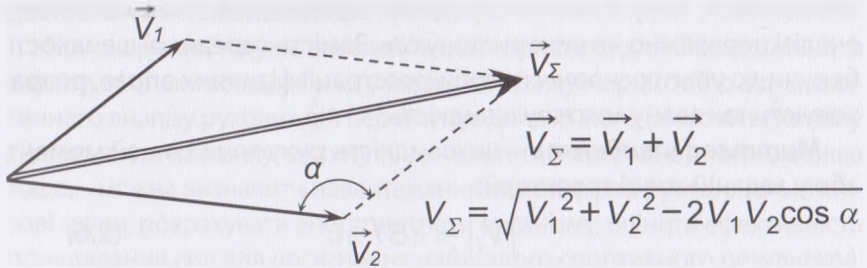


Рис. 2.3. Схема додавання векторів за правилом паралелограма

Є низка характеристик, які, крім величини, мають напрямок (наприклад, потоки транспорту); проте це не вектори, і їх не можна додавати за правилом паралелограма.

Швидкість – це векторна величина, що характеризує інтенсивність та напрямок зміни шляху точки в обраній системі відліку. Вектор лінійної швидкості завжди спрямований по дотичній до траєкторії руху точки (рис. 2.4):

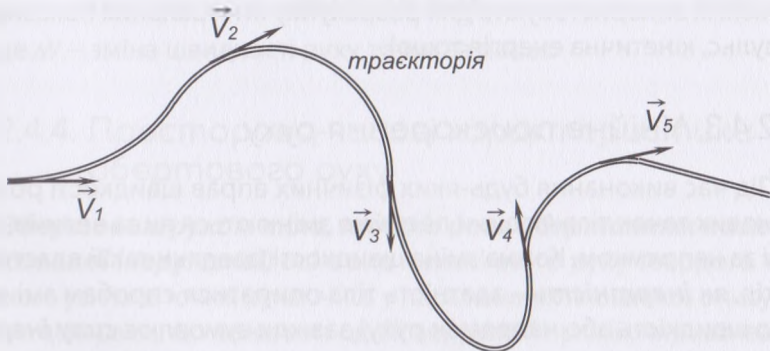


Рис. 2.4. Напрямок вектора лінійної швидкості

Модуль швидкості $|V|$ рівномірного прямолінійного руху дорівнює відношенню шляху S до часу t цього переміщення в просторі:

$$|V| = S/t \text{ [м/с]}. \quad (2.5)$$

Розрахункові точки тіла людини майже ніколи не рухаються прямолінійно та рівномірно: навіть упродовж виконання однієї вправи величина і напрямок швидкості руху певних його точок постійно змінюються, тому поняття середньої швидкості в біомеханічному аналізі переважно не використовують. Замість середньої швидкості, беручи до уваги основні способи реєстрації фізичних вправ, розраховують так звану миттєву швидкість.

Миттєва швидкість – це швидкість руху точки в цей момент, або у заданій точці траєкторії:

$$|V_i| \approx \Delta S / \Delta t, \quad (2.6)$$

де ΔS та Δt – малі відрізки шляху та часу, що відповідають переміщенню розрахункової точки, наприклад, між положеннями, зафіксованими на сусідніх кадрах кіно- або відеограми.

Визначення швидкостей руху розрахункових точок тіла людини дає змогу об'єктивно оцінити техніку виконання різними особами багатьох фізичних вправ; за швидкістю центра мас тіла у певних фазах відразу можна визначити ефективність прикладання сил. І хоча біомеханічний аналіз на визначенні та порівнянні лінійних швидкостей руху тіла не завершується, вони мають важливе самостійне значення, а також їх використовують для розрахунку інтегральних показників (імпульс, кінетична енергія тощо).

2.4.3. Лінійне прискорення руху

Під час виконання будь-яких фізичних вправ швидкості розрахункових точок тіла людини постійно змінюються як за величиною, так і за напрямком. Кожна зміна швидкості (завдяки такій властивості тіл, як **інертність** – здатність тіла опиратися спробам змінити його швидкість або напрямок руху) завжди зумовлює **силу інерції**, яка заважає рухові тіла у напрямку, заданому силами. Зрозуміло, що здебільшого інертність усього тіла, як і його окремих частин чи елементів спорядження, заважає досконалому виконанню рухових дій. **Мірою інертності тіла під час поступального руху є маса.**

Будь-яку зміну лінійної швидкості руху можна охарактеризувати **прискоренням** – векторною величиною, що характеризує напрямок

та інтенсивність зміни швидкості руху точки в обраній системі відліку. Напрямок лінійного прискорення збігається з напрямком лінійної швидкості у разі зростання її модуля (величини) або є протилежним до нього – за її зменшення.

Прискорення – дуже важлива характеристика для біомеханічного аналізу, оскільки вона дає змогу вирахувати силу інерції, тобто від кінематичного аналізу рухових дій перейти до динамічного (знаючи величину сил, що діють на кожну частину тіла, – тяжіння, інерції, опору середовища тощо, – можна визначити навантаження на конкретні функціональні м'язові групи, розрахувати енерговитрати організму, оцінити ефективність прикладання сил для досягнення найвищого спортивного результату).

За другим законом Ньютона:

$$F = m \cdot a \text{ [м/с}^2\text{]}, \quad (2.7)$$

де F – сила;

m – маса;

a – прискорення.

Миттєве прискорення, як і миттєву швидкість у заданій точці траєкторії чи у заданий момент часу визначають за формулою:

$$|a_i| \approx \Delta V_i / \Delta t, \quad (2.8)$$

де ΔV_i – зміна швидкості руху точки за час Δt .

2.4.4. Просторово-часові характеристики обертового руху

Обертвим рухом тіла, тобто його обертанням навколо фіксованої (нерухомої) осі є вид механічного руху твердого тіла, за якого усі його точки, рухаючись у паралельних площинах, описують кола з центрами, що лежать на одній нерухомій прямій, яку називають *віссю обертання*. Мірою переміщення тіла під час обертового руху є **кут повороту**.

Кути повороту вимірюють у **радіанах**. Радіан – це центральний кут, довжина дуги якого дорівнює радіусу (рис. 2.5). Ураховуючи те, що довжина кола $S = \pi D$, або $S = 2\pi R$, 1 радіан $\approx 57,3$ градуса, а 1 градус $\approx 0,017$ радіана.

Кутова швидкість – це відношення зміни кута повороту до відрізку часу, за який ця зміна відбулася.

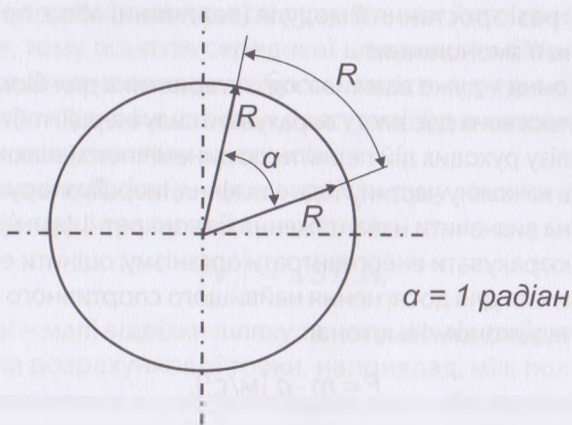


Рис. 2.5. Радіан як міра кута повороту

Кутове прискорення характеризує інтенсивність і напрямок зміни кутової швидкості.

Напрямок вектора кутової швидкості визначають за відомим із курсу фізики середньої школи правилом свердлика (рис. 2.6).

Вектор кутового прискорення так само, як і кутової швидкості, лежить на осі обертання і збігається з напрямком вектора кутової швидкості у разі зростання її модуля, й натомість протилежний йому у разі зменшення її модуля.

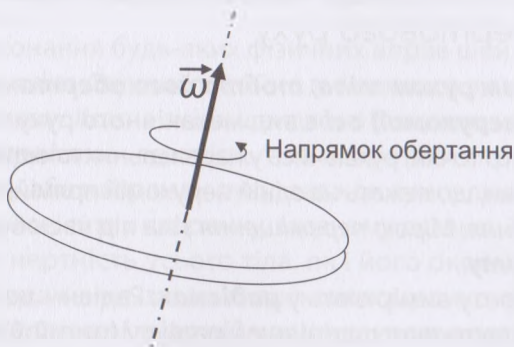


Рис. 2.6. Визначення напрямку вектора кутової швидкості за правилом свердлика

У процесі виконання фізичних вправ ні інтенсивність обертання частин, ні обертання всього тіла, ні розташування осей обертання у просторі не є постійними, тому, як і за поступального руху, поняття середньої кутової швидкості чи середнього кутового прискорення не мають сенсу. Під час біомеханічного аналізу фізичних вправ використовують поняття **миттєвої кутової швидкості та миттєвого кутового прискорення**.

Будь-яку рухову дію виконують за допомогою одночасних обертаних рухів у різних суглобах із різними кутовими швидкостями та прискореннями, що забезпечує необхідні траєкторії руху конкретних точок тіла та спорядження. Тому вивчення кінематичних характеристик обертаних рухів навколо різних суглобових осей має принципове значення для аналізу техніки. Знаючи величину кутової швидкості та кутового прискорення, як і за поступального руху, можна визначити імпульс обертання частини тіла (так званий **кінетичний момент**), а за другим законом Ньютона – **момент сили інерції**, тобто розрахувати динамічні характеристики виконуваних дій.

У процесі виконання фізичних вправ певні точки тіла людини, частини її тіла, центри мас тощо рухаються переважно зі змінними швидкостями. Динаміка вивчає причини виникнення та зміни всього тіла та деяких його частин. Динамічні характеристики є інерційними, а силові та енергетичні пояснюють механізм рухових дій.

2.5. Інерційні біомеханічні характеристики

Фізичну сутність **явища інерції** розкрито за допомогою першого закону Ньютона: «Є системи відліку, відносно яких швидкість тіла не змінюється, якщо на нього не діють інші тіла або дії цих тіл взаємно компенсуються». Такі системи відліку називають **інерціальними**. Згідно із зазначеним законом Ньютона (законом інерції), якщо на тіло не діють інші тіла або дії інших тіл взаємокомпенсуються, то у разі інерціальної системи відліку тіло перебуває в спокої або рухається рівномірно та прямолінійно. Усі інерціальні системи відліку є в спокої або рухаються без прискорення ($a = 0$).

Неінерціальні системи відліку рухаються з прискоренням відносно інерціальних систем, наприклад: футбольні ворота – це тіло відліку

інерціальної системи, а центр маси футболіста, що рухається з прискоренням, – тіло відліку неінерціальної системи. Ми досліджуємо рухові дії відносно до інерціальних систем відліку. У таких системах усі тіла зберігають швидкість незмінною за відсутності дії на них інших тіл (зовнішніх сил).

Явище збереження модуля і напрямку швидкості тіл в інерціальних системах відліку називають **інерцією**. За взаємодії різних тіл їх швидкість змінюється неоднаково. Властивість тіл поступово та по-різному змінювати свою швидкість у разі їхньої взаємодії називають **інертністю**. Що більшою є інертність тіла, то повільніше змінюється швидкість його руху під дією інших тіл.

Кількісною характеристикою інертності тіла за його поступального руху вважають його **масу**. Маса тіла – це скалярна фізична величина, яка є мірою інертності тіла під час його поступального руху: m [кг].

Щоб виміряти масу конкретного тіла, необхідно привести його в контактну взаємодію з еталоном маси і порівняти зміну швидкостей тіла та еталона:

$$m_x = (V_e / V_x) \cdot m_e \text{ [кг]}, \quad (2.9)$$

де m_x – маса тіла;

m_e – маса тіла-еталона;

V_x – швидкість тіла;

V_e – швидкість тіла-еталона.

Визначену таким способом масу називають **інертною**, і вона проявляється, якщо тіла взаємодіють механічно. Маса – постійна величина у разі швидкостей руху, значно менших від швидкості світла.

Вивчаючи рухові дії, часто потрібно враховувати не лише величину маси, а й її розподіл за об'ємом чи довжиною тіла, який визначає розташування центра маси.

Центром маси тіла (ЦМТ) називають точку перетину прямих, уздовж яких повинні бути спрямовані сили, щоб тіло рухалося поступально (без обертання). У жодному разі не можна стверджувати, що це точка, в якій сконцентрована вся маса тіла, або точка, до якої прикладена сила тяжіння: ЦМТ – це суто уявна, розрахункова точка.

Розташування ЦМТ тіла людини зумовлено анатомо-фізіологічними особливостями, позою, функціонуванням органів травлення, дихальної,

транспортної та інших систем, що забезпечують переміщення певних речовин в організмі в процесі його життєдіяльності.

Визначення розташування (наприклад, координат) ЦМТ – дуже важливе завдання біомеханіки, адже траєкторія руху центра маси тіла та центрів маси певних його частин часто є показниками досконалості техніки. Зміна траєкторії руху ЦМТ, згідно з першим законом Ньютона, відображає дію на тіло інших тіл, що дає змогу визначити багато кінематичних та динамічних характеристик (зокрема розрахувати величину та напрямок опорної реакції під час відштовхування).

Момент інерції тіла – це міра інертності тіла під час його обертового руху. Для вивчення обертового руху момент інерції відіграє таку саму роль, як і маса у разі вивчення поступального руху тіла. Якщо ж масу конкретного тіла вважають постійною величиною, то момент інерції цього тіла залежить від положення осі його обертання.

Моментом інерції матеріальної точки (дуже малого тіла, розмірами якого порівняно з віддаллю до осі обертання можна знехтувати) відносно конкретної осі обертання називають скалярну величину, яка дорівнює добутку маси цієї точки на квадрат її віддалі від вказаної осі обертання:

$$I = m \cdot r^2 \text{ [кг} \cdot \text{м}^2\text{]}, \quad (2.10)$$

де I – момент інерції матеріальної точки (малого тіла);

m – маса матеріальної точки (малого тіла);

r – віддаль матеріальної точки від осі обертання.

Момент інерції тіла відносно будь-якої осі є додатньою величиною і не дорівнює нулю. У біомеханічній системі, яка може деформуватися (наприклад, тіло людини, її кінцівки тощо), у разі віддалення її частин від осі обертання момент інерції всієї системи збільшується. Оскільки матеріальні точки в тілі розташовані на різних віддальях від осі обертання, то момент інерції тіла дорівнює сумі моментів інерцій усіх його частин відносно цієї ж осі:

$$I = \sum (m_i \cdot r_i^2) \text{ [кг} \cdot \text{м}^2\text{]}, \quad (2.11)$$

де Σ – знак суми;

m_i – маса i -тої частини тіла;

r_i – віддаль центра мас i -тої частини тіла від осі обертання.

Моменти інерції тіла відносно осей обертання, які проходять через його центр маси, називають **центральною моментами інерції тіла**.

Момент інерції тіла відносно осі, яка паралельна центральній, розраховують за **теоремою Штайнера**:

$$I_x = I_0 + m \cdot b^2 \text{ [кг} \cdot \text{м}^2\text{]}, \quad (2.12)$$

де I_0 – центральний момент інерції тіла;

I_x – момент інерції тіла відносно осі X ;

m – маса тіла;

b – відстань між осями X і O .

Для деяких розрахунків використовують поняття **радіус інерції**. Радіус інерції – це порівняльна міра інертності тіла відносно різних осей обертання. Радіус інерції тіла відносно осі Z – це лінійна величина, яку вираховують як квадратний корінь частки від ділення моменту інерції тіла відносно заданої осі на його масу:

$$r = \sqrt{I_z / m} \text{ [м]}, \quad (2.13)$$

$$I_z = m \cdot r_i^2 \text{ [кг} \cdot \text{м}^2\text{]}, \quad (2.14)$$

де I_z – момент інерції тіла відносно осі Z ;

m – маса тіла;

r – радіус інерції.

Радіус інерції тіла геометрично дорівнює віддалі від осі його обертання до точки, у якій необхідно зосередити масу всього тіла, щоб її момент інерції відносно цієї осі дорівнював моменту інерції всього тіла.

2.6. Силі біомеханічні характеристики

Рухи тіл відбуваються під дією прикладених до них **рушійних сил** або без них (за інерцією), коли прикладені лише гальмівні сили. Рушійні сили діють не завжди, водночас як без більших або менших **гальмівних сил** рух тіл ніколи не відбувається. Напрямок дії сили може збігатися або не збігатися з напрямком руху тіла. Зміна його руху відбувається лише під дією сил, які є причинами змін цього руху.

Зв'язок дії сили зі зміною руху тіла розкривають силові характеристики: **сила, градієнт сили, момент сили, імпульс сили та імпульс моменту сили.**

Сила – це векторна величина, кількісна міра (характеристика) дії одного тіла на інше. Інакше кажучи, сила – це міра взаємодії двох тіл. За другим законом Ньютона, сила, з якою одне тіло діє на інше, прямо пропорційна масі тіла та одержаному цим тілом, у результаті дії вказаної сили, прискоренню:

$$\vec{F} = m \cdot \vec{a} \text{ [кг} \cdot \text{м/с}^2\text{]} = [\text{Н}], \quad (2.15)$$

де \vec{F} – сила;

m – маса тіла;

\vec{a} – прискорення.

Напрямок прискорення збігається з напрямком дії сили, що його спричинила. Дію сили на тіло визначають за точкою прикладення сили (до якого тіла і в якому місці вона прикладена), напрямком дії та її модулем (числовою величиною сили у Н). Джерелом сил є дії інших тіл. Оскільки дія і протидія прикладені до різних тіл, їх не можна додавати чи замінити рівнодійною. Згідно з третім законом Ньютона, сили взаємодії двох тіл рівні за модулем та протилежно спрямовані:

$$\vec{F}_1 = -\vec{F}_2 \text{ [Н]}. \quad (2.16)$$

У відомій грі «Перетягування каната» обидві команди діють одна на одну (через канат) з однаковою силою, як це походить із закону дії та протидії. Отже, виграє (перетягує канат) не та команда, яка сильніше тягне (обидві команди тягнуть з однаковою силою), а та, яка дужче впирається в опору.

Сили, які діють між тілами однієї системи, називають **внутрішніми**. Сили, які діють на тіло системи з боку інших тіл, що не належать до цієї системи, називають **зовнішніми**.

У біомеханіці розрізняють три типи зовнішніх сил:

- сили **взаємного притягування** між тілами, які називають гравітаційними силами; вони діють на відстані (дистантні);
- сили, які **зумовлені деформацією тіл, що контактують одне з одним** (їх називають пружними силами). До них належать сили,

які діють на тіло з боку розтягнутої або стиснутої пружини, сила, з якою підвіс діє на прив'язаний до його кінця вантаж, тощо;

- сили, які виникають лише **у разі контакту тіл** і зумовлені поверхневими явищами, – контактні сили тертя.

Під час визначення, які із сил, прикладених до тіла людини, є **зовнішніми** (тобто здатними змінити його імпульс та енергію), а які – **внутрішніми**, необхідно виявити, результатом дії яких тіл вони є. До зовнішніх належать сили дії інших тіл, які не входять до складу цієї системи, тому відносно тіла людини сумарна сила тяжіння, яку зумовлює земна гравітація, реакція опори, опір рухові, дія інших тіл (суперників, партнерів, тренера, м'яча та ін.), тощо – зовнішні сили, а м'язові тяги, пружні сили і сили тертя в самому організмі, сили інерції, що виникають під час прискореного руху частин тіла, сила ваги одних частин тіла на сусідні – внутрішні сили.

Якщо аналізувати рух конкретної частини тіла як окремого тіла, приміром гомілки, то тяги м'язів, які належать до стегна, вагу стопи і утримувальну дію стегна слід віднести до зовнішніх сил, оскільки їхню дію зумовлено тілами, що не належать до поняття «гомілка».

Таким чином, ті самі сили можуть бути і зовнішніми, і внутрішніми, залежно від того, які тіла ми зарахували до заданої біомеханічної системи, а які не зарахували.

Якщо до тіла прикладено декілька сил $-\vec{F}_1, \vec{F}_2 \dots \vec{F}_n$, то їхню дію можна замінити дією однієї сили, яку називають **рівнодійною**. Рівнодійна сила дорівнює векторній сумі сил, які вона заміняє:

$$\vec{F}_R = \vec{F}_1 + \vec{F}_2 + \vec{F}_3 + \dots + \vec{F}_n = \Sigma \vec{F}_i \text{ [H]}. \quad (2.17)$$

Модуль рівнодійної сили визначають за правилом паралелограма.

Про силу і результат її дії може йтися лише у разі поступального руху тіла. Проте рухові дії тіла людини як біомеханічної системи частіше характеризуються обертовими рухами в суглобах. Зміна обертового руху залежить від моментів сил – їхньої обертової дії на певні частини тіла.

Момент сили характеризує обертовий ефект дії сили і є кількісною мірою обертової дії сили на тіло. Тоді ж відбувається зміна кутової швидкості обертання або деформація відповідної частини тіла.

Момент сили є векторною величиною. Модуль моменту сили $|\vec{M}|$ відносно будь-якої точки дорівнює добутку модуля сили на довжину перпендикуляра, опущеного з цієї точки на **лінію дії сили** (рис. 2.7).

Момент сили, яка повертає тіло відносно точки **O** за годинниковою стрілкою, вважають від'ємним, а проти годинникової стрілки – додатним.

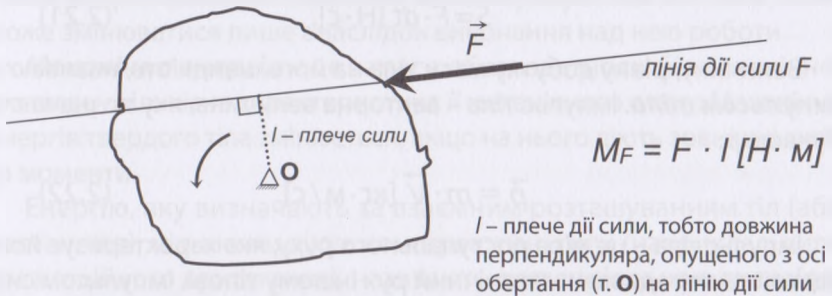


Рис. 2.7. Визначення величини моменту сили

Якщо на тіло діє декілька односпрямованих сил, розташованих в одній площині, то момент рівнодійної такої системи сил відносно будь-якої точки на площині дорівнює алгебраїчній сумі моментів цих сил відносно цієї ж точки:

$$\vec{M} = \vec{M}_1 + \vec{M}_2 + \vec{M}_3 + \dots + \vec{M}_n = \Sigma \vec{M}_i, [\text{H} \cdot \text{m}]. \quad (2.18)$$

Сила тяги кожного м'яза створює момент сили відносно осі відповідного суглоба; окрім цього, більшість зовнішніх сил, що прикладені до певних частин тіла, не проходять через центри суглобів, тому виникають моменти зовнішніх сил. Такі сили зумовлюють не тільки кутові, але й лінійні прискорення цих частин тіла.

Величина дії сили або моменту сили на тіло за відомої його маси або відомого моменту інерції дає змогу розрахувати прискорення (інтенсивність зміни його швидкості). Але частіше постає завдання визначити, на скільки змінилася швидкість руху тіла, тобто повинна бути урахована тривалість дії сили чи моменту сили.

Міру дії сили на тіло за певний проміжок часу (у разі поступального руху), називають **імпульсом сили**. Запишемо вираз другого закону Ньютона так:

$$F = m \cdot a = m (V_2 - V_1) / dt \text{ [Н]}, \text{ тобто} \quad (2.19)$$

$$F \cdot dt = m \cdot V_2 - m \cdot V_1 \text{ [Н} \cdot \text{с]}. \quad (2.20)$$

Величину $F \cdot dt$ називають імпульсом сили, який дорівнює добутку сили на час її дії. Тоді, коли сила F і за модулем, і за напрямком постійна ($F = \text{const}$), імпульс сили вираховують за формулою:

$$S = F \cdot dt \text{ [Н} \cdot \text{с]}. \quad (2.21)$$

Величину, рівну добутку маси тіла на його швидкість, називають **імпульсом тіла**. Імпульс тіла – векторна величина, яку позначають буквою p :

$$\vec{p} = m \cdot \vec{V} \text{ [кг} \cdot \text{м/с]}. \quad (2.22)$$

Імпульс тіла – це міра поступального руху, яка характеризує його здатність передавати механічний рух іншому тілові. Імпульсом системи тіл називають геометричну (векторну) суму імпульсів усіх тіл, які входять у цю систему. Сумарний імпульс системи (векторна сума імпульсів тіл, які утворюють систему) за взаємодії тіл усередині системи не змінюється, тобто внутрішні сили не змінюють сумарного імпульсу системи.

Якщо на систему тіл не діють зовнішні сили, таку систему називають **замкнутою**. Для системи, яка складається з будь-якої кількості тіл, її сумарний імпульс буде постійним, якщо тільки відсутні зовнішні сили. Це важливе положення називають законом збереження імпульсу біомеханічної системи.

Якщо зіштовхнуться два тіла з імпульсами $m_1 \cdot \vec{V}_1$ і $m_2 \cdot \vec{V}_2$, і під час цього немає втрат енергії на деформацію та нагрівання (абсолютно пружний удар), то після удару загальний імпульс тіл не зміниться:

$$m_1 \cdot \vec{V}_1 + m_2 \cdot \vec{V}_2 = m_1 \cdot \vec{U}_1 + m_2 \cdot \vec{U}_2 \text{ [кг} \cdot \text{м/с]}, \quad (2.23)$$

де \vec{V}_1 і \vec{V}_2 – доударні швидкості тіл;

\vec{U}_1 і \vec{U}_2 – післяударні швидкості тіл.

Для обертового руху замість лінійного прискорення використовують кутове прискорення ($\epsilon = a/r$, відповідно $a = r \cdot \epsilon$), а рушійною дією є обертовий момент $M(F) = F \cdot r$, де r – радіус обертання – плече дії сили F .

2.7. Енергетичні біомеханічні характеристики

Сили, прикладені до твердого тіла, виконують **механічну роботу**, змінюючи положення та швидкість руху його частин і водночас змінюючи його механічну енергію. Робота характеризує процеси зміни енергії системи. Енергія ж характеризує стан системи, який може змінюватися лише внаслідок виконання над нею роботи.

Механічна енергія – це запас роботоздатності біомеханічної системи – кількісна характеристика її механічного стану. Механічна енергія твердого тіла змінюється, якщо на нього діють зовнішні сили та моменти.

Енергію, яку визначають за взаємним розташуванням тіл (або частин тіла), між якими діють консервативні сили (наприклад, сили гравітаційного притягання), називають **потенціальною енергією**. Потенціальну енергію мають тіла, які підняті над площиною відліку, а також zdeформовані (розтягнуті, стиснуті, зігнуті чи скручені) пружні тіла. Для тіл, які розміщені на поверхні Землі, потенціальну енергію звичайно (але не завжди) беруть за таку, що дорівнює нулю. Потенціальну енергію E_n тіла в полі сил тяжіння, піднятого на висоту h , визначають за формулою:

$$E_n = m \cdot g \cdot h \text{ [Дж]}, \quad (2.24)$$

де g – прискорення вільного падіння тіл на Землі (у середніх широтах $g \approx 9,81 \text{ м/с}^2$).

Потенціальна енергія в полі сил тяжіння залежить від розташування тіла (чи системи тіл) відносно поверхні Землі або взятої для розрахунку горизонтальної поверхні, відповідно до якої і визначають потенціальну енергію в цьому випадку.

Потенціальна енергія пружнодеформованої системи залежить від відносного розташування її частин, і її визначають за формулою:

$$E_{np} = k \cdot dx^2 / 2 \text{ [Дж]}, \quad (2.25)$$

де k – коефіцієнт жорсткості пружного тіла (відношення пружної сили до зумовленої деформації тіла;

dx – величина деформації.

У разі зміни розташування тіла (його піднімання чи опускання, зміни пози тощо) його потенціальна енергія переходить у **кінетичну**. Енергія руху, яку визначають за швидкістю руху тіла, називають кінетичною енергією. Кінетична енергія – це енергія механічного руху тіла. Під час поступального руху вона пропорційна масі тіла та квадрату його швидкості:

$$E_k = m \cdot V^2 / 2 \text{ [Дж]}, \quad (2.26)$$

де m – маса тіла, кг;

V – швидкість руху тіла, м/с.

Під час обертального руху кінетичну енергію тіла вираховують за іншою формулою:

$$E_k = I \cdot \omega^2 / 2 \text{ [Дж]}, \quad (2.27)$$

де I – момент інерції тіла, кг·м²;

ω – кутова швидкість обертання тіла, 1/с (с⁻¹).

Сума потенціальної, кінетичної і пружної енергії твердого тіла становить його **повну механічну енергію**. За відсутності дії зовнішніх сил повна механічна енергія системи твердих тіл не змінюється.

Механічна робота сили – це міра дії сили на тіло під час його деякого переміщення під дією цієї сили. Величину роботи сили над тілом визначають за скалярним добутком її величини (модуля) на величину переміщення точки прикладання цієї сили в напрямку її дії.

$$A = F \cdot s \cdot \cos \alpha \text{ [Дж]}, \quad (2.28)$$

де A – механічна робота;

F – сила, яка виконала роботу, Н;

s – величина переміщення тіла, м;

α – кут між напрямком дії сили і напрямком переміщення тіла.

Сили, які за напрямком дії перпендикулярні його механічному переміщенню, називають **нормальними**. Нормальні сили роботу не виконують.

Робота сили тяжіння A_{mg} залежить від початкового і кінцевого розташування тіла і не залежить від форми і довжини траєкторії – її визначають за зміною положення тіла відносно Землі:

$$A_{mg} = m \cdot g \cdot dh \text{ [Дж]}, \quad (2.29)$$

де dh – різниця висот початкового і кінцевого розташування тіла відносно обраної для відліку горизонтальної площини.

У разі опускання тіла робота сил тяжіння додатня, а під час піднімання – від'ємна. Робота сил тяжіння у разі руху матеріальної точки по замкнутій траєкторії дорівнює нулю. Сили, робота яких по замкнутому контуру дорівнює нулю, називають консервативними. Сила тяжіння – це консервативна сила.

Консервативною силою є також сила пружності. Роботу сил пружності за деформації (розтягу, стиску, згину чи закручування) пружного тіла з коефіцієнтом жорсткості k вираховують за формулою:

$$A_{пр} = -k \cdot dx^2 / 2 \text{ [Дж]}. \quad (2.30)$$

Роботу під час повороту тіла на кут φ за обертового руху у разі постійного моменту сили M визначають так:

$$A_{об} = M \cdot \varphi \text{ [Дж]}. \quad (2.31)$$

Для розрахунку енергії біомеханічної системи чи її частин часто визначають **потужність механічної роботи**. Потужність – це міра інтенсивності роботи, що характеризує її кількість, виконану за одиницю часу. Потужність – це векторна величина, яку визначають, як відношення роботи до часу, упродовж якого її здійснювано:

$$N = A / t \text{ [Дж / с]} = \text{[Вт]}. \quad (2.32)$$

Потужність роботи над тілом під час його прямолінійного рівномірного руху визначають за формулою:

$$N = A / t = F \cdot s / t = F \cdot V \text{ [Вт]}, \quad (2.33)$$

де $V = const$ – швидкість прямолінійного рівномірного руху.

Потужність під час рівномірного обертання тіла визначають за формулою:

$$N_{об} = M \cdot \omega \text{ [Вт]}. \quad (2.34)$$

3 БІОМЕХАНІЧНІ ОСОБЛИВОСТІ М'ЯЗОВОГО СКОРОЧЕННЯ

3.1. Біомеханіка м'язового скорочення. Основні біомеханічні показники роботи м'яза

Як уже було зазначено, живий скелетний м'яз людини – надзвичайно складне утворення: він демонструє свої механічні характеристики **лише у разі його приєднання до системи кровообігу та центральної нервової системи**, причому зовнішня подібність його поведінки до механічних властивостей неживих матеріалів зумовлена зовсім іншими і набагато складнішими внутрішніми причинами, пов'язаними з контролем центральної нервової системи над проявами моторики.

Скорочення скелетного м'яза як прояв його роботи відбувається під впливом нервових імпульсів – електричних потенціалів, що формуються в мозку у так званій руховій корі і надходять до м'язових волокон через рухові нервові волокна (рис. 3.1):

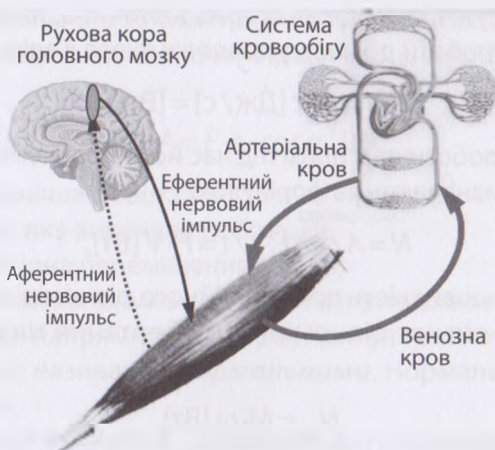


Рис. 3.1. Схема приєднання скелетного м'яза людини до системи кровообігу і центральної нервової системи

Тож говорити про традиційні **механічні властивості** живих м'язів людини (як от пружність, твердість, в'язкість, міцність, текучість тощо), що характеризують різні неживі матеріали і залежать від їхньої мікроструктури, – помилково, неправильно і некоректно.

У біомеханіці два **основні біомеханічні показники роботи м'яза: силу тяги** на його кінцях та **швидкість його скорочення**.

М'яз – це своєрідний перетворювач енергії, у якому під впливом електричних процесів хімічна енергія макроергічних сполук перетворюється в механічну. **Основна функція м'язів** – це перетворення хімічної енергії макроергічних сполук у механічну роботу або в механічну силу статичної тяги (так звана **механо-хімічна реакція**). Однак цей процес відбувається лише за умови відповідного електричного збудження м'яза. Скорочення м'язів відбувається у результаті взаємодії актинових та міозинових міофіламентів.

Розглядаючи будову скорочувальних елементів скелетного м'яза людини (рис. 3.2), можна зауважити, що він складається з окремих **м'язових пучків**, пучки – із **волокон** (клітин завдовжки від кількох міліметрів до 10–15 см), наповнених тисячами **міофібрил** – тонких ниток завтовшки близько 2 мкм. Міофібрили складаються з послідовно розташованих міофіламентів – товстих ниток білкових молекул **міозину** і тонких ниток білкових молекул **актину**. Поперечні **Z-мембрани** розділяють міофібрили на маленькі ділянки – **саркомери** – найменші елементарні утворення м'яза завдовжки 2,5 мкм, що проявляють його скорочувальні властивості і можуть скорочуватися приблизно на 20 % (або на 0,5 мкм) (див. рис. 3.3).

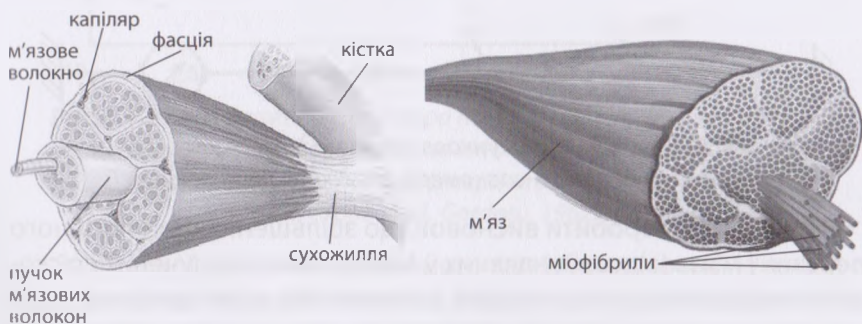


Рис. 3.2. Будова скелетного м'яза людини



Рис. 3.3 Ковзальна модель саркомера зі схемою телескопічного входження ниток актину в нитки міозину за різної довжини саркомера

Коли n -саркомери діють паралельно (рис. 3.4), тоді:

$$F = F_{\text{сарк.}} \cdot n, \text{ а } V = V_{\text{сарк.}} \quad (3.1)$$

де F – сила тяги всього пучка;

$F_{\text{сарк.}}$ – сила тяги одного саркомера;

V – швидкість скорочення всього пучка;

$V_{\text{сарк.}}$ – швидкість скорочення одного саркомера.

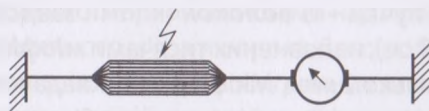


Рис. 3.4. Розрахункова схема моделі м'яза, який утворили n -саркомери, що діють паралельно

Коли n -саркомери діють послідовно (рис. 3.5), тоді:

$$F = F_{\text{сарк.}}, \text{ а } V = V_{\text{сарк.}} \cdot n. \quad (3.2)$$

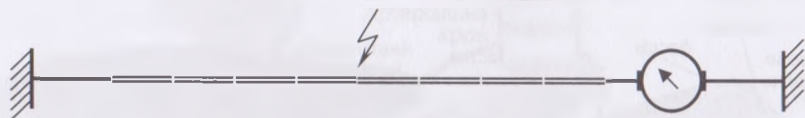


Рис. 3.5. Розрахункова схема моделі м'яза, який утворили n -саркомери, що діють послідовно

Це дає змогу зробити висновок, що збільшення фізіологічного перетину м'яза (відсотка наявних у м'язі волокон, залучених до скорочення) сприяє зростанню сили його тяги без зміни швидкості скорочення, і навпаки – збільшення довжини м'яза зумовлює збільшення швидкості скорочення без зміни його сили тяги.

3.2. Залежність сили тяги м'яза від його довжини

З практики відомо, що найбільшу силу тяги м'яз проявляє за певної оптимальної довжини. Цю довжину називають **довжиною спокою**. Це можна пояснити експериментальними даними, одержаними під час вивчення скорочення м'язового волокна (рис. 3.6).

У разі великої довжини м'яза (т. А) перекриття ниток актину та міозину є малим, тому зафіксовано незначну кількість мостиків, утворених між ними під час активації м'яза, які «тягнуть» (а). Якщо довжина м'яза (F) є малою, нитки міозину впираються в Z-мембрани молекул актину – і сила тяги різко зменшується. Точки B, C, D і E відповідають максимальному перекриттю актинових та міозинових ниток більшості саркомерів м'яза; ця довжина м'яза і є **довжиною спокою**, яка відповідає максимальній силі тяги.

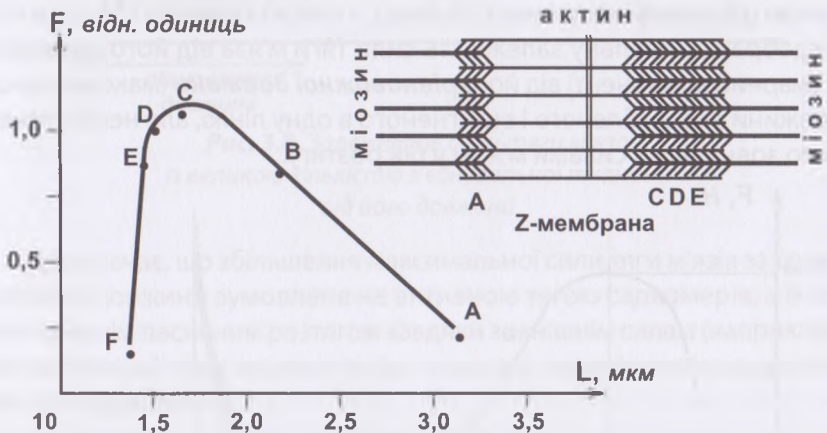


Рис. 3.6. Вплив довжини саркомера на напруження, що розвивається окремим м'язовим волокном, та схема перекриття міозинових та актинових ниток саркомера за різної його довжини [А. Гордон (A. Gordon), 1962]

За великої довжини м'яза і його міофібрил (точка А) взаємне телескопічне перекриття ниток актину і міозину більшості його саркомерів є незначним. Відповідно є малою кількість тимчасових міозинових «місточків», які утворюються між цими нитками під

впливом керувальних нервових імпульсів, що надходять від рухової кори і, змінюючи кут свого нахилу, спричиняють тягу (скорочення) м'яза. Тож сила активної тяги довгого м'яза не може бути великою. Зі зменшенням довжини м'яза, його міофібрил і саркомерів площа перекриття ниток міофіламентів зростає, як і кількість місточків та сила тяги м'яза (точки В і С). Максимальне перекриття ниток актину і міозину відповідає довжині м'яза, за якої він проявляє якнайбільшу силу тяги. Таку довжину м'яза називають **довжиною спокою**. Коли довжина м'яза дуже мала, товсті нитки міозину більшості саркомерів його міофібрил починають упиратися в Z-мембрани актину і, незважаючи на велику кількість місточків, сила тяги м'яза різко зменшується (точки D, E і F).

Крива *a* на рис. 3.7 відображає силу активної тяги скелетного м'яза людини залежно від його довжини (активний компонент). Крива *b* показує опір пасивному розтягу розслабленого м'яза зовнішньою силою (пасивний компонент). Крива *c* є сумою кривих *a* і *b* – $c = a + b$ і відображає реальну залежність сили тяги м'яза від його довжини (сумарний компонент) від його **рівноважної довжини** (максимальної довжини розслабленого і витягнутого в одну лінію, але нерозтягнутого зовнішніми силами м'яза) у бік розтягу.

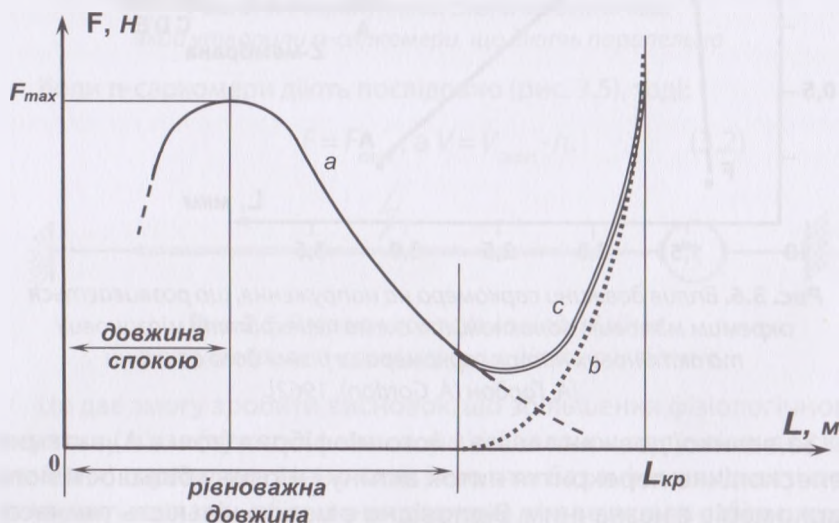


Рис. 3.7. Залежність сили тяги скелетного м'яза від його довжини

Що більше у м'яза з'єднувальної тканини, то меншою є його рівноважна довжина, тому характер кривої s може бути дещо іншим (рис. 3.8), що особливо характерне для більшості м'язів нижніх кінцівок.

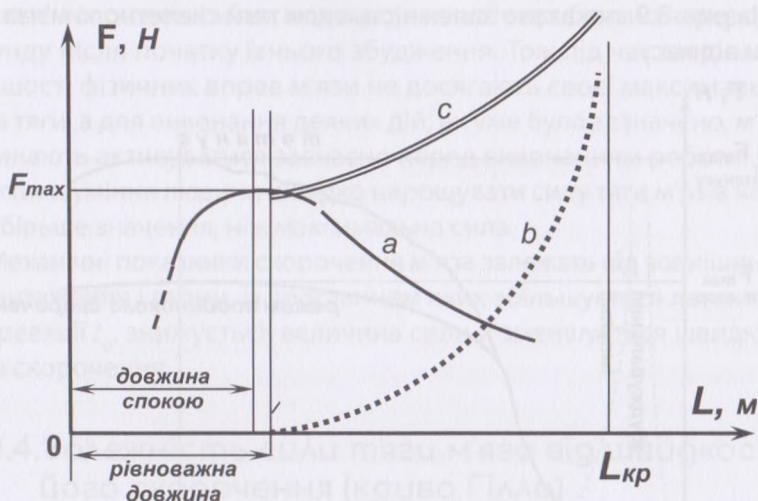


Рис. 3.8. Залежність сили тяги м'яза із великою кількістю з'єднувальної тканини від його довжини

Це означає, що збільшення максимальної сили тяги м'язів за їхньої великої довжини зумовлене не активною тягою саркомерів, а їхнім попереднім пасивним розтягом завдяки зовнішнім силам (наприклад, силам інерції тіла людини та його частин, інерцією спорядження та приладдя та ін.).

3.3. Залежність сили тяги м'яза від часу

Сила тяги на кінці м'яза з'являється не відразу після його збудження керувальними еферентними імпульсами і виникнення сили тяги у його скорочувальних елементах, а через деякий, так званий **латентний час** t_0 , поки не розтягнуться **послідовні пружні компоненти** м'яза. Записані експериментально **електроміограми** (записи величини і форми електричних потенціалів, які керують

м'язовими скороченнями) м'язів нижніх кінцівок бігунів підтвердили, що електрична активність у них помітна ще до початку активної роботи – приблизно за 15–25 мс до постановки стопи на опорну поверхню.

На рис. 3.9. показано залежність сили тяги скелетного м'яза людини від часу.

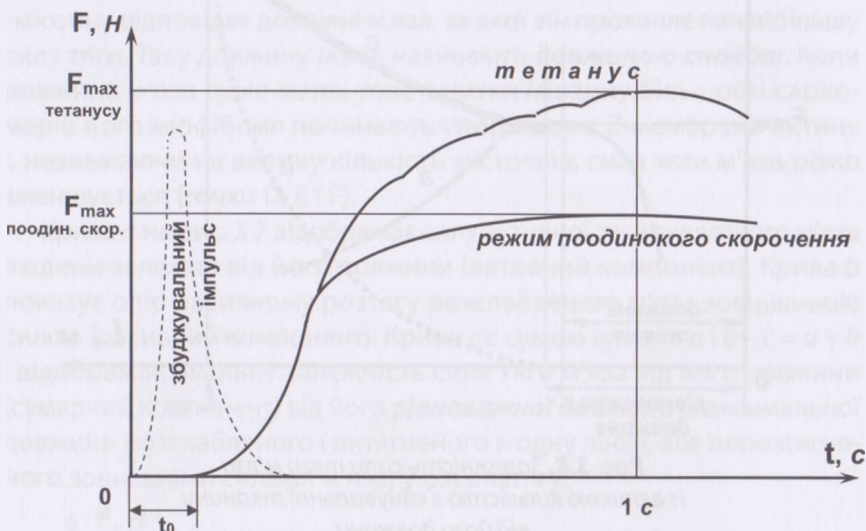


Рис. 3.9. Залежність сили тяги м'яза від часу

У **режимі поодинокого скорочення** (за іннервації м'яза лише одним електричним імпульсом збудження або однією короткою серією декількох імпульсів) сила тяги м'яза поступово зростає, а потім зменшується до нуля. Якщо збуджувальні імпульси (або їхні короткі серії) подаються на м'яз один за одним, м'яз може розвивати набагато більшу силу тяги, скорочуючись у так званому **режимі тетанусу**. Для досягнення найбільшої сили чи найвищої швидкості її зростання ці імпульси повинні бути певної форми, частоти та амплітуди. У висококваліфікованих фахівців якість керування їхніми м'язами, завдяки досконало сформованим збуджувальним імпульсам, є значно вищою, ніж у новачків. Окрім цього, їхні м'язи завдяки багаторічним тренуванням збуджуються значно ліпше, періоди розслаблення (а отже, і витривалість людини) зростають,

м'язи включаються і виключаються з роботи дуже вчасно (таку злагоджену картину м'язової роботи деколи називають **м'язовим ансамблем**).

Максимальної сили тяги в режимах поодинокого чи тетанічного скорочення скелетні м'язи людини досягають приблизно через одну секунду після початку їхнього збудження. Тож під час виконання більшості фізичних вправ м'язи не досягають своєї максимальної сили тяги, а для виконання деяких дій, як уже було зазначено, м'язи починають активуватися завчасно перед виконанням роботи. Для практики уміння людини швидко нарощувати силу тяги м'язів часто має більше значення, ніж максимальна сила.

Механічні показники скорочення м'яза залежать від зовнішнього навантаження і втоми, із зростанням яких збільшується латентний час реакції t_0 , знижується величина сили й зменшується швидкість його скорочення.

3.4. Залежність сили тяги м'яза від швидкості його скорочення (крива Гілла)

Залежність сили тяги м'яза від швидкості його скорочення (див. рис. 3.10) є надзвичайно важливою, адже добуток сили на швидкість дає потужність його роботи – основний показник під час виконання рухових дій **спринтерського характеру**. Істотний внесок у вивчення згаданої залежності зробив відомий спортсмен-легкоатлет і вчений А. В. Гілл – лауреат Нобелівської премії 1922 р., іменем якого часто називають залежність сили тяги м'яза від швидкості його скорочення. Між цими показниками роботи м'яза – зворотньопропорційна залежність, яку можна описати формулою:

$$(F - a) \cdot (V - b) - (F_0 - a) \cdot b = \text{constanta}, \quad (3.3)$$

де F – сила тяги на кінці м'яза;

V – швидкість скорочення м'яза;

F_0 – максимальна ізометрична сила;

a та $b = \text{const}$ – сталі величини (a – стала, яка залежить від теплоти скорочення м'яза і зовнішнього опору; b – стала, яка залежить від довжини і температури його скорочення).

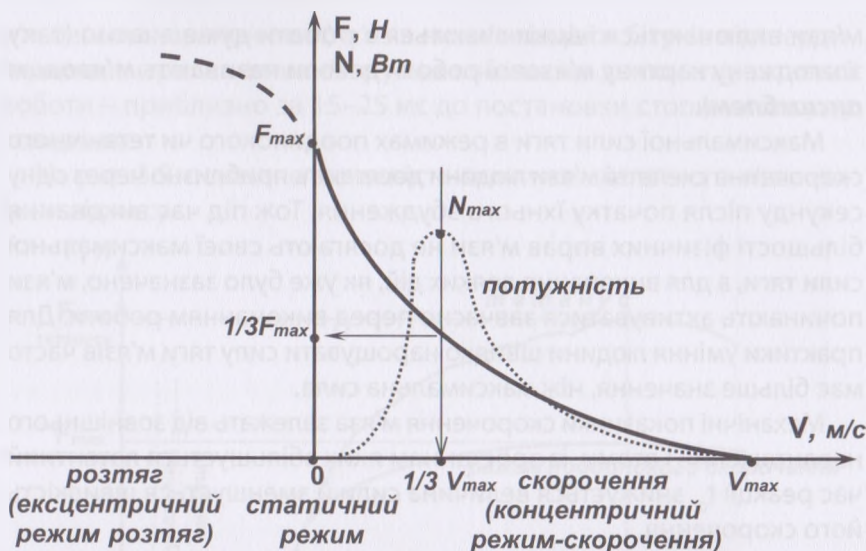


Рис. 3.10. Залежність сили тяги м'яза від швидкості його скорочення (крива Гілла)

Як видно на рис. 3.10, максимальну потужність м'яз людини розвиває в режимі скорочення зі швидкістю, що становить близько третини від максимальної. Сила тяги на його кінцях також становить приблизно третю частину від максимальної ізометричної сили. У разі максимальної швидкості скорочення чи максимальної сили тяги м'яза (які, згідно з кривою Гілла, ніколи не виникають одночасно), потужність його роботи дорівнює нулю, що можна пояснити формулою для розрахунку потужності скорочення м'яза:

$$\vec{N} = \vec{F} \cdot \vec{V}, [Вт]. \quad (3.4)$$

Максимальну економічність м'язової роботи спостерігають, якщо швидкість його скорочення дорівнює двадцяти відсоткам від V_{max} : у вказаному режимі співвідношення енерговитрат м'яза на виконання зовнішньої роботи і її розсіювання під час теплоутворення – найбільше.

Для функціональних м'язових груп залежність сили тяги від швидкості їхнього скорочення (особливо на «краях» характеристики) не зовсім відповідає зображеній на рис. 3.10, проте здебільшого

її загальний характер зберігається, що активно використовують під час виконання різних фізичних вправ. Наприклад, велосипедисти-спринтери використовують частоту педалювання 135–150 об./хв, водночас як їхні колеги-стайєри віддають перевагу частоті 85–95 об./хв, що за максимальної частоти педалювання на велоергометрі без навантаження (близько 450 об./хв) якраз відповідає значенню $1/5$ від V_{\max} (20%). Таке спостерігають в інших видах спорту (плаванні, лижних перегонах, веслуванні тощо), де на різних дистанціях доводиться виконувати саме **спринтерські** або **стайєрські** рухові завдання.

Розрахунок додаткових **енерговитрат на переміщення частин тіла** свідчить, що за частоти рухів, яка відповідає швидкості скорочення м'язів $1/3$ від максимальної, потужність переміщення біологів тіла переважно значно перевищує потужність корисної зовнішньої роботи. Тож спринтери стараються не перевищувати частоту рухів, а велосипедисти-трековики вибирають завищене передавальне число трансмісії лише для підвищення ефективності стартових дій (внесок яких у загальний спортивний результат сягає 60%).

4 БІОМЕХАНІЧНІ АСПЕКТИ СИЛОВИХ І ШВИДКІСНИХ ЯКОСТЕЙ

Моторикою називають сукупність **рухових можливостей** людини, які умовно об'єднують у **рухові або фізичні якості**. Різні рухові завдання (навіть в однакових рухових діях, приміром, у бігу на короткій та довгій дистанції), висувають до організму людини різні вимоги та потребують різних рухових якостей. Рухові якості – це окремі, якісно різні і незалежні одна від одної сторони моторики людини, бо їх забезпечують різні системи і механізми. Поняття «рухова якість» об'єднує ті сторони моторики, які проявляються в однакових характеристиках, однаково вимірюються, мають аналогічні фізіологічні і біомеханічні механізми роботи м'язів і потребують прояву подібних властивостей психіки.

Термін «фізична якість» віддзеркалює рухові можливості людини, в основі яких лежать її природні задатки, – здібності. Фізичні якості – це розвинуті у процесі виховання і цілеспрямованої підготовки рухові задатки людини, які визначають її можливості успішно виконувати певний тип рухових дій.

Розрізняють такі рухові якості: **силові, швидкісні, витривалість, гнучкість і спритність** (рис. 4.1).

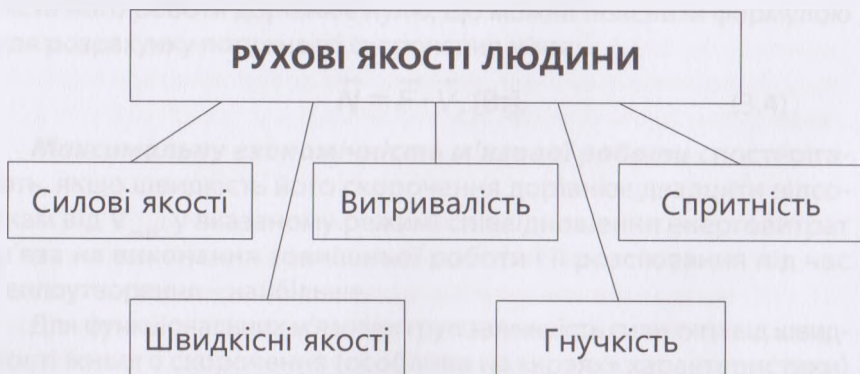


Рис. 4.1. Класифікація рухових якостей людини

4.1. Власне силові якості.

Максимальна сила дії людини

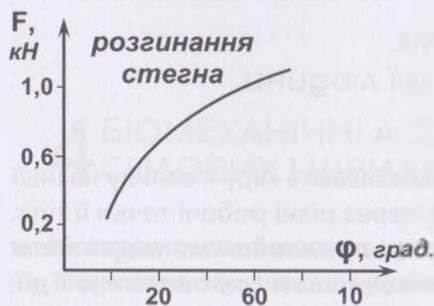
Топографія сили

У біомеханіці **силою дії людини** називають міру її впливу на інші тіла середовища, що передається через різні робочі точки її тіла. Силу дії людини визначають **точкою прикладання, напрямком та модулем** (величиною), а також **початком і тривалістю** її дії. Величина сили дії людини залежить від стану організму та її наміру проявити ту чи ту силу.

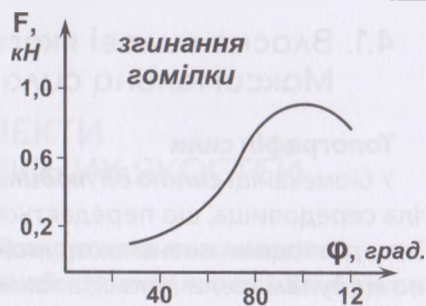
Силові якості умовно можна розділити на **власне силові** та **швидкісно-силові**. Це прояв статичної сили під час ізометричної роботи м'язів та прояв динамічної сили у разі їхньої концентричної (долаючи зовнішній опір) чи ексцентричної (поступаючись зовнішньому опору) роботи.

Сила дії людини безпосередньо залежить від **сили тяги м'язів та від кутів у певних суглобах**. Найбільшу силу активної тяги, завдяки взаємодії міофіламентів у саркомерах міофібрил, м'яз може розвивати за значного скорочення (коли його довжина близька до довжини спокою) і значно меншу – у розтягнутому стані. У разі відносного переміщення частин тіла плече прикладання сили тяги м'язів певних функціональних груп до відповідних кісток може мінятися у 3–4 рази. Однак, ураховуючи, що кожна рухова дія відбувається завдяки скороченню цілих функціональних груп м'язів, закономірності біомеханіки м'язів проявляються тут більш завуальовано, ніж у лабораторному експерименті з ізольованим м'язом.

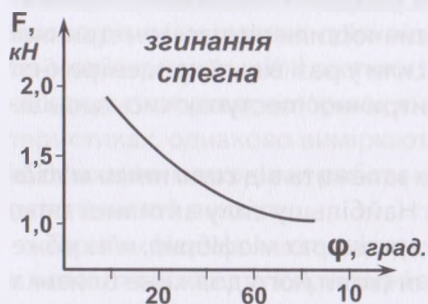
Сила дії людини залежить **від положення її тіла у просторі та від взаємного розташування його частин – пози**, оскільки зі зміною кутів у суглобах змінюється довжина м'язів та плече їхньої обертової дії. Особливо складну картину спостерігають під час виконання рухових дій за участю багатосуглобових м'язів. Експериментальні дані стосовно максимальної сили тяги м'язів, що згинають та розгинають стегна і гомілки за різних кутів у зазначених суглобах, вказано на рис. 4.2.



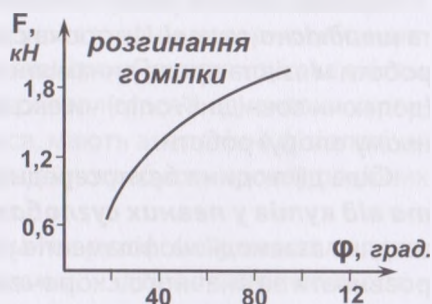
кульшовий суглоб



колінний



кульшовий суглоб



колінний

Рис. 4.2. Залежність максимальної сили згиначів та розгиначів стегна і гомілки від кутів у суглобах

Із даних таблиці 4.1 видно, що у разі прямого кута у ліктьовому суглобі обертовий момент його згиначів порівняно з куту у 180° збільшується приблизно в 4 рази.

Таблиця 4.1

Залежність плеча сили тяги довгої головки двоголового м'яза плеча від кута в ліктьовому суглобі

Суглобовий кут, град.	180	160	140	120	100	80	60
Плеche сили тяги довгої головки двоголового м'яза плеча, мм	11,5	16,8	26,9	37,4	43,5	45,5	39,2

Для кожного односуглобового руху існує певна залежність між суглобовим куту і максимальною силою дії людини (див. рис. 4.2).

Коли ж у русі беруть участь багатосуглобові м'язи (здебільшого так буває), картина ускладнюється, оскільки довжина цих м'язів залежить від кутів у сусідніх суглобах. Наприклад, максимальна сила дії під час згинання у колінному суглобі залежить не тільки від кута у цьому суглобі, а й від кута в кульшовому суглобі.

Виявляється, що в ексцентричному режимі м'язи можуть розвивати силу, яка більша за максимальну статичну силу в 1,2–1,5 рази (рис. 4.3). Під час швидкого розтягу м'язів зовнішніми силами (через пасивний розтяг його послідовних пружних компонентів) максимальна сила тяги м'язів так само може перевищувати максимальну статичну силу, що й використовують, виконуючи інтенсивні замах перед наступною фазою вправи, у швидких повторних діях (наприклад, швидкі вистрибування після присіду, стрибки завдяки згиначам стопи) тощо.

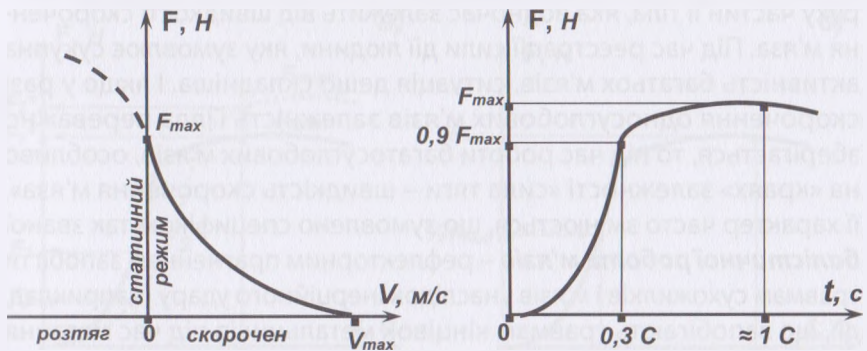


Рис. 4.3. Зв'язок між силою тяги і швидкістю скорочення м'яза в концентричному та ексцентричному режимах (ліворуч) та наростання сили тяги м'яза з плином часу (праворуч)

У певних позах, які називають **критичними**, сили тяги м'язів через надто мале плече їхнього прикладання відносно конкретного суглоба недостатньо для протидії зовнішнім силам (приміром, силам тяжіння, інерції, дії суперника тощо), які створюють більші обертові моменти відносно цього ж суглоба, що може призвести до травм. Тож таких поз слід уникати.

Топографія сили – це співвідношення максимальної статичної сили різних функціональних м'язових груп. У людей, що регулярно виконують певні групи фізичних навантажень, спрямовані на конкретні групи

м'язів (спортивна, професійна діяльність та ін.), порівняно з особами, які таких навантажень не виконують, топографія сили змінюється і залежить від характеру й спрямованості зазначених навантажень. Неправильна топографія сили часто може перешкоджати оволодінню раціональною технікою. Найбільшу силу тяги, як відомо, розвивають м'язи ніг та спини, тому їх й використовують для виконання рухових завдань різного характеру.

4.2. Біомеханічні аспекти швидкісно-силових якостей людини та їх оцінювання

Сили дії людини відповідно до залежності сили тяги м'яза від швидкості його скорочення (кривої А. Гілла) залежать від швидкості руху частин її тіла, яка водночас залежить від швидкості скорочення м'яза. Під час реєстрації сили дії людини, яку зумовлює сукупна активність багатьох м'язів, ситуація дещо складніша. І якщо у разі скорочення односуглобових м'язів залежність Гілла переважно зберігається, то під час роботи багатосуглобових м'язів, особливо на «краях» залежності «сила тяги – швидкість скорочення м'яза», її характер часто змінюється, що зумовлено специфікою так званої **балістичної роботи м'язів** – рефлекторним прагненням запобігти травмам сухожилків і м'язів унаслідок інерційного удару (наприклад, дії, що запобігають травмам кінцівок метальників під час метання полегшених приладів).

Термін «швидкість» вживають не лише для характеристики інтенсивності руху точки або тіла, а й як міру інтенсивності зміни інших показників, зокрема сили.

Сила певних функціональних м'язових груп під час виконання будь-якого рухового завдання постійно змінюється, а від швидкості зміни сили часто залежить кінцевий результат багатьох фізичних вправ спринтерського характеру (стартові та ударні дії, відштовхування від опори в бігу і стрибках, метання, ривки тощо). Максимальну силу необхідно розвивати за малий проміжок часу, позаяк певні фази вправи тривають не довше ніж 0,09–0,25 с, а час, необхідний для досягнення якнайбільшої сили, коливається в межах 0,9–1,0 с (90 % від своєї максимальної сили тяги м'яз людини досягає приблизно за 0,3–0,4 с).

Якщо людина за короткий час встигає розвинути силу, що перевищує аналогічний показник іншої людини (рис. 4.4 а), то, незважаючи на те, що максимальна сила другої людини вища, перша матиме перевагу під час виконання вправ за умов так званого **дефіциту часу**.

Для кількісної характеристики швидкості наростання сили конкретної людини – найбільш об'єктивного показника рівня розвитку швидкісно-силових якостей – використовують три показники:

- час досягнення сили, рівної половині від максимальної; цей показник називають **градієнтом сили**, позначають $t_{1/2}$ і вимірюють у секундах; його застосовують для оцінювання рівня розвитку швидкісно-силових якостей осіб із однаковою або близькою максимальною силою, причому що менший градієнт сили, то ліпше (див. рис. 4.4 б);

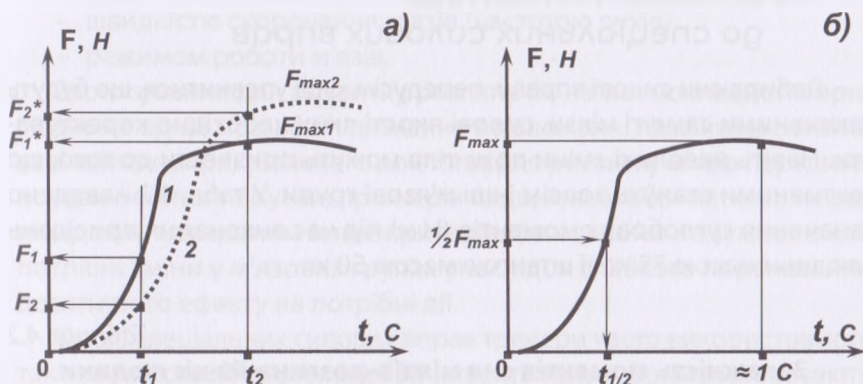


Рис. 4.4. Наростання сили тяги м'язів із плином часу двох різних осіб (а), та визначення градієнта сили (б)

- частка від ділення F_{\max} / t_{\max} : цей показник називають **швидкісно-силовим індексом**; його визначають у Н/с і застосовують для оцінювання рівня розвитку швидкісно-силових якостей осіб із різною максимальною силою, причому що більший швидкісно-силовий індекс, то ліпше;
- **коефіцієнт реактивності** – швидкісно-силовий індекс, поділений на масу тіла людини (своєрідний питомий швидкісно-силовий індекс), який вимірюють у Н/(с·кг) і застосовують для оцінювання рівня розвитку швидкісно-силових якостей осіб,

які переміщують власне тіло (стрибуни, альпіністи та ін.), причому що більший швидкісно-силовий індекс, то ліпше.

Для розрахунку описаних вище показників оцінювання рівня розвитку швидкісно-силових якостей людини необхідна відповідна вимірювальна апаратура – для їхнього розрахунку потрібна кількісна залежність наростання сили дії людини від часу, що обмежує застосування цих показників у масовій фізичній культурі і масовому спорті. Тож на практиці застосовують низку тестів, результати яких, проте, залежать і від інших чинників (спритності, швидкості, навичок виконання конкретного тесту тощо), які не можна вважати достатньо об'єктивними.

4.3. Біомеханічні вимоги до спеціальних силових вправ

Добираючи силові вправи, передусім, слід упевнитися, що будуть активними саме ті м'язи, силові якості яких необхідно коректувати. Навіть невеликі зміни пози тіла можуть призвести до того, що активними стануть зовсім інші м'язові групи. У табл. 4.2 наведено значення суглобових моментів (Н·м) під час виконання присідань людини масою 75 кг зі штангою масою 50 кг.

Таблиця 4.2

Залежність моментів сил м'язів-розгиначів ніг людини від кутів у кульшовому і гомілковостопному суглобах

Кути у суглобах (градуси)		Моменти сил у суглобах (Н·м)		
Кульшовий	Гомілковостопний	Кульшовий	Колінний	Гомілковостопний
145	110	185	170	25
110	130	76	175	4
145	100	185	10	38
165	90	218	-22	22

Сьогодні для багатьох видів спорту складено електроміографічні карти активності основних м'язів під час виконання низки найчастіше застосовуваних фізичних вправ.

Експериментально доведено, що менший приріст сили, але більше перенесення на вправи, до яких спеціально не готувалися, спостерігають у разі тренування м'язових груп у розтягнутому стані і, навпаки, під час тренування коротких м'язів.

Вправи, призначені для виховання силових якостей, необхідних для виконання якоїсь конкретної вправи, називають спеціальними силовими вправами. Із біомеханічних позицій такі вправи повинні відповідати **принципам динамічної відповідності** за Ю. В. Верхошанським, тобто відповідати вправі, до якої готуються, за такими **критеріями**:

- амплітудою та напрямком робочої амплітуди руху;
- акцентованим відрізком робочої амплітуди руху;
- характером навантаження та його величиною;
- швидкістю скорочення м'язів (частотою рухів);
- режимом роботи м'язів.

Застосування для розвитку розгиначів ніг велосипедистів присідань на одній нозі або піднімання в положенні лежачи на похилій лаві вантажу, прикріпленого до стопи, для розвитку м'язів передньої поверхні стегна у бігунів-спринтерів тощо, зовсім або частково не відповідають наведеним вище критеріям, тому вони не зумовлюють потрібні зміни у м'язових групах унаслідок слабого перенесення досягнутого ефекту на потрібні дії.

У ролі спеціальних силових вправ тренери часто використовують так званий **спосіб спряженої дії** навантаження. Вони застосовують вправи, до яких здійснювано підготовку зі штучними довантаженнями (або збільшеним опором рухові), наприклад, метання масивних приладів, біг, стрибки чи ігри з додатковими вантажами на тілі, біг угору, по піску, по снігу тощо.

Дуже перспективним є використання у тренувальному процесі розроблених колективом науковців під керівництвом проф. А. М. Лапутіна **спеціальних «гравітаційних» костюмів із вантажами**, пропорційними масам певних частин тіла та локалізованими якомога ближче до центрів мас цих частин. Ці вантажі пропорційно збільшують навантаження на м'язи, які долають інерцію частин тіла під час виконання швидких рухів і збільшену силу тяжіння. У такому костюмі спортсмен працює за умов, що подібні до гіпергравітації.

4.4. Комплексна та елементарні форми прояву швидкісних якостей

Швидкісні якості (бистрота) характеризуються умінням людини виконувати рухові завдання за мінімальний для цих умов проміжок часу. Водночас передбачено, що рухове завдання виконують упродовж нетривалого часу, отож втоми немає.

Виокремлюють **три елементарні форми прояву швидкісних якостей**, які відносно незалежні одна від одної:

- **частота рухів (темп);**
- **латентний (прихований) час реакції;**
- **швидкість поодинокого руху (за мінімального опору рухові).**

На практиці можна часто зіткнутися з **комплексною формою прояву швидкісних якостей**. Наприклад, у спринтерському бігу результат залежить і від часу реагування на стартовий постріл, і від швидкості зведення стегон у безопорній фазі, і від частоти кроків. Але на спортивний результат значною мірою впливають також силові якості, витривалість, техніка виконання рухових дій та ін. Тож для об'єктивного біомеханічного аналізу власне **елементарні форми прояву швидкісних якостей** є найбільш зручними.

Якщо час моторної реакції можна скоротити завдяки часу оброблення інформації та ухвалення рішення, а частота рухів у процесі тренування може бути значно підвищена (що пов'язане з формуванням раціональної міжм'язової координації та утворенням стійкої рухової навички), то швидкість поодинокого руху характеризується індивідуальними особливостями будови м'язової тканини [співвідношенням кількості швидких (білих, фазичних) та повільних (червоних тонічних) м'язових волокон], і в процесі тренувань її підвищити майже не вдається. Цей феномен може бути використаний під час добору юних спортсменів для їхньої подальшої спортивної спеціалізації. Для цього застосовують простий прилад, зображений на рис. 4.5.

Завдання – якомога швидше провести указкою з одного боку стрижня до другого, згинаючи або розгинаючи будь-яку руку. Торкання до одного контактного кільця запускає електронний секундомір, а до протилежного – вимикає його. Середній час такої дії – 0,23–0,25 с, проте бувають результати як 0,29–0,32 с (що свідчить про недостатню

кількість у м'язах людини швидких волокон для виконання спринтерських завдань), так і 0,18–0,16 с (висока концентрація швидких волокон, потенційний спринтер).

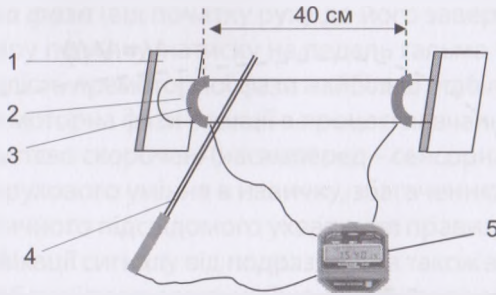


Рис. 4.5. Пристрій для вимірювання часу поодинокого руху:

1 – опорна щічка; 2 – діелектричний стрижень;

3 – металеве контактне кільце; 4 – металева струмопровідна указка;

5 – електронний секундомір

Розрізняють два види рухових завдань, які потребують максимального прояву швидкісних якостей. У першому випадку необхідно показати максимальну миттєву швидкість (стрибки, метання, ударні дії тощо); у другому – за мінімальний час слід виконати все **рухове завдання** (спринтерський забіг, заплив та ін.). Тоді результат залежить і від динаміки (розкладки) швидкості на дистанції.

Доведено, що здатність набирати більшу швидкість на старті та підтримувати її на дистанції – відносно незалежні одна від одної якості, причому час досягнення максимальної швидкості однаковий для майстрів та новачків, водночас як значення цієї максимальної швидкості у них є різним.

У багатьох рухових завданнях, які виконують із максимальною швидкістю, розрізняють дві фази: стартовий розгін та фазу відносної стабілізації швидкості на дистанції (див. рис. 4.6).

У деяких рухових завданнях більш важливим є стартове прискорення (спортивні ігри), у інших – дистанційна швидкість (стрибок у довжину), у третіх – і те, і те (спринтерський біг).

Реєстрація **спідограм** (залежності швидкості пересування від пройденої дистанції) за умов тренувань та змагань дає змогу вибирати найбільш раціональну тактику проходження дистанції, виявити слабкі

сторони підготовленості, а також, використовуючи метод обчислення прискорень у кожному циклі, оцінити силові можливості людини.

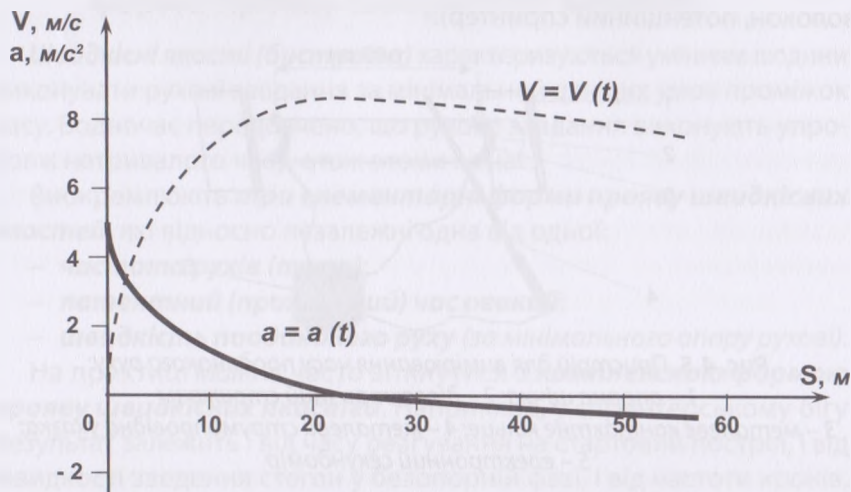


Рис. 4.6. Швидкість та прискорення в спринтерському бігу

Між елементарними формами прояву швидкісних якостей у різних людей кореляція є дуже малою. Наприклад, можна мати добру «реакцію», але повільні рухи і навпаки. Тому вважають, що елементарні форми прояву швидкісних якостей відносно незалежні одна від одної.

У рухових діях циклічного характеру швидкість пересування безпосередньо вираховують за частотою рухів та шляхом, що проходить спортсмен за один цикл.

4.5. Фази рухової реакції.

Види рухових реакцій.

Антиципація як передбачення розвитку ситуації

У рухових реакціях розрізняють такі фази:

- **сенсорна фаза** (від моменту появи сигналу – подразника – до перших ознак м'язової активності, що звичайно виявляють за електроміограмами);

- **премоторна фаза** (до видимого початку руху частини тіла). Перші дві фази утворюють **латентний** (прихований) **час реакції**;
- **моторна фаза** (від початку руху до його завершення, наприклад: удару по м'ячу, натиску на педаль гальма тощо).

Якщо тривалість премоторної фази найбільш стабільна (25–60 мс), то сенсорна та моторна фази реакції в процесі навчання і тренування можуть бути суттєво скорочені (насамперед – сенсорна фаза) завдяки переведенню рухового уміння в навичку, збагаченню рухового досвіду й автоматичного підсвідомого ухвалення правильного рішення під час ідентифікації сигналу від подразника, а також завдяки добору правильної робочої пози для якнайшвидшої реалізації очікуваного рухового завдання й удосконалення робочого місця (спорядження) для зменшення кількості зайвих рухів та амплітуди основних.

Розрізняють **прості** та **складні** рухові реакції.

Прості реакції – це відповідь наперед відомими діями на наперед відомий (відомі) **подразник** (подразники), що раптово з'являється (приміром, відповідь на сигнал старту, натискання кнопки на загоряння лампочки тощо). Тож до простих реакцій зараховують і реакції вибору серед наперед відомих подразників, на кожен з яких заздалегідь відома відповідь (приміром, на появу синього квадрата на екрані монітора – якнайшвидше натискати клавішу «пробілу» на клавіатурі, а на появу жовтого квадрата – у жодному разі не реагувати).

Складні реакції передбачають відповідь на різні невідомі наперед подразники (ситуації) різними діями на вибір залежно від конкретних умов (наприклад, реакція на зміни тактичної обстановки, вибір напрямку та сили удару залежно від дій суперника, ухвалення тактичного рішення у складній дорожній ситуації та ін., а також реагування на об'єкти, що рухаються, – РРО). Таким чином, реакції простого вибору є простими, а складними руховими реакціями вважають лише ті, які вимагають блискавичного оброблення значного обсягу інформації про довкілля і внутрішній стан та вибору (навіть синтезу) із широкого арсеналу можливих технічних дій найефективніших у цій ситуації.

Для успішних дій під час РРО необхідно мати певний мінімальний (так званий **критичний**) час автоматичного супроводу очима для спостереження за рухом об'єкта (м'яча, волана, суперника тощо)

аж до повороту голови у зону можливого його перехоплення, яке здійснюється приблизно через 120 мс після початку супроводу. Якщо поворот голови слідом за об'єктом спостереження не встигнуто зробити або час слідкування взагалі малий, успішність таких дій різко знижується.

Велике значення у складних реакціях має **антиципація** (передбачення) вірогідного розвитку ситуації (наприклад, очікуваних дій суперника, вірогідної зміни тактичної ситуації та ін.) за великою кількістю вторинних ознак (приміром, напрямку погляду, характеру розбігу, замаху нападника під час виконання штрафного удару, його особистих уподобань). У разі завдання удару або кидка по воротах у спортивних іграх є певні **мертві зони** воріт, із яких воротар не може відбити м'яч за умови початку його дії після моменту виконання удару згідно з правилами змагань (РРО). Водночас, правильно передбачивши (але не слід вживати «розгадавши»!) напрямку удару (кидка), воротар починає діяти (невидима сенсорна фаза рухової реакції) завчасно, і з моменту виконання удару відразу починається видима усім моторна фаза його реакції. Завужування сутності поняття «антиципація» до відгадування дій суперника не розкриває його істинного значення. Але власне антиципація дає змогу кваліфікованим фахівцям досягати вершин у більшості видів людської діяльності: підсвідомо (бо свідомість постійно зайнята виконанням тактичних і стратегічних завдань, а часто й переробленням вербальної інформації) аналізуючи безліч, на перший погляд, неголовних чинників, вони ухвалюють рішення про свої майбутні дії значно раніше від молодих недосвідчених конкурентів, виконуючи незрозумілі їм **дії на випередження**, що дає змогу бути винахідливішими, надійнішими, несподіванішими, значно швидшими й безпечнішими. Саме антиципація дає людині змогу якнайповніше проявити усі свої рухові якості, можливості й навички.

5 БІОМЕХАНІЧНІ АСПЕКТИ ВИТРИВАЛОСТІ, ГНУЧКОСТІ І СПРИТНОСТІ

5.1. Ергометрія.

Правило оборотності рухових завдань

Ергометрією називають сукупність методів кількісного вимірювання й оцінювання фізичної працездатності людини – здатності виконувати певну механічну роботу в статичному або динамічному режимах.

У будь-яких точно регламентованих **рухових завданнях** завжди задано два з трьох показників:

- **інтенсивність** (швидкість руху, темп, потужність роботи або величина сили);
- **обсяг** (дистанція, виконана робота або імпульс сили);
- **час виконання**.

Ці показники, які використовують для вимірювання фізичної працездатності людини, називають **ергометричними**. У суворо регламентованому руховому завданні два з них **задають**, а третій **вимірюють**. Якщо величини інтенсивності, обсягу та часу відповідають одна одній, то, як доведено експериментально, за різних варіантів регламентації рухового завдання завжди отримують однакові результати. Тож результати виконання рухових завдань одного типу можна переносити на виконання завдання іншого типу: це так зване **правило оборотності рухових завдань**. Наприклад, можна задавати дистанцію й інтенсивність руху (традиційна практика у більшості видів спорту, де необхідно якнайшвидше подолати певну дистанцію), а вимірювати час виконання такого рухового завдання, або задавати час та інтенсивність (приміром, годинні перегони на велотреку, постановка рухового завдання у відомому всім тесті Купера тощо), а вимірювати пройдену дистанцію. В обох випадках за умови максимальної мотивації особи, яка виконує рухове завдання, результати будуть однаковими, бо якщо вона, наприклад, здатна пробігти

дистанцію 3 км за 15 хв, то під час завдання пробігти найбільшу дистанцію за 12 хв (тест Купера) вона подолає ті ж 3 км. Таким чином, конкретний варіант завдання для ергометричних показників не має значення. Це і є **правило оборотності рухових завдань**.

У всіх видах спорту циклічного характеру залежність між довжиною дистанції та рекордним часом є прямолінійною і може бути описана рівнянням прямої лінії:

$$D = a + b \cdot t_m \text{ [м]}, \quad (5.1)$$

де D – дистанція;

t_m – час;

a і b – коефіцієнти.

Біомеханічна інтерпретація зазначених коефіцієнтів є такою: a – величина дистанції, що може бути пройдена завдяки анаеробним джерелам енергії; b – максимальна (критична) швидкість пересування, якої може бути досягнуто завдяки аеробним джерелам енергозабезпечення.

Дистанцію анаеробних резервів та критичні швидкості, розрахованих за наведеним вище рівнянням, представлено в табл. 5.1.

Таблиця 5.1

Розрахунок дистанції, яку можна пройти завдяки анаеробним резервам у різних видах спорту

Коефіцієнт a , м	Коефіцієнт b , м/с	Вид спорту
40	1,60	плавання
240	5,92	легкоатлетичний біг
199	11,2	біг на ковзанах
206	13,5	велосипедний спорт

5.2. Фази втоми та її біомеханічні прояви

Утомою називають викликане фізичною роботою тимчасове зниження працездатності. Утома буває розумовою, сенсорною, емоційною, творчою, фізичною тощо. Біомеханіка вивчає фізичну втому.

Під час м'язової роботи втома проходить дві **фази**:

- **фазу компенсованої втоми**, яка характеризується тим, що людина, незважаючи на наростання труднощів (неприємні больові відчуття у м'язах та внутрішніх органах, нестача кисню, підвищення температури, сильне потовиділення тощо), утримує задану інтенсивність виконання рухового завдання завдяки змінам у техніці (зменшенню довжини та збільшенню частоти кроків, залученню у роботу додаткових «неекономічних» м'язових груп та виключенню з роботи «зайвих» у виконанні заданого рухового завдання м'язів (наприклад, мімічних, тих, що сковують позу), перебудови кінематичної структури рухових дій, зниженню опору рухові завдяки корекції пози (стійки, посадки), зменшенню внутрішньоциклових коливань швидкості центр мас тіла (ЦМТ) та ін.). Це часто призводить до зростання загальних енерговитрат організму для «розвантаження» основних робочих м'язових груп. Динамічний аналіз силових характеристик рухових дій у стані компенсованої втоми переважно показує їхню високу раціональність і досконалішу міжм'язову координацію;
- **фазу декомпенсованої втоми**, за якої людина, незважаючи на всі намагання, не може зберегти попередню інтенсивність виконання рухового завдання; водночас максимальні і середні зусилля зменшуються удвічі і більше (різко зменшується інтенсивність виконання вправи), розладнується біомеханічна структура і втрачається індивідуальний «стиль» (порушення міжм'язової координації) рухових дій, істотно порушується загальна координація, настає локальна втома певних функціональних груп м'язів та загальне закислення організму, людина втрачає контроль над виконанням рухового завдання, порушується баланс між продукцією та утилізацією лактату.

Спортивна, військова та виробнича практика часто передбачає добір таких режимів виконання рухового завдання, за яких компенсована втома настає незабаром після початку роботи й переходить у некомпенсовану фазу відразу після її завершення (максималізація використання рухового потенціалу). Проте часто різні обставини не дають змоги у повному обсязі використати руховий потенціал людини, або навпаки – призводять до передчасної декомпенсованої втоми.

5.3. Витривалість як здатність протистояти втомі

Загальний і латентні показники оцінювання витривалості

Якщо різним особам запропонувати виконання того самого рухового завдання, то ознаки втоми у них проявляються у різний час. Причиною цього є різний рівень **витривалості**. Витривалість – це здатність організму протистояти **втомі**. У більш витривалих людей і перша, і друга фази втоми настають значно пізніше.

Абсолютний показник рівня витривалості – це час, упродовж якого людина може підтримувати задану інтенсивність виконання рухового завдання. Зазвичай за таким показником найвитривалішими є молоді чоловіки у віці 22–26 років.

Якщо врахувати індивідуальний розвиток рухових якостей конкретної особи, то виявиться, що для оцінювання витривалості у цьому разі більше пасують **відносні (латентні)** показники:

- **коефіцієнт витривалості** – це відношення ліпшого часу подолання певного відрізка всієї дистанції до середнього часу долання такого її відрізка. Оскільки коефіцієнт витривалості безрозмірний і не залежить ні від дистанції, ні від виду пересування, ні від кваліфікації, віку чи статі людини, його застосовують для порівняння рівня розвитку витривалості різних осіб під час виконання різних рухових завдань. Наприклад, можна порівнювати часи виконання перших, других, третіх і т.д. десяти присідань, відтискань чи інших специфічних для конкретного виду рухової діяльності і посильних для конкретної групи осіб циклічних рухових завдань або ж їхню кількість за перші 10 с, за другі, за треті тощо;
- **запас швидкості (за М. Г. Озолінім)** – різниця між середнім часом подолання відрізка дистанції та ліпшим часом долання такого відрізка. Проте слід ураховувати, що зі зменшенням величини дистанції за однакової довжини відрізка (наприклад, 100 м) запас швидкості зменшується від 5 с для 10 км до 1 с для 400 м.

Латентні показники дають змогу виявити структуру підготовленості конкретної особи незалежно від виду рухового завдання, його кваліфікації, віку, статі та ін.

Економічність м'язової роботи оцінюють за валовим бруutto-коефіцієнтом, нетто-коефіцієнтом та дельта-коефіцієнтом:

- **бруutto-коефіцієнт** – це відношення виконаної роботи (у Дж) до витраченої людиною енергії (у Дж);
- **нетто-коефіцієнт** – це відношення виконаної механічної роботи до витраченої енергії без урахування енерговитрат на основний обмін у робочій позі;
- **дельта-коефіцієнт** – це порівняння величин виконаної роботи та енерговитрат у двох ідентичних рухових завданнях різної інтенсивності.

Коефіцієнти економічності роботи не завжди придатні для порівняння економічності виконання різних за характером рухових завдань, позаяк **константи шляху** – енерговитрати на подолання 1 метра дистанції – можуть істотно відрізнятись.

Окрім того, слід урахувувати, що під час тривалих фізичних навантажень лімітувальним чинником є не транспортні системи, а м'язи. Отож тоді досліджувані обирають такі режими роботи, які забезпечують можливість завершення рухового завдання без локальної втоми певних м'язів або закислення всього організму всупереч зниженню загальної економічності рухових дій.

5.4. Біомеханічні аспекти енергетики фізичних вправ

Під час вивчення біоенергетики рухових дій доцільно окреслити **джерела енергії** для виконання фізичних вправ та визначити, на що цю енергію витрачено.

Джерела енергії можуть бути **зовнішніми і внутрішніми**. До зовнішніх джерел енергії біомеханічної системи «людина» належать:

- **потенціальна енергія системи у полі сил тяжіння** $E_n = m \cdot g \cdot h$ [Дж], де h – висота піднімання ЦМТ відносно обраного рівня. Це джерело енергії використовують під час спуску з гори на автомобілі, мотоциклі, велосипеді, лижах, санках і бобах, а також у стрибках із парашутом, у планеризмі, на спусках траси легкоатлетичного кросу тощо;

- **енергія механізмів або тварин** (механічні двигуни, коні, собаки, олені);
- **енергія інших осіб** (акробатичні групові вправи, фігурне катання на ковзанах, одноборства, парні велосипедні гонки, страхування під час тренувань та ін.);
- **енергія руху середовища** (сила вітру, течія води).

Внутрішні джерела енергії – це два види джерел внутрішньої продукції енергії: анаеробні та аеробні. Найбільшу величину енергії, що звільняється під час виконання м'язової роботи, визначають за величинами максимального **кисневого боргу** та **кисневої ємності** (добутку часу роботи на швидкість споживання кисню).

Сумарна енергія: $E_x = A + B \cdot t_{max}$, де A – анаеробна енергопродукція (кал., Дж), B – потужність аеробної продукції енергії (кал./хв, Вт); t_{max} – гранична тривалість роботи (год).

Така математична залежність справедлива лише у своїх загальних рисах. Насправді її ускладнюють додаткові чинники, наприклад, вірогідність локальної втоми окремих м'язових груп, сповільнення розгортання аеробних процесів на початку м'язової роботи, неоднакова економічність м'язової роботи різної тривалості тощо.

Витрати енергії людського організму здійснюються у декількох напрямках, причому питома вага енерговитрат тут теж неоднакова і залежить від багатьох чинників, зокрема й від параметрів рухової діяльності:

- **витрати енергії на виконання зовнішньої механічної роботи** (подолання сил опору рухові, сил тяжіння та сил інерції, витрати на згасальні коливання частин тіла, а також спорядження), які інколи досягають 85 % від загальних енерговитрат;
- **енерговитрати на переміщення частин тіла** (за кожен цикл рухів необхідно розганяти й гальмувати, а також піднімати й опускати певні частини тіла, як це буває під час ходьби, бігу, веслування, плавання, їзди на велосипеді тощо). Водночас, ураховуючи неповну інтеркомпенсованість та рекуперованість м'язових джерел енергії, за кожен цикл рухів втрачається певна частка енергії біомеханічної системи, яка у разі виконання вправ високої інтенсивності інколи досягає 90 % від загальних енерговитрат людини;

- **витрати енергії для забезпечення утримувальної, фіксувальної та зміцнювальної роботи м'язів**, а також енерговитрати на роботу м'язів, які досягають 5–20 %;
- **витрати енергії на основний обмін** (який є найменшим лежачи і найбільшим – стоячи у складній робочій позі);
- **витрати енергії на тертя, коливання внутрішніх органів і тканин**.

Енерговитрати різних осіб для виконання однакових рухових завдань є різними. Наприклад, у разі плавання з однаковою швидкістю на дистанції 150 м (час 146 с) запит кисню у плавців-третьорозрядників становить у середньому 5486 мл/хв, а у майстрів спорту – лише 2726 мл/хв, тобто удвічі менше.

5.5. Біомеханічні критерії економізації спортивної техніки

Стосовно біомеханічних позицій є два шляхи підвищення економічності рухових дій:

- зниження величини енерговитрат у кожному циклі рухової дії;
- рекуперація енергії (тобто її перехід із кінетичної фракції в потенціальну і навпаки).

Перший шлях реалізують такими способами:

- а) усуненням зайвих рухів та зайвих скорочень м'язів (наприклад, м'язів обличчя, м'язів, що надто «сковують» позу тощо);
- б) зменшенням зовнішнього опору рухові (опір води, повітря, снігу, сил тертя);
- в) зменшенням внутрішньоциклових коливань швидкості;
- г) зменшенням ударних навантажень, що призводять до коливань в елементах обладнання і спорядження й у тканинах і органах людини;
- д) вибором оптимального співвідношення між силою та швидкістю скорочення основних функціональних груп м'язів.

Другий шлях реалізують завдяки зменшенню енерговитрат на переміщення частин тіла, які неминучі під час виконання майже усіх рухових дій. Енерговитрати на переміщення кінцівок та інших частин тіла вводять у величину виконаної механічної роботи у разі оцінювання

її економічності. Коефіцієнт рекуперації енергії вказує, яка частка кінетичної енергії певних частин тіла переходить у потенціальну і навпаки, а яка губиться безповоротно за кожен цикл рухів.

5.6. Біомеханічні особливості активної та пасивної гнучкості

Гнучкістю називають здатність виконувати рухи в суглобах з великою амплітудою. Стосовно більшості суглобів ліпше підходить термін «рухливість у суглобі». Для оцінювання гнучкості використовують гоніометричні показники.

Розрізняють **активну** та **пасивну гнучкість**.

Активна гнучкість – це здатність до виконання рухів у будь-якому суглобі з великою амплітудою завдяки активності м'язів, що проходять через цей суглоб (наприклад, амплітуда піднімання ноги у рівновазі «ластівка»).

Пасивну гнучкість спостерігають під час досягнення найвищої амплітуди рухів у суглобах завдяки зовнішнім силам (вазі тіла та його частин, силі інерції, дії іншої кінцівки, тренера, партнера тощо).

Різницю між активною і пасивною гнучкістю називають **дефіцитом активної гнучкості**. Її визначають за залежністю «сила тяги – довжина вільного м'яза», а точніше, за найбільшою силою тяги, яку може проявити м'яз за свого найбільшого скорочення. Якщо ця сила недостатня для подальшого взаємного переміщення з'єднаних суглобом частин тіла, йдеться про активну недостатність м'яза. Дефіцит гнучкості може бути знижений через регулярне виконання силових вправ із великою амплітудою рухів.

У деяких випадках [стрибки на лижах із трампліна, біг на ковзанах, ривок штанги (у низькому сиді), майже в усіх видах плавання] показники активної гнучкості під час згинання стопи тісно пов'язані з амплітудою змагальних вправ, і спортсмени з високими показниками гнучкості мають перевагу.

Не слід вимірювати гнучкість лінійними показниками без урахування індивідуальних антропометричних особливостей конкретних осіб: потрібно безпосередньо або за матеріалами оптичної реєстрації кінематики рухових дій визначати кути в потрібних суглобах.

5.7. Біомеханічне обґрунтування спритності

Рівень розвитку певних рухових якостей – один із чинників, які зумовлюють можливості людини впевнено оволодівати технікою конкретних рухових дій, де ці якості проявляються більшою мірою. Виявлено, що схильність до розвитку деяких рухових якостей спадково зумовлена. Це стосується відносної сили, витривалості, гнучкості, простої рухової реакції, швидкості поодинокого руху, стрибучості, координації у простих за структурою рухових завданнях, здатності зберігати стійку рівновагу свого тіла в статичній і в динамічній.

Від координації рухових дій значною мірою залежить успішність оволодіння технікою складних рухових завдань (гімнастичних вправ, бар'єрного бігу, боксу тощо). Ступінь початкового розвитку гнучкості – основний показник для оволодіння гімнастикою, фігурним катанням на ковзанах, плаванням. Тривалість простої рухової реакції – один із визначальних показників успішного навчання техніки акробатичних вправ. Рівень розвитку швидко-силових якостей важливий для техніки фігурного катання на ковзанах, а швидкість переміщення – для бігу на короткі дистанції і спортивних ігор. Спритність зумовлює здатність опанувати техніку гри у різних спортивних іграх та інших складнокоординаційних рухових діях.

Досліджуючи спритність, належить враховувати рівень розвитку специфічних відчуттів, інтелектуальний розвиток та ін. Специфічні відчуття пов'язані з індивідуальними особливостями сенсорики – зорового аналізатора, тактильної та м'язово-суглобової чутливості, вестибулярної та вестибуло-вегетативної реакції, оцінювання просторових характеристик, мікроінтервалів часу тощо.

Специфічні якості визначають уміння швидко оволодівати новими діями, точно диференціювати та керувати різними характеристиками рухових дій, імпровізувати та комбінувати. Виявлено, що дівчата, які мають ліпше відчуття часу, успішніше навчаються техніки спортивної гімнастики. Застосування спеціальних вправ, спрямованих на розвиток відчуття часу, підвищує швидкість простої реакції, що дає перевагу у разі оволодіння деякими складнокоординаційними діями. Глибина різкості, гострота і периферійність зору – передумова досягнення успіху під час оволодіння технікою спортивних ігор, одноборств

у технічних видах спорту, стрільби. Здатність точно визначати віддалі до певних об'єктів необхідна представникам багатьох професій, зокрема спортсменам; обмеженість периферійного зору негативно позначається на виконанні рухових дій майже будь-якого характеру.

На якість оволодіння технікою складнокоординаційних дій певною мірою впливає рівень розвитку інтелекту людини, однак його роль у виконанні рухових завдань відрізняється від виконання пізнавальних. Так, запас знань, яким людина здатна оволодіти, – одна з ознак її інтелектуального розвитку, а кількість різноманітних рухових умінь (навичок), якими вона володіє, не дає підстав для категоричного ствердження про рівень її інтелекту. Для здатності оволодівати технікою елементарних дій не потрібно високого рівня розвитку інтелекту, а на ступінь досконалості оволодіння технікою складнокоординаційних рухових дій рівень розвитку інтелектуальної сфери має конкретний вплив.

Водночас велику роль відіграють:

- здатність до концентрації уваги на рухових діях, які виконують, на рухових відчуттях, які виникають, та на ситуаціях, супутнім цим діям;
- спостережливість – здатність утримувати в полі зору різні об'єкти;
- уміння уявляти рухові дії ще перед їх виконанням;
- винахідливість і швидкість мислення (здатність своєчасної та відповідної рухової орієнтації в ситуаціях, що змінюються, його критичність і точність асоціацій);
- точність сприйняття (схоплення);
- здатність стежити за чіткістю своїх дій під час керування ними.

У разі навчання рухових дій вирішальне значення має пам'ять – здатність запам'ятовувати образи рухів, які вивчають, відповідний порядок їх відтворення, ситуації, типові для цієї дії, а ще більше – рухова пам'ять – здатність безпомилково керувати своїм руховим апаратом, а саме м'язами, зберігаючи сліди відчуттів від різноманітних характеристик виконаних рухових дій.

Гострота кінестезійних відчуттів зумовлює ступінь розвитку координаційних можливостей. Залежно від розвитку кінестезійної чутливості можна робити висновки про так звану рухову

інтелігентність. Особи з більш розвиненими руховими відчуттями швидше опановують техніку складних рухових дій і виправляють допущені неточності. Їхні рухи координованіші, спритніші, «розумніші».

Точної диференціації зусиль набувають лише у результаті багаторазових повторень. Часто лише після декількох тижнів занять у людини раптово виникає чітке уявлення про спосіб виконання цієї дії, і вона стверджує, що лише тепер до кінця зрозуміла, як потрібно діяти. З перших етапів навчання техніки рухової дії увагу учнів треба загострювати не тільки на структурі рухових дій, які вивчають, а й на тих відчуттях, які ці дії викликають у тій чи тій частині тіла, групі м'язів, суглобах чи у тілі в цілому. Неточність інформації, яку отримують завдяки кінестезійним відчуттям, виникає у кваліфікованих фахівців через притуплення внутрішньої уваги, яке може наставати в результаті втоми, гострих емоційних перевантажень, внесення у структуру фізичних вправ, що виконуються, нових деталей. Розвинута кінестезійна чутливість притупляється і в результаті довготривалих перерв у заняттях. Ступінь інформативності кінестезійних відчуттів значною мірою залежить від рухового досвіду.

Найбільш інформативним чинником у керуванні руховими діями є відчуття швидкості та величини прикладених зусиль. Завдання тренера-педагога полягає в тому, щоб розвивати у свого вихованця не лише «відчуття руху» у цьому виді рухової діяльності, а й залежно від його спеціалізації також специфічні відчуття: простору (дистанції), величини зусиль, відчуття часу (відчуття швидкості), дії середовища (повітря, снігу, льоду, води, приладу, м'яча, суперника чи партнера) тощо.

Отже, можна сформулювати означення такої важливої рухової якості людини, як спритність.

Традиційне означення спритності – це здатність людини швидко, точно, доцільно, економно і винахідливо – тобто найбільш досконало – виконувати рухові завдання (особливо складні, що виникають несподівано).

Проте більш правильно означувати **спритність** як здатність виконувати різні рухові завдання найбільш відповідно до умов зовнішньої та внутрішньої ситуації.

У *структурі спритності* виокремлюють:

- **здатність швидко оволодівати новими руховими діями**, яка необхідна у складнокоординованих рухових діях, – там, де рухова діяльність характеризується особливо широкою різноманітністю та підвищеною координаційною складністю;
- **уміння диференціювати й керувати різними характеристиками своїх рухових дій**, яке проявляється під час варіації силових, часових, просторових та просторово-часових характеристик рухових дій, під час забезпечення їхньої плавності чи збереження рівноваги. Ці здатності важливі майже в усіх видах рухової діяльності, незалежно від їхньої складності та багатогранності;
- **здатність імпровізувати й комбінувати** – важливий чинник, який визначає результативність рухових дій у складних взаємодіях між членами колективів та між конкретними особами, а також у разі долання дистанції за постійно змінних обставин.

Високий рівень розвитку спритності дає змогу людині раціонально використовувати власний обсяг рухових навичок та власні рухові якості – швидкісні, силові, витривалість та гнучкість, забезпечувати необхідну варіативність своїх дій залежно від конкретних обставин виконання різноманітних фізичних вправ.

Спритність залежить: а) від рухової підготовленості людини, від кількості, складності та різнобічності засвоєних нею рухових навичок; б) від швидкості та оперативності сприйняття й оброблення зовнішньої інформації; в) від рівня розвитку спеціалізованих відчуттів.

5.8. Лабораторний та природний способи кількісного оцінювання рівня розвитку спритності

У практиці використовують два способи оцінювання спритності: лабораторний і природний.

Лабораторний спосіб полягає у кількісному та якісному оцінюванні правильності та оперативності відповідей людини на завчасно

підготовлені та оцінені експертами рухові ситуації, які змодельовано на тренажері, на екрані, на макеті, у вигляді схем, рисунків, текстових завдань тощо. Для деяких видів людської діяльності розроблено пакет прикладних програм для експрес-оцінювання спритності людини за допомогою ПЕВМ, що має значні переваги під час повторного контролю, оскільки нові результати можна легко порівняти з попередніми.

Природний спосіб полягає в оцінюванні кількості, правильності та успішності технічних і тактичних прийомів, які виконала конкретна особа упродовж експерименту (у спорті – упродовж гри, поєдинку та ін.). Для цього використовують спеціально розроблені способи стенографування змагальних, виробничих, побутових чи інших рухових дій людини та методики їхнього оцінювання.

Лабораторний спосіб більш об'єктивний, позаяк дає змогу порівняти розвиток спритності різних осіб за однакових умов і багаторазово повторювати експеримент. Проте в лабораторії надзвичайно важко об'єктивно змодельувати обстановку реальної діяльності з усіма її особливостями, а також дати змогу людині реагувати на поставлене завдання іншими, ніж вербальний або письмовий, способами.

Розроблена в лабораторіях ЛДУФК ім. Івана Боберського методика оцінювання специфічних можливостей людини, що передбачає проведення низки порівняно простих в організації тестів, пройшла успішну апробацію в лабораторії та НТЗ спортсменів найвищої кваліфікації. Одержані результати заносять у розроблені протоколи стандартної форми, відповідно оцінюють за семибальною шкалою окремо для кожного випробування, а в кінці обстеження розраховують загальну оцінку та записують висновок експерта, що проводив тестування.

Такі обстеження давно застосовують як обов'язкові для представників професій підвищеного ризику (водії, пілоти, оператори, диспетчери та ін.), а також для спортсменів. Статистично імовірно зниження аварійності й травматизму на транспорті, у виробництві та в спорті – вагомий доказ доцільності широкого впровадження таких обстежень в Україні.

5.9. Специфічні якості та їхнє значення для техніки виконання фізичних вправ

Розглядаючи структуру спритності, можна зробити висновок, що для повної реалізації своїх потенційних силових і швидкісних можливостей, витривалості і гнучкості людина повинна володіти низкою специфічних якостей.

Здатність **швидко осмислювати, розуміти й опанувати нові для конкретної людини завдання**: швидко, точно, стабільно упродовж тривалого часу і без збоїв реагувати на подразники різного характеру, а також розподіляти і концентрувати увагу на певних явищах, предметах та їхній поведінці. Слід зауважити, що значною мірою це зумовлене рівнем розвитку її інтелекту.

Можливість **точно визначити віддаль** до конкретних об'єктів **та вектор швидкості** їхнього руху – рівень розвитку **стереоскопічного зору**. Стереоскопічний (бінокулярний) зір – це підстава для оцінювання **віддалі** до сусідніх об'єктів (транспортних засобів, різноманітних перешкод на шляху, до краю майданчика, до воріт, планки, суперника чи партнера тощо), а також **її зміни** (тобто вектора швидкості руху об'єктів, зокрема власного тіла відносно обраної системи відліку).

Точність кінестезійних сприйнять, яка дає змогу об'єктивно оцінювати й відтворювати власну позу (кути в суглобах) та вектори зусиль, які докладають (також сили тяжіння та інерції, які діють на певні частини тіла, опір середовища, дію людини на опору, предмети, інших людей). Ураховуючи малу кількість в органах людини потрібних для цього рецепторів (**тактильні рецептори та органи Гольджі** на суглобових поверхнях) і величезне значення **тактильно-силової інформації** для успішного керування руховими діями, кінестезійні можливості відіграють у структурі спритності дуже важливу роль.

Відчуття часу – уміння точно оцінювати часові інтервали різної тривалості та їхнє чергування (часовий ритм) – широко описано у спеціальній літературі, його можна легко контролювати за стандартних та специфічних умов і тренувати. Для певних видів спорту та конкретних ситуацій розроблено і детально описано методики і шкали оцінювання точності відчуття часових характеристик, а також запропоновано різні варіанти підготовки для поліпшення цих можливостей.

6 БІОМЕХАНІЧНІ ОСОБЛИВОСТІ РУХОВОГО АПАРАТУ ЛЮДИНИ

6.1. Біомеханічна система як модель живого рухового механізму

Рухові дії людини істотно залежать від будови та властивостей її тіла. З одного боку, надзвичайно складна будова і функції живого тіла людини зумовлюють велику складність як рухових дій, так і процесів керування ними. Але, з другого боку, це дає змогу реалізувати надзвичайну різноманітність рухових дій, недоступних жодній, навіть найбільш досконалій машині.

Біомеханіка вивчає переважно ті особливості будови і функцій тіла людини та її опорно-рухового апарату, які мають найбільше значення для реалізації та удосконалення рухової діяльності. Не беручи до уваги анатомічної будови і фізіологічних механізмів забезпечення рухової діяльності, досліджують спрощену модель тіла людини – **біомеханічну систему** (БМС). Вона має основні властивості живого тіла, що важливі для виконання рухової функції, але не містить більшості не головних для біомеханічного аналізу особливостей його будови і функцій.

Під час математичних розрахунків із використанням БМС замість живого організму припускають таке:

- кінематичні і динамічні характеристики БМС відповідають аналогічним характеристикам живого організму, який досліджують;
- нехтують різницею в анатомічній будові правої та лівої частин тіла;
- спрощені моделі живих частин тіла (біоланки) вважають «миттєво затверділими» жорсткими тілами, не ураховуючи, що частини реального тіла є «живою масою»;
- тертя в тканинах і в суглобах належать до внутрішніх втрат, якими знехтувати неможливо і які враховують у разі виведення коефіцієнта механічної ефективності роботи м'язів;

- нехтують переміщеннями у деяких суглобах залежно від завдання дослідження й характеру рухової дії;
 - багатовісні суглоби за наявності певної керувальної роботи м'язів найчастіше вважають простими одновісними шарнірами відповідно до рухових дій, які аналізують;
 - гнучкістю тулуба у всіх площинах, зумовлених анатомічною будовою хребців, звичайно нехтують чи представляють тулуб як дві (верхня і нижня) або три (шийний, грудинний і поперековий відділи), які мають змогу зміщуватися один відносно одного.
- Отже, БМС – це спрощена копія – модель живого тіла людини, на якій можна вивчати закономірності її рухових дій.

6.2. Біомеханічні пари та ланцюги біоланок

Майже всі рухомі з'єднання людського організму – обертові, і лише деякі з них (що не беруть активної участі у руховій діяльності людини) допускають поступальне ковзання однієї частини тіла відносно іншої. І лише один суглоб допускає гвинтовий рух. Тож у БМС аналізують лише обертові з'єднання біоланок. Спрощену модель рухомого з'єднання двох сусідніх частин тіла (суглоба) називають **біопарою**, а біоланки, поєднані між собою біопарами, з'єднуються в **біокінематичні ланцюги**. Прикладені до них сили (навантаження) викликають деформації цих ланцюгів, тобто зміни взаємного положення їхніх складників та зміну їхнього руху.

Таким чином, **біокінематична пара** – рухоме (кінематичне) з'єднання двох біоланок – це спрощена модель суглоба, будова якого і керувальні дії м'язів визначають можливі варіанти взаємного механічного переміщення з'єднаних ним біоланок.

У неживих механізмах, як і в побудованих із них машинах, з'єднання певних деталей або частин – кінематичні пари – звичайно сконструйовані таким чином, аби дати змогу здійснювати лише певні, заздалегідь задані взаємні переміщення. Вони завжди обмежені або можливими **ступенями свободи**, або додатковими **в'язями**. Натомість у живих системах способи з'єднання біоланок у біокінематичні ланцюги однозначно не визначають можливостей рухів у суглобах (наприклад, їхній напрямок чи розмах). Рухи біомеханічних важелів,

які передають рух і зусилля, та маятників, які зберігають рух, що почався раніше, визначають м'язові скорочення, якими керує ЦНС.

У живому організмі розрізняють три **анатомічні види в'язей** – **кісткові** (форми суглобових поверхонь, які визначають можливі напрямки обертання у суглобі, і кісткові обмежувачі максимальної амплітуди такого обертання), **сухожилльні** (які теж обмежують максимальну амплітуду рухливості у суглобі) і **м'язові** (визначають режим руху в суглобі – його напрямок і кутову швидкість), а також два **функціональні види в'язей**: а) **геометричні** (постійні перешкоди переміщенню в кожному конкретному напрямку, приміром кісткові обмеження в суглобі) і б) **кінематичні** (регулювання напрямку руху, кутової швидкості й амплітуди обертання у суглобах завдяки керуванню скороченням м'язів-антагоністів).

Біокінематичний ланцюг – це послідовне **незамкнуте** (розгалужене або відкрите) або **замкнуте** з'єднання кількох біоланок біокінематичними парами (наприклад, моделі кінцівок). У незамкнутих (відкритих) ланцюгах є вільна біоланка, яка з'єднана з сусідньою біоланкою лише з одного боку. У замкнутих ланцюгах немає вільної кінцевої ланки: кожна біоланка неодмінно з'єднана з обох боків двома сусідніми біопарами. У незамкнутому (відкритому) біокінематичному ланцюгу можливі ізольовані рухи у кожній біокінематичній парі окремо, тобто під час виконання рухових дій обертання в незамкнутих (відкритих) ланцюгах звичайно проходять у багатьох біопарах одночасно, але можливість ізольованого руху імовірна. У замкнутому ланцюгу ізольовані рухи в одній біопарі неможливі: у цей рух одночасно втягуються й інші з'єднання.

Значна частина незамкнутих біокінематичних ланцюгів характеризується наявністю багатосуглобових м'язів. Тож рухи в одних біопарах за участю таких м'язів завжди пов'язані з рухами в сусідніх. Але у разі точного керування руховими діями (узгодженого керування м'язовими скороченнями нервовою системою) часто цей взаємний зв'язок можна «виключити». У замкнутих ланцюгах зв'язок невизначений і дії м'язів обов'язково передаються на інші біокінематичні пари і біоланки.

Незамкнутий (відкритий) біокінематичний ланцюг із вільною дистальною біоланкою може стати замкнутим, якщо цю біоланку

механічно пов'язати з біоланкою іншого ланцюга (безпосередньо або через будь-яке тіло, наприклад, через опору).

6.3. В'язі та ступені свободи біоланок під час виконання фізичних вправ

Якщо механічний рух фізичного тіла нічого не обмежує (будь-які в'язі відсутні), воно може рухатися в просторі у всіх трьох вимірах, тобто уздовж трьох взаємно перпендикулярних осей – **вертикальної, горизонтальної і сагітальної** (поступально), а також навколо них (обертано). Таким чином, це тіло має шість ступенів свободи рухів, його називають **вільним**.

Кожна в'язь зменшує кількість ступенів свободи біоланок. Так, зафіксувавши лише одну точку вільного тіла (приміром, приєднавши його до якоїсь біоланки тіла біопарою), це тіло відразу позбавляють трьох ступенів свободи – можливих лінійних переміщень уздовж трьох осей координат. Прикладом у наведеному випадку можуть бути з'єднання біоланок спрощеними моделями кулеподібних суглобів – кульшового чи плечового, які дають змогу з'єднаним ними біоланкам виконувати три незалежні обертання (згинання-розгинання, відведення-приведення та супінацію-пронацію). Якщо вільне тіло закріпити лише у двох точках, то єдиним його переміщенням буде обертання довкола осі, що проходить через вказані точки. Прикладами таких з'єднань можуть бути одновісні суглоби тіла (наприклад, колінний чи міжфаланговий). Закріплення трьох точок тіла виключає будь-які його переміщення в просторі, повністю обмежуючи свободу його переміщення.

Завдяки різній формі суглобових поверхонь (циліндричні, сідлоподібні чи кулеподібні) біокінематичні пари, що з'єднують біоланки, можуть бути одновісними, двовісними чи тривісними. Майже всі суглоби тіла людини, окрім міжфалангових, колінних та атлантаосного, дають змогу з'єднаним ними частинам тіла переміщатися більш ніж з одним ступенем свободи. Це зумовлює невизначеність можливих рухів біоланок та безліч їхніх варіантів (так званий неповнов'язний механізм). Керувальні дії м'язів дають змогу одержати бажані додаткові в'язі, які однозначно визначають взаємне розташування й переміщення біоланок БМС, залишаючи окремим біоланкам лише

по одному ступені свободи. Таким чином, стає можливим вибір єдиного варіанту руху – власне того, який необхідний.

Кожна біокінематична пара як спрощена модель багатовісного суглоба має можливості багатьох механізмів, тому біомеханічні з'єднання набагато вигідніші від з'єднань технічних механізмів під час керування їхніми переміщеннями (вибір необхідної траєкторії, швидкості переміщення і корекція руху як протидія перешкодам).

6.4. Вуги важелів у біомеханічній системі та співвідношення моментів сил під час виконання різних вправ

Спрощені моделі таких кісткових елементів, як тверді тіла, з'єднуються між собою завдяки біопарам, утворюють основу біокінематичних ланцюгів. Сили, прикладені до біоланок (тяги м'язів, опір рухові, сили тяжіння, інерції тощо), діють на них, як на важелі і на маятники.

Важіль як біомеханічна категорія повинен неодмінно мати такі три **елементи**:

- а) тверде тіло, до якого прикладені і через яке передаються дії різних сил (спрощена модель кістки);
- б) біопара – рухоме з'єднання біоланки з сусідньою, відносно якого можливе взаємне переміщення цих біоланок (спрощена модель суглоба);
- в) сили, під дією яких відбувається взаємне переміщення біоланок (ці сили не повинні проходити через вісь біопари чи бути паралельними до неї, тобто мають створювати рушійні і гальмівні моменти відносно осі обертання біокінематичної пари як спрощеної моделі суглоба).

Біоланки тіла, рухомо з'єднані між собою біопарами, під дією прикладених сил можуть або зберігати своє положення в просторі, або його змінювати. Біоланки служать для передавання руху і виконання механічної роботи в просторі. Усі сили, що діють на біоланку, окрім тих, які проходять через вісь відповідної біопари, умовно можна розділити на такі, що лежать у площині її власної осі (і тому не можуть змінити її рух відносно осі біопари) і непаралельні вказаній площині, які або прискорюють, або гальмують її обертання навколо біопари.

Якщо непаралельні відносно площини біоланки сили прикладені по обидві сторони від осі біопари, такий біомеханічний важіль називають **двоплечим** (у класичній механіці – **важіль першого роду**). У разі прикладення до важеля зусиль лише з однієї сторони його називають **одноплечим** (у класичній механіці – **важіль другого роду**). Слід пам'ятати, що переміщеннями у різних біокінематичних парах керують різні м'язи, які можуть проходити через різні сторони біопари, тому, наприклад, передпліччя під час піднімання вантажу завдяки скороченню м'язів-згиначів працює як одноплечий важіль, а у разі скорочення розгиначів для метання предметів з-за голови – як двоплечий.

Сили дії м'язів, які скорочуються, завжди прикладені до біоланки біомеханічного важеля поблизу осі біопари; вони набагато більші за інші сили, що діють на важіль переважно через його протилежний кінець. Тож під час розрахунку обертання біомеханічного важеля до уваги беруть не величину самих сил, а їхні обертові моменти, що дає змогу врахувати як величину цих сил і напрямок їхньої дії, так і плече прикладання конкретного навантаження (найкоротшу віддаль від лінії дії сили до осі обертання).

Рух біоланки БМС за інерцією після припинення розганяльної дії подібний до руху фізичного маятника. Маятник під дією сили тяжіння після його попереднього відхилення від нижнього положення у будь-який бік починає розганятися вниз, а далі, витрачаючи набуту при цьому кінетичну енергію, за інерцією підіймається вгору. Період коливань маятника вираховують за формулою:

$$T = 2 \cdot \pi \sqrt{l / (m \cdot g \cdot r)} \text{ [с]}, \quad (6.1)$$

де l – момент інерції маятника відносно осі коливання;

m – маса маятника;

r – віддаль між точкою підвісу маятника і його центром мас.

Для малих амплітуд гойдання маятника (до 6–7°) за вказаною формулою можна розрахувати власну частоту його коливань. Однак за більших амплітуд рухів (наприклад, переміщення ніг під час бігу тощо), а також ураховуючи зміну моментів і радіусів інерції біокінематичних ланцюгів-маятників (спрощених моделей кінцівок) під час виконання більшості фізичних вправ у результаті постійної зміни

їхньої довжини у разі згинання-розгинання послідовність розрахунку власної частоти коливань таких живих маятників значно складніша.

Прискорення маятника залежить від сумарного моменту розганяльних сил і його власного моменту інерції. Тож для збільшення швидкості розгону біокінематичного ланцюга необхідно збільшити розганяльну силу та плече її прикладання або зменшити радіус інерції біокінематичного ланцюга (приміром, згинаючи кінцівку).

Складені маятники, якими є спрощені моделі кінцівок людини під час ходьби, бігу та ін., поводять себе набагато складніше, тому за кожного кроку моменти м'язових сил слід пристосовувати до постійно змінних умов, забезпечуючи відносну постійність кроків.

6.5. Абсолютна та відносна маси частин тіла людини і способи їх визначення

До показників, що характеризують *геометрію мас тіла*, належать **абсолютні і відносні маси** певних його частин, **їхні моменти інерції та радіуси інерції**.

Абсолютні маси певних частин тіла людини виражають у кілограмах. Такі маси, як і **моменти інерції** цих частин тіла, необхідно знати для біомеханічних розрахунків ефективності техніки виконання рухових дій конкретних осіб. Від величини зазначених біомеханічних характеристик залежать добір оптимального співвідношення темпу циклічних вправ та довжини кроку, енерговитрати на переміщення частин тіла, сили інерції, що виникають за зміни руху певних частин і всього тіла, механічна робота, яку виконала людина, коефіцієнт її механічної ефективності тощо.

Вказані мас-інерційні характеристики можна визначити лише опосередковано (за допомогою методики поступового занурення певних частин або всього тіла у рідину, способом маятника чи аналогічними) або використавши рівняння регресії, таблиці і коефіцієнти, які одержали фахівці на підставі оброблення результатів спеціальних експериментів, що полягали на γ -скануванні тіла багатьох осіб.

Одними з перших були проведені дослідження на заморожених і розчленованих трупах (звідти й походять широковідомі коефіцієнти 7, 43, 1, 2, 3, 2, 5 і 12 для приблизного визначення мас певних частин

тіла у відсотках (**відносні маси частин тіла**)), а також відомі коефіцієнти Фішера 0,42; 0,44 та 0,47 для визначення положення центрів їхніх мас, якими користуються і сьогодні. Подальші дослідження лише уточнили отримані дані для різних груп осіб.

6.6. Положення центрів мас тіла людини та його частин

Центром мас тіла (ЦМТ) називають точку перетину прямих, уздовж яких повинні бути спрямовані сили, щоб тіло рухалося поступально. Дуже важливо вміти визначати положення ЦМТ під час біомеханічного аналізу його руху, оскільки на цій підставі оцінюють рух усієї БМС, її стійкість, обертання в безопорній фазі, за його рухом розраховують зусилля відштовхування від опори, економічність рухових дій, якість техніки та ін. Будь-яку рухову дію можна представити як суму більш простих рухів – наприклад, руху ЦМТ та обертання певних частин тіла навколо нього.

Положення центра мас тіла людини можна визначити завдяки її зважуванню на спеціальній платформі трикутної форми у потрібній позі. Проте більш зручним є розрахунковий спосіб, описаний нижче, який передбачає обчислення положень центрів мас усіх його частин.

Для визначення положень центрів мас певних частин тіла людини користуються відомими з курсу динамічної анатомії коефіцієнтами Фішера, що становлять: для тулуба, стегна, стопи – 0,44, для передпліччя та гомілки – 0,42, а для плеча – 0,47.

Вказані коефіцієнти є не зовсім точними, оскільки не ураховують тотальних розмірів тіла, віку, співвідношення м'язового, кісткового та жирового компонентів тіла, спортивної спеціалізації та ін. Для цього у спеціальній літературі наведено точніші формули, щоб розрахувати необхідні мас-інерційні характеристики тіла людини. Ці уточнені дані одержано в процесі спеціального радіотопного сканування спортсменів-студентів.

6.7. Використання теореми Варіньйона для визначення положення центра мас тіла спортсмена

Визначити розташування ЦМТ спортсмена, зображеного на фотознімку, можна використавши наслідок відомої у класичній механіці **теореми Варіньйона** (1654–1722): *момент рівнодійної системи плоских односпрямованих сил відносно будь-якої точки на площині дорівнює алгебраїчній сумі моментів цих сил відносно цієї ж точки.*

ЦМТ збігається з центром тяжіння тіла людини. Тож, застосовуючи теорему Варіньйона до сил тяжіння окремих частин тіла, а також враховуючи пропорційність цих сил відповідним масам, одержимо такі залежності для визначення координат ЦМТ X_c та Y_c :

$$X_c = \sum m_i \cdot x_i / M \text{ [мм]}; Y_c = \sum m_i \cdot y_i / M \text{ [мм]}, \quad (6.2)$$

де m_i – маса i -тої частини тіла в кг;

x_i та y_i – координати центрів мас цих частин у мм.

Наслідок теореми Варіньйона для визначення положення ЦМТ за фотознімком застосовують так:

- зображають на заданому фотознімку плоску систему координат, спрямувавши вісь абсцис (X) праворуч, а вісь ординат (Y) – вгору, і бажано таким чином, щоб людина, зображена на ній, була якомога ближче до початку системи координат);
- наносять на фотознімок положення центрів мас голови, кистей і стоп та центри усіх суглобів, керуючись анатомічними ознаками;
- малюють відповідну таблицю (див. табл. 6.1).
- розраховують і наносять на рисунок положення ЦМ кожної частини тіла, помноживши попередньо виміряну її довжину на відповідний коефіцієнт Фішера та відклавши одержаний відрізок від проксимального (важкого) кінця (для тулуба – це плечовий пояс). Центр маси (ЦМ) голови розташований, як відомо, над верхнім краєм зовнішнього слухового отвору (у профіль) або дещо вище від перенісся (у фас); ЦМ кисті збігається з положенням п'ястно-фалангового суглоба третього пальця; ЦМ стопи (якщо це можливо визначити за наявним фотознімком) розташований на лінії між п'ятковим горбом

та другим пальцем ноги на віддалі 0,44 повної довжини стопи від п'яти;

- визначають абсолютні маси кожної частини тіла, знаючи відсотки з графі «3» (табл. 6.1) від загальної маси M людини в кг, і вписують їх у графу «4» таблиці;
- вимірюють на фотознімку та записують у відповідні графи таблиці координати x_i та y_i центра маси кожної частини тіла;
- вираховують і записують у відповідні графи табл. 6.1 добутки $m_i \cdot x_i$ та $m_i \cdot y_i$;
- обчислюють суми $\sum m_i \cdot x_i$ та $\sum m_i \cdot y_i$;
- за формулами для координат ЦМТ (6.2) вираховують координати X_c та Y_c і показують їх на фотознімку, зазначивши знайдені координати на осях.

Таблиця 6.1

Розрахунок положення ЦМТ тіла людини за фотознімком

№	Назва частини тіла	$m_i, \%$	$m_i, \text{кг}$	$x_i, \text{мм}$	$m_i \cdot x_i$	$y_i, \text{мм}$	$m_i \cdot y_i$
1	2	3	4	5	6	7	8
1	Голова	7					
2	Тулуб	43					
3	Стегно праве	12					
4	Стегно ліве	12					
5	Гомілка права	5					
6	Гомілка ліва	5					
7	Стопа права	2					
8	Стопа ліва	2					
9	Плече праве	3					
10	Плече ліве	3					
11	Передпліччя праве	2					
12	Передпліччя ліве	2					
13	Кисть права	1					
14	Кисть ліва	1					
Суми:							

Часто на практиці множити масу тіла конкретної людини на відповідні відсотки і вносити результати в графу 4 немає змісту. Тоді визначені координати центрів мас множать безпосередньо на відносні маси частин тіла у відсотках, а відповідні суми ділять не на масу тіла в кг, а на 100%.

6.8. Центр об'єму та центр поверхні тіла і їхнє значення для виконання фізичних вправ

До показників геометрії мас тіла належать також центр об'єму і центр поверхні тіла.

Центр об'єму тіла – це точка прикладення рівнодійної сил гідростатичного тиску – сил Архімеда. Оскільки густина тіла людини неоднорідна (для прикладу – легені важать дуже мало, але займають великий об'єм), центр об'єму тіла не збігається з центром мас і в позі стоячи розташований на 3–6 см вище від нього. Взаємне розміщення обох точок істотно впливає на рівновагу тіла у воді, оскільки спричиняє утворення обертового моменту пари сил: Архімеда та земного тяжіння.

Величина сили Архімеда залежить від маси об'єму витисненого середовища зануреним у нього тілом. Ця маса дорівнює добутку витисненого об'єму середовища на його густину. Для того щоб розрахувати силу Архімеда, необхідно перемножити густину середовища, об'єм частини тіла, яка занурена в середовище, і сталу величину g – прискорення вільного падіння тіл на Землі, що становить у середньому $9,81 \text{ м/с}^2$. Позаяк густина солоної води є більшою, ніж прісної, сила Архімеда в морі значно більша.

Сила Архімеда визначає виштовхувальну дію середовища на тіло відповідно до закону Паскаля:

$$\vec{F}_{\text{арх}} = -Q \cdot \rho \cdot \vec{g} \text{ [Н]}, \quad (6.3)$$

де Q – об'єм витисненого середовища (фактично – об'єм зануреної у нього частини тіла), м^3 .

Центр поверхні тіла – точка прикладання рівнодійної сил дії на тіло потоку середовища (повітря, води). Центр поверхні залежить передусім від пози і напрямку потоку середовища. За великих відносних швидкостей руху (парашутний, літаковий, планерний, мотоциклетний, автомобільний, велосипедний, санний, гірськолижний спорт, стрибки на лижах із трампліна тощо), коли сили опору середовища великі, взаємне розташування центра поверхні і центра мас тіла істотно впливає на збереження рівноваги та успішність виконання всієї вправи.

7 БІОДИНАМІКА РУХОВИХ ДІЙ. ОПІР СЕРЕДОВИЩА РУХОВІ ТІЛА

7.1. Маса, сила тяжіння, сила інерції та вага

Така властивість матеріального тіла, як **маса**, може проявлятися **контактно** (за безпосередньої взаємодії тіл) або **дистантно** під час відштовхування чи притягування тіл на віддалі завдяки електромагнітним, гравітаційним та іншим силам. За контактної взаємодії тіл маса є **мірою інертності тіла (інерційна маса)**, її вимірюють у кілограмах (кг). У разі обертового руху тіла значення має не лише його маса, а й її локалізація відносно осі обертання, тому **мірою інертності** тіла тоді стає **момент інерції**:

$$I = \sum (m_i \cdot r_i^2) \text{ [кг} \cdot \text{м}^2], \quad (7.1)$$

де Σ – знак суми;

m_i – маса i -тої частини тіла;

r_i – віддаль центра мас i -тої частини тіла від осі обертання.

Під час взаємного притягування тіл **силами гравітації** (наприклад, притягування тіла людини до Землі) ідеться про **гравітаційну масу**, яка за швидкостей руху, що менші від швидкості світла у вакуумі, чисельно рівна **інерційній масі**, і її також вимірюють у кілограмах. Силу притягування якогось тіла масою m до Землі визначають за формулою:

$$\vec{P} = m \cdot \vec{g} \text{ [Н]}, \quad (7.2)$$

де \vec{P} – **сила тяжіння**, спрямована завжди до центра Землі та прикладена до тіла;

\vec{g} – прискорення тіла, яке вільно падає, на цій довготі та широті (дорівнює $9,78 \text{ м/с}^2$ на екваторі та $9,82 \text{ м/с}^2$ на полюсах; для розрахунків беруть його середнє значення $9,81 \text{ м/с}^2$).

Таким чином, сила тяжіння як міра притягування тіла до Землі залежить від його маси (що є незмінною) і його розташування відносно рівня моря (тіла слабше притягуються в горах і сильніше – у низинах)

і не залежить від інших чинників (параметрів руху, опору середовища, опори та ін.).

Якщо тіло контактно взаємодіє з іншими тілами (наприклад, із верхньою або нижньою опорою), то воно діє на них силою **ваги** – вага, **прикладена до опори**, у спокої дорівнює силі тяжіння. Опора реагує на вагу тіла **силою реакції опори**, яка прикладена до тіла і **спрямована у протилежний напрямку сили ваги бік**.

За зміни швидкості руху тіла масою m (це може бути розгін, гальмування, зміна напрямку руху тощо) воно проявляє свою інертність через протидію зміні швидкості. **Сила інерції**, з якою воно діє на тіло, яке викликає зміну руху (розганяє, гальмує або змінює напрямок руху), чисельно дорівнює:

$$\vec{F}_{\text{ин}} = -m \cdot \vec{a} \text{ [Н]}, \quad (7.3)$$

де $\vec{F}_{\text{ин}}$ – сила інерції, яка завжди спрямована проти прискорення та прикладена до **тіла**, що викликає зміну руху, Н;
 \vec{a} – прискорення самого тіла, м/с².

Вага може бути більшою або меншою від сили тяжіння за прискореного руху тіла або самої опори, оскільки виникають сили інерції і починається перевантаження або невагомість (повна або часткова). У цьому разі:

$$\vec{P} = m \cdot \vec{g} + \vec{F}_{\text{ин}} \text{ [Н]}. \quad (7.4)$$

У **неінерціальних** системах відліку (що відносно Землі самі рухаються з прискореннями) для розрахунку сил згідно з законами класичної механіки вводять поняття фіктивної сили інерції, яку в цьому випадку вважають прикладеною не до тіла, що змінює рух (яке пов'язане з тілом відліку), а до самого тіла, швидкість якого змінюється. Наприклад, рух весляра в академічному човні спочатку з боку спостерігача на березі, а потім з боку спостерігача, який перебуває в тому ж човні, чи пасажира будь-якого транспортного засобу.

7.2. Реакція опори, пружні сили

Реакція опори – це міра протидії опори (верхньої, бічної або нижньої) тілу, яке взаємодіє з нею. Ця сила **прикладена до тіла, що з нею**

контактує, і спрямована протилежно до його ваги. Оскільки вага залежить, крім сили тяжіння, ще й від руху самої опори, під час розрахунків необхідно брати до уваги пружність самої опори, яку визначають так:

$$\vec{F}_{пр} = \Delta \vec{l} \cdot k \text{ [H]}, \quad (7.5)$$

де $\vec{F}_{пр}$ – пружна сила, H;

$\Delta \vec{l}$ – деформація опори в напрямку дії ваги взаємодійного тіла, м;

k – коефіцієнт жорсткості у тому ж напрямку, H/м.

Якщо опора пружна, то реакція опори зростає поступово, процес взаємодії з опорою розтягується в часі, унаслідок чого максимальне значення прискорення зменшується, зменшується і вага взаємодійного тіла порівняно із взаємодією зі жорсткою опорою.

Проте під час бігу доріжкою з пружним покриттям м'язи ніг завдяки збільшенню часу взаємодії з опорою встигають розвивати більшу силу; крім цього, у разі відштовхування деформована опора надає тілу додатковий імпульс, що значно довантажує елементи рухового апарату людини і з часом негативно впливає на стан здоров'я (особливо дітей та підлітків). Тож тренування на пружному покритті рекомендують чергувати із заняттями на покритих дерев'яною стружкою або м'яких ґрунтових доріжках.

Такий самий вплив (як на спортивний результат, так і на стан здоров'я людини) має пружність спортивного взуття, добору якого необхідно приділяти особливу увагу.

Точний розрахунок сили дії опори на тіло людини (**реакції опори**) ускладнений, позаяк його здійснюють із використанням методів вищої математики для імовірного моделювання динаміки взаємодії частин тіла в часі.

7.3. Зовнішні та внутрішні сили, що діють на тіло людини під час виконання рухових дій

Визначаючи, яка з сил, прикладених до тіла людини як системи є **зовнішньою** (тобто здатною змінити імпульс цієї системи та її енергію), а яка – **внутрішньою**, необхідно з'ясувати те, наслідком дії якого тіла вона є. Зовнішньою для обраної системи буде лише така сила, дію якої зумовлює **інше тіло**, що не входить до її складу.

Отож для тіла людини як системи сумарна сила тяжіння, яку спричиняє гравітаційне притягання Землі, реакція опори, опір рухові, дія інших тіл (суперників, партнерів, тренера, м'яча та ін.) – зовнішні сили. Зате активні м'язові тяги, сили пружності й тертя в самому організмі, дія сили інерції частин тіла, що рухаються з прискоренням, на сусідні частини тіла, дія ваги одних частин тіла на інші тощо – внутрішні стосовно до цієї системи сили.

Якщо аналізувати рухи якоїсь частини тіла, наприклад, гомілки, то тяги м'язів, які належать до стегна, силу тяжіння, прикладену до гомілки, вагу стопи, утримувальну дію стегна тощо слід вважати зовнішніми щодо гомілки сили, оскільки їхню дію зумовлюють тіла, що до поняття «гомілка» не належать.

Таким чином, ті самі сили можуть бути і зовнішніми, і внутрішніми; у кожному конкретному випадку це залежить від того, які тіла ми ввели у біомеханічну систему, а які – ні.

Розподіл сил на зовнішні і внутрішні має велике значення під час використання **теорему про зміну імпульсу тіла** (кількості руху) або механічної системи – **міри механічного руху тіла**, яка дорівнює:

$$\vec{K} = m \cdot \vec{V} \text{ [кг} \cdot \text{м/с]}; \vec{K} = I \cdot \vec{\omega} \text{ [кг} \cdot \text{м}^2/\text{с}]. \quad (7.6)$$

де \vec{K} – імпульс тіла, кг·м/с;

m – маса тіла, кг

\vec{V} – лінійна швидкість руху тіла, м/с

I – момент інерції тіла, кг·м²

$\vec{\omega}$ – кутова швидкість обертання тіла с⁻¹

Зміна імпульсу механічної системи можлива лише завдяки зовнішнім силам. Наслідок із теореми: у разі, якщо головний вектор і головний момент (алгебраїчної суми векторів і моментів) зовнішніх сил дорівнює нулю, то імпульс механічної системи є незмінним. З теореми слідує, що єдиною можливою рушійною силою під час переміщення тіла людини може бути зовнішня сила. У разі пересування на коні, мотоциклі, автомобілі, літаку тощо, а також спуску з гори на санях, лижах, велосипеді рушійними силами є або контактні сили, прикладені з боку інших тіл (кінь, мотоцикл, автомобіль), або сила тяжіння.

Проте під час бігу, ходьби, плавання, їзди на велосипеді тощо, а також у метаннях, спортивних іграх, одноборствах тощо причиною

руху є внутрішні відносно біомеханічної системи сили – активні м'язові тяги. Неодмінною умовою їхнього прояву як рушійних сил є наявність зовнішньої сили – реакції опори. У цьому разі опорну частину тіла, поки вона контактує з опорою, вважають приналежною до опори, і тоді сили тяги м'язів відносно цієї опорної частини є зовнішніми, і закон збереження імпульсу тіла не порушується.

Необхідною умовою зміни величини і напрямку швидкості руху біомеханічної системи також є наявність зовнішньої сили, тому досвідчені гірськолижники, спортсмени на мотоциклах, ралісти намагаються постійно перебувати у контакті з трасою, здійснюючи випереджувальні дії, розгойдування спортивного приладу навколо вертикальної та бокових осей, виконуючи ексцентричну м'язову роботу, використовуючи досконалу амортизацію тощо, бо лише у цьому разі є змога постійно контактувати з поверхнею траси, тобто ефективно гальмувати, розганятися і повертати, чого не можна зробити в безопорній фазі.

Помилково вважати **рушійними** сили тертя в плямі контакту біомеханічної системи (колеса, взуття, лижі) з опорою – в усіх названих випадках джерелом руху є м'язові тяги.

7.4. Лобовий опір рухові тіла у повітряному та водному середовищі

Усі тіла на Землі переміщуються у воді або в повітрі. Середовище завжди чинить опір рухові. Дослідження виявили, що опір середовища рухові тіл зменшується у разі зниження площі їхнього поперечного перерізу в площині, перпендикулярній відносно напрямку руху, наближенні форми тіл до форми краплини, загладжувannya їхньої поверхні тощо, а також за зниження густини середовища (наприклад, повітря в високогір'ї, як у Мехіко чи у Медео). Тому у вираз для розрахунку лобового опору середовища \vec{R}_x рухові тіла входять: густина середовища ρ , кг/м^3 , S_x – лобова площа (переріз Міделя), м^2 , c_x – коефіцієнт обтічності (який залежить від форми і стану поверхні тіла та змінюється для різних тіл у широких межах – від 0,05 до 1,00) і його визначають експериментально в аеродинамічній трубі; та \vec{V}_x^2 – квадрат відносної швидкості переміщення тіла і середовища (ураховують силу і напрямок вітру або течії), м/с :

$$\vec{R}_x = -S_x \cdot c_x \cdot \rho \cdot \vec{V}_x^2 \text{ [H]} \quad (7.7)$$

(індекси «х» означають, що всі параметри вираховані відносно осі «Х» – напрямку руху).

Оскільки густина води набагато перевищує густину повітря, опір рухові у воді є значно більшим, що й пояснює меншу швидкість плавання, пірнання чи інших переміщень тіл у рідині порівняно з іншими локомоціями.

7.5. Сила тертя ковзання.

Способи її збільшення і зменшення

Сила тертя ковзання не залежить від площі опори, і її розраховують за формулою:

$$F_{тр} = N \cdot f_{ковз} \text{ [H]}, \quad (7.8)$$

де $F_{тр}$ – сила тертя ковзання,

N – нормальна (перпендикулярна до поверхні ковзання) складова частина притискальної сили;

$f_{ковз}$ – коефіцієнт тертя ковзання.

Тертя спокою – це максимальне значення сили тертя перед рушенням з місця – дещо більше за силу тертя ковзання; це можна пояснити тим, що в момент «зриву» тіла з місця руйнуються елементи мікропрофілю поверхонь контакту, що виникли під час їх взаємного встановлення.

Практика залежно від специфіки рухового завдання ставить перед нами два протилежні завдання:

- збільшити** силу тертя ковзання (для стартових дій, для утримання на криволінійних траєкторіях, для зміни прискорення руху, для утримування предметів тощо);
- зменшити** силу тертя для полегшення взаємного ковзання (пересування по снігу, льоду, тертя в механізмах та ін.).

Зважаючи на те, що сила тертя залежить від двох показників – **притискальної нормальній сили** та **коефіцієнта тертя**, можна досягти виконання кожного із наведених вище завдань двома способами, змінюючи або притискальну силу, або коефіцієнт тертя.

Розглянемо варіанти **зміни притискальної сили**.

Притискальна нормальна сила може бути представлена як сума сили тяжіння, сили інерції (разом ці сили утворюють вагу) та аеродинамічного складника:

$$\vec{N} = m \cdot \vec{g} + m \cdot \vec{a} + \vec{F}_{aep} \text{ [H]}. \quad (7.9)$$

Під час пересування криволінійною траєкторією змінювати притискальну силу завдяки зміні маси не доцільно, оскільки її збільшення чи зменшення зумовить пропорційну зміну відцентрової сили, яку треба долати. Тож використовують практику довантаження або розвантаження тіла завдяки зміні сили інерції через використання **випереджальних стрибків** (приміром, у гірськолижному спорті, де цей спосіб дає змогу змінювати притискальну силу лижника до траси в різних фазах рухового акту у кілька разів), **поздовжнього «розхитування» біомеханічної системи** – наприклад, автомобіля або мотоцикла (якого досягають завдяки підгальмовуванню або підгазовуванню, і це дає змогу подолати певну ділянку траси з послідовним довантаженням-розвантаженням спочатку однієї, а потім іншої частини автомобіля – передньої або задньої, чи правої або лівої). Якщо власна маса водія або екіпажу сумірна з масою транспортного засобу, можна реалізувати перерозподіл мас на передню чи задню вісь або на правий чи лівий бік через переміщення водія відносно поздовжньої осі мотоцикла, велосипеда, човна, саней тощо (так звані відтяжки назад, насування на переднє колесо чи зміщення спортсмена убік у мотоспорті, поза велосипедиста чи спортсмена на трековому мотоциклі під час виконання стартових дій тощо).

За швидкості руху понад 10 м/с значну роль у збільшенні притискальної сили можуть відігравати **аеродинамічні** ефекти. «**Тунельний**» або «**щілинний**» ефект полягає у взаємодії зустрічного потоку повітря з **днищем** автомобіля, човна, боба, саней чи інших тіл і **поверхнею траси**, у результаті чого завдяки різному **кліренсу** (просвіту) апарата по довжині та особливій формі днища виникає різниця швидкостей обтікання потоком «тунелю», вислідом чого стає істотне розрідження, яке притискає транспортний засіб до опори (траси). У практиці автомобільних перегонів «Формули-1»

відомі конструкції з використанням потужних вентиляторів для охолодження, розташованих горизонтально радіаторів системи охолодження, які попутно «відсмоктували» повітря з-під днища автомобіля, що згодом заборонила технічна комісія Міжнародної автомобільної федерації (ФІА), оскільки це давало значну перевагу перед конкурентами під час подолання криволінійних ділянок траси.

У деяких випадках використовують притискальну силу **антикрила** або цілої системи передніх і задніх антикрил з регульованими **закрилками**, що забезпечують **ефект підйомної сили** крила літака, перевернутого на 180°. Про велике значення такої системи свідчить те, що пілоти автомобілів для спорту класу «формула», човнів чи рекордних автомобілів тощо негайно припиняють заїзд за її мінімального пошкодження для заміни або ремонту.

Коефіцієнт тертя можна **збільшити**, використовуючи **спеціальну форму поверхні** контакту (металеві **шипи** на автомобільних і мотоциклетних колесах для їзди по снігу і льоду, шипи на взутті футболістів, «шипівки» для легкої атлетики, спеціальну форму протектора на взутті і на шинах та ін.) або **спеціальні матеріали поверхні** (поверхнево активну гуму у складі автомобільних шин, підошви взуття для спортивних ігор тощо), які дають змогу завдяки міжмолекулярній взаємодії поверхонь контакту досягати теоретично неможливого значення коефіцієнта тертя, що більше за одиницю (наприклад, для спеціальних шин для «формул» $f_{\text{ювз}} = 1,2-1,6$). Лижники, які використовують класичні лижні ходи, змащують колодки лиж (їхні ділянки безпосередньо під стопою, яка під час навантаження всього тіла на одну лижу у результаті деформації лижі безпосередньо торкається поверхні снігу) спеціальною гальмувальною маззю для ефективного відштовхування ногами.

Зменшення коефіцієнта тертя можливе через підвищення гладкості поверхонь до 6-го класу чистоти (полірування може призвести до взаємного молекулярного прилипання і «задирів» поверхні), та використання проміжного матеріалу між ними – мастил (змазок у лижному спорті, мастила зі спеціальними додатками для механізмів тощо). Температура полозів ковзанів, саней та бобів так само відіграє вагомую роль у зменшенні коефіцієнта тертя з льодом

траси, позаяк дає змогу ефективніше топити лід безпосередньо під полозом (вода тут є своєрідним мастилом). Для прикладу можна згадати, що один із санкарів, бажаючи перемогти будь-якою ціною, виступив на міжнародних змаганнях на санях із штучним підігрівом полозів від акумуляторних батарей, закамуфльованих під пояс-баласт, і показав феноменальний результат (цей факт було викрито, результат анульовано, і впроваджено процедуру обов'язкового вимірювання температури полозів саней і бобів до і після заїзду).

7.6. Гістерезис матеріалу. Опір коченню колеса

Особливе зацікавлення викликає **опір коченню коліс**, який деколи неправильно називають **тертям кочення** (такого явища в природі немає).

Для нерухомого колеса розрахункова схема взаємодії сил показана на рис. 7.1: а) **пляму контакту колеса на поверхні дороги** показано нижче, вона має форму еліпса. Нижче зображено також **епюру** (картина розподілу на площині контакту) контактних сил. Напрямок дії **рівнодійної** сили – реакції опори – проходить через центр плями контакту (вісь) колеса з покриттям опорної поверхні і врівноважує силу, яка навантажує колесо.

У разі кочення колеса (що підтвердило швидкісне знімання знизу через прозору опорну поверхню процесу кочення колеса) ділянки шини, які відриваються від дороги в задній частині плями контакту, за рахунок **демпфувальних** властивостей гуми та **гістерезисних втрат** (явище гальмування деформації матеріалу, яке супроводжується його нагрівом) не встигають повернутися у початкове положення (шина повертається в початкову форму не відразу, а через невеликий проміжок часу), унаслідок чого **центр плями контакту** (лінія дії рівнодійної реакції опори) незначно зміщується вперед за напрямком руху центра колеса, що спричинює **гальмівний момент** реакції опори відносно осі його обертання.

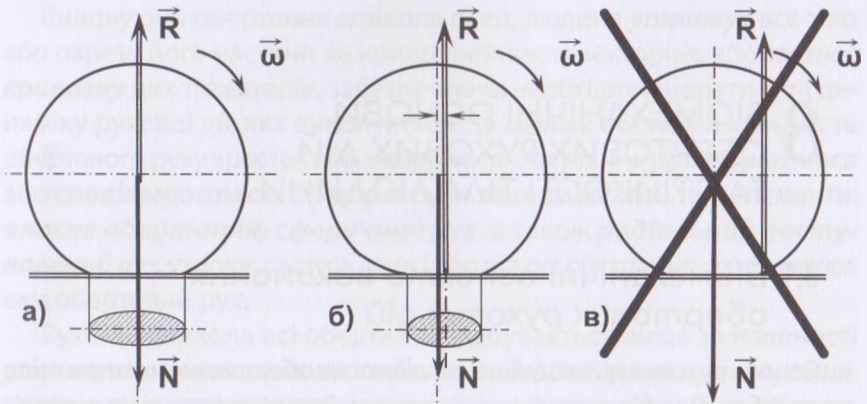


Рис. 7.1. Розрахункові схеми для визначення опору кочення колеса по горизонтальній поверхні: а) у нерухомому стані; б) під час кочення колеса;

в) хибна розрахункова схема, що часто трапляється у літературі

Величина цього гальмівного моменту є то більшою, що товща шина і більша її деформація (тобто гальмівний момент залежить від жорсткості і товщини шини, а також від тиску повітря в ній).

Отже, для зниження опору коченню коліс застосовують шини високого тиску, що дає змогу істотно знизити цей опір у велосипедному, мотоциклетному й автомобільному спорті, а також знижує розхід палива цивільних колісних транспортних засобів.

8 БІОМЕХАНІЧНІ ОСНОВИ ОБЕРТОВИХ РУХОВИХ ДІЙ ТА СТІЙКОСТІ ТІЛА ЛЮДИНИ

8.1. Біомеханічні аспекти виконання оберткових рухових дій

Основа рухових дій людини – це **відносне обертання частин тіла в суглобах**. Для біомеханічних розрахунків використовують модель тіла людини – біомеханічну систему, яка складається з твердих жорстких біоланок, що не деформуються і переміщуються одна відносно одної завдяки обертанню в біопарах (у спрощених моделях суглобів), саме тому і відбувається деформація всієї системи – зміна її пози.

Обертвий рух твердого тіла – це вид простого руху, за якого всі точки тіла рухаються по колах із центрами на спільній осі. Сума двох або трьох оберткових рухів (одночасне обертання довкола двох або трьох осей) – це **сферичний рух тіла**: усі його точки рухаються по сферах зі спільним центром (який розміщений у точці перетину цих осей обертання). Під час біомеханічних розрахунків найчастіше вивчають обертання біоланок відносно кожної з осей окремо, а потім підсумовують одержані результати; таким чином сферичний рух постає, як сума більш простих оберткових рухів.

Обертання тіла у просторі доречно представити у вигляді складного обертання навколо трьох осей. Це можуть бути осі прямокутної системи координат, проте у цьому разі зручніше користуватися **системою координат (кутами) Ейлера**. Наприклад, дзига обертається:

- а) довкола власної осі (**власне обертання**);
- б) вісь її обертання описує криву конічну поверхню довкола іншої осі (**прецесія**);
- в) кут між цими двома осями змінюється (**нутація**). Коли обертання нетривале з відносно невеликою швидкістю, помітним є тільки власне обертання.

Виконуючи обертання довкола осей, людина **утримує** все тіло або окремі його частини на криволінійних траєкторіях, або **змінює кривизну** цих траєкторій, забезпечуючи необхідну кінематику та динаміку рухової дії, яка виконується. За деяких обставин швидкість обертового руху зростає або знижується: обертання **прискорюється** або **сповільнюється**. Обертові рухи завжди містять такі елементи: **власне обертання, сферичний рух**, а також **радіальний поступальний рух** уздовж радіуса до осі або від осі обертання, який змінює сам обертовий рух.

Рух тіла довкола осі обертання відбувається лише за наявності **утримувального тіла**, що спричинює **доцентрове прискорення**. Навіть за рівномірного обертання (коли кутова швидкість обертового руху не змінюється) напрямки векторів лінійних швидкостей руху всіх точок тіла, що обертається, постійно змінюються. У результаті цього виникає **нормальне (радіальне) прискорення**, яке спрямоване до центра обертання. Це прискорення й одержало назву **доцентрового** (за напрямком його вектора). Доцентрове прискорення виникає під дією зовнішньої сили, яка має такий самий напрямок і також називається **доцентровою силою**. Джерелом цієї зовнішньої сили є зовнішнє – **утримувальне тіло**, яким може бути спортивний прилад (наприклад, бруси, поперечина), опорна поверхня, інша особа (приміром, партнер чи суперник у спорті) або **протилежна частина тіла** людини (наприклад, під час обертання в безопорній фазі навколо осей, що обов'язково проходять через ЦМТ). Але якщо дія утримувального тіла припиняється, то завдяки своїй інертності тіло продовжує рух по **дотичній** до попередньої траєкторії.

У разі обертового руху певної частини тіла навколо суглобової осі утримувальним тілом є сусідня частина тіла, а доцентровою силою – реакції в'язей відносно цього утримувального тіла – м'язові тяги та дія суглобових зв'язок.

Частина тіла, що обертається, діє на утримувальне тіло **відцентровою силою** – реальною силою інерції, рівною за величиною і протилежно спрямованою, на відміну від доцентрової сили.

Величина доцентрового прискорення під час обертання тіла залежить від швидкості обертання та віддалі до осі обертання:

$$a_{\text{доц}} = V^2 / r \text{ [м/с}^2\text{]}, \quad (8.1)$$

де $a_{\text{доц}}$ – доцентрове прискорення, м/с²;

V – лінійна швидкість руху центра мас тіла по колу, м/с;

r – віддаль від ЦМТ до осі обертання, м.

Доцентрова сила, яка спричинює доцентрове прискорення, спрямована перпендикулярно до вектора лінійної швидкості руху точок тіла, тому не може її змінювати. Її може змінити (збільшити або зменшити) лише тангенціальна (дотична до траєкторії) сила, перпендикулярна до радіуса, яка зумовлює **тангенціальне (дотичне)** прискорення. Отже, вивчаючи обертовий рух частин тіла, необхідно чітко розрізняти сили, прикладені уздовж радіуса і перпендикулярно до нього.

Зміна обертового руху тіла, що характеризується збільшенням або зменшенням його кутової швидкості, може бути здійснена лише моментом зовнішньої сили (ця сила мусить бути перпендикулярною до радіуса обертання та не проходить через центр обертання). Оскільки до кожного реального тіла завжди прикладені гальмівні сили, що протидіють обертанню, наприклад тертя між тілом та віссю обертання, опір середовища, сили інерції тощо, то збільшення кутової швидкості можливе лише за позитивної різниці між моментами рушійних та гальмівних сил.

Момент зовнішньої сили, прикладений до тіла, що обертається, спричинює його кутове прискорення, яке обернено пропорційне моменту інерції цього тіла відносно осі обертання:

$$Mz = I \cdot \varepsilon \text{ [Н} \cdot \text{м]}, \quad (8.2)$$

де Mz – момент зовнішньої сили, Н·м;

I – момент інерції тіла, кг·м²;

ε – кутове прискорення, 1/с².

Імпульс моменту сили (добуток моменту сили на час) зумовлює відповідну зміну кутової швидкості обертання:

$$\Delta\omega = S_z / I \text{ [1/с]}, \quad (8.3)$$

де S_z – імпульс моменту сили ($S_z = I \times \Delta\omega$ – кінетичний момент);

I – момент інерції тіла, кг/м².

Оскільки **момент інерції** твердого тіла постійний, то досягти збільшення його кутової швидкості можна лише завдяки позитивній різниці між рушійним та гальмівним моментами.

Складнішим є питання про збільшення кутової швидкості обертання системи біоланок (наприклад, усієї біомеханічної системи як спрощеної моделі тіла людини): у разі деформації пози в процесі виконання фізичної вправи уже не йдеться про кутову швидкість обертання усієї біомеханічної системи, оскільки лінійні швидкості руху різних її точок під час обертання змінюються по-різному, і єдиної кутової швидкості для всієї системи немає. Для приблизного оцінювання зміни кутової швидкості всього тіла часто обчислюють ЦМ верхньої та нижньої його частин та вважають лінію, яка з'єднує ці точки, **віссю тіла**; а кутову швидкість обертання всього тіла отожднюють з кутовою швидкістю обертання верхньої і нижньої його частин відносно цієї осі.

Таким чином, моменти, прикладені до тіла, що обертається, можуть або прискорювати, або сповільнювати його обертання. Момент сили тяжіння, що діє на тіло гімнаста, який вільно гойдається на поперечині, прискорює його рух, коли він спрямований дотолу, і сповільнює обертання тіла під час руху вгору. З погляду перетворення енергії цей процес можна описати як поступовий перехід потенціальної енергії положення тіла гімнаста вгору в кінетичну енергію руху його тіла вниз, і навпаки – у разі подальшого руху вгору. Якщо у кожному циклі коливань до системи підводити певну порцію енергії (як прискорювальний момент), призначену для компенсації тертя рук об поперечину й опору повітря, то коливання тривали б необхідний час і навіть (за збільшеного підведення енергії) збільшуватися за амплітудою.

Якщо гімнаст, підіймаючись угору, зігне ноги в кульшових або в колінних суглобах, момент інерції відносно осі обертання стане меншим, а кутова швидкість, згідно з теоремою про зміну імпульсу механічної системи, зросте (кінетичний момент біомеханічної системи за відсутності зовнішнього моменту повинен зберігатися постійним), причому у стільки ж разів, у скільки змінився момент інерції.

Отже, кутова швидкість обертання системи біоланок може змінюватися або під дією моментів зовнішніх сил, або у результаті змін моменту інерції системи відносно осі обертання.

8.2. Обертання тіла людини зі зміною кінетичного моменту біомеханічної системи

Керування рухами довкола осей зі зміною кінетичного моменту біомеханічної системи відбувається завдяки моментам зовнішніх сил, для чого необхідне їхнє джерело – дія іншого тіла, що не входить у цю систему, зовнішньою силою.

Обертаний рух тіла можна змінити **моментом зовнішньої сили**, зберігаючи його позу. Наприклад, тренер може завдяки своїй м'язовій роботі розгойдати, підкрутити, загальмувати або зупинити обертання тіла свого вихованця, який виконує обертові рухові дії. Водночас навіть без попереднього обертання інша особа може надати тілу людини, яке рухалося поступально, обертання (наприклад, у боротьбі, в акробатиці, під час розгойдування гойдалки тощо).

Змінюючи момент інерції тіла відносно осі обертання завдяки згинанню ніг або підтягуванню на руках ближче до осі обертання, людина, розгойдуючись, змінює плече прикладання зовнішньої сили – сили тяжіння, завдяки чому від циклу до циклу кутова швидкість руху тіла зростає або зменшується. Цього досягають завдяки зменшенню від'ємної роботи сили тяжіння під час гальмування тіла, яке рухається вгору, завдяки активним м'язовим тягам, що наближають та віддаляють його центр маси від опори.

Під час відштовхування від опори, а також у результаті рухів у кистях рук, завдяки силі тертя між долонями та поперечиною, можна привести систему в обертовий рух (за допомогою штучного створення моменту зовнішньої сили). Водночас обертання може відбуватися як довкола горизонтальної осі, так і довкола поздовжньої (несиметричне відштовхування від опорної поверхні ногами або від поперечини, брусів, гімнастичного коня тощо – руками).

Таким чином, зміна обертового руху системи зі зміною кінетичного моменту системи можлива за таких умов:

- а) завдяки моментам зовнішніх сил, зумовлених дією інших осіб (тренер, суперник тощо або інших тіл – наприклад, м'яча) за умови збереження пози;

- б) завдяки зміні пози (моменту інерції відносно осі обертання) за фіксованої осі обертання;
- в) у разі активного створення обертового моменту зовнішніх сил під час відштовхування або притягування до опори.

8.3. Обертання тіла людини без зміни кінетичного моменту біомеханічної системи

Керування обертанням довкола осей зі збереженням кінетичного моменту системи здійснюють внутрішні сили за допомогою **зустрічних рухів**.

Ефект «кішки, що падає». Під час аналізу швидкісної кінограми виявлено, що поворот тулуба тварини у потрібному напрямку здійснюється у результаті швидкого обертання хвостом у протилежному напрямку. Гімнасти, повертаючи одну або дві руки у фронтальній площині в безопорній фазі фізичної вправи, починають також обертатися навколо фронтальної осі, але повільно (бо момент інерції всього тіла більший за момент інерції рук) і в протилежному напрямку – адже сума векторів кінетичних моментів усіх частин біомеханічної системи повинна бути незмінною. Під час обертання рук у боковій площині все тіло також починає повільно обертатися, але вже довкола відповідної горизонтальної осі і також у протилежному відносно рук напрямку.

У спортивних іграх **поворот верхньої частини тіла гравця в безопорній фазі вправи** через необхідність терміново виконати технічні чи тактичні завдання, які виникли вже під час польоту і не були враховані у разі відштовхування від опори для стрибка, є можливим, проте **за умови обов'язкового повороту на такий самий кут, але в протилежну сторону нижньої частини тіла**.

У всіх наведених прикладах кінетичний момент системи є незмінним – кінетичні моменти частин тіла, які обертаються у протилежних напрямках, рівні за величиною і протилежні за знаком, а їхня сума дорівнює нулю.

Маючи початкове обертання тіла (нехай із невеликою кутовою швидкістю), гімнаст у безопорній фазі може змінити своє обертання,

але лише у межах початкової величини кінетичного моменту, тобто збільшити свою кутову швидкість завдяки пропорційному зменшенню моменту інерції тіла відносно осі обертання, яка завжди проходить через центр мас тіла, та навпаки – змінивши позу (наприклад, групуючись).

Змінити орієнтацію тіла людини в безопорній фазі без участі зовнішніх сил можна через складне обертання: спочатку тіло згинають у поперековому відділі хребта (приміром, обличчям до стоп), а після цього, поступово розслабляючи м'язи, що згинають тулуб уперед, і напружуючи м'язи, які згинають тулуб убік, скручують тіло вправо або вліво навколо його деформованої у попереку вертикальної осі. Після вказаних дій можна випрямитися, але все тіло буде орієнтоване в просторі обличчям уже в інший бік.

На практиці спортсмени широко використовують усі описані вище способи зміни обертання тіла без зміни кінетичного моменту (імпульсу) свого тіла: і завдяки зустрічним рухам, і завдяки закручуванню верхньої частини тіла відносно нижньої, і завдяки зміні моменту інерції тіла через деформацію пози, і завдяки складному обертанню (згинанню тіла у поперековому відділі хребта з подальшим обертанням довкола деформованої вертикальної осі).

8.4. Стійкість та її оцінювання

Стійкість – це здатність системи, явища, процесу або тіла повертатися у вихідне положення після припинення відхилювальних впливів.

У процесі виконання рухових дій людині досить часто доводиться затримувати на деякий час (зафіксувати) певні пози: вихідну (стартове положення), проміжну (фіксація пози у гімнастиці чи акробатиці), кінцеву (важка атлетика) тощо. Окрім свого тіла, інколи доводиться утримувати в рівновазі предмети (штанга), партнера (у фігурному катанні на ковзанах чи в акробатиці).

Утримання пози (кути в суглобах) і розташування та орієнтації свого тіла в просторі відносно площі опори здійснюють завдяки урівноважуванню зовнішніх сил, що діють на тіло таким чином, щоб їхня сума (головний вектор) та сума їхніх моментів (головний момент)

відносно ЦМТ завжди дорівнювали нулю. Внутрішні сили повинні тим часом забезпечити збереження пози.

Зазначене вище також стосується збереження динамічної пози в польоті або на опорі (спуск на лижах, санний спорт тощо).

Стійкість оцінюють за різними критеріями (подібно, як рухові якості, приміром швидкісно-силові) залежно від конкретного завдання.

Найпоширенішим критерієм стійкості тіла біомеханічної системи є **кут стійкості** (рис. 8.1).

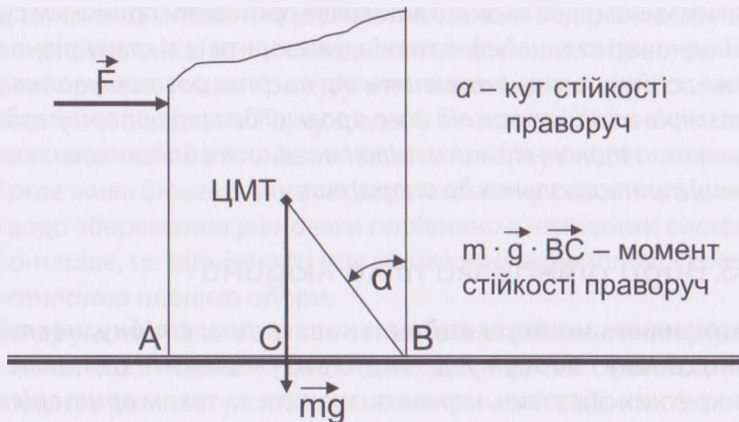


Рис. 8.1. Кут стійкості і момент стійкості тіла, що перебуває у рівновазі

Виявляється, що для кожного тіла є максимально допустимий (критичний) кут нахилу відносно вертикалі, за якого проекція ЦМТ ще не виходить за межі площі опори у заданому напрямку. Таким чином, розрізняють стійкість уперед, назад, праворуч та ліворуч (або – у спеціальних випадках – в інших напрямках). Цей кут залежить від розмірів площі опори відносно проекції ЦМТ у заданому напрямку і від висоти ЦМТ. Представники різних видів спорту добре знають, куди може бути спрямовано вірогідну відхилювальну дію, і можуть завдяки відповідно обраній стійці (посадці, позі) збільшити свою стійкість у згаданому напрямку в кілька разів. Проте практика підтверджує, що на стійкість істотно впливає і маса тіла: за всіх інших однакових умов зсунути з місця бетонний куб значно важче, ніж

картонну коробку таких самих розмірів. На це зважають представники різних видів спорту; у боротьбі це одна з причин, які зумовлюють поділ спортсменів на вагові категорії. Особливості будови тіла (тотальні розміри, пропорції, конституціональні особливості) дають відчутну перевагу тоді, коли положення ЦМТ визначає стійкість. Із вказаної позиції легко пояснити біомеханічні критерії щодо якості пози людини під час виконання різних рухових дій.

Момент стійкості показує, як тіло протидіятиме відхилювальним діям різної інтенсивності; спортсмени стараються розташувати своє тіло таким чином, щоб якомога активніше протидіяти прийомам суперників і одночасно якнайефективніше виводити їх зі стану рівноваги.

Отже, стійкість тіла **залежить** від висоти розташування його ЦМ, розмірів площі опори від його проєкції до країв опори у заданих напрямках, а також від маси тіла і наявності додаткових повертальних (притискальних до опори) сил.

8.5. Види рівноваги тіла людини

Розрізняють **чотири види** рівноваги тіла: **стійку, нестійку, умовно стійку і байдужу**. До якого виду належить рівновага тіла за конкретних обставин, можна визначити за таким **критерієм**: чи повертається тіло у початкове положення рівноваги після припинення дії відхилювальних чинників. Так, у разі виникнення повертальних сил або моментів сил за спроби відхилити тіло від положення рівноваги (як, наприклад, під час відхилення гімнаста, що висить на поперечині), рівновагу називають **стійкою**. У протилежному разі рівновага буде **нестійка**. **Обмежено стійка рівновага** характеризується поступовим зменшенням моменту повертальних сил із збільшенням відхилення від вихідного положення. **Байдужою** називають рівновагу тіла тоді, коли воно не повертається у початкове положення, але й не продовжує відхилятися після припинення дії відхилювальних чинників (наприклад, положення борця на татамі під час спроби суперника відтягнути його від зайнятої у партері позиції у будь-яку сторону).

Загалом лише незначна кількість поз тіла людини є дійсно стійкими: більшість поз – це умовно стійка рівновага, яка у результаті

невеликих розмірів площі опори, а також активних дій суперників легко переходить у нестійку. Стійкість тіла у разі обмежено-стійкої рівноваги найліпше оцінювати за величиною кута стійкості.

8.6. Особливості збереження рівноваги тіла людини під час виконання фізичних вправ

Найважче **утримувати рівновагу** за потреби постійно міняти позу. До цього належить й утримання динамічної рівноваги під час бігу, стрибків, виконання складних гімнастичних вправ, прийомів в однокористуваннях тощо. Ураховуючи переміщення центра мас тіла та напрямок і швидкість її руху, людина як складна біологічна система намагається якомога точніше «підставити» опору під його проєкцію.

Проте жива біомеханічна система має низку основних відмінностей щодо збереження рівноваги порівняно з неживими системами.

По-перше, це відмінності між **геометричною** (площа контакту) і **фактичною** площею опори.

По-друге, це наявність так званої **зони відновлення рівноваги**, невластивої неживим тілам (див. рис. 8.2). Босоніж людина гірше утримує рівновагу, оскільки геометричний відбиток босої ноги не відображає розмірів фактичної площі опори, на яку вона може опиратися (фактична опора обмежується кістковими утвореннями стопи зі сторони підошви). Спеціальне взуття (яке у деяких випадках трансформоване, наприклад, у лижі), дає змогу стійкіше почувати себе у більшості ситуацій.

Навіть коли проєкція ЦМТ вийде за межі площі опори, жива система завдяки **утримувальним, вирівнювальним та амортизувальним руховим діям** руками, ногами і тулубом без особливих труднощів повертає його у межі площі опори. Деколи уся рухова дія або її елемент полягають у постійній корекції положення проєкції ЦМТ людини в межах невеликої площі опори. Для діагностування координаційних здатностей, відбору і контролю спортсменів тощо часто використовують стабілографію, результати якої дають змогу оцінити уміння людини утримувати проєкцію ЦМТ над невеликою площею.



Рис. 8.2. Геометрична, фактична площа опори гімнастки і зона відновлення рівноваги

Спеціальні аеродинамічні пристрої спортивних приладів, які притискають їх до опорної поверхні під час долання дистанції, дають змогу істотно (до 50%) підвищити їхню динамічну стійкість під час проходження поворотів завдяки збільшенню моменту стійкості без зміни положення ЦМТ та розмірів площі опори.

9 БІОМЕХАНІКА ЛОКОМОТОРНИХ ТА ПЕРЕМІЩУВАЛЬНИХ РУХОВИХ ДІЙ

9.1. Локомоції людини.

Завдання локомоторних рухових гій

Локомоторні рухові дії мають **спільне завдання**: перемістити власне тіло з дотриманням низки додаткових умов (способу і стилю пересування, дотримання зазначеної траси, технічних вимог до транспортних засобів і спорядження, командних вимог, швидкісного режиму руху та ін.). Більшість **локомоцій** є основою виконання самостійних рухових завдань, пов'язаних зі зміною пози, орієнтації, положення й пересування у просторі, а також самостійними видами спорту. Локомоції є також неодмінним компонентом виконання більшості інших побутових чи виробничих рухових завдань, а у фізкультурно-спортивній діяльності – це переміщення власного тіла у спортивних іграх, в одноборствах тощо. Рушійними силами тут є і сила тяжіння, і м'язові тяги, і рух середовища, і дія тварин, і механічна дія двигунів та ін.

Основа більшості **наземних локомоцій** – відштовхування від опорної поверхні. Саме відштовхування починається з підготовчої фази – **амортизації**. Амортизація дає змогу загасити вертикальну швидкість руху дотолу ЦМ тіла людини після фази польоту завдяки виконанню м'язами-розгиначами опорних частин тіла ексцентричної роботи. Для ходьби також характерні циклічні вертикальні переміщення ЦМТ під час кожного кроку, і відповідно присутня фаза амортизації, проте вона виражена не так яскраво, як у бігу чи в стрибках. Фазу амортизації можна виконувати і руками (опорний стрибок, акробатичні вправи тощо).

Амортизацію неважко виявити за результатами оптичної реєстрації фізичної вправи: ця фаза відштовхування від опори починається з моменту контактної взаємодії частин тіла, які амортизують вертикальне падіння, з опорною поверхнею і триває до моменту найбільшого їх згинання (у колінних чи у ліктьових суглобах).

Спочатку величина реакції опори невелика, проте вона швидко зростає і досягає максимальної величини, що часто в декілька разів перевищує вагу тіла в спокої. Це стосується не лише приземлення після польоту, а й стрибка з місця та початку ходьби, бо для виконання відштовхування людина спершу підгинає ноги, «кидаючи» ЦМТ додолу, а потім гальмує цей рух центра мас і починає його розгін угору.

9.2. Механізм відштовхування від опори

Процес відштовхування від опори відбувається завдяки **власне відштовхуванню** та **маховим рухам**. Вказані складники відштовхування аж ніяк не можна вважати окремими, незалежними фазами однієї вправи: їх завжди виконують синхронно, вони активно впливають одні на одних. Простий експеримент свідчить, що результат стрибка у висоту чи у довжину, показаний під час відштовхування без маху, і результат стрибка від самого маху окремо, без активного відштовхування, разом дають значно менший ефект, ніж вправа, виконана в нормальних умовах.

Роль махових рухів двозначна: по-перше, **частина ланок тіла** (а це якщо задіяні одна нога і обидві руки – 31 % маси всього тіла) в опорній фазі активно розганяються у напрямку відштовхування і починають швидкий рух у цьому напрямку завдяки роботі інших, ніж розгиначі опорних частин тіла, м'язів; по-друге, сила інерції махових частин тіла в момент їхнього активного розгону угору передається через тулуб на опорні частини тіла, м'язи яких відштовхують тіло від опори. Завдяки цьому зростає час і сила відштовхування, а отже, і його імпульс.

Зареєструвати величину опорної реакції у разі відштовхування від опори дуже непросто, адже вона постійно міняється за величиною і напрямком. Для цього потрібен спеціальний стаціонарний тензодинамометр – так звана **тензоплатформа**, яка дає змогу зареєструвати горизонтальні, вертикальні (а за потреби й бокові) складники реакції опори у різні моменти процесу відштовхування.

Напрямок найбільшого вектора реакції опори у бігу, в стрибках, під час ходьби тощо завжди проходить перед ЦМТ (див. рис. 9.1 а), адже у разі постановки ноги на опору тіло отримує обертовий імпульс уперед ($\vec{M}_{заль}$), який і компенсує момент опорної реакції відносно

ЦМТ (\vec{M}_R). Під час відштовхування від опори для виконання сальто напрямком вказаного вектора є іншим (рис. 9.16).

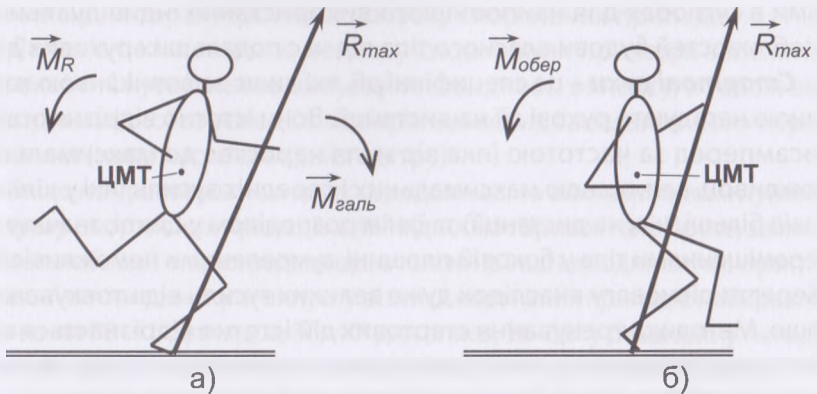


Рис. 9.1. Напрямок найбільшого вектора опорної реакції під час відштовхування в бігу (а) і для виконання сальто назад (б)

9.3. Біомеханічні особливості стартових дій

Стартові дії у різних видах спорту істотно відрізняються між собою, тому можна виокремити лише декілька їхніх спільних ознак, які дають змогу більш повно вивчити цей істотний елемент змагальної діяльності (у спринтерських видах успішний старт визначає до 35–40% спортивного результату):

- стартова поза** (стартове положення);
- стартові рухи**;
- стартовий розгін**.

Стартову позу визначають за видом спорту і правилами змагань, проте вона має багато індивідуальних особливостей. Найважливіше завдання стартового положення – забезпечити найефективніше використання потенційних можливостей людини для швидкого розгону ЦМТ у напрямку руху. Тож якщо використовувати протибуксувальні засоби (наприклад, легкоатлетичні шипи), кут нахилу атлета вперед на старті значно більший, ніж за інших обставин, адже реакція опори завдяки її моменту відносно центра мас може перекинути тіло назад. Велосипедисти і веслярі набувають пози, яка дає змогу уникнути

пробуксовування між шиною колеса та опорною поверхнею чи «прориву» води, і вибирають оптимальне співвідношення між кутами в суглобах для найповнішого використання індивідуальних особливостей будови власного тіла під час подальших рухових дій.

Стартові рухи – це специфічні дії, які лише за зовнішньою картиною нагадують рухові дії на дистанції. Вони істотно відрізняються насамперед за частотою (яка від нуля наростає до максимально можливої), величиною максимальних і середніх зусиль (які у кілька разів більші, ніж на дистанції) та їхнім розподілом у циклі, значними переміщеннями тіла у боковій площині, зумовленими неможливістю зберегти рівновагу внаслідок дуже великих зусиль відштовхування тощо. Методика тренування стартових дій істотно відрізняється від методики тренування інших змагальних елементів з огляду на інші режими роботи м'язів, їхнє енергетичне забезпечення тощо.

Стартовий розгін дає змогу досягти швидкості, необхідної для руху по дистанції. У спринтерських видах ця швидкість наростає до максимальної, а далі поступово падає, у зв'язку з цим розгін у спринті триває довше і займає значно більшу частину дистанції, ніж наприклад у стайєрських видах. Під час стартового розгону відбувається зміна системи рухів, цикл за циклом наближаючись від стартових дій до нормального стилю долання дистанції. Переважно це є збільшення довжини і зменшення частоти кроків, піднімання тулуба до нормального положення тощо. **Спідограми стартового розгону** (наприклад, велосипедистів-спринтерів) дають змогу проаналізувати різні сторони підготовленості спортсменів і таким чином раціонально індивідуалізувати їхню підготовку.

9.4. Дальність польоту тіл

Завданням переміщувальних рухових дій є переміщення інших тіл, приміром, різних спортивних приладів на точність (стрільба, спортивні ігри, фехтувальна зброя або боксерська рукавичка), дальність (метання), по заданій траєкторії (предмети в художній гімнастиці), із дотриманням низки специфічних вимог щодо способу виконання рухової дії (важка атлетика), а також переміщення суперників (боротьба), партнерів (фігурне катання на ковзанах, групова акробатика) тощо.

Оскільки більшість переміщувальних рухових дій пов'язана з метаннями, стрільбою, ударами по м'ячу та ін., проаналізуємо основні біомеханічні характеристики польоту спортивних приладів.

Дальність і точність польоту спортивних приладів залежить від висоти і кута їхнього випуску та швидкості вильоту, а також від аеродинамічної взаємодії з повітряним середовищем та його переміщення (напрямок і швидкість вітру).

Якщо не урахувати впливу середовища, то **оптимальним кутом випуску** спортивних приладів є 45° відносно горизонталі. Проте, зважаючи на лобовий опір середовища, а також на інші аеродинамічні ефекти, реальні оптимальні кути випуску різних спортивних приладів набирають значення $38\text{--}41^\circ$ для ядра, $30\text{--}40^\circ$ для списа, $36\text{--}38^\circ$ у безвітряну погоду і менше ніж 30° проти вітру – для диска, $42\text{--}44^\circ$ для молота тощо.

Кут α випуску як **кут місцевості**, **азимут** і **кут атаки**. **Кут місцевості** – це кут між горизонталлю і напрямком вектора швидкості випуску (рис. 9.2). Цей кут задає метальник, гравець, стрілець та ін., і він впливає на точність попадання по вертикалі (вгору-додолу або вперед-назад).

Азимут – це кут відхилення початкової траєкторії польоту предмета від заданого напрямку (наприклад, бісектриси сектора для метань) праворуч-ліворуч; цей кут і визначає цільову точність у вказаному напрямку.

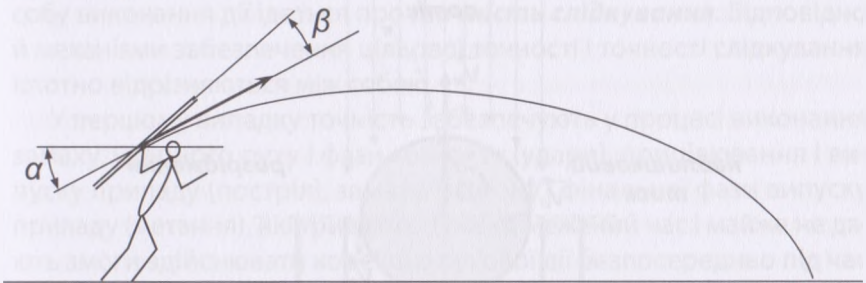


Рис. 9.2. Характеристики польоту тіл:
 α – кут місцевості; β – кут атаки

Кут атаки β – це кут між поздовжньою віссю спортивного приладу і траєкторією польоту. Наприклад, спис метальники стараються випустити з нульовим, а диск – із від'ємним кутом атаки, який у поєднанні з власним обертанням диска навколо його поперечної осі

створює підйомну силу, яка збільшує дальність його польоту. Круглі предмети (типу м'ячів, ядра та ін.) поздовжньої осі не мають, тому кутів атаки під час їхнього польоту не розраховують.

Швидкість випуску тіл істотно впливає на дальність їхнього польоту. І так само, як для кінетичної енергії або сили лобового опору, збільшення швидкості випуску в 1,5 раза повинно збільшити дальність польоту приладу у 2,25 раза. Так, швидкість випуску ядра 10 м/с відповідає результату 12 м, а швидкість 15 м/с – результату близько 25 м.

Провідні спортсмени світу випускають тенісні м'ячі і шайби зі швидкістю понад 50 м/с, спис, футбольні та волейбольні м'ячі – зі швидкістю до 35 м/с. Проте лобовий опір залежить від квадрату швидкості руху тіла, тому відразу після випуску швидкість приладів інтенсивно зменшується.

9.5. Біомеханіка польоту спортивних приладів. Ефект Магнуса

Закручені в момент випуску, м'ячі змінюють у польоті напрямок своєї початкової траєкторії руху. Пояснення цього феномену – у різниці швидкостей обтікання м'яча з різних його сторін (рис. 9.3):

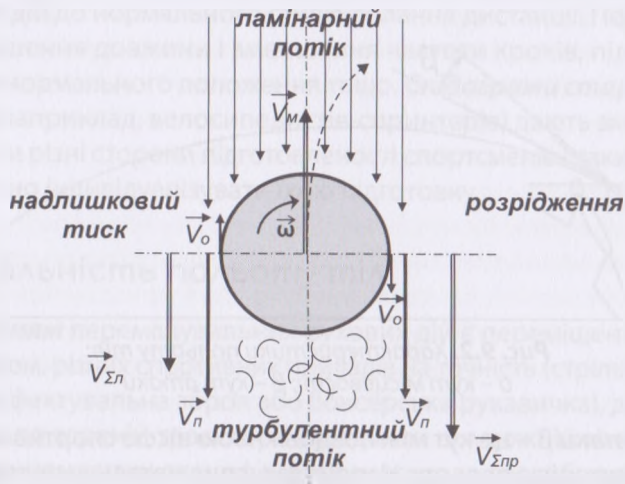


Рис. 9.3. Розрахункова схема траєкторії польоту м'яча після крученого удару

Обертаючись, м'яч зтягує за собою поверхневий шар повітря. Згідно з розрахунковою схемою на рис. 9.3, сумарна швидкість обтікання м'яча зустрічним потоком ліворуч є меншою, ніж праворуч, унаслідок геометричного додавання власної швидкості потоку до лінійної швидкості обертання поверхневого шару повітря. Згідно із **законом Бернуллі**, у зоні підвищеної швидкості виникає понижений тиск (розрідження), що й спричиняє відхилення траєкторії руху м'яча праворуч.

9.6. Точність переміщувальних гій

Загалом термін **точність руху** характеризує його відповідність вимогам рухового завдання. Тому будь-яка рухова дія може бути виконана лише за умови достатньо точного її виконання.

Під час оцінювання точності конкретної переміщувальної рухової дії мають на увазі відхилення траєкторії руху спортивного приладу, який ми переміщуємо, від певної точки або від певної зони простору (наприклад, від центра мішені для стрільби, від баскетбольного кошика, футбольних воріт тощо). Такий вид точності називають **цільовою точністю**, або точністю влучення. У разі відхилення від наперед однозначно зумовленої траєкторії руху чи конкретного способу виконання дії ідеться про **точність слідування**. Відповідно й механізми забезпечення цільової точності і точності слідування істотно відрізняються між собою.

У першому випадку точність забезпечують у процесі виконання замаху, ударного руху і фази контакту (удари), прицілювання і випуску приладу (постріл), замаху, розгону і фінальної фази випуску приладу (метання), які тривають дуже обмежений час і майже не дають змоги здійснювати корекцію рухової дії безпосередньо під час її виконання, що зумовлене обмеженою швидкістю проходження нервових імпульсів по ланцюжку «рецептор – кондуктор – кора – кондуктор – м'яз».

Точність слідування передбачає постійну корекцію дій упродовж усього виконання вправи із залученням до цього процесу центрального і периферичного (за М. О. Бернштейном) циклів взаємодії тіла людини й довкілля. Керувальні дії головного мозку (команди м'язам)

змінюються як залежно від сигналів, що надходять від м'язів у процесі їхнього скорочення для забезпечення заданого руху, так і залежно від сигналів з інших рецепторів тіла людини (зір, слух, тактильні і кінестезійні відчуття та ін.), які реагують на відповідь зовнішнього середовища (зовнішні впливи), зумовлену виконанням цієї дії.

Цільова точність характеризується величиною відхилення від цілі праворуч-ліворуч та вперед-назад (угору-додолу). Відхилення середньої точки влучення від центра мішені називають **систематичною похибкою**. Розсіювання результатів влучення в ціль найчастіше має нормальний закон розподілу, який характеризується **середньо-квадратичним (стандартним) відхиленням**. Величину, обернену стандартному відхиленню, називають купністю, яка характеризує точність переміщувальних дій за відсутності систематичної похибки. Загалом для об'єктивного оцінювання цільової точності необхідно знати чотири показники: систематичну похибку і купність влучення в обох напрямках (приміром, праворуч-ліворуч та вгору-додолу).

Деколи цільову точність оцінюють за відсотком влучень (наприклад, у ворота, у баскетбольний кошик, у силуєт тощо).

Точності ударних рухів досягнути найважче, адже час їхнього виконання – найменший, отож немає змоги під час виконання вправи виправляти помилки. Похибка влучення по м'ячу у футболі на один сантиметр призводить до відхилення його від потрібної траєкторії вже через 20 м аж на два метри (!).

Точність метання характеризується швидкістю вильоту тіла завдяки роботі м'язів ніг і тулуба та коректувальним діям рук. Правильно побудовані металеві рухові дії дають змогу (щоправда, ще задовго до моменту досягнення підсумкового результату) виправляти під час їх виконання помилки, що спричиняють відхилення.

В обох випадках цільова точність залежить від правильно обраного напрямку і величини вектора швидкості вильоту тіла.

Точність переміщення оцінюють за відхиленнями тіла, яке переміщують, від заданої траєкторії та швидкості руху в конкретні моменти, які називають граничними позами та положеннями. Найчастіше у разі завдання на переміщення застосовують спосіб експертного оцінювання (художня гімнастика, акробатика, обов'язкова програма у фігурному катанні на ковзанах та ін.).

9.7. Біомеханічні особливості ударної взаємодії

Ударом вважають коротку взаємодію двох тіл, яка триває щонайбільше 0,03 с і характеризується взаємним передаванням енергії лише через ударну взаємодію (без поштовху). **Поштовх** – це взаємодія тіл, яку супроводжує виконання механічної роботи одного тіла над іншим (зазвичай одним із цих тіл є людина, яка у результаті м'язових скорочень може виконувати механічну роботу над іншим тілом: м'ячем, суперником, ядром тощо, а також переміщувати своє тіло відносно опори). У цьому разі закон збереження імпульсу системи тіл не може бути використаний, оскільки в систему підводиться зовнішня енергія:

$$m_1 \cdot \vec{V}_1 + m_2 \cdot \vec{V}_2 = m_1 \cdot \vec{U}_1 + m_2 \cdot \vec{U}_2, \quad (9.1)$$

де $m_{1,2}$ – маси тіл;

$\vec{V}_{1,2}$ – доударні швидкості;

$\vec{U}_{1,2}$ – післяударні швидкості.

Загалом жодна контактна взаємодія неможлива без елементів поштовху, проте за тривалості удару до 0,03 с дією поштовхової сили у зміні імпульсів тіл можна знехтувати.

Час контактної взаємодії **ударника і мішені** в гольфі становить 0,001–0,002 с, у великому і в настільному тенісі – 0,005–0,01 с, атаквальний удар у волейболі триває 0,012–0,02 с, а нижня передача – майже 0,03 с. До ударів можна зарахувати усі види пострілів, взаємодію гірськолижника з траєю тощо.

Тривалість більшості ударів у хокеї перевищує 0,04 с і так само, як відштовхування від опорної поверхні у спринтерському бігу (0,08–0,12 с), біомеханіка вивчає це як комбінацію власне ударної взаємодії та поштовху. Тож приземлення після фази польоту (як от, після зіскоку із спортивного приладу в гімнастиці) також не можна аналізувати в біомеханіці, як удар (винятком є падіння, аварії та ін.), який супроводжує травми, спричинені відсутністю амортизувальної дії м'язів, що працюють в ексцентричному режимі, або спрацьовування спеціальних пристроїв пасивної безпеки.

Безперечно, жодна ударна взаємодія не може обійтися без певних втрат механічної енергії системи у результаті руйнування, пластичної деформації поверхонь контакту або нагрівання тіл, що вдаряються. Для оцінювання цих втрат застосовують так званий **коефіцієнт відновлення**:

$$K = [(m_1 \cdot \vec{U}_1 + m_2 \cdot \vec{U}_2) / (m_1 \cdot \vec{V}_1 + m_2 \cdot \vec{V}_2)] \cdot 100\%, \quad (9.2)$$

який показує частку сумарного імпульсу тіл до удару у відсотках, що залишилася в системі після удару з неминучими при цьому втратами.

Коефіцієнт відновлення під час удару двох більярдних куль, виготовлених із слонової кістки, становить 99%, удар по тенісному м'ячику характеризується коефіцієнтом відновлення 95–85% і залежить передусім від якості спорядження, а також від доударної швидкості м'ячика, типу і сили удару; у разі виконання подачі у волейболі коефіцієнт відновлення удару по м'ячу не перевищує 55%, а під час ударів у боксі – 20%.

Ефективність удару згідно зі згаданим законом збереження імпульсу механічної системи залежить від **швидкості і маси ударника**.

Ударні маси під час виконання нападних дій волейболістів, каратистів, боксерів, футболістів тощо розраховані за наведеним вище математичним виразом згаданого закону, виявилися в кілька разів більшими, ніж маси частин тіла, які контактують із мішенню (дуже великою виявилась ударна маса в карате). Тому вміння людини у фазі контактної взаємодії з мішенню одночасно напружувати велику кількість м'язів, що забезпечують фіксацію рухів у потрібних суглобах, поєднуючи на певний час ударну частину тіла з сусідніми (а часто – і з тулубом), стає одним із критеріїв ефективності техніки виконання удару. **Ударні швидкості** також можуть бути збільшені в процесі відповідного тренування: у досвідчених фахівців вони значно перевищують аналогічні показники початківців.

Напрямок **центральної ударів** по спортивних приладах проходить через центри їхніх мас, тому внаслідок такої дії сили на тіло воно рухається поступально, без обертання. Кут падіння м'яча на поверхню після центрального удару дорівнює куту відбивання від неї.

Нецентральні удари разом із поступальним імпульсом приводять тіло в обертання. Залежно від площини, у якій обертається тіло,

нецентральні удари поділяють на **кручені** і **різані**: крученими називають удари, після яких тіло обертається у горизонтальній площині, а різаними – після яких обертання тіла відбувається у вертикальній площині. Окрім відхилення від початкової траєкторії завдяки ефекту Магнуса, різані удари характеризуються зміною кута відбивання після падіння на поверхню (рис. 9.4):

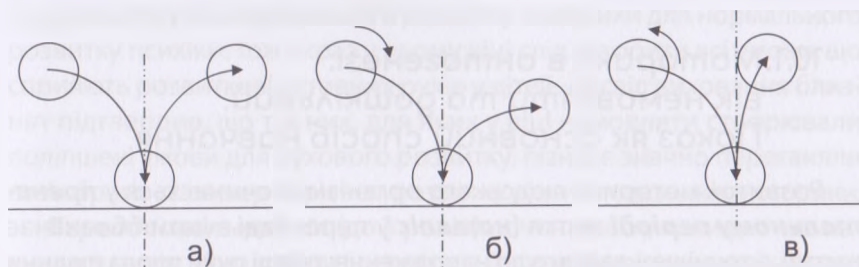


Рис. 9.4. Куты падіння і відбивання м'яча від горизонтальної поверхні після центрального (а) та різаних (б і в) ударів

Залежно від напрямку руху мішені удари можуть бути прямі (по нерухомій мішені) і косі (по рухомій мішені). За косого удару напрямок і швидкість післяударного руху мішені визначають за правилом паралелограма (рис. 9.5):

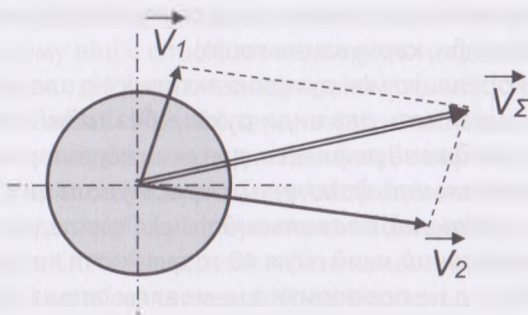


Рис. 9.5. Розрахунок напрямку польоту м'яча після виконання косого удару:

V_1 – швидкість м'яча до удару;

V_2 – швидкість м'яча, набута від удару;

V_Σ – швидкість руху м'яча після удару

10 ВІКОВІ, ІНДИВІДУАЛЬНІ, ГРУПОВІ І СТАТЕВІ БІОМЕХАНІЧНІ ОСОБЛИВОСТІ МОТОРИКИ

10.1. Моторика в онтогенезі: вік немовляти та дошкільний. Показ як основний спосіб навчання

Розвиток моторики людського організму починається у **пренатальному періоді** життя (**наталіс** у перекладі з латини означає життя), а точніше – задовго до народження: перші рухи плода людини спостерігають на восьмому тижні вагітності, коли зародок сформувався в плід. Далі кількість рухів та їхня інтенсивність швидко зростає. Від п'ятого місяця розвитку у плода формуються основні безумовні рефлекси. Рухи починаються, формуються і розвиваються спочатку від голови і до нижніх кінцівок. Рухова активність плода дещо затихає за місяць до народження, що зумовлене особливостями його розвитку. У пренатальному періоді (який ще називають **утробним**), розвиток моторики плода залежить від стану матері (утома, емоційне збудження, хвороби, харчування тощо).

Виявлено кореляцію між руховою активністю плода і немовляти. У немовлят розрізняють два види рухів – **безладні хаотичні рухи** та **безумовні (вроджені) рефлекси**, для яких характерна повна координація, – **смоктальний, долонний, переступальний, пошуковий, ковтальний, видільний, плавальний** та ін.). Прикладом безумовного рефлексу є **плавальний**, який після 40-го дня життя поступово затихає (якщо в цей період не проводити з немовлям спеціальних занять).

У дітей, яких виховують у звичайних умовах, спостерігають певну послідовність оволодіння основними рухами. У деяких випадках помітні незначні відхилення від **середньостатистичних норм** – середніх значень різних її показників, одержаних за результатами спостереження великої кількості немовлят. Однак вони не завжди є ознаками якоїсь патології (це діагностують дитячі лікарі-педіатри):

найчастіше – це індивідуальні особливості розвитку моторики, які проявляються дуже рано і залежать від різних зовнішніх і внутрішніх чинників.

Приблизно до 1,5 року психічний та руховий розвиток дитини відбуваються паралельно. Ураховуючи те, що основи знань про причинність, простір, час тощо закладаються саме у вказаний період, важко переоцінити роль правильного розвитку моторики для нормального розвитку психіки. Тож якраз у цьому віці слід створити всі умови, що сприяють розвиткові активних рухів у дітей. Досвід виховання близнят підтвердив, що ті з них, для яких у віці немовляти створювали поліпшені умови для рухового розвитку, пізніше значно переганяли своїх братів та сестер за рівнем розвитку різних показників моторики.

Переддошкільний вік (до 3 років) починається, коли дитина навчилася самостійно ходити і перестала бути «прикріпленою до місця»: вона має змогу самостійно та вільно спілкуватися з навколишнім світом. У цьому віці дитина повинна оволодіти основними **специфічно людськими** діями та формами поведінки (їсти з посуду, бути охайною тощо), правильними діями з предметами. У **переддошкільному віці** розвиваються не лише рухові дії рук, а відбувається розвиток моторики в цілому. Ходьба та біг ще не відрізняються між собою: остаточно ходьба формується приблизно у два роки, хоч із біомеханічного погляду вона удосконалюється аж до шкільного віку. Основним способом навчання у цьому віці є спосіб показу – демонстрації правильного прикладу рухових дій для їх наслідування дітьми.

Дошкільний вік (3–7 років) характеризується оволодінням численними руховими діями, які ще недостатньо спритні та координовані (за М. О. Бернштейном – це **період граціозної незграбності**). Упродовж дошкільного віку відбувається оволодіння руховими діями зі знаряддями та бігом (з'являється фаза польоту); діти уперше починають стрибати на місці та на одній нозі, граються з м'ячем. У дітей після 4 років спостерігають стійкі рухові переваги.

Досвід підтверджує, що у цьому віці дітей доцільно навчати основ техніки багатьох рухових дій. За правильного виховання до семи років діти можуть гратися з м'ячем, триматися на воді, їздити на двоколісному велосипеді, бігати на ковзанах і на лижах, бігати, стрибати, виконувати гімнастичні вправи тощо.

10.2. Моторика в онтогенезі: шкільний вік. Пубертатний період

До 12–14 років завершується анатомо-фізіологічне дозрівання рухового аналізатора, і з цього віку підлітки можуть виконувати вправи так само спритно, як і дорослі. Значна відносна сила у цьому віці дає змогу досягти видатних спортивних результатів у таких видах, як фігурне катання на ковзанах, стрибки у воду, гімнастика та ін. Однак інші рухові якості розвиваються до кінця навчання в школі, причому розвиток відбувається поетапно. Більш детальний аналіз моторики в онтогенезі та поділ шкільного періоду на етапи розглянуто в курсі теорії фізичного виховання.

Особливе значення для розвитку моторики має **пубертатний період** (період статевого дозрівання). У дівчаток він звичайно починається з 9–12 років, у хлопчиків – із 10–14 років і триває майже два роки. У цей період зростання рухових якостей відбувається стрибком, при цьому спостерігають диспропорцію між певними якостями (швидко збільшується довжина тіла, з відставанням приблизно на 3 місяці – м'язова маса і на 6 місяців – маса тіла). Після пубертатного періоду помітні **різкі відмінності у моториці хлопців та дівчат**.

10.3. Моторика в онтогенезі: доросла людина. Спортивне довголіття і старість

Вік із 18 до 30 років – це час **розквіту моторики людини**. Власне у цьому віці спортсмени демонструють найвищі спортивні досягнення. Хоч видатних успіхів у деяких видах спорту можна досягти і в 12 років (кермові в академічному веслуванні) або в 60–65 років (виїжджання у кінному спорті, вітрильний спорт, гольф), все ж у більшості видів спорту найсприятливішим для досягнення високих спортивних результатів є віковий діапазон у межах 18–30 років. Наприклад, для фігурного катання на ковзанах, плавання, гімнастики – це 18–20 років, для спортивних ігор, боксу та гірських лиж – 20–22 роки, для веслування, бігу на ковзанах та хокею – 22–24 роки, для лижних перегонів, фехтування, біатлону та сучасного п'ятиборства – 26–28 років, для

вітрильного, стрілецького, автомобільного та ін. – це вік після 30 років (вікові дані розраховано за середнім віком фіналістів Ігор олімпіад і чемпіонатів світу останніх десяти років).

Зазначене вище засвідчує, що у видах спорту, де необхідна витривалість, спортивний успіх приходить пізніше, ніж там, де провідну роль відіграють швидкісні якості. Навіть в тих самих видах спорту, наприклад, у бігу, вік олімпійських чемпіонів дуже відрізняється: для спринту він становить 22,5 року, для дистанцій до 1500 м – 26,1 року, для марафонського бігу – близько 31 року. Винятком є лише плавання, де чемпіони на довгих дистанціях на 3–5 років молодші, що зумовлене специфічними вимогами до гідродинамічного опору тіла для швидкого пересування у водному середовищі й особливостями будови тіла підлітків. Сьогодні спостерігають тенденцію до омолодження спорту – у середньому сучасні чемпіони (особливо у видах спорту, пов'язаних із максимальним проявом атлетичних якостей) дещо молодші, ніж у попередні роки.

Після 30 років поступово (та неодноразово) починають знижуватися рухові можливості. На спортивний успіх у цьому віці впливають спритність та рівень розвитку специфічних якостей і відчуттів (досвід, відмінна техніка, мудра стратегія і тактика, антиципація тощо).

Найбільше значення для збереження високого рівня рухових можливостей та здоров'я має тренування у віці, старшому за 40 років: раціональні заняття фізичними вправами, збалансоване харчування, поміркований спосіб життя, екологічні умови і відповідний психологічний клімат можуть загальмувати процес старіння на 10–15 років і довше (*спортивне довголіття*).

10.4. Вплив віку та роль дозрівання на ефект навчання і тренування. Сенситивні періоди

Розвиток моторики визначають два чинники: **дозрівання** та **навчання**.

Дозрівання – це наслідково зумовлені зміни анатомічної будови та фізіологічних функцій організму, які відбуваються упродовж усього життя людини: збільшення розмірів та зміна форм тіла дитини

в процесі її росту, зміни, пов'язані із статевим дозріванням, старінням тощо. У ранньому віці величезне значення має дозрівання нервово-м'язового апарату (зокрема, кори великих півкуль головного мозку, яка до моменту народження ще не повністю сформована).

Навчання – це засвоєння нових рухових дій або їх удосконалення під впливом спеціальної практики, навчання або тренування.

Не завжди чітко видно, що лежить в основі тієї чи тієї зміни рухових показників, – навчання чи дозрівання, особливо у переддошкільному віці. Такі питання часто досліджують на ідентичних близнятах, одного з яких навчають, а іншого – ні. Виявилось, що є такі пози та рухи (сидіння, стояння, ходьба, довільне сечовиділення та ін.), навчання яких у віці немовляти майже не прискорює оволодіння ними, що й зумовило появу помилкової теорії про перевагу в **онтогенезі моторики** дітей-немовлят саме дозрівання. Неправильною є й альтернативна теорія, яка цілковито заперечує дозрівання. У дійсності навчання ефективне лише тоді, коли досягнуто відповідного рівня анатоמו-фізіологічної зрілості, і зовсім без навчання (яким може бути лише можливість спостереження за правильним зразком) оволодіння новими рухами неможливе. Це підтверджують спостереження за дітьми, які жили поза людським суспільством (наприклад, діти, що перебували серед вовків в Індії).

Таким чином, **розвиток моторики** визначають за взаємодією дозрівання та навчання. Практика виховання близнят засвідчила, що певні рухові дії легше і швидше засвоюють під час спеціального навчання, а деякі – навпаки – не можуть бути засвоєні раніше (причому, початок ходьби). У деяких випадках надто раннє навчання дітей (наприклад, їзди на триколісному велосипеді у віці 1,5 року) призводить до негативних результатів у більш пізньому віці (діти потім зовсім не хочуть їздити на велосипеді).

Дозрівання дітей проявляється в їхньому зростанні, зміні пропорцій тіла, що і призводить до розвитку певних сторін моторики. Якщо виміряти результати певних рухових завдань у великої групи дітей одного віку, то вдасться визначити середні результати, які вони показують. Відставання дитини від середніх результатів за більшістю обраних тестів можуть зумовити різні причини (деколи й соціальні); таких дітей називають **руховими ретардантами**. Випередження

інших дітей за результатами рухових завдань називають акселерацією, а таких дітей – **руховими акселерантами**.

Деякі діти за рівнем своїх рухових можливостей відстають чи випереджають однолітків, не відповідаючи своєму «руховому віку». Завдяки відповідній підготовці або вихованню, такі діти здебільшого швидко повертаються у свій «руховий вік» – у свій «канал розвитку». Це повернення відбувається деколи дуже швидко (наприклад, реабілітація після травми). Такий процес називають **каналізуванням** або **гомеорезом**; він притаманний багатьом живим організмам.

Практика підтвердила, що у житті людини є такі періоди, коли навчання певних рухових дій або тренування певних рухових якостей здійснюється найбільш успішно. Часто здатність до навчання певних рухових дій або форм поведінки з віком може бути різко знижена або зовсім втрачена. Періоди життя, найбільш сприятливі для оволодіння певними руховими діями або розвитку певних рухових якостей та можливостей чи форм поведінки, називають **сенситивними періодами**.

Педагогічні спостереження різних фахівців часто дають неузгоджені й навіть суперечливі дані, що стосуються початку, тривалості і закінчення окремих сенситивних періодів. З одного боку, це зумовлене специфічними особливостями вибірки дітей на підставі педагогічних спостережень, за якими визначені ці терміни (наприклад, певної спортивної спеціалізації, віку тощо), з іншого боку – неоднаковим трактуванням поняття рухових якостей та ін. Загальну картину сенситивних періодів для розвитку (**виховання**) рухових якостей наведено на рис. 10.1.

Прикладами труднощів під час оволодіння деякими руховими діями після закінчення відповідних сенситивних періодів є навчання прямоходінню дітей, вихованих поза людським суспільством; пізні оволодіння мовою уроджено глухонімих дітей, яким лікарі згодом повернули слух і мову тощо.

На підставі вивчення поведінки тварин було виявлено, що є спеціальні форми навчання (які називають **імпрінтингом**), за яких відповідна рухова реакція в «готовому вигляді» з'являється лише в певний момент життя, якщо у цей момент буде пред'явлено необхідний стимул. Якщо цей період пропустити, явище імпрінтингу втрачається.

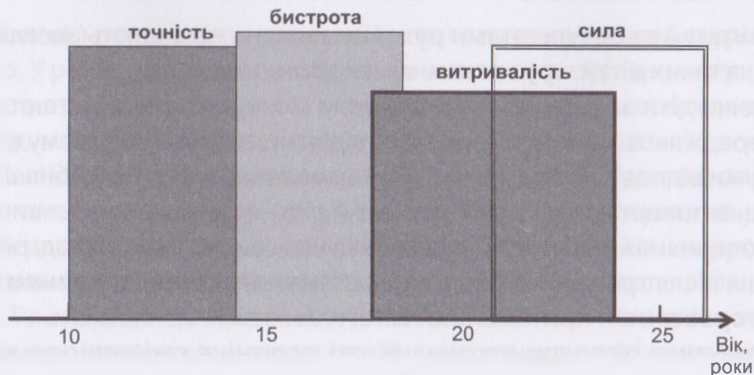


Рис. 10.1. Сенситивні періоди оптимального виховання певних рухових якостей і вмінь

Досвідчені тренери використовують знання про сенситивні періоди розвитку моторики, набираючи в секції дітей лише певного віку. В інших випадках досягнення дитиною згодом високих спортивних результатів буде пов'язане з великими педагогічними труднощами або зовсім неможливе.

Слід пам'ятати, що сенситивні періоди в різних дітей проявляються не завжди в однаковому календарному віці, і для їх об'єктивного прогнозування необхідно по-перше, мати дані про розвиток моторики батьків; по-друге, володіти результатами спостереження розвитку моторики дитини від раннього дитинства (що у нашій сьгоднішній системі фізичного виховання не передбачено).

Сенситивні періоди наявні як під час виховання певних рухових якостей, так і у разі удосконалення певних рухових дій. Докладні результати педагогічних спостережень фахівців, що вивчають цю проблему в різних видах спорту, наведено у спеціальній літературі, а також їх вивчають у курсі ТФВ.

10.5. Вплив на моторику тотальних розмірів тіла

Моторика як **сукупність рухових якостей**, а також багато індивідуальних особливостей спортивної техніки значною мірою залежать від особливостей будови тіла людини, а саме:

- тотальних розмірів тіла (довжини тіла, маси, поверхні тіла, обводу грудної клітки тощо);
- пропорцій тіла (співвідношення розмірів певних його частин);
- конституціональних особливостей будови тіла.

Тотальні розміри тіла у спортсменів однієї спеціалізації інколи дуже відрізняються, наприклад: у боротьбі, у боксі та у важкій атлетиці є спортсмени масою до 50 та до 150 кг. Зрозуміло, що їхні рухові можливості будуть різними. За такого ж рівня тренуваності важчі спортсмени розвиватимуть більшу силу, тому в певних видах спорту практикують розподіл на вагові категорії для врівноваження можливостей спортсменів однієї вагової категорії, залікової групи та ін. (аналогічно до поділу спортсменів на вікові групи, а мотоциклів, автомобілів для спорту, моторних човнів тощо – на класи за робочим об'ємом двигуна та дозволеними переробками).

Для порівняння силових якостей різних осіб використовують спеціальний критерій – **відносну силу**, яку вираховують діленням **абсолютної** максимальної сили на масу спортсмена. Зі збільшенням маси абсолютна сила людини збільшується, а відносна сила падає, що можна пояснити так: у першому наближенні абсолютна сила залежить від фізіологічного перерізу м'язів, який пропорційний квадрату довжини тіла (площі поперечного перерізу м'яза за всіх інших однакових умов), а маса тіла за тієї ж його густини – від кубу довжини тіла (тобто від його об'єму). У зв'язку з цим особи малого зросту (що певною мірою стосується також дітей) мають більшу відносну силу, ніж високі, бо сила м'язів із збільшенням довжини тіла зростає повільніше, ніж маса. У малих дітей зростання сили пов'язано не лише з тотальними розмірами тіла, а й з анатомічними та фізіологічними особливостями дозрівання юного організму, тому їхня відносна сила не завжди відповідає зростові.

Аналогічні закономірності спостерігають стосовно інших показників, наприклад:

- на максимальне поглинання кисню (МПК) впливає величина поверхні легенів, тобто H^2 (де H – довжина тіла);
- життєва ємність легенів (ЖЄЛ) залежить від об'єму грудної клітки, тобто від H^3 ;
- на швидкість бігу не мають впливу тотальні розміри тіла, оскільки паралельно зі зростанням довжини тіла пропорційно зростає

- як довжина кроку, так і енерговитрати на переміщення частин тіла, що відповідно призводить до зниження частоти кроків;
- висота підняття ЦМТ у стрибках у висоту, як виявилось, також не залежить від тотальних розмірів тіла: під час переміщення маси тіла (яка залежить від H^3) на висоту h необхідно виконати роботу, яка також пропорційна H^3 , що не дає високим спортсменам інших переваг, окрім тієї, що їхній ЦМТ розташований вище, ніж у низькорослих спортсменів, що й дає їм змогу долати планку на дещо більшій висоті. Щоправда, більша довжина м'язів високих стрибунів має позитивний вплив і на швидкість їхнього скорочення, і на збільшення імпульсу відштовхування, що й дає їм відчутні переваги в стрибках у висоту.

Зазначене вище пояснює, чому усі гімнасти – низькорослі, переважно легкі і дуже молоді, а стрибуни – високі; легкоатлети-метальники – масивні, а бігуни на середні дистанції – різні.

Слід зазначити, що потужність, яку розвиває спортсмен, залежить від квадрату довжини тіла (H^2), тому усі сучасні спринтери – високі з добре розвинутими м'язами.

Пропорції тіла та конституціональні особливості спортсменів, як і тотальні розміри їхнього тіла, впливають на вибір виду спорту, вузьку спеціалізацію в його межах та на особливості техніки (а також тактики), наприклад: техніка піднімання штанги у спортсменів одного зросту і маси, але різних пропорцій (співвідношення довжини ніг і тулуба) суттєво відрізняється; у боротьбі певні прийоми, які виконують із прогином тулуба в поперековому відділі хребта, для спортсменів малого зросту виявляються менш ефективними, ніж із виконанням через спину або підхопленням; у спортсменів високого класу навіть незначні особливості будови тіла мають велике значення, наприклад: довжина кисті у важкоатлетів, яка визначає захоплення грифа штанги трьома пальцями (відкритий хват) або всіма пальцями (закритий, або повний хват), довжина пальців кисті у гандболістів тощо.

10.6. Статеві біомеханічні особливості спортсменів

Як уже було зазначено, різниця між моторикою жінок та чоловіків починає проявлятися **після пубертатного періоду**, тобто з віку 11–15 років. Спостереження засвідчили, що за **силовими якостями, бистротою та витривалістю** жінки поступаються чоловікам, що і зумовило використання в деяких видах спорту полегшених приладів (ядро, спис), більш коротких дистанцій (перегони з переслідуванням на 3 км у велосипедному спорті на треку, марафонський біг на 20 км), нижчих бар'єрів у легкій атлетиці тощо, а також **заборону** у деяких країнах видів спорту, які шкідливо впливають на жіночий організм (наприклад, бокс, важка атлетика). Крім того, жінки не змагаються з чоловіками в одноборствах, спортивних іграх та в інших видах спорту: серед жінок та чоловіків проводять окремі чемпіонати і першості.

Однією з основних відмінностей між моторикою жінок і чоловіків є те, що після пубертатного періоду в жінок зростання спортивних результатів і природний розвиток моторики без спеціальної підготовки припиняється і вони поступово знижуються, водночас у чоловіків дозрівання організму і пов'язане із цим зростання показників моторики триває до 27 років без спеціального тренування.

Певний відбиток на особливості моторики жінок накладає **менструально-оваріальний цикл**: фахівці рекомендують припинити заняття фізичними вправами за день до овуляції на три дні і знижувати навантаження до 50% у період менструації. У протилежному разі організму жінки завдається непоправна шкода, що з боку педагога-тренера є соціальним злочином. Тож планування тренувального навантаження чоловіків і жінок є різним.

Спортивні результати спортсменок порівняно з аналогічними результатами спортсменів нижчі приблизно на 11–15%, хоч за **спритністю та гнучкістю** жінки чоловікам часто не поступаються.

10.7. Рухові переваги

У більшості людей спостерігають стійкі рухові переваги, приріом під час виконання більшості рухових дій правою чи лівою

рукою (шульги) або ногою, прицілювання правим або лівим оком, проходження правих або лівих поворотів тощо. Ноги завжди ділять на поштовхову (опорну) і махову, виконання прийомів у боротьбі здійснюють через правий або через лівий боки, правосторонній та лівосторонній хват хокейної ключки, вдих у плаванні кролем здійснюють у момент підняття правої або лівої руки тощо.

Стиль або спосіб виконання названих, а також інших аналогічних рухових дій називають руховими асиметріями, або латеральним (правостороннім чи лівостороннім) домінуванням. Будь-яка людина проявляє рухову асиметрію, ніяк цього не навчаючись. Дослідження немовлят виявили, що у світі народжується 50 % **амбідекстрів** (людей, що не мають вираженої асиметрії), та по 25 % дітей, які краще виконують певні вправи правою або лівою частиною власного тіла, причому приналежність дитини до однієї з цих груп передається спадково. Але в процесі навчання в сім'ї та в школі до останнього часу більшість амбідекстрів та частину шульг перевчали користуватися правою рукою (це явище яскраво проявлялося у тоталітарних країнах і було пов'язане насамперед із духовними догмами або з прагненням до одноманітності). Результати останніх досліджень цієї проблеми підтвердили, що такі перевчені шульги в екстремальних ситуаціях не можуть діяти адекватно, тому, наприклад, у США і в деяких інших розвинених країнах усі фахівці, які працюють на посадах, пов'язаних із небезпекою для оточення, проходять спеціальну перевірку: переучених шульг не допускають до керування літаками, потягами, до праці диспетчерами АЕС та ін.

У спорті певні переваги мають власне шульги, особливо в однокористувачах, тому що вони більше часу тренуються з спаринг-партнерами та змагаються з суперниками, які краще володіють правою частиною тіла. Спортсменам, які краще володіють правою рукою, не вистачає досвіду боротьби з суперниками, що діють не так, як вони, оскільки шульг у спортивних секціях і клубах мало. Це пояснює факт, що в середньому серед населення Європи шульг є не більше ніж 5–6 %, водночас у спорті їх утричі більше. Але об'єктивно шульги не мають ніяких психологічних чи рухових переваг порівняно із спортсменами, які краще володіють правою.

У спортивних іграх перевагу мають розвинені амбідекстри (яких, на жаль, дуже мало – не більше ніж 1 %). Тренування амбідекстрів зазвичай складніше від тренування монодекстрів.

Практика свідчить, що переучувати шульг недоцільно і навіть шкідливо, а амбідекстрам основи двосторонньої підготовки слід закладати уже з раннього дитинства, приділяючи увагу удосконаленню виконання різноманітних рухових дій через кожен бік та обома кінцівками.

Інші рухові переваги проявляються у виборі власного темпу і часового ритму виконання вправ, їхньої швидкості, просторової орієнтації тощо. Більшість цих характеристик є дуже стабільними і добре відтворюються навіть через кілька років після припинення активних занять спортом. Припускають, що вони пов'язані з характеристиками особистості людини (такими, як **екстравертованість** тощо).

11 ЗАПОБІГАННЯ ШТАТНИМ ТА АВАРІЙНИМ МЕХАНІЧНИМ НАВАНТАЖЕННЯМ НА ОРГАНІЗМ ЛЮДИНИ

11.1. Механічні навантаження на організм людини у транспорті та їхня класифікація

Вимога гарантування здоров'я та безпеки людини на всіх рівнях її діяльності змушує фахівців детально вивчати явища, що виникають під час руху та аварій систем людина-машина та людина-середовище. Важливим завданням дослідження нещасних випадків і травм населення у різних сферах (побут, виробництво, навчання, транспорт, фізична культура і спорт, охорона правопорядку, військова справа тощо) є поглиблення знань про вплив механічних навантажень та перевантажень на людський організм, а також розроблення відповідних профілактичних заходів.

Для з'ясування характеру, спрямованості і величини механічних навантажень та перевантажень у транспорті вивчено відеозаписи руху різних транспортних засобів у природних умовах, а також спеціально оснащені автомобілі-лабораторії (див. рис. 11.1):

З'ясовано, що через сидіння на організм водіїв і пасажирів діють три групи зовнішніх сил:

- 1 – вертикальні статичні сили тяжіння, прикладені до кожної частини тіла зокрема;
- 2 – динамічні сили інерції, що виникають унаслідок зміни вектора швидкості руху системи «водій і пасажир – автомобіль»;
- 3 – екстремальні інерційні й контактні перевантаження в різних напрямках унаслідок екстремальної чи аварійної ситуації, пов'язаної з екстремим гальмуванням, виникненням різних несправностей, ударами автомобіля об перешкоди або його перевороту (обертання).



Рис. 11.1. Автомобіль-лабораторія для визначення механічних навантажень на тіло водія і пасажирів: 1 – електронний тахометр; 2 – блок настроювання мостових схем акселерометрів; 3 – вказівник положення педалі акселерації; 4 – сигнальна лампа спрацьовування педалі гальма; 5 – вказівник горизонтальних прискорень; 6 – вказівник вертикальних прискорень; 7 – манометр тиску в гальмівній системі; 8 – електронний хронометр – мілісекундомір

Механічні перевантаження й ударні впливи завжди присутні у штатних режимах руху. Водії і пасажирів транспортних засобів переносять додаткові перевантаження під час розгону чи гальмування (у сагітальному напрямку), зміни напрямку руху (у горизонтальному напрямку), а також під час подолання вигнутих, увігнутих і нерівних ділянок дороги та ям (у вертикальному напрямку).

Завдяки сучасним технологіям виробництва шин і спеціального покриття автомобільних доріг із підвищеним коефіцієнтом тертя, використанню спеціальних шипів та аеродинамічних пристроїв, зчеплення шин із дорогою істотно підвищується. Результати теоретичних розрахунків та експериментів виявили, що під час екстреного гальмування поздовжні (курсові) прискорення автомобіля досягають 1,2–1,5 g, а поперечні під час долаття поворотів – 1,5–2,0 g, що зумовлює динамічні перевантаження на певні частини тіла, які на 120–200 % перевищують статичні.

Проте найбільші перевантаження виникають у вертикальній площині. Наприклад, падіння автомобіля на колеса навіть з висоти 1 см викликає вертикальне прискорення сидінь і підлоги до 2 g, а подолання нерівностей дороги – до 3–5 g і більше.

Тривалість описаних перевантажень у штатних режимах вимірюють секундами. Такі перевантаження спричиняють відповідні несприятливі зміни в серцево-судинній системі.

Сила, з якою водій повинен утримувати кермо у разі пошкодження підсилювача, перевищує 500–800 Н, а відмова підсилювача гальм змушує водія прикладати до педалі зусилля 700–2000 Н, що до снаги лише спеціально підготовленим особам.

Також виявлено істотні відмінності між характером фізичних навантажень на організм водія і пасажирів, які, не керуючи транспортним засобом, мають обмежену інформацію про подальший його рух, що перешкоджає їм завчасно підготувати своє тіло через іннервацію тих чи тих груп м'язів до можливих перевантажень та надійно триматися за відповідні поруччя.

Загалом механічні перевантаження на тіло водіїв і пасажирів умовно можна розділити на дві групи (див. рис. 11.2):

- навантаження у штатних режимах руху, які полягають у передаванні динамічних взаємодій транспортного засобу з дорогою на тіло людини у вертикальній, горизонтальній та сагітальній площинах (поздовжні – до 1,5 g, поперечні – до 2,0 g, а вертикальні – до 3–5 g);
- навантаження в екстремальних умовах (раптова несправність транспортного засобу, удар об перешкоду, падіння з висоти, переворот, обертання тощо), які спричиняють перевантаження до 6–10 g і більше):

На тіло водіїв і пасажирів також діє широкий спектр вібрацій, які негативно впливають на серцево-судинну систему, спричиняючи зміни артеріального тиску та ЧСС, зумовлюючи вестибулярні розлади, породжуючи загальну просторову дезорієнтацію, запаморочення, блювоту, порушення координації рухів, численні сенсорно-моторні ілюзії та вегетативні порушення. Міжнародні норми оцінювання дії коливань на людину, яка їде у транспортному засобі, приведено до трьох рівнів: а) верхньої межі комфорту, б) допустимої втоми

та в) шкідливого впливу коливань на її здоров'я. Показниками, які контролюють, є середнє квадратичне відхилення та амплітудне значення прискорень під час гармонійної дії коливань.



Рис. 11.2. Класифікація механічних навантажень та перевантажень на тіло водія і пасажирів транспортного засобу

11.2. Шкідлива дія механічних впливів різного походження на людський організм

Очевидна неможливість експериментального дослідження низки параметрів у травмонебезпечних умовах або із застосуванням травмувальних експериментальних методик за участю людини зумовили необхідність застосування різноманітних біологічних моделей – біоманекенів, ізольованих біологічних зразків чи експериментальних тварин. Основну увагу звернено на принципи механічної та біологічної подібності й можливості поширення отриманих результатів на біологічний прототип.

У випадках, коли внутрішнім напруженнями тіла людини та деформаціями різних його сегментів можна знехтувати (приміром, у разі моделювання кінцівок під час їхнього ударного навантаження),

використовують моделі, що описують кінематику тіла як системи елементів, що не деформуються. Однак нехтувати рухливістю хребта не коректно, оскільки, наприклад, вертикальні інерційні перевантаження, що виникають під час взаємодії людини з опорною поверхнею, викликають істотні деформації грудного та поперекового відділів хребта, унаслідок чого вертикальні зміщення шийного відділу досягають десятків міліметрів. Вони можуть спричинити важку компресійну травму під час різкого гальмування вертикального падіння тіла (зіскоки без амортизації ногами, падіння, подолання транспортним засобом на швидкості різних нерівностей техногенного чи природного характеру тощо).

Механічна міцність будь-якої ділянки або системи тіла безпосередньо залежить від її функціонального стану, а також від її зв'язків з іншими його ділянками та системами. Стосовно живих тіл поняття «міцність» значною мірою пов'язане з функціональною стійкістю певного об'єкта загалом до конкретного несприятливого впливу.

Із позицій біомеханіки людина – це тіло, що деформується унаслідок дії механічних сил та інших впливів. Однак завдяки використанню власних енергетичних ресурсів та залученню до роботи відповідних функціональних м'язових груп з'являються фізіологічні реакції для відновлення попереднього стану. Таким чином остаточні деформації стають результатом взаємодії фізичних чинників та фізіологічних реакцій, які здійснює нервова система організму. Проте за інтенсивного нервового напруження швидко настає іррадіація відповідних ділянок головного мозку (так звана нервова втома) і відповідне зниження функціональної стійкості організму.

Від певного рівня інтенсивності ударної взаємодії визначальними є порушення діяльності функціональних систем організму загалом, а не ударні пошкодження ізольованих структур. Статистика автомобільних аварій у розвинених країнах свідчить, що у разі важких травм голови чи тулуба частка смертельних випадків становить досягає 30–50%, а за ізольованих первинних травм кінцівок (без урахування шокогенних наслідків) летальні результати майже не трапляються. Важкі наслідки контактних травм голови і тулуба зазвичай пов'язані з пошкодженнями головного мозку або органів грудної клітки та черевної порожнини.

У разі дій, локалізованих у ділянці голови або тулуба, або таких, що впливають на весь організм, обмежуватися під час вибору засобів захисту від травм лише параметрами механічної міцності людського організму, навіть з урахуванням усіх особливостей його будови та функцій, неприпустимо. Під час черепно-мозкової травми відсутність змін у шкірних та кісткових тканинах зовсім не означає відсутності великих порушень свідомості, кровообігу та дихання. У цьому разі критичними є необоротні зміни не так механічної, як функціональної цілісності організму.

Забезпечення травмобезпеки голови – найважливіше завдання, адже під час контактного зусилля 350–400 Н можуть виникнути множинні осколкові переломи найміцнішої структури лицьової частини черепа – нижньої щелепи. Ударна міцність інших кісток цієї його частини є набагато нижчою, тому допустимі для них ударні навантаження значно менші. Однак навіть незначні пошкодження м'яких тканин обличчя (губ, носа, брів тощо) спричиняє інтенсивну кровотечу, що знижує працездатність водія внаслідок погіршення огляду, порушення дихання та ін. Очевидно недопустимими є будь-які ударні навантаження в зоні очей. Таких травм можна уникнути за допомогою застосування закритих захисних шоломів із прозорими забралами, що застосовують санкарі, гірськолижники, хокеїсти, а також мотоциклісти й пілоти відкритих автомобілів для спорту.

Травматичні пошкодження хребта є основним чинником, який лімітує здатність людини витримувати ударні перевантаження. Тривала дія вертикальних (компресійних) перевантажень на хребет людини ударного характеру може викликати травматичні пошкодження його грудного та поперекового відділів. Такі навантаження слід вважати не як джерело вібрацій, що прийнято оцінювати за середньоквадратичним відхиленням прискорень у різних спектрах, а як поодинокі вертикальні ударні перевантаження на хребет, які потрібно оцінювати за максимальною амплітудою.

Результати випробувань добровольців на центрифугах в умовах перевантажень, близьких до вертикальних («голова – таз»), величиною від 2 до 9 g та тривалістю до 180 с засвідчили, що вертикальні деформації тулуба майже пропорційні величині його перевантажень та прийнятні з позицій механічної міцності людського тіла. Проте

обмежені розміри кабіни автомобіля, літака чи іншого транспортного засобу у разі зміщення голови та очей до 25 мм додолу призводять до погіршення оглядовості та до виникнення паралактичних помилок під час зчитування показників приладів на панелі.

Оскільки експериментальні дослідження пошкодження різних ділянок хребта людини від вертикальних перевантажень через відомі причини нечисленні, проаналізуємо зображені на рис. 11.3 результати проведеного у США експериментального дослідження на добровольцях ймовірності пошкодження різних ділянок хребта пілотів літаків під час катапультування.



Рис. 11.3. Частота пошкодження хребців пілотів під час катапультування (М. М. Auffred, 1975)

Пошкодження хребта, які можна вважати неприпустимими з погляду функціональної міцності організму, наведено у табл. 11.1.

Можна очікувати, що випадок «1» – безсимптомна травма, яка спричинює мікроскопічні зміни структури хребця, не призведе до помітних наслідків для організму загалом, тому її можна прийняти як верхню межу допустимого діапазону умов ударного перевантаження у штатних режимах людської діяльності. Так само випадок «2» можна вважати умовно-допустимою в аварійній ситуації верхньою межею пошкоджень, що серйозно не загрожує життєдіяльності, коли головним завданням є рятування життя. Нарешті, умови навантаження, за яких ступінь пошкодження відповідає випадкам «3»–«5», слід вважати абсолютно неприпустимими.

Таблиця 11.1

**Класифікація ступенів пошкодження хребта
(G. P. Stupakov et al, 1982)**

Ступінь пошкодження	Характер пошкодження
0	Відсутність пошкоджень
1	Безсимптомна травма
2	Тріщини кінцевих пластинок із поширенням у глибину тіла хребця
3	Компресійний перелом зі зниженням висоти хребця, можливе утворення уламків без їх зміщення
4	Перелом тіла хребця з утворенням рухомих уламків
5	Тотальне руйнування тіла хребця із розтrocенням кісткової тканини

Живі системи порівняно з неживими об'єктами мають можливість самовідновлення (у певних межах), що дає змогу дещо розширити діапазон змін, які можна зарахувати до оборотних. По-друге, живі організми мають здатність адаптуватися до тривалих або багатозразових впливів зовнішнього середовища помірної інтенсивності за допомогою функціональної та/або морфологічної перебудови певних структур та систем. Основним під час аналізу механічної міцності живих об'єктів є активний характер їхніх реакцій на зовнішні впливи,

Слід сказати, що бурхливий розвиток науково-технічного прогресу загострив суперечність між зростанням динамічного потенціалу сучасної життєдіяльності та обмеженими адаптаційними можливостями людського організму до нових умов. Наприклад, водіям-професіоналам і пасажиром щоразу важче пристосовуватися до постійного зростання вібрацій, швидкостей та прискорень, що поступово наближаються до екстремально критичної межі, до якої їхній організм не може вчасно адаптуватися.

11.3. Негативний вплив психічних навантажень на професійну діяльність людини

Специфіка сучасної діяльності людини-оператора полягає в різкому зростанні масивів інформації від оточення, яку вона повинна обробляти за дефіциту часу та підвищеного ризику виникнення екстремальних та аварійних ситуацій, що загрожують нещасними випадками і травмуванням. Це спричиняє істотні психічні навантаження на їхній організм, які можна порівняти з навантаженнями представників різних видів екстремальної діяльності, – пілотів, диспетчерів та представників інших небезпечних видів спорту і професій. Для напруженої аналізувальної та синтезувальної розумової діяльності потрібен високий рівень функціональної підготовленості людини до такого типу перевантажень, вона зумовлює відповідну фізіологічну реакцію організму.

На думку багатьох фахівців, психічну напруженість роботи оператора можна об'єктивно оцінити за величиною його ЧСС як реакції організму на навантаження психіки.

Результати дослідження динаміки ЧСС спортсменів-гірськолижників під час проходження змагальних трас засвідчили, що в передстартовому стані та в момент старту їхня ЧСС коливається у межах 120–140, а під час проходження траси зростає до 170–180 скор./хв на фініші. Технічні помилки і падіння спричинювали підвищення їхньої ЧСС приблизно на 8–30 скор./хв. Це може свідчити про те, що на динаміку ЧСС під час змагань впливає не тільки вид самої рухової діяльності, а й психічна напруженість роботи.

Під час тренувальних заїздів спортсменів високої кваліфікації, що спеціалізуються в мотоспорті, у режимі хвилинного споживання кисню в межах 2,0 л/хв їхня ЧСС, яка мала становити приблизно 130 скор./хв, піднімалася до 160–165 скор./хв. Під час змагального заїзду тією самою трасою їхня ЧСС зростала до 180 і більше скор./хв, що також пояснюється високою психічною напруженістю роботи (стресом).

Під час найбільш напружених автомобільних перегонів хвилинний об'єм споживання кисню кваліфікованими спортсменами становить 0,5–0,6 л/хв, що у 4–5 разів менше, ніж у мотокросі. Проте під час заїзду кільцевих перегонів їхня середня ЧСС коливається у межах 160–170 скор./хв, а максимальна досягає 200–220 скор./хв.

Перед стартом контрольного заїзду ЧСС картингістів становить 120–125 скор./хв і досягає максимальних значень 207–210 скор./хв (на тренажері-симуляторі – усього до 90 скор./хв).

Дослідження ЧСС представників моторних видів спорту і водіїв спецпідрозділів МВС під час екстремальної діяльності дали змогу виявити її середні та максимальні значення (табл. 11.2). Зокрема, у мотокросі на мотоциклах з колясками у водія середня ЧСС коливається в межах 170–180 скор./хв, а максимальна досягає 200 скор./хв; у пасажирів ці показники становлять 180–190 та 200 скор./хв відповідно; у польового гравця-нападника у мотоболі середня ЧСС становить 175–180 скор./хв, а максимальна досягає 200 скор./хв; у ралі-рейдах середня ЧСС першого пілота – 140–150 скор./хв, а максимальна – 183 скор./хв. Високі ЧСС (до 200 скор./хв) зареєстровані також у бійців спецназу «Витязь» під час екстреного маневрування на БТР-80. Під час тестування навичок швидкісного керування професійних водіїв дипломатичного корпусу їхня середня ЧСС становила 136 скор./хв.

Таблиця 11.2

Частота серцевих скорочень, зафіксована у представників різних видів екстремальної діяльності

№ з/п	Вид діяльності, контингент	Частота серцевих скорочень (скор./хв)		
		На старті	Середня	Максимальна
1	Гірськолижники	120–140		170–180
2	Мотокрос, тренувальні заїзди		160–165	
3	Мотокрос, змагальні заїзди		понад 180	
4	Кільцеві автоперегони		160–170	200–220
5	Картинг, на тренажері-симуляторі		80–90	
6	Картинг, контрольні заїзди	120–125		207–210
7	Мотокрос із колясками, водій		170–180	До 200
8	Мотокрос із колясками, пасажир		180–190	До 200
9	Мотобол, польовий гравець-нападник		170–180	до 200
10	Ралі-рейди, пілот		140–150	183
11	Водіння БТР (екстремне маневрування)			до 200
12	Водії дипломатичного корпусу		136	

Аналіз наведених у табл. 11.2 результатів доводить, що з огляду на психічну напруженість роботи людини-оператора в екстремальних умовах потрібний високий рівень її функціональної підготовленості не тільки до фізичних, а й до психічних професійних навантажень, що може істотно підвищити рівень активної безпеки життєдіяльності.

11.4. Засоби травмобезпеки та профілактика механічних навантажень на тіло людини

Основним джерелом травм у побуті, у транспорті, а також у професійній, спортивній, військовій та інших сферах людської діяльності є ударні контакти людини з твердими предметами. Роль захисних пристроїв зводиться до зниження контактних сил, локальних та загальних деформацій. Засоби системи фіксації тіла людини, наприклад, у кабіні чи в салоні транспортного засобу – сидіння, ремені безпеки та заголовники – повинні унеможливити контакт із навколишніми предметами або знизити його швидкість.

Додатковими засобами захисту від контактних ударів можуть бути різноманітні профільовані або амортизувальні пристрої, закріплені безпосередньо на тілі людини, на її спорядженні або на навколишніх предметах. Ці засоби розподіляють енергію та контактні сили на великі площі, а також амортизують контакт, знижуючи ударний імпульс, контактну силу та частково поглинаючи енергію удару. Приміром, застосування ременів безпеки з більшою площею контакту з тілом (завширшки 3 дюйми замість 2,5 дюймів) дає змогу підвищити допустимий рівень ударного перевантаження на грудну клітку в 1,5–2,0 рази.

Більшість сучасних засобів захисту та рятування, які виконують головну функцію лише в екстремальних ситуаціях, є елементами спорядження та робочого місця оператора, тобто їх застосовують і в штатних умовах діяльності. Однак вимоги до штатних та до аварійних параметрів цих засобів є суперечливими. Удосконалення системи фіксації тіла підвищує її ефективність, але знижує комфорт і робочі можливості людини, тому в серійних конструкціях застосовують системи з наперед заниженою ефективністю (наприклад, діагональні

інерційні ремені безпеки в колісних транспортних засобах, пояси ремені безпеки у літаках та ін.). А жорсткість сидінь, оптимальна з позицій комфорту, працездатності, віброзахисту тощо, занадто піддатлива для надійної фіксації тіла у разі можливого зіткнення з перешкодою, перевероту чи багаторазового обертання.

До *першого рівня функціональної міцності людського організму* (табл. 11.3) можна зарахувати вимогу забезпечення комфорту та максимальної працездатності в штатних режимах діяльності. Нав'язування людині незручного спорядження, яке заважає працювати, може викликати невиконання вимог до якості індивідуального допасовування та регулювання цього спорядження і, як наслідок, неякісного захисту в аварійній ситуації.

Завдання забезпечення механічної міцності й функціональної діяльності людини в аварійних та в екстремальних ситуаціях треба вважати *другим рівнем функціональної міцності*.

Оскільки стовідсоткового захисту від усіх варіантів аварій не гарантують ніякі засоби, особливо у разі вкрай малої ймовірності збігу обставин аварії, з урахуванням чинника ймовірності тут доцільно обмежитися завданням збереження життя як *третього рівня функціональної міцності*.

Таблиця 11.3

**Вимоги до забезпечення
функціональної міцності організму людини**

Рівні функціональної міцності	Вимоги до забезпечення функціональної міцності
Перший рівень	Забезпечення комфорту та максимальної працездатності людини у штатних режимах діяльності
Другий рівень	Забезпечення механічної міцності й функціональної діяльності людини в аварійних екстремальних ситуаціях
Третій рівень	Збереження життя людини у разі вкрай малої ймовірності збігу обставин аварії

Основним засобом підвищення травмобезпеки в сучасних системах «людина – машина» стало застосування амортизувальних елементів, якими оснащують ті ділянки довкілля, з якими можливий ударний контакт голови в аварійній ситуації. Проте дуже товсті і м'які прокладки, які істотно знижують контактні сили і деформації черепа, спричиняють травмувальні інерційні переміщення мозку відносно черепа і згини шийного відділу хребта. Збільшення товщини таких прокладок має сенс лише за умови їхнього повного зминання з максимальним поглинанням енергії.

На практиці неприємні відчуття або їхні наслідки зумовлено не так величиною контактного навантаження, як нерівномірним розподілом локального тиску по поверхні контакту. Тонкі й товсті податливі прокладки між тілом і контактними поверхнями, які дають змогу частково «спрофілювати» ці поверхні, в екстремальних випадках непридатні, оскільки можуть спричинити недопустимі зміщення спорядження відносно тіла, тіла відносно сидіння тощо і погіршити оглядовість та травмобезпеку в аварійних ситуаціях, знижуючи здатність витримувати ударні перевантаження. Дуже ефективним є індивідуальне моделювання контактних поверхонь за формою тіла. Однак висока вартість такого розв'язання проблеми зумовила застосування комбінованого підходу, коли контактні поверхні профілюють за середніми даними, їх випускають у кількох розмірах з урахуванням тотальних розмірів та пропорцій тіла. Це дає змогу збільшити площу опори на 15–20 %, а деколи навіть на 50–60 %. Піддатливість прокладок, які застосовують, дає їм змогу під дією тіла зминатися повністю, забезпечуючи щільний контакт із жорсткою опорою.

Від параметрів робочої пози людини-оператора залежить повнота й точність інформації про рух системи «людина – машина», яка зумовлює точність роботи з органами керування (а отже, й активну безпеку життєдіяльності). Правильна робоча поза сприяє зменшенню статичних і динамічних навантажень та перевантажень на певні частини тіла людини і втомі під час професійної діяльності, а також дає змогу підвищити їхню пасивну безпеку в аварійних ситуаціях.

Наприклад, для обґрунтування зразкових характеристик робочої пози за кермом сучасного автомобіля визначено параметри посадки найсильніших ралійних пілотів планети під час проведення чемпіонату

світу з ралі 2016 р. Опрацювання фотознімків салонів спортивних автомобілів учасників змагання дало змогу визначити чотири кутові параметри робочої пози водіїв (рис. 11.4) – кут нахилу спини сидіння назад відносно вертикалі («А») та кути нахилу осі штурвала, лінії, що з'єднує центр керма з центрами плечових суглобів пілота й нижньої основи сидіння відносно горизонталі («В», «С» і «D»).

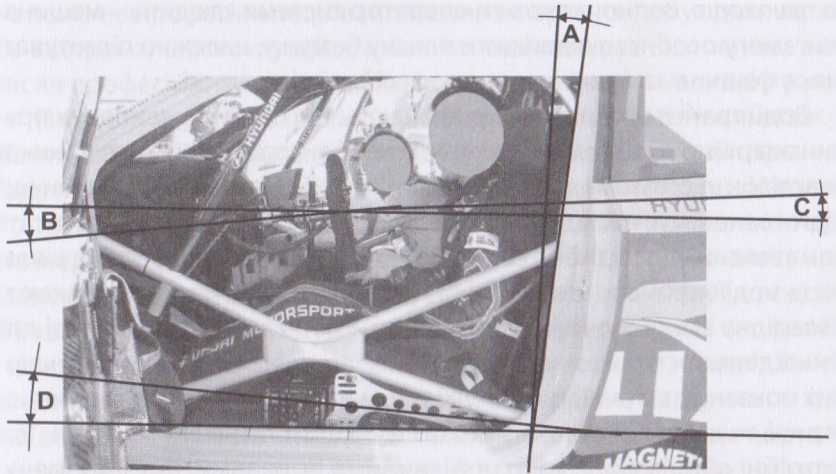


Рис. 11.4. Оптимальні параметри робочої пози водія за кермом спортивного автомобіля в градусах: «А» ($4,9^\circ$) – кут нахилу назад відносно вертикалі спинки сидіння; «В» ($14,8^\circ$), «С» ($0,4^\circ$) та «D» ($1,3^\circ$) – кути нахилу осі штурвала, лінії, що з'єднує центр керма з центрами плечових суглобів пілота й нижньої основи сидіння відносно горизонталі (О. В. Кувалдіна, О. Ю. Рибак, 2015)

Отримані результати виявили, що всі обстежені водії сидять за кермом майже вертикально. Руки у ліктьових суглобах зігнуті на 90° . Горизонтальний нахил осі керма й нижньої основи сидіння – мінімальні, а висота центру керма близька до висоти центрів плечових суглобів. Максимальний кут повороту керма невеликий, тому водію немає потреби відривати руки від керма для його перехоплення, і необхідна довжина посадки значно скорочується. Це дає змогу повніше використати природні вигини хребта для амортизації перевантажень від кузова через сидіння до поперекового, грудного та шийного відділів хребта та до голови. А в разі раптової відмови

підсилювача керма саме така посадка дає змогу водієві утримати кермо та повертати його, залучаючи до роботи усі можливі для цього м'язові групи.

Сьогодні на зниження транспортного травматизму витрачають чималі кошти, працюють провідні наукові заклади, спеціально розробляють засоби, покликані зберегти життя та здоров'я водіїв, пасажирів та пішоходів. Водночас кожен оператор системи «людина – машина» має змогу особисто підвищити власну безпеку, належно підготувавшись фізично та психічно до професійної діяльності.

Водії транспортних засобів визнають, що однією з основних причин аварійності є втомі й зниження концентрації уваги, яке виникає внаслідок цього, тому міцне здоров'я і належний рівень їхньої фізичної підготовленості – основа безпеки водіїв і оточення. Проте результати комплексних досліджень свідчать, що багаторічна професійна діяльність водіїв транспортних засобів різного призначення викликають своєрідну зміну функцій їхнього організму. І якщо такі важливі для їхньої діяльності показники, як здатність до диференціювання сигнальних показників, точність і швидкість реагування та ін., підвищуються втричі, то деякі показники рухових функцій істотно знижуються. Тож потрібні обов'язкові заняття фізичними вправами, що забезпечили б належний рівень здатності витримувати штатні й екстремальні професійні навантаження. Можна припустити, що підвищення рівня функціональної міцності опорно-рухового апарату спортсменів і представників різних травмонебезпечних і травмоутворювальних професій за допомогою їхньої спеціальної фізичної підготовки істотно знизить кількість і важкість можливих аварій, травм і патологій, а комплексне планове застосування засобів спеціального відновлення ОРА дасть змогу ефективно запобігати виникненню професійних захворювань та інтенсифікувати період активного відновлення після специфічних професійних перевантажень і травм.

На ОРА осіб навіть у штатних режимах життєдіяльності діють різноманітні вібрації у широкому спектрі, на які зазвичай не звертають уваги, які проте часто перевищують норми, установлені Міжнародною організацією стандартизації (ІСО). Це також потребує їхньої спеціальної підготовки до таких впливів і регулярного застосування відповідних відновних заходів.

Фізична підготовка професійних операторів, спортсменів та представників низки травмоутворювальних професій насамперед повинна бути спрямована на профілактику травматизму за допомогою уникнення помилок, які можуть призвести до аварій і, як наслідок, до травм (активна безпека). Проте вона повинна також підвищити їхню пасивну безпеку – здатність витримувати високі механічні та психічні професійні перевантаження на організм як у штатних, так і в екстремальних ситуаціях, а також якнайшвидше відновлюватися після професійних навантажень, перевантажень і можливих травм.

Потрібну їм витривалість рекомендують розвивати такими засобами ЗФП, як рівномірний біг, ходьба, кроси, біг на лижах, плавання, їзда на велосипеді чи веслування. А найліпшим методом фізичного тренування за надлишкової маси тіла, що негативно впливає на інерційні перевантаження, вважають ходьбу, біг, плавання та інші локомоції, що виконують безперервно і без відпочинку упродовж 30 хвилин і довше. Проте, ураховуючи постійні вертикальні професійні навантаження та перевантаження на хребет водіїв та представників аналогічних професій, біг доріжками з твердим покриттям та їзда на велосипеді нерівними дорогами варто обмежити на користь плавання, яке поєднує ефект функціонального навантаження кардіореспіраторної системи й рівномірного помірною навантаження на усі м'язові групи – з одного боку, і розвантаження та відновлення хребта – з другого.

Сильні м'язи живота забезпечують більш збалансований розподіл навантажень; разом із м'язами спини вони полегшують роботу рук, а також знижують травматичну дію на хребет можливих вертикальних поштовхів.

Розвиток м'язів шиї має важливу мету: під час серйозних аварій травма шиї завжди була однією з найпоширеніших і небезпечних, тому розроблені спеціальні комплекси вправ, спрямовані на підвищення здатності м'язів шиї витримувати інерційні удари під час зіткнень. До того ж людина повинна уміти правильно групуватися – коли вона знає, що треба робити, і впевнена у належній власній фізичній підготовленості, щоб витримати навантаження, вона стає стійкішою психічно, не зволікає і не панікує в останні частки секунди перед ударом.

Для підвищення рівня фізичної підготовленості, профілактики надмірної маси й лікування від ожиріння представників різних професій, а особливо водіїв, застосовують комплекс найпростіших вправ (рис. 11.5):

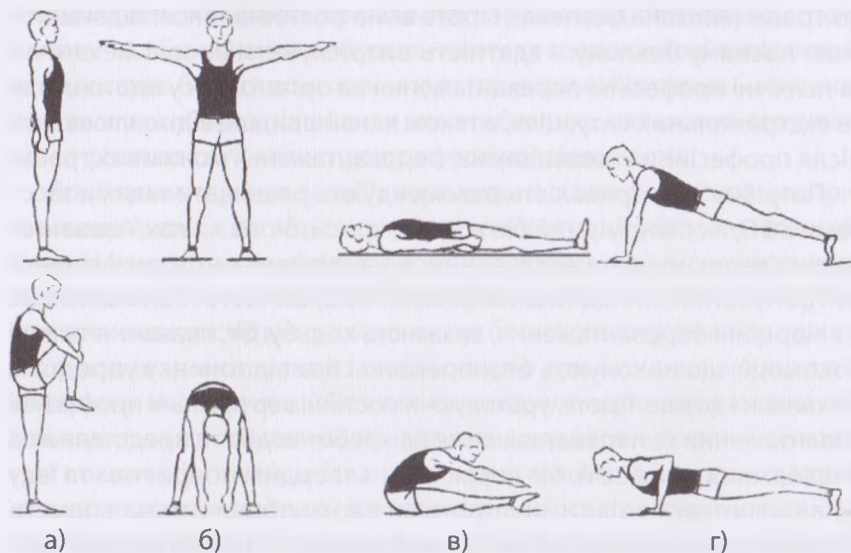


Рис. 11.5. Комплекс рекомендованих лікарями фізичних вправ для підвищення рівня фізичної підготовленості та профілактики надмірної маси: а – ходьба на місці з притисканням колін до грудей; б – нахили тулуба вперед до торкання руками пальців ніг з початкового положення стоячи ноги нарізно, руки в боки; в – підняття тулуба з нахилом уперед із початкового положення лежачи на спині; г – згинання і розгинання рук в упорі лежачи (Э. Г. Сингуринди, 1982)

Кожну вправу виконують у максимальному темпі упродовж 30 секунд із подальшим тридцятисекундним відпочинком. Доцільно встановити таку послідовність їхнього виконання, щоб пік навантаження був після виконання четвертої вправи – згинання та розгинання рук в упорі лежачи.

Із практики відомо: щоденне виконання цього комплексу вправ є не тільки достатнім тренувальним навантаженням для розвитку силових і швидкісних якостей, але й значною мірою удосконалює функціональні можливості серцево-судинної системи (ЧСС після

виконання всіх чотирьох вправ досягає 150–180 скор./хв). Описаний комплекс дуже зручно застосовувати в умовах дефіциту часу або за відсутності можливостей для спеціальних занять фізичною підготовкою. Його також можна долучити до ранкової фізичної зарядки та до індивідуального фізичного тренування осіб із гіподинамічним режимом діяльності. У цьому разі комплекс потрібно виконувати у темпі 60–80% від максимального.

Розробляючи програму спеціального відновлення для хребта після фізичних навантажень і перевантажень, найбільшу увагу приділяють до описаних вище першого і другого рівнів його пошкодження. Вправи добирають для профілактики виникнення ускладнень та для підвищення рівня функціональної міцності хребта, а також для спеціального відновлення після травм, які не є серйозною загрозою для життя. Їхнє завдання – сформувати раціонально розвинений м'язовий корсет, що утримує хребет в анатомічному положенні, посилити кровообіг у ділянці хребців і в результаті цього активізувати обмін речовин, відновити рухову активність і зумовити адаптацію організму до щоденних спортивних навантажень.

Для виконання сформульованих завдань необхідно за допомогою профілактора Євмінова (див. рис. 11.6) створити осьовий поздовжній витяг, який розвантажує хребет і зміцнює м'язи спини, тулуба й живота.

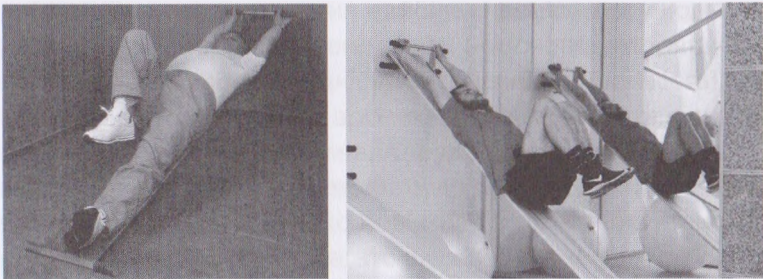


Рис. 11.6. Виконання вправ на профілакторі Євмінова

Систематичне дозоване розвантаження хребта через помірну тракцію допомагає зменшити навантаження на міжхребцеві диски і відновити їхню висоту. Рекомендований комплекс фізичних вправ на профілакторі Євмінова спрямовано на розвиток і зміцнення глибокого шару м'язів спини, а також черевного пресу. Для цього

використовують статичні вправи на фоні дихальних із тривалістю напруження 6–7 секунд і спеціальні вправи з малою амплітудою. Вправи треба виконувати плавно і повільно, без ривків, використовуючи елементи м'язової релаксації, із різних вихідних положень: на животі та спині, головою догори і донизу, а також стоячи. Кут, під яким встановлюють профілактор, можна змінювати, регулюючи силу тракції і навантаження на м'язи.

Для зміцнення м'язів шиї використовують вправи з петлею Гліссона, які виконують сидячи (нахили, півкола, повороти голови, а також ізометричні вправи, під час виконання яких водій упродовж шести секунд рукою протидіє спробі виконати рух головою, після чого настає період повного розслаблення м'язів). Натяг петлі регулюють за допомогою каретки, і він поступово збільшується від 5 до 15 Н.

12 БІОМЕХАНІЧНЕ ОБҐРУНТУВАННЯ ОБСЯГУ, РІЗНОБІЧНОСТІ, РАЦІОНАЛЬНОСТІ, ЕФЕКТИВНОСТІ Й ЗАСВОЄНОСТІ РУХОВИХ ДІЙ

Біомеханічні показники *спортивно-технічної і тактичної майстерності* умовно поділяють на дві групи. До першої групи належать *обсяг, різнобічність і раціональність* технічних і тактичних прийомів, які уміє виконувати спортсмен, а до другої – *ефективність* володіння вивченими прийомами та їх *засвоєність* (стійкість, стабільність та автоматизм виконання).

Рівень *технічної підготовленості* з позицій біомеханіки і педагогіки спорту – це вміння найбільш раціонально будувати біомеханічну структуру конкретної фізичної вправи у конкретних зовнішніх і внутрішніх умовах її виконання. *Тактична підготовленість* передбачає оптимальний добір з усіх засвоєних технічних прийомів та варіантів їхнього виконання найбільш доцільних у конкретній ситуації. Ураховуючи викладене вище, неможливо проявити свої атлетичні якості (силові, швидкісні, витривалість і гнучкість), не володіючи ефективно достатнім арсеналом різнобічних раціональних технічних і тактичних прийомів. Але для цього якраз і потрібні ті *специфічні якості й відчуття*, які було розглянено під час аналізу *спритності*. Спритність тісно пов'язана з технічною і тактичною майстерністю спортсменів і багато в чому її визначає. Тож *способи оцінювання* рівня розвитку техніко-тактичної підготовленості і спритності – практично аналогічні.

Таким чином, спортивно-технічна і тактична майстерність спортсмена є основною обов'язковою умовою найбільш повного використання своїх потенційних фізичних можливостей для досягнення високого спортивного результату.

12.1. Обсяг технічних і тактичних прийомів, які знає і може виконати спортсмен

Спритність визначається **руховим багажем** людини – кількістю технічних і тактичних прийомів, які вона уміє виконувати. У багатьох видах спорту (гімнастика, спортивні ігри, одноборства тощо) **обсяг техніки і тактики** для висококваліфікованих спортсменів перевищує 150–300 прийомів і має велике значення: за кількістю засвоєних прийомів (за обсягом техніко-тактичного арсеналу спортсменів – представників зазначених видів спорту) можна оцінити рівень однієї з дуже важливих сторін спортивно-технічної і тактичної майстерності.

У деяких видах спорту обсяг технічних і тактичних прийомів порівняно обмежений (від кількох десятків у велосипедному спорті до кількох прийомів у плаванні, легкоатлетичному бігу тощо), тому тут володіння певним обсягом технічних і тактичних прийомів обов'язкове і необхідне для досягнення конкурентоздатного спортивного результату. Власне тому оцінювання спортивно-технічної майстерності за обсягом техніки і тактики у цих видах спорту не здійснюється.

Розрізняють **загальний і змагальний обсяг** техніки і тактики. У відповідальних ситуаціях навіть висококваліфіковані спортсмени (борці, боксери, фехтувальники, ігровики тощо), боячись ризикувати, використовують лише невелику кількість прийомів із свого арсеналу. Здебільшого це найдосконаліше опановані технічні чи тактичні дії, які найкраще відповідають індивідуальним анатомо-фізіологічним особливостям цих спортсменів. Так, за загального обсягу техніки понад 1000 прийомів більшість провідних борців світу у відповідальних поєдинках використовують лише кілька, а то й один улюблений атаквальний прийом; проте у зустрічах із більш слабкими суперниками вони демонструють багатий та різноманітний обсяг технічних дій.

Причини різниці між загальним і змагальним обсягами техніки і тактики буде розкрито далі.

12.2. Різноманітність техніки і тактики

Безперечно, лише арифметична сума технічних і тактичних прийомів, якими володіє спортсмен, не дає змоги достатньою мірою

пересвідчитись у рівні його техніко-тактичної майстерності: для успішного розв'язання різноманітних рухових завдань, які виникають у процесі тренувальної та змагальної діяльності, йому необхідно володіти **різнобічними типами** прийомів, наприклад: ударами по футбольному м'ячу обома ногами, по рухомому і по нерухомому м'ячу, з льоту, різними частинами стопи, з розбігу, без підготовки тощо. Лише володіння усією різноманітністю зазначеного прийому – удару по м'ячу – дає змогу спритно діяти у будь-якій ситуації, «переграти» суперника, який має менш різнобічну техніку. Це саме стосується й варіантів тактики, різнобічність якої для спорту вищих досягнень, де найдосконаліша техніка виконання фізичних вправ є обов'язковою, але недостатньою умовою досягнення спортивного успіху, часто визначає спортивний результат.

Аналіз конкретних прикладів різнобічності технічних і тактичних прийомів у різних видах спорту дуже об'ємний, проте загальні тенденції у цьому питанні однакові, їх можна з успіхом розв'язувати у процесі підготовки спортсменів.

Як і обсяг, **різнобічність** техніки і тактики може бути як **загальною**, так і **змагальною**. Подібно до обсягу, змагальна різнобічність техніки значно вужча, ніж загальна, що пов'язано з тими самими чинниками.

12.3. Раціональність прийому як характеристика самого способу виконання рухового завдання

Практика свідчить, що для досягнення найвищого результату спортсмен повинен володіти найпрогресивнішими, найефективнішими й найбільш економічними варіантами техніки і тактики, які можна охарактеризувати однією категорією: **раціональністю** техніки і тактики. Відомо, що плисти найшвидше можна лише одним способом – шестиударним кролем на грудях; бігти на лижах – ковзанярським стилем, стрибати на лижах з трампліна – способом «ножиці», а у висоту – способом «фосбері флоп» тощо.

Аналіз прогресу спортивних досягнень у багатьох видах спорту (велосипедному, плаванні, стрибках у висоту з жердиною, гірських лижах, веслуванні, бігу на ковзанах і багатьох інших) вказує, що єдиним

шляхом удосконалення, пошуку і розробки нових досконаліших спортивних стилів, способів і варіантів виконання фізичних вправ є математичне моделювання за допомогою надпотужних сучасних комп'ютерів. Таким чином, у провідних біомеханічних центрах і лабораторіях світу розробляють загальні підходи до вдосконалення техніки і тактики різних видів спорту, а також добирають індивідуальні раціональні варіанти і зразки техніки для конкретних спортсменів.

Раціональність техніки і тактики – це характеристика не спортсмена, а того чи іншого варіанту технічних чи тактичних дій.

12.4. Абсолютна ефективність техніки і тактики

На відміну від **раціональності, ефективність** техніки чи тактики – характеристика вмінь самого спортсмена – якості володіння різними елементами спортивно-технічної і тактичної майстерності. Залежно від обраних для порівняння зразків рухових дій і способу їх оцінювання, розрізняють **абсолютну, порівняльну** (відносну) й **реалізаційну ефективність** володіння спортивно-технічною і тактичною майстерністю.

Саме поняття **абсолютна ефективність** володіння технікою передбачає оцінювання дій спортсмена порівняно з абсолютно найкращим зразком його рухових дій, розрахованим за допомогою методу системно-структурного аналізу і синтезу. Такий підхід передбачає поетапний розв'язок головного завдання біомеханіки – вивчення будови, функцій і рухових можливостей певного спортсмена, точний розрахунок **індивідуального раціонального зразка техніки** з урахуванням умов внутрішнього і зовнішнього середовища та використання відповідної методики і технічних засобів для його технічного удосконалення.

Такий шлях може бути реалізований далеко не в усіх випадках, оскільки він передбачає глибокий науковий підхід, порівняно велику тривалість і високу вартість проведення таких досліджень. Окрім цього, для багатьох видів спорту єдиних критеріїв оптимальності й раціональності спортивної техніки і тактики дотепер чітко не визначено (особливо це стосується тактики спортивних ігор і одноборств).

Тож абсолютну ефективність володіння технікою і тактикою практично використовують лише під час підготовки деяких національних збірних та багатих професійних команд, хоча вона дає найповнішу інформацію про рівень спортивно-технічної й тактичної майстерності окремих спортсменів.

12.5. Порівняльна ефективність техніки і тактики

Частіше як **зразок** раціональних технічних чи тактичних дій вибирають **біомеханічні характеристики рухових дій** чемпіонів, рекордсменів, спортсменів найвищої кваліфікації тощо. Такий підхід цілком виправданий під час підготовки спортсменів масових розрядів (до КМС), адже досвідчені спортсмени, як правило, перемагають у відповідальних змаганнях лише за умови відмінної технічної і тактичної підготовленості.

Проте численні обстеження техніки і тактики членів збірних команд України з велосипедного спорту і біатлону, веслування і важкої атлетики, футболу і санного спорту, стрільби та ін. підтвердили, що дуже часто в техніці й тактиці навіть найкращих спортсменів спостерігається низка неточностей і навіть грубих помилок, а високих спортивних результатів вони досягають завдяки феноменальному розвитку рухових якостей, величезному спортивному досвіду й високому рівню розвитку шпритності та специфічних відчуттів.

Окрім цього, техніці й тактиці спортсменів високої кваліфікації притаманна **висока індивідуалізація**, яка виражається у специфічному виконанні тих чи тих рухових дій, стиль яких часто недоцільно копіювати юним спортсменам.

12.6. Реалізаційна ефективність техніки і тактики

Сутність такого показника, як **реалізаційна ефективність** техніки і тактики, полягає в порівнянні результатів, які спортсмен демонструє у змагальній вправі і в простій фізичній вправі, що вимагає прояву таких самих атлетичних якостей, що й змагальна, але не вимагає

технічно-тактичної майстерності її виконання (наприклад, метання списа і метання легкого ядра з-за голови без розбігу; стрибок у висоту через планку і простий стрибок з місця вгору; простий стрибок і стрибок з виконанням сальто тощо). Часто реалізаційну ефективність техніки і тактики можна оцінити використовуючи відповідні коефіцієнти ефективності, що математично пов'язують результати зазначених вправ.

У деяких випадках реалізаційну ефективність техніки, а особливо тактики, оцінюють за величиною енерговитрат або зусиль, які необхідні спортсменові для виконання змагальної вправи (досвідчені плавці долають тренувальне навантаження з ЧСС 90–110 скор./хв, а в новачків під час плавання з цією ж інтенсивністю спостерігається ЧСС понад 185 скор./хв).

Для багатьох видів спорту на основі статистичних розрахунків визначено лінії регресії (див. рис. 12.1), які дають змогу за співвідношенням результатів змагальної і подібної до неї за навантаженням простої вправи оцінити ефективність володіння технікою чи тактикою спортсменів різних вікових груп та різної спортивної кваліфікації.



Рис. 12.1. Кореляційна залежність між часом фази польоту простого стрибка і стрибка з сальто для юних гімнастів II розряду

Коли співвідношення результатів, продемонстрованих в обох варіантах виконання вправи, відповідають розрахованій лінії регресії, техніку оцінюють, як середню (очікувану для цієї групи); якщо відповідний результату простої вправи результат змагальної дії нижчий за очікуваний, техніку вважають незадовільною, а якщо навпаки – хорошою.

Спосіб оцінювання техніко-тактичної майстерності за ефективністю реалізації не зовсім точний, зате він дає змогу оцінити її рівень незалежно від віку, кваліфікації та інших розділів підготовленості спортсмена. Власне тому, а також завдяки доступності й відносній простоті оцінювання цей спосіб досить часто використовують тренери-практики.

12.7. Стійкість як показник засвоєності технічного чи тактичного прийому

Поряд із такими показниками, як обсяг, різнобічність та ефективність володіння технікою і тактикою, важливе місце займають такі їхні характеристики – **стабільність, стійкість та автоматизм**. Справа в тому, що здебільшого причиною програшу, нижчого, ніж можливий, спортивного результату або навіть поважної травми є нестабільність технічних або тактичних дій, викликана їх неточним виконанням унаслідок недостатньої засвоєності, втоми, чинників-завад, відволікання уваги розв'язанням стратегічних завдань тощо. Часто причиною технічної помилки є напружене розв'язання складного тактичного завдання, а причиною неправильно обраної тактики – складна стратегічна ситуація, хибне стратегічне налаштування тощо. І, зазвичай, завжди наявний недостатній автоматизм виконання рухових дій.

Унаслідок емоційно-психологічних характеристик деяких спортсменів, їх недостатнього досвіду чи незадовільного рівня розвитку властивостей уваги, на стабільність їхньої техніко-тактичної майстерності часто впливають **зміни внутрішнього і зовнішнього середовища** виконання змагальних дій.

До **внутрішніх чинників-завад** техніки (а особливо – тактики) зараховують втому, хворобливий стан, емоційне збудження або апатію

(передстартові стани), наслідки перенесених травм, неправильне налаштування тренера і низку інших.

Зовнішні чинники-завади – це «заважання» суперників, неадекватні дії офіційних осіб (суддів, спортивних комісарів, організаторів змагання), глядачів (суб'єктивні чинники), а також погодні умови (вітер, дощ, туман, холод, сніг, ожеледиця), час доби (сутінки, штучне освітлення), несподівані перешкоди на трасі тощо (об'єктивні чинники).

Підвищити стійкість техніки і тактики можна лише набуваючи досвіду, здійснюючи спеціальну психологічну підготовку, підвищуючи стабільність техніки тощо.

12.8. Стабільність як показник засвоєності технічного чи тактичного прийому

Стабільністю техніки і тактики називають незмінність кількісних біомеханічних і психологічних характеристик змагальних вправ від циклу до циклу, від спроби до спроби, від змагання до змагання. Аналіз техніки і тактики провідних спортсменів упродовж тривалого часу дав змогу виявити своєрідний «почерк» кожного з них, який характеризує індивідуальні особливості техніки чи тактики конкретного спортсмена і не змінюється в різних умовах виконання вправи, з настанням втоми, за високого емоційного збудження тощо.

Таку стабільну за характером біомеханічну структуру рухових дій легко оцінити, відкорегувати і контролювати. Педагогічні засоби корекції рухових дій у разі стабільної техніки дають надійний і тривалий ефект: спортсмени у змінних умовах виконання змагальних вправ правильно будують свої дії, постійно здійснюючи самоконтроль за технікою виконання вправи, концентруючи увагу на виявлених у процесі технічної підготовки недоліках.

Нестабільна техніка не дає змоги демонструвати стабільні результати, а в деяких швидкісних та небезпечних видах спорту просто неприпустима як джерело активної аварійності й травматизму (помилка бадмінтоніста чи фехтувальника істотно відрізняється за своїми наслідками від помилки боксера, гірськолижника чи спортсмена, що займається автомобільним спортом).

12.9. Автоматизм як показник засвоєності технічного чи тактичного прийому

Спортсмени високої кваліфікації виконують рухові дії без участі в цьому процесі свідомості, що зайнята у цей час виконанням тактичних і стратегічних завдань. Велосипедисти-новачки з великими труднощами педалюють на трироликовому велостанку, концентруючи на цих діях всю свою увагу, тоді як досвідчені спортсмени під час такого тренування розмовляють, слухають музику і навіть можуть дивитися телевізор. Це саме спостерігається під час збереження новачками рівноваги в каное, у байдарках чи в академічних човнах.

Оцінити **автоматизм** виконання рухових дій неважко виконуючи в процесі тренувальної діяльності або під час певного тесту просте додаткове завдання (найчастіше пов'язане з переобробленням інформації для завантаження свідомості спортсмена). Якщо при цьому результати основного виду діяльності знижуються, то у спортсмена низький рівень автоматизму його виконання. Деякі рухові дії (ходьба, біг) настільки добре засвоєні, що навіть сприяють успішності виконання розумових завдань.

Автоматизм різних варіантів тактики (домашні заготовки) – обов'язкова умова успішних виступів у змаганнях, яскраво виражена риса провідних спортсменів, що дає змогу з високою достовірністю оцінити рівень їхньої технічної і тактичної майстерності.

ЧАСТИНА 2

БІОМЕХАНІЧНИЙ АНАЛІЗ РУХОВИХ ДІЙ (ПРАКТИЧНІ ЗАВДАННЯ)

1. Організація об'єктивної реєстрації кінематики рухової дії

Мета: навчитися організовувати об'єктивну реєстрацію кінематики рухових дій.

Завдання: описати процес реєстрації рухової дії на прикладі змагальної вправи з обраного виду спорту.



Теоретичні відомості. Під час аналізу техніки виконання різних фізичних вправ педагоги і тренери найчастіше покладаються на власний досвід та візуальне спостереження. Але певні елементи рухових дій, особливо такі, що тривають дуже короткий час (наприклад, фаза опори в бігу, відштовхування від опори у стрибках, дії ударного характеру тощо), залишаються поза можливостями сприйняття людини. Унаслідок цього дуже важко об'єктивно оцінити ефективність прикладених зусиль для досягнення мети рухових завдань, які виконують. Тож для ефективного навчання, контролю й удосконалення рухової діяльності людини необхідні об'єктивні способи реєстрації рухових дій, які дають змогу докладно вивчити техніку найліпших варіантів виконання вправ, виявити провідні елементи конкретних рухових дій та розробити для них раціональні індивідуальні зразки.

Об'єктивна реєстрація рухової діяльності однаково актуальна як для фізичного виховання, фізичної реабілітації, фізіотерапії чи ерготерапії, так і для підготовки спортсменів. Це дає змогу запобігти

помилкам під час заучування нових дій на початкових етапах багаторічного спортивного удосконалення, а також підвищувати результативність провідних спортсменів професійних і національних збірних команд, які майже вичерпали свої функціональні можливості і здатні істотно поліпшити спортивний результат якраз завдяки удосконаленню в техніці виконання рухових дій.

Спосіб стробосфотографування. Одним із способів об'єктивної реєстрації рухових дій є стробосфотографування. **Стробосфотознімок** – це зображення на одному фотознімку кількох послідовних положень тіла, що рухається (див. рис. 1.1, рис. 1.2). Стробосфотознімки можна виготовити або за допомогою стробоскопа – спеціального диска з прорізами, який швидко обертається, періодично закриваючи і відкриваючи об'єktiv фотоапарата, або за допомогою спеціальної стробоскопічної лампи-фотоспалаху (рис. 1.1 в) яка спрацьовує кілька разів поспіль. Перевагою цього способу реєстрації є змога отримувати велику кількість зображень об'єкта знімання за одну секунду, а недоліками – затемнені умови знімання й накладання зображень одного на одне. Останнього недоліку частково можна позбутися, якщо застосувати кольоровий стробоскоп, у якому послідовно спрацьовують лампи різного кольору. Особливості способу стробосфотографування обмежують його застосування для вивчення особливостей рухової діяльності в умовах лабораторного експерименту (наприклад, для фундаментальних лабораторних досліджень), а також випробовуванням, удосконаленням чи індивідуальним налаштуванням спортивного спорядження, якщо необхідно вивчити швидкоплинні процеси ударного характеру.

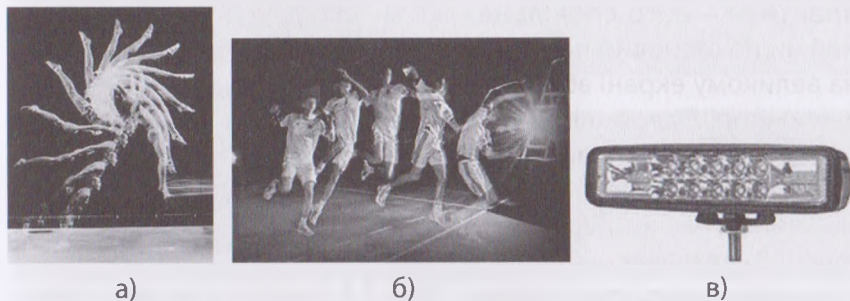


Рис. 1.1. Приклади стробосфотознімків (а, б) і стробоскоп (в)



Рис. 1.2. Стробофотографія проходження повороту спортивним автомобілем

Спосіб цифрового відеознімання сьогодні став найбільш популярним об'єктивним способом реєстрації фізичних вправ. Після відповідного розкадрування відеозапису оцифровують кожен кадр відеограми, а для потреб тренерсько-педагогічної практики – його сповільнений чи покадровий перегляд на великому екрані або на відеомоніторі. Відеотехніку з успіхом застосовують у природних умовах занять, тренувань чи змагань. Сучасні відеокамери (рис. 1.3) позбавлені головного недоліку цього способу реєстрації кінематики рухових дій



Рис. 1.3. Швидкісна екстрім-камера «Gaoki FullHD»

минутих років – порівняно низької частоти знімання (25–30 кадрів за секунду): навіть побутова доступна апаратура дає змогу знімати з частотою 125, 250 і навіть 500 кадрів за секунду, чого цілком достатньо для біомеханічного аналізу більшості побутових, виробничих чи спортивних рухових дій. Для автоматизації і прискорення оцифрування відеозображення використовують спеціальні відеокомп'ютерні комплекси.

Переваги способу відеознімання очевидні: доступна апаратура, простота організації знімання, зручність зберігання, пересилання, оброблення і компактність інформації, її сумісність із більшістю електронних гаджетів, наявність професійних комп'ютерних програм для оброблення тощо. Єдиний недолік способу відеознімання – це реєстрація дуже швидких процесів, для аналізу яких частоти знімання 250–500 кадрів за секунду недостатньо – для цього потрібна спеціальна дорога апаратура.

Відеограма (кінограма) – це послідовно розташовані на екрані відеомонітора або на папері зображення певних кадрів відеозапису події (наприклад, виконання людиною якоїсь рухової дії – рис. 1.4):

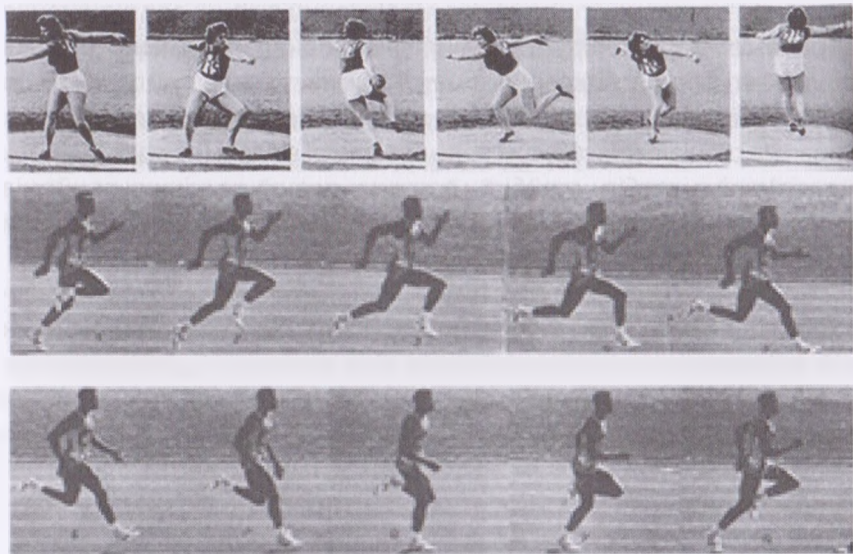


Рис. 1.4. Кінограма плоского бігу і метання диска

Вимоги до організації відеознімання

1. Відеокамера повинна бути нерухомою, що дає змогу визначити абсолютні значення швидкостей та прискорень руху розрахункових точок тіла людини та спорядження, які нас цікавлять. Архівні кіно- та відеоматеріали майже непридатні для біомеханічного аналізу фізичних вправ, оскільки дуже важко розрахувати рух самої камери. Наприклад, у плаванні, веслуванні, велосипедному спорті, легкій атлетиці, на лижних перегонах тощо знімають камерою, що рухається поряд зі спортсменом із наперед заданою швидкістю, що дає змогу вивчати особливості рухової діяльності людини та її зміни упродовж тривалого часу або всієї дистанції.

2. Усі кадри відеограми в процесі друку відразу чітко нумерують за порядком, інакше потім дуже важко (або й неможливо) визначити правильну послідовність їхнього розташування.

3. Віддаль до об'єкта знімання повинна відповідати виду рухової дії, завданню дослідження та якості апаратури. Зокрема, необхідно враховувати масштабний чинник (зміна розмірів та викривлення зображення у разі наближення чи віддалення об'єкта знімання відносно осі об'єктива камери), простір, необхідний людині для виконання вправи, сам характер рухових дій та ін. Наприклад, знімання рухової діяльності борців, боксерів, вправ на гімнастичних приладах тощо можна здійснювати з віддалі 5–10 м; стрільби, веслування або інших вправ на спеціальних тренажерах – і з меншої віддалі (до одного – двох метрів); знімання бігу, стрибка у довжину, певних технічних прийомів у спортивних іграх та ін. слід здійснювати з більшої віддалі (інколи понад 20–30 м), що вимагає використання високоякісної оптики.

4. Кількість площин знімання (кількість камер) та їхнє розташування відносно об'єкта знімання залежать від характеру рухових дій, які реєструють: якщо всі точки тіла рухаються у паралельних або близьких до паралельних площинах, вистачає однієї камери; для фізичних вправ, під час виконання яких відбуваються переміщення тіла до або від камери, чи його обертання навколо вертикальної осі, необхідно встановлювати дві камери (наприклад, збоку і попереду-позаду або збоку і згори, якщо це технічно можливо). Для плавання та веслування одна з камер повинна знімати надводну частину вправи, а друга – підводну.

Окремого пояснення вимагає кількість і вибір розрахункових точок та встановлення на тілі людини спеціальних маркерів. Для якісного аналізу рухових дій потрібно вивчити рух якомога більшої кількості його точок. Але тоді значно зростає обсяг роботи під час оброблення одержаних матеріалів. Тож для біомеханічного аналізу звичайно обмежуються невеликою кількістю точок тіла людини та її спорядження, аналіз руху яких дає змогу оцінити ефективність прикладених сил. Такі точки називають **розрахунковими**, і ними найчастіше є центри суглобів, у яких відбувається деформація пози тіла людини, а також центри мас голови, кистей і стоп. Знаючи положення цих точок, можна отримати якнайбільше інформації (кути в суглобах, положення центрів мас певних частин тіла і всього тіла тощо). Залежно від специфіки вправ до розрахункових точок входять кінчики пальців (стрільба, плавання), певні точки на тулубі (гімнастика, боротьба), точки на спорядженні (м'яч, ракетка, лижі, палиці, зброя та ін.).

Якщо ліва і права частини тіла виконують синхронні або зміщені на пів циклу однакові рухи, аналізують рух лише однієї половини тіла (розташованої навпроти камери).

У низці випадків для дослідження потрібно вивчити рух невеликої кількості розрахункових точок (приміром, лише однієї ноги чи іншої частини тіла або лише тих точок, які змінюють своє положення у разі виконання конкретної фази фізичної вправи).

Для спрощення або автоматизації оброблення одержаного матеріалу часто на тіло людини наклеюють спеціальні маркери – контрастні кружечки, хрестики або спеціальні випромінювачі чи світловідбивальні елементи, до яких чутлива камера. Проте такий підхід можливий лише в лабораторних експериментах. Окрім того, він не завжди дає позитивний результат, оскільки більшість розрахункових точок (наприклад, центри суглобів) розміщені не на поверхні шкіри чи спорядження, а всередині тіла, і їхнє розташування під час поворотів тіла не завжди збігається з розміщенням поверхневих маркерів, тому похибка у визначенні положення звичних розрахункових точок за маркерами іноді занадто велика, щоб можна було говорити про об'єктивність та коректність отриманих результатів. Тож у разі використання спеціальних маркерів, положення яких відеокomp'ютерний

комплекс відслідковує автоматично, їх розташовують у місцях виходу під шкіру елементів скелета, а потім за їхніми координатами спеціально розраховують положення потрібних для біомеханічного аналізу розрахункових точок тіла.

Отже, зазвичай положення певних розрахункових точок знаходять зважаючи на анатомічні особливості будови тіла та позначають їх на фотознімках, виготовлених з усіх кадрів кінограми, які цікавлять.



Порядок виконання роботи

Студентові слід обрати спосіб та описати організацію реєстрації конкретної рухової дії (наприклад, змагальної вправи в обраному виді спорту) за такою схемою:

- обґрунтувати й описати обраний спосіб реєстрації (дати його коротку характеристику, вказати його переваги і недоліки та обґрунтувати, чому саме цей спосіб найліпший для реєстрації обраної рухової дії);
- обрати мінімально достатню частоту знімання, щоб не збільшувати штучно обсягу відзнятого матеріалу для подальшого оброблення;
- вказати та обґрунтувати кількість площин знімання, розташування камер та інші особливості організації знімання;
- вказати та обґрунтувати вибір розрахункових точок на тілі людини та на спорядженні;
- виготовити одноплщинний відеозапис обраної фізичної вправи (наприклад, змагальної вправи з обраного виду спорту) із застосуванням власної відеокамери (камери свого смартфона) із доступною гаджету частотою знімання, але дотримуючись інших описаних вище вимог; записати його на магнітний носій і надати (продемонструвати) викладачеві для оцінювання.



Контрольні запитання

1. Навіщо здійснюють об'єктивну реєстрацію кінематики рухових дій?
2. Які ви знаєте способи об'єктивної реєстрації кінематики виконання рухових завдань?
3. Опишіть сутність, переваги і недоліки стробофотографії.
4. Опишіть сутність, переваги і недоліки відеознімання.
5. Із якою максимальною частотою можуть знімати сучасні доступні побутові відеокамери?
6. У яких випадках замість відеознімання використовують спосіб стробофотографування?
7. Що таке відеограма?
8. Охарактеризуйте поняття «розрахункові точки».
9. Опишіть вимоги до організації об'єктивної реєстрації кінематики рухових дій.
10. Які ви знаєте вимоги до відеознімання змагальних вправ в обраному вами виді спорту?

2. Побудова біокінематичної схеми фізичної вправи за таблицею координат розрахункових точок

Мета: навчитися будувати біокінематичні схеми фізичних вправ за матеріалами відеознімання.



Завдання: побудувати біокінематичну схему фізичної вправи за таблицею координат розрахункових точок.

Теоретичні відомості. За таблицею координат розрахункових точок тіла людини, яка виконує фізичну вправу, будують біокінематичну схему – зображення на одному аркуші паперу послідовних положень схеми тіла людини (тобто зображення його розрахункових точок, з'єднаних прямими лініями у так звані біокінематичні ланцюги). Біокінематичні схеми дуже зручні для якісного аналізу техніки та процесу навчання рухових дій; вони подібні до стробоскопів – зображення на одному фотознімку кількох положень об'єкта, що рухається (див. рис. 1.2), проте, незважаючи на порівняно вищу складність їхньої побудови (відеореєстрацію, виготовлення кінограми, оцифрування зображення, укладання таблиці координат розрахункових точок і побудову самої біокінематичної схеми), вигідно відрізняються від стробоскопів: зображення не накладаються одне на одне, рисунок не затемнений непотрібними елементами тощо.

Біокінематичні схеми будують у певному масштабі, що дає змогу підвищити якість та автоматизувати процес порівняння рухової дії з обраним зразком та об'єктивно її оцінити. Масштаб показує, скільки одиниць зображеної величини в одному міліметрі рисунка або графіка, наприклад: $\mu = 0,02 \text{ м/мм}$ – це 0,02 метра в одному міліметрі біокінематичної схеми.

Розрахункові точки – це точки на тілі людини і на спорядженні, вивчення руху яких дає змогу оцінити техніку. У таблицях координат (див. табл. 2.1) ці точки позначають латинськими буквами (перші букви латинських назв відповідних частин тіла):

- g_c – центр маси голови;
- b – центр плечового суглоба;
- a – центр ліктьового суглоба;
- m – центр променезап'ясткового суглоба;
- g_m – центр маси кисті;
- f – центр кульшового суглоба;
- s – центр колінного суглоба;
- p – центр гомілковостопного суглоба;
- g_p – центр маси стопи;
- M – центр м'яча (наприклад).

Таблиця 2.1

**Приклад таблиці координат розрахункових точок фізичної
вправи «Плоский біг»**

Назва точки	g_c		b		a		m		f		s		p		g_p	
	x	y	x	y	x	y	x	y	x	y	x	y	x	y	X	Y
1	12	87	10	80	6	63	22	55	6	49	9	25	-1	1	2	0
2	48	87	45	80	45	60	58	50	40	49	54	29	32	19	33	16
3	77	87	75	80	77	63	95	59	70	49	81	26	52	26	57	22
4	122	92	120	85	121	67	137	69	114	54	128	31	106	22	105	18
5	147	92	145	85	147	67	158	65	140	55	144	30	145	6	146	5
6	192	87	190	80	192	63	199	52	185	50	190	25	186	1	190	-1
7	232	87	230	77	228	57	241	54	225	50	235	27	211	26	209	22
8	275	97	270	90	271	72	283	65	266	58	270	35	267	11	270	8



Порядок виконання роботи

1. Отримати у викладача і вклеїти в зошит таблицю координат розрахункових точок тіла людини, яка виконує певну фізичну вправу.

2. На лист міліметрового паперу формату А4 (210 x 300 мм), відступивши 2–3 см від його нижнього і лівого країв, нанести прямокутну систему координат (осі координат X та Y).

3. У масштабі таблиці координат (це означає, що під час побудови біокінематичної схеми відкладають таку кількість міліметрів, яка вказана в таблиці координат згідно з вашим варіантом) побудувати біокінематичну схему фізичної вправи (див. рис. 2.1).

Для нанесення розрахункової точки на біокінематичну схему її координату x із таблиці координат відкладають по горизонталі, а координату y – по вертикалі.

У разі побудови біокінематичної схеми дотримуються таких вимог:

3.1. На біокінематичній схемі повинні бути:

- назва: «**Біокінематична схема фізичної вправи (вказати назву вправи)**», дві осі координат, поділені в міліметрах (X , мм – по горизонталі та Y , мм – по вертикалі);
- зображення схеми тіла людини в усіх кадрах у вигляді з'єднаних між собою біокінематичних ланцюгів із зазначенням на першому кадрі латинськими буквами положень відповідних розрахункових точок;
- напрямок руху тіла (вказати стрілкою);
- голову зображують у вигляді кола діаметром 10–12 мм, центр якого повинен збігатися з положенням розрахункової точки «центр маси голови»;
- зображення схеми тіла людини в кожному кадрі виділяється іншим кольором (щонайменше трьома кольорами, що послідовно чергуються між собою);
- спочатку наносять і відразу з'єднують у певній послідовності всі розрахункові точки тіла людини у першому кадрі, а потім послідовно будують зображення її схеми в наступних кадрах;
- на біокінематичній схемі розрахункові точки з'єднують між собою відразу після нанесення, щоб уникнути курйозних рисунків (див. рис. 2.2).

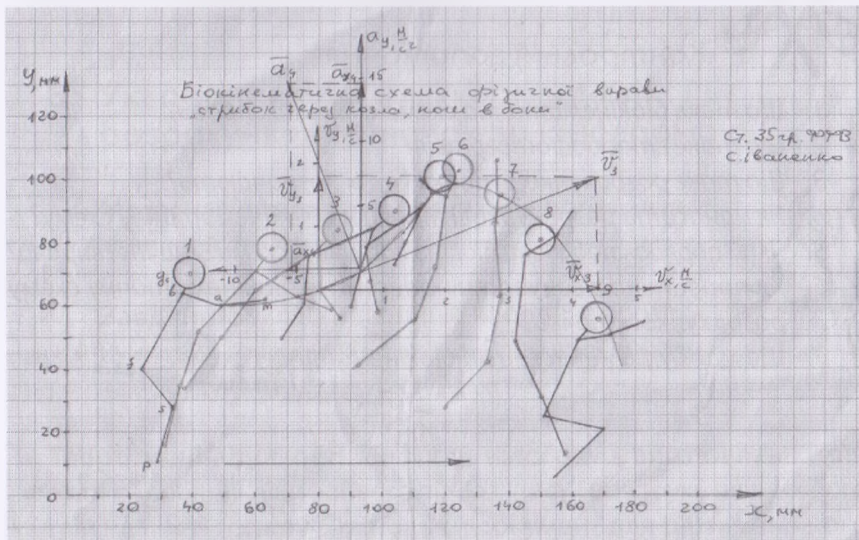


Рис. 2.1. Приклад біокінематичної схеми фізичної вправи «Стрибок через козла, ноги в боки»

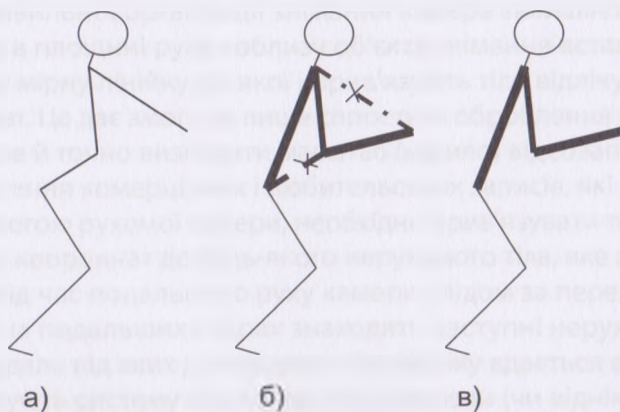


Рис. 2.2. Приклад неправильного з'єднання правильно нанесених розрахункових точок:
 а) неправильна побудова;
 б) виправлення помилок; в) правильна побудова



Контрольні запитання

1. Що таке біокінематична схема фізичної вправи?
2. Що таке стробофотографія?
3. Що таке розрахункові точки і як їх позначають?
4. Як наносити розрахункові точки на біокінематичну схему?
5. Який порядок побудови біокінематичної схеми фізичної вправи?
6. Як правильно з'єднати нанесені на біокінематичну схему розрахункові точки?
7. Що має бути нанесено на біокінематичну схему?

3. Укладання таблиці координат розрахункових точок за кінограмою

Мета: навчитися оцифровувати кінограми рухових дій.



Завдання: укласти таблицю координат розрахункових точок за кінограмою фізичної вправи та побудувати за нею біокінематичну схему.

Теоретичні відомості. Цифрова кінограма, виготовлена у результаті оброблення цифрового відеозапису і роздруку певних його кадрів на листі паперу – основний документ для біомеханічного аналізу рухових дій у більшості видів спорту. Лише в поодиноких випадках, коли необхідна велика швидкість знімання (наприклад, під час аналізу відштовхування від опорної поверхні, ударної взаємодії тощо), використовують високочастотне стробоскопічне фотографування.

За правильної організації знімання камера залишається нерухомою, а в площині руху поблизу об'єкта знімання встановлюють так звану мірну лінійку, до якої і прив'язують тіло відліку і систему координат. Це дає змогу не лише спростити оброблення такої кінограми, але й точно визначити масштаб (мірило) відеозапису. У разі використання комерційних і любительських записів, які здійснено за допомогою рухомої камери, необхідно прив'язувати тіло відліку і систему координат до будь-якого нерухомого тіла, яке потрапляє в кадр (під час подальшого руху камери слідом за переміщенням об'єкта, на подальших кадрах знаходять наступні нерухомі предмети, віддаль від яких до першого тіла відліку вдається визначити, і прив'язують систему відліку до них, додаючи (чи віднімаючи) від нових координат віддаль між цими тілами. Масштаб у цьому разі визначають за реальними розмірами об'єкта, які наперед відомі.

Визначаючи координати потрібних розрахункових точок, спочатку їх наносять на зображення об'єкта знімання на всіх кадрах,

а потім по черзі визначають спочатку обидві координати однієї точки на першому кадрі, далі – інших точок цього кадру і аж потім переходять до оцифровування наступного кадру кінограми. Оцифровування кінограми зручно здійснювати удвох, коли один вимірює, а інший записує результати у попередньо приготовлену таблицю.



Порядок виконання роботи

1. Виготовити самостійно або отримати у викладача і вклеїти в зошит кінограму фізичної вправи з чотирьох кадрів.
2. Погодити з викладачем вибір необхідних розрахункових точок на тілі спортсмена і на його спорядженні.
3. Нанести на кожен кадр кінограми положення усіх розрахункових точок.
4. Обрати зображене на кожному кадрі кінограми нерухоме тіло відліку і прив'язати до нього та нанести на кожен кадр прямокутну систему координат, спрямувавши вісь X праворуч, а вісь Y – вгору.
5. Замалювати в зошит заготовку для таблиці координат.
6. За допомогою товариша укласти таблицю координат розрахункових точок отриманої кінограми за такою схемою:
 - виміряти лінійкою спочатку координату « x », а потім « y » названої товаришем розрахункової точки на першому кадрі, називаючи йому їх значення;
 - повторити операцію для інших точок першого кадру;
 - перейти до визначення координат розрахункових точок на наступних трьох кадрах кінограми.
7. На лист міліметрового паперу формату А4, відступивши 2–3 см від його нижнього і лівого країв, нанести прямокутну систему координат.
8. У подвоєному масштабі таблиці координат (тобто під час побудови відкладають кількість міліметрів, яка вказана в таблиці координат, помножену на два) побудувати біокінематичну схему зафіксованої на кінограмі фізичної вправи.

Примітка: назви розрахункових точок повинні відповідати таким позначенням:

g_c – центр маси голови;

b – центр плечового суглоба;

a – центр ліктьового суглоба;

m – центр променезап'ясткового суглоба;

g_m – центр маси кисті;

f – центр кульшового суглоба;

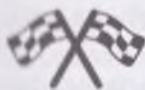
s – центр колінного суглоба;

p – центр гомілковостопного суглоба;

g_p – центр маси стопи.

M – центр м'яча (наприклад).

Якщо аналізують праву і ліву частину тіла, то кожне позначення розрахункової точки додатково уточнюють індексами «пр» або «лв», наприклад, $b_{пр}$ або $f_{лв}$ тощо.



Контрольні запитання

1. Як виготовити кінограму фізичної вправи за відеозаписом?
2. Чим керуються, наносячи на фотознімок людини положення розрахункових точок?
3. Як правильно нанести на кадри кінограми систему координат?
4. Який порядок визначення координат розрахункових точок?
5. Опишіть послідовність оцифровування фотознімка (кінограми) удвох.
6. Скільки координат має кожна розрахункова точка?
7. Які вимоги до побудови біокінематичної схеми?

4. Розрахунок лінійних швидкостей руху розрахункової точки за її координатами

Мета: навчитися розраховувати лінійні швидкості руху точки за її координатами.



Завдання: розрахувати лінійні швидкості руху заданої викладачем розрахункової точки за даними таблиці координат.

Теоретичні відомості. Вектор – це математичне поняття, яке характеризується величиною та напрямком і додається до інших векторів за правилом паралелограма. Більшість біомеханічних характеристик (лінійні та кутові швидкості і прискорення, сила, імпульс тіла) – вектори. Скалярні величини (що не мають напрямку) – це маса, об'єм, площа, вік та ін.

Лінійна швидкість руху точки – це векторна величина, яка характеризує напрямок та інтенсивність руху точки у заданій системі відліку. Вона належить до кінематичних біомеханічних характеристик. Її вектор завжди спрямований по дотичній до траєкторії руху. Середню швидкість визначають за формулою:

$$V_{cp} = S/t \text{ [м/с]},$$

де V_{cp} – середня швидкість руху точки, м/с;

S – пройдений точкою шлях, м;

t – час руху, с.

Водночас рух розрахункових точок тіла людини під час виконання будь-яких дій практично ніколи не буває прямолінійним та рівномірним: у процесі виконання фізичної вправи окремі точки постійно змінюють як інтенсивність, так і напрямок свого руху, тому поняття середньої швидкості в біомеханічному аналізі здебільшого не використовують. Замість середньої швидкості, враховуючи основні

способи реєстрації кінематики фізичних вправ, розраховують миттєву лінійну швидкість руху точки у цей момент часу (або в цьому кадрі):

$$V_i = \Delta S / \Delta t \text{ [м/с]},$$

де V_i – миттєва швидкість руху точки в i -тий момент часу (наприклад, в i -тому кадрі), м/с;

ΔS і Δt – малі відрізки шляху та часу, що відповідають переміщенню розрахункової точки між положеннями, зафіксованими на сусідніх кадрах відеозапису або кінограми.

Оскільки після оцифрування кадрів кінограми положення розрахункових точок у певних кадрах задано в координатній формі, для практичного розрахунку швидкостей застосовують метод чисельного диференціювання. Положення кожної розрахункової точки задають двома координатами – x та y , тому спочатку за координатами x розраховують горизонтальні складники, а за координатами y – вертикальні складники її лінійних швидкостей і лише потім додають ці складники за правилом паралелограма й отримують сумарні лінійні швидкості її руху.

Тож загальні формули для розрахунку горизонтальної V_x і вертикальної V_y складників миттєвої середньої швидкості руху розрахункової точки в i -тому кадрі такі:

$$V_x = (x_{i+1} - x_{i-1}) / 2 \Delta t \text{ [м/с]},$$

$$V_y = (y_{i+1} - y_{i-1}) / 2 \Delta t \text{ [м/с]},$$

де x_{i-1} та y_{i-1} – координати точки у попередньому до i -того кадра;

x_{i+1} та y_{i+1} – координати точки у наступному до i -того кадра;

$(x_{i+1} - x_{i-1})$ та $(y_{i+1} - y_{i-1})$ – горизонтальні та вертикальні складові шляху, який розрахункова точка проходить від попереднього до наступного кадра;

Δt – час, що відповідає одному кадрові, з огляду на частоту знімання (наприклад, для 10 кадрів за секунду $\Delta t = 0,1$ с).

Якщо замість Δt підставити значення, яке відповідає частоті знімання 25 кадрів за секунду, тобто $1/25$ с, формули для розрахунку

складників миттєвої лінійної швидкості руху розрахункової точки, наприклад, у п'ятому кадрі, набудуть вигляду:

$$Vx_5 = (x_{5+1} - x_{5-1}) / 2/25 = 12,5 \cdot (x_6 - x_4) \text{ [м/с]},$$

$$Vy_5 = (y_{5+1} - y_{5-1}) / 2/25 = 12,5 \cdot (y_6 - y_4) \text{ [м/с]}.$$

Для частоти знімання 10 кадрів за секунду в робочі формули замість 12,5 слід записати 5, для 20 кадрів за секунду – 10, для 24 кадрів за секунду – 12, для 100 кадрів за секунду – 50, для 250 кадрів за секунду – 125 тощо.

Під час виконання роботи обирають частоту знімання 20 кадрів за секунду, якщо викладач, даючи індивідуальне завдання, не вкаже іншу частоту.

Величину сумарної швидкості V_i в кожному кадрі вираховують за формулою:

$$V_i = \sqrt{Vx_i^2 + Vy_i^2}.$$

Описана методика не дає змоги встановити значення швидкостей у першому та останньому кадрах, оскільки нам невідомі потрібні для цього координати точки в попередньому до першого кадру та в кадрі, наступному після останнього.



Порядок виконання роботи

1. Внести значення координат x та y у заданій викладачем розрахункової точки з таблиці координат вашого варіанта (із другого практичного завдання) у *міліметрах* у графі 2 і 5 табл. 4.1.

2. Помноживши внесені координати на вказаний у таблиці координат масштаб, заносять їх у графі 3 і 6 табл. 1 у *метрах*.

3. За робочими формулами розраховують і заносять у графі 4, 7 і 8 табл. 1 значення Vx_i , Vy_i та V_i . Приклад розрахунку лінійних швидкостей руху розрахункової точки показано в табл. 4.2.

Таблиця 4.1

**Розрахунок лінійних швидкостей руху
заданої розрахункової точки за її координатами**

№ кадру	x_i , мм	x_i , м	Vx_i , м/с	y_i , мм	y_i , м	Vy_i , м/с	V_i , м/с
1	2	3	4	5	6	7	8
1			–			–	–
2							
3							
4							
5							
6							
7							
8							
9							
10							
11							
12*			–			–	–

Примітка. * – у таблиці повинно бути стільки кадрів, скільки їх у таблиці координат вашого варіанту із практичного завдання № 2.

4. На біокінематичній схемі із практичного завдання № 2 показують вектори швидкостей руху заданої розрахункової точки у третьому кадрі. Для цього від положення заданої розрахункової точки у цьому кадрі по горизонталі (у напрямку осі X (праворуч – із знаком «+» чи проти напрямку осі X (ліворуч) – із знаком «–») відкладають у довільному масштабі вектор швидкості Vx_3 , а по вертикалі (у напрямку осі U вгору) – із знаком «+» чи проти напрямку осі U (додолу) – із знаком «–») причому **неодмінно (!) у цьому ж масштабі** – вектор швидкості Vy_3 . Рекомендований масштаб для векторів швидкостей – 0,1 м/с в одному мм ($\mu = 0,1$ (м/с)/мм), тобто в 1 см рисунка – 1 м/с швидкості. Діагональ прямокутника, утвореного векторами Vx_3 та Vy_3 , є сумарним вектором V_3 . Поруч із побудованими векторами вказують їхній масштаб.

5. На біокінематичну схему наносять траєкторію заданої розрахункової точки (умовну лінію, уздовж якої рухається точка), з'єднавши плавною лінією її послідовні положення від першого до останнього кадру.



Контрольні запитання

1. Що таке вектор?
2. Як додають між собою векторні величини?
3. Які величини вважають скалярними?
4. Що таке лінійна швидкість руху точки?
5. Куди спрямований вектор лінійної швидкості руху тіла?
6. Наведіть означення середньої і миттєвої швидкостей руху точки.
7. Як розрахувати миттєву швидкість руху розрахункової точки в заданому кадрі кінограми?
8. Як розрахувати сумарну швидкість руху точки за її горизонтальним і вертикальним складниками?
9. Як показати горизонтальний і вертикальний складники лінійної швидкості руху розрахункової точки у векторній формі?
10. Що таке траєкторія руху точки?

Приклад розрахунку лінійних швидкостей руху заданої розрахункової точки за її координатами

Таблиця 4.2

Розрахунок лінійних швидкостей руху центра ліктьового суглоба під час виконання фізичної вправи «Стрибок через козла, ноги в боки», варіант № 9, $\mu = 0,02$ м/мм

№ кадру	X_i , мм*	X_i , м	V_{x_i} , м/с	Y_i , мм*	Y_i , м	V_{y_i} , м/с	V_i , м/с
1	50	1,00	–	56	1,12	–	–
2	74	1,48	6,4	65	1,30	2,4	6,84
3	82	1,64	4,4	68	1,36	1,8	4,75
4	96	1,92	5,6	74	1,48	3,0	6,35
5	110	2,20	3,8	83	1,66	3,2	4,96
6	115	2,30	5,0	90	1,80	2,2	5,46
7	135	2,70	9,0	94	1,88	–2,0	9,22
8	160	3,20	9,4	80	1,60	–8,8	12,92
9	182	3,64	–	50	1,00	–	–

Примітка. * – у цьому прикладі координати точки порівняно з варіантом № 9 змінено.

$$V_{X_2} = 10 \times (X_3 - X_1) = 10 \times (1,64 - 1,00) = 6,4 \text{ [м/с]}$$

$$V_{Y_2} = 10 \times (Y_3 - Y_1) = 10 \times (1,36 - 1,12) = 2,4 \text{ [м/с]}$$

$$V_{X_3} = 10 \times (X_4 - X_2) = 10 \times (1,92 - 1,48) = 4,4 \text{ [м/с]}$$

$$V_{Y_3} = 10 \times (Y_4 - Y_2) = 10 \times (1,48 - 1,30) = 1,8 \text{ [м/с]}$$

$$V_{X_4} = 10 \times (X_5 - X_3) = 10 \times (2,20 - 1,64) = 5,6 \text{ [м/с]}$$

$$V_{Y_4} = 10 \times (Y_5 - Y_3) = 10 \times (1,66 - 1,36) = 3,0 \text{ [м/с]}$$

$$V_{X_5} = 10 \times (X_6 - X_4) = 10 \times (2,30 - 1,92) = 3,8 \text{ [м/с]}$$

$$V_{Y_5} = 10 \times (Y_6 - Y_4) = 10 \times (1,88 - 1,66) = 2,2 \text{ [м/с]}$$

$$V_{X_6} = 10 \times (X_7 - X_5) = 10 \times (2,70 - 2,20) = 5,0 \text{ [м/с]}$$

$$V_{Y_6} = 10 \times (Y_7 - Y_5) = 10 \times (1,36 - 1,12) = 2,4 \text{ [м/с]}$$

$$V_{X_7} = 10 \times (X_8 - X_6) = 10 \times (3,20 - 2,30) = 9,0 \text{ [м/с]}$$

$$V_{Y_7} = 10 \times (Y_8 - Y_6) = 10 \times (1,60 - 1,80) = -2,0 \text{ [м/с]}$$

$$V_{X_8} = 10 \times (X_9 - X_7) = 10 \times (3,64 - 2,70) = 9,4 \text{ [м/с]}$$

$$V_{Y_8} = 10 \times (Y_9 - Y_7) = 10 \times (1,00 - 1,88) = -8,8 \text{ [м/с]}.$$

5. Розрахунок лінійних прискорень руху розрахункової точки за її лінійними швидкостями

Мета: навчитися розраховувати лінійні прискорення руху точки за її лінійними швидкостями.

Завдання: розрахувати лінійні прискорення руху заданої викладачем розрахункової точки за її лінійними швидкостями.



Теоретичні відомості. Під час виконання будь-яких фізичних вправ лінійні швидкості розрахункових точок тіла людини постійно змінюються як за величиною, так і за напрямком. А кожна зміна швидкості (завдяки такій властивості тіл, як **інертність** – властивість тіл поступово та по-різному змінювати свою швидкість у разі їхньої взаємодії, завжди спричинює **силу інерції**), яка заважає рухові тіла у заданому силами напрямку. Зрозуміло, що здебільшого інертність усього тіла, як і його окремих частин чи елементів спорядження, заважає досконалому виконанню рухових дій. **Мірою інертності тіл за поступального руху є маса.**

Будь-яку зміну лінійної швидкості руху можна охарактеризувати **лінійним прискоренням** – векторною величиною, яка належить до кінематичних біомеханічних характеристик. Лінійне прискорення руху точки характеризує напрямок та інтенсивність зміни її швидкості у цій системі відліку. Напрямок лінійного прискорення збігається з напрямком лінійної швидкості у разі зростання її модуля (величини) або протилежний до нього – за її зменшення.

Прискорення – дуже важлива для біомеханічного аналізу характеристика, позаяк вона дає змогу вирахувати силу інерції, тобто від кінематичного аналізу рухових дій перейти до динамічного (знаючи величину сил, що діють на кожну частину тіла, – тяжіння, інерції, опору середовища тощо – можна визначити навантаження на конкретні

функціональні м'язові групи, розрахувати енерговитрати організму, оцінити ефективність прикладання сил для досягнення найвищого спортивного результату).

Відповідно до другого закону Ньютона сила, з якою одне тіло діє на інше, прямо пропорційна масі тіла та одержаному цим тілом унаслідок дії вказаної сили прискоренню:

$$\vec{F} = m \cdot \vec{a} \text{ [кг} \cdot \text{м/с}^2\text{]} = [\text{Н}],$$

де \vec{F} – сила;

m – маса тіла;

\vec{a} – прискорення.

Напрямок прискорення збігається з напрямком дії сили, що його спричинила.

У разі зміни швидкості руху тіла масою m (це може бути розгін, гальмування, зміна напрямку руху тощо) воно проявляє свою інертність, протидіючи зміні швидкості. **Сила інерції**, з якою воно діє на тіло, яке спричинює зміну його руху (розганяє, гальмує або змінює напрямок руху), чисельно дорівнює:

$$\vec{F}_{\text{ін}} = -m \cdot \vec{a} \text{ [Н]},$$

де $\vec{F}_{\text{ін}}$ – сила інерції, яка завжди спрямована проти прискорення та прикладена до **тіла**, що спричинює зміну руху, H ;

\vec{a} – прискорення самого тіла, м/с^2 .

Середнє прискорення, коли лінійна швидкість руху змінюється рівномірно, визначають за формулою:

$$a_{\text{сер}} = \Delta V / \Delta t \text{ [м/с}^2\text{]},$$

де $a_{\text{сер}}$ – середнє прискорення руху точки, м/с^2 ;

ΔV – зміна лінійної швидкості точки упродовж часу Δt , м/с ;

Δt – час, упродовж якого змінювалася лінійна швидкість руху точки, с .

Лінійні швидкості руху розрахункових точок тіла людини переважно не бувають постійними: під час виконання фізичної вправи певні точки тіла постійно змінюють величину й напрямок швидкості руху, тому поняття середнього прискорення в біомеханічному аналізі не використовують. Замість середнього прискорення

з урахуванням основних способів реєстрації кінематики рухових дій розраховують миттєве лінійне прискорення руху точки у цей момент (у цьому кадрі):

$$a_i = \Delta V / \Delta t \text{ [м/с}^2\text{]},$$

де a_i – миттєве прискорення руху точки, м/с²;

ΔV (м/с) і Δt (с) – величини зміни лінійної швидкості та малий інтервал часу, впродовж якого швидкість змінювалась рівномірно.

У нашому випадку значення ΔV відповідає зміні лінійної швидкості руху розрахункової точки між її положеннями, зафіксованими на вибраних кадрах кіно- або відеограми, а Δt – час між моментами фіксації зазначених кадрів.

Після оцифрування кіно- або відеограм рух розрахункових точок задано у координатній формі, тому для практичного розрахунку лінійних прискорень, як і для розрахунку лінійних швидкостей, застосовують метод чисельного диференціювання. Оскільки положення розрахункових точок задають двома координатами – x та y , то, як і для розрахунку лінійних прискорень, спочатку за горизонтальними складниками лінійних швидкостей V_x розраховують горизонтальні складники лінійних прискорень, а за вертикальними складниками швидкостей V_y – вертикальні складники лінійних прискорень. Додаючи отримані складники прискорень за правилом паралелограма, отримують сумарні лінійні прискорення руху точки в обраній системі відліку.

Тож загальні формули для розрахунку горизонтального a_{xi} і вертикального a_{yi} складників миттєвого середнього прискорення руху розрахункової точки в i -тому кадрі такі:

$$a_{xi} = (V_{x_{i+1}} - V_{x_{i-1}}) / 2 \Delta t \text{ [м/с}^2\text{]},$$

$$a_{yi} = (V_{y_{i+1}} - V_{y_{i-1}}) / 2 \Delta t \text{ [м/с}^2\text{]},$$

де $V_{x_{i+1}}$ та $V_{y_{i+1}}$ – лінійні швидкості руху точки у наступному після i -того кадру;

$V_{x_{i-1}}$ та $V_{y_{i-1}}$ – лінійні швидкості руху точки у попередньому до i -того кадру;

Δt – час, що відповідає одному кадру, зважаючи на частоту знімання (наприклад, для 10 кадрів за секунду $\Delta t = 0,1$ с).

Якщо замість Δt підставити значення, яке відповідає частоті знімання 25 кадрів за секунду, тобто $1/25$ с, формули для розрахунку складників миттєвої лінійної швидкості руху розрахункової точки, наприклад у п'ятому кадрі, набудуть вигляду:

$$a_{x5} = (V_{x_{5+1}} - V_{x_{5-1}}) / 2/25 = 12,5 \cdot (V_{x_6} - V_{x_4}) \text{ [м/с]},$$

$$a_{y5} = (V_{y_{5+1}} - V_{y_{5-1}}) / 2/25 = 12,5 \cdot (V_{y_6} - V_{y_4}) \text{ [м/с]}.$$

Для частоти знімання 10 кадрів за секунду в робочі формули замість 12,5 слід записати 5, для 20 кадрів за секунду – 10, для 24 кадрів за секунду – 12, для 100 кадрів за секунду – 50, для 250 кадрів за секунду – 125 тощо.

Під час виконання роботи обирають частоту знімання 20 кадрів за секунду, якщо викладач, даючи індивідуальне завдання, не вкаже іншої частоти.

Величину сумарного лінійного прискорення a_i в кожному кадрі вираховують за формулою:

$$a_i = \sqrt{a_{xi}^2 + a_{yi}^2}.$$

Описана методика не дає змоги визначити значення прискорень у першому, другому, передостанньому та останньому кадрах, оскільки невідомі потрібні для цього лінійні швидкості заданої розрахункової точки у попередньому до першого і другого кадрів та у кадрах після передостаннього й останнього.

Значення необхідних для розрахунку лінійних швидкостей руху заданої розрахункової точки беруть із попередньої контрольної роботи.



Порядок виконання роботи

1. Занести значення горизонтальних і вертикальних складників миттєвих швидкостей руху заданої викладачем розрахункової точки (із попередньої контрольної роботи) у графі 2 і 4 табл. 5.1.

2. За робочими формулами розраховують і заносять у графі 3, 5 і 6 табл. 5.1 значення a_{xi} , a_{yi} та a_i . Приклад розрахунку лінійних прискорень руху розрахункової точки показано в табл. 5.2.

Таблиця 5.1

**Розрахунок лінійних прискорень руху заданої
розрахункової точки за її лінійними швидкостями**

№ кадру	V_{x_i} , м/с	a_{x_i} , м/с ²	V_{y_i} , м/с	a_{y_i} , м/с ²	a_i , м/с ²
1	2	3	4	5	6
1	–	–	–	–	–
2		–		–	–
3					
4					
5					
6					
7					
8					
9					
10					
11		–		–	–
12*	–	–	–	–	–

Примітка. * – у таблиці повинно бути стільки кадрів, скільки їх у таблиці координат вашого варіанту із практичного завдання № 2.

3. На біокінематичній схемі із контрольної роботи № 2 показують вектори прискорень руху заданої розрахункової точки у четвертому кадрі. Для цього від положення заданої розрахункової точки у цьому кадрі по горизонталі (у напрямку осі X (праворуч) – із знаком «+» чи проти напрямку осі X (ліворуч) – із знаком «-») відкладають у довільному масштабі вектор швидкості V_{x_3} , а по вертикалі (у напрямку осі Y (вгору) – із знаком «+» чи проти напрямку осі Y (додолу) – із знаком «-»), причому неодмінно (!) у цьому ж масштабі, – вектор швидкості V_{y_3} . Рекомендований масштаб для векторів швидкостей – 0,1 м/с в 1 мм ($\mu = 0,01$ (м/с)/мм), тобто в 1 см рисунка – 10 м/с швидкості. Діагоналлю прямокутника, який утворюють вектори a_{x4} та a_{y4} , є сумарний вектор a_4 . Поруч із побудованими векторами вказують їхній масштаб.



Контрольні запитання

1. Що таке інертність тіла?
2. Від чого залежить сила інерції?
3. Що є мірою інертності тіла за його поступального руху?
4. Що таке лінійне прискорення тіла і як його визначають?
5. Поняття миттєвого прискорення тіла за нерівномірної зміни його швидкості.
6. Куди спрямований вектор лінійного прискорення руху точки?
7. Як пов'язані сила дії на тіло з прискоренням його руху?
8. Як розрахувати прискорення руху точки за її лінійною швидкістю?
9. Порядок розрахунку лінійних прискорень руху точки у контрольній роботі.
10. Як розрахувати сумарне прискорення руху точки за його горизонтальним і вертикальним складниками?

Приклад розрахунку лінійних прискорень руху заданої розрахункової точки за складниками лінійних швидкостей її руху за координатами

Таблиця 5.2

Розрахунок лінійних прискорень руху центра ліктьового суглоба під час виконання фізичної вправи «Стрибок через козла, ноги в боки», варіант № 9, $\mu = 0,02$ м/мм

№ кадру	V_{x_i} , м/с	a_{x_i} , м/с ²	V_{y_i} , м/с	a_{y_i} , м/с ²	a_i , м/с ²
1	–	–	–	–	–
2	6,4	–	2,4	–	–
3	4,4	–8,0	1,8	6,0	10,00
4	5,6	–6,0	3,0	14,0	15,24
5	3,8	–6,0	3,2	–8,0	10,00
6	5,0	52,0	2,2	–52,0	73,54
7	9,0	44,0	–2,0	–111,0	119,41
8	9,4	–	–8,8	–	–
9	–	–	–	–	–

$$a_{x3} = 10 \cdot (V_{x4} - V_{x2}) = 10 \cdot (5,6 - 6,4) = -8,0 \text{ (м/с}^2\text{)}$$

$$a_{y3} = 10 \cdot (V_{y4} - V_{y2}) = 10 \cdot (3,0 - 2,4) = 6,0 \text{ (м/с}^2\text{)}$$

$$a_{x4} = 10 \cdot (V_{x5} - V_{x3}) = 10 \cdot (3,8 - 4,4) = -6,0 \text{ (м/с}^2\text{)}$$

$$a_{y4} = 10 \cdot (V_{y5} - V_{y3}) = 10 \cdot (3,2 - 1,8) = 14,0 \text{ (м/с}^2\text{)}$$

$$a_{x5} = 10 \cdot (V_{x6} - V_{x4}) = 10 \cdot (5,0 - 5,6) = -6,0 \text{ (м/с}^2\text{)}$$

$$a_{y5} = 10 \cdot (V_{y6} - V_{y4}) = 10 \cdot (2,2 - 3,0) = -8,0 \text{ (м/с}^2\text{)}$$

$$a_{x6} = 10 \cdot (V_{x7} - V_{x5}) = 10 \cdot (9,0 - 3,8) = 52,0 \text{ (м/с}^2\text{)}$$

$$a_{y6} = 10 \cdot (V_{y7} - V_{y5}) = 10 \cdot (-2,0 - 3,2) = -52,0 \text{ (м/с}^2\text{)}$$

$$a_{x7} = 10 \cdot (V_{x8} - V_{x6}) = 10 \cdot (9,4 - 5,0) = 44,0 \text{ (м/с}^2\text{)}$$

$$a_{y7} = 10 \cdot (V_{y8} - V_{y6}) = 10 \cdot (-8,8 - 2,2) = -111,0 \text{ (м/с}^2\text{)}.$$

6. Побудова кінематичних графіків руху розрахункової точки

Мета: навчитися будувати кінематичні графіки руху розрахункових точок за даними відеознімання.



Завдання: побудувати кінематичні графіки руху $x=x(t)$, $y=y(t)$, $V_x=V_x(t)$, $V_y=V_y(t)$, $a_x=a_x(t)$, $a_y=a_y(t)$ заданої розрахункової точки за матеріалами практичних завдань № 4 і 5.

Теоретичні відомості. До кінематичних графіків руху точки належать графіки $x=x(t)$, $y=y(t)$, $V_x=V_x(t)$, $V_y=V_y(t)$, $a_x=a_x(t)$ та $a_y=a_y(t)$, тобто графічне зображення залежностей її координат, миттєвих швидкостей і миттєвих прискорень від часу (функцій зазначених характеристик від часу).

У разі побудови кінематичних графіків руху розрахункових точок уздовж осі абсцис (по горизонталі) відкладають час, а уздовж осі ординат (по вертикалі) – відповідну характеристику. Якщо ця характеристика додатня, її відкладають вгору від осі часу, а якщо від’ємна – вниз. Значення потрібних характеристик беруть із таблиць завдань № 4 і 5.



Порядок виконання роботи

Під час побудови кінематичних графіків руху розрахункових точок дотримуються таких вимог:

- графіки будують на одному аркуші міліметрового паперу формату А4 (210 × 300 мм), розташованому вертикально, чітко один під одним; для цього, відступивши від лівого краю 2–3 см, лінійкою проводять тонку вертикальну лінію, уздовж якої потім будують осі усіх характеристик, а весь лист по вертикалі

умовно розділяють на три приблизно рівні частини, у верхній будують графіки координат, у середній – швидкостей, а в нижній – прискорень;

- спочатку в таблиці практичного завдання № 4 шукають найбільше значення координати x заданої розрахункової точки в метрах і залежно від цього значення обирають **єдиний для обох координат** масштаб, наприклад 0,5 або 0,25 метра в одному сантиметрі, щоб графік не був надто «сплющений» по вертикалі, але й не виходив за межі відведеного йому місця по висоті і відповідно розбивають вертикальну вісь; увага (!): написи на всіх осях повинні бути круглими числами (наприклад 0, 0,25, 0,50, 0,75, або 0, 0,5, 1,0, 1,5, або 0, 1, 2, 3, або 0, 2, 4, 6, або 0, 5, 10, 15, або 0, 10, 20, 30 тощо), а не табличними значеннями характеристик, які ви відкладаєте;
- від нуля праворуч проводять вісь часу, яку розбивають на рівні частини відповідно до кількості кадрів у таблиці координат вашого варіанта – на 6, 7, 10, 12 тощо рівних частин, заповнюючи усю ширину листа. Залежно від кількості кадрів це можуть бути інтервали 1 см, 1,5 см, 2 см, 2,5 см чи 3 см; написи на осі часу повинні бути в секундах (а не в номерах кадрів), наприклад, 1/20, 2/20, 3/20, 4/20 тощо – для частоти знімання 20 кадрів за секунду або відповідно інші для іншої частоти знімання;
- обидві осі закінчуються стрілками, поряд з якими вказують, які величини і в яких одиницях відкладаються уздовж даної осі (для нашого випадку – координати x та y в метрах по вертикалі і час t в секундах – по горизонталі: x , y , m та t , c);
- після цього будують самі графіки – спочатку $x = x(t)$, а потім $y = y(t)$. Для цього від кожного кадру на осі часу вгору або вниз відкладають відповідне йому значення координати x , потім усі побудовані точки з'єднують плавною лінією і виділяють кольоровим олівцем або тонким фломастером; далі на цьому ж рисунку будують графік $y = y(t)$, який наводять іншим кольором;
- так само в середній частині листа будують графіки миттєвих швидкостей, а в нижній – миттєвих прискорень; масштаби швидкостей і прискорень також обирають залежно від найбільших і найменших значень обох складників швидкості чи прискорення

- (вони можуть бути від 1 до 5 (і навіть більше) м/с для швидкостей і від 2 до 25 (і навіть більше) м/с² – для прискорень);
- усі графіки, що належать до координати x , наводять одним кольором, а до координати y – іншим; кожен графік повинен бути підписаний, наприклад: $x = x(t)$, $V_y = V_y(t)$, $a_x = a_x(t)$ тощо;
 - слід пам'ятати, що під час побудови графіки швидкостей починаються з другого і закінчуються в передостанньому кадрі, а графіки прискорень – у третьому і за два кадри до останнього;
 - якщо верхній графік (функція) має екстремуми (максимуми або мінімуми), відповідний нижній графік (похідна цієї функції по часу) повинен перетинати вісь часу. Якщо верхній графік на якійсь ділянці піднімається вгору (функція зростає), значення її похідної повинні бути додатні (відповідний нижній графік має проходити над віссю часу), і навпаки; якщо це не так – слід шукати помилки у побудові або у розрахунках;
 - урахувуючи, що частота знімання (20 кадрів за секунду) невелика, у разі чистої побудови і наведенні графіків швидкостей, а особливо прискорень, слід урахувувати екстремуми верхніх графіків і відповідно відкорегувати форму нижніх графіків (графіків їхніх похідних), бо місця їхніх екстремумів та місця перетину вісі часу не завжди збігатимуться із нанесеними на графіки точками в конкретних кадрах; таким самим чином можна передбачити характер графіків швидкостей і прискорень у крайніх кадрах, у яких їх значення не розраховані;
 - рисунок повинен мати назву: «Кінематичні графіки руху розрахункової точки (повна назва заданої точки, приміром, центра колінного суглоба) під час виконання фізичної вправи (повна назва вправи згідно з завданням № 2)», а також прізвище студента, факультет і групу, наприклад: Д. Іваненко, 33 гр. ФКіС.



Контрольні запитання

1. Які ви знаєте кінематичні графіки руху розрахункових точок?
2. Як розташовують на одному аркуші кінематичні графіки координат, швидкостей та прискорень руху розрахункової точки?

3. Скільки кривих зображають на одному графіку?
4. Із якого кадру починаються і в якому кадрі закінчуються кінематичні графіки координат, швидкостей та прискорень?
5. Чи залежить форма кривої прискорення від форми кривої швидкості, а вона – від форми кривої координати?
6. Що відбувається з кривою прискорення (швидкості), якщо крива швидкості (координати) зростає (спадає) або досягає екстремуму (максимуму або мінімуму)?
7. У яких одиницях розбивають вісь часу?
8. Чи повинні бути однаковими масштаби обох координат (обох складників швидкостей та обох складників прискорень відповідно)?

Приклад виконання контрольної роботи

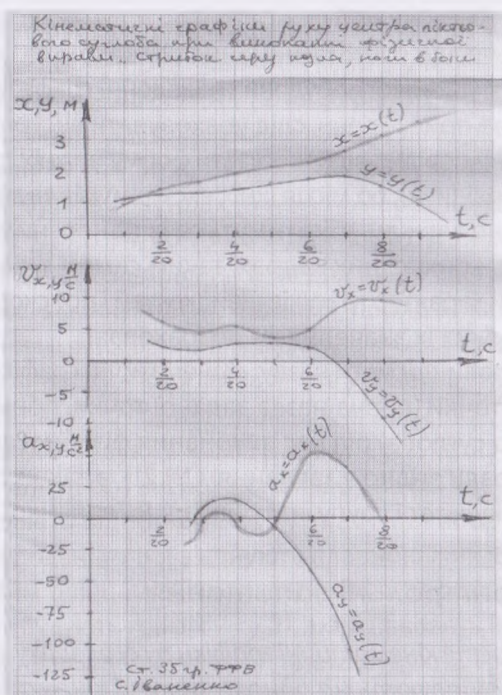


Рис. 6.1. Приклад побудови кінематичних графіків руху заданої розрахункової точки

7. Розрахунок кутових швидкостей обертового руху частини тіла людини за цифровою кінограмою

Мета: навчитися розраховувати кутові швидкості обертання у суглобах за кінограмою.



Завдання: розрахувати кутові швидкості обертання у заданому суглобі тіла людини за цифровою кінограмою.

Теоретичні відомості. Обертовим рухом називають рух твердого тіла, під час якого усі його точки рухаються по колах із центрами на спільній осі. Мірою переміщення тіла за обертового руху є кут повороту.

Міра кута повороту – радіан – центральний кут, довжина дуги якого дорівнює радіусу (рис. 7.1). Ураховуючи, що довжина кола $S = \pi \cdot D$, а $abc S = 2\pi \cdot R$, 1 рад $\approx 57,3$ град., а 1 град. = 0,017 рад.

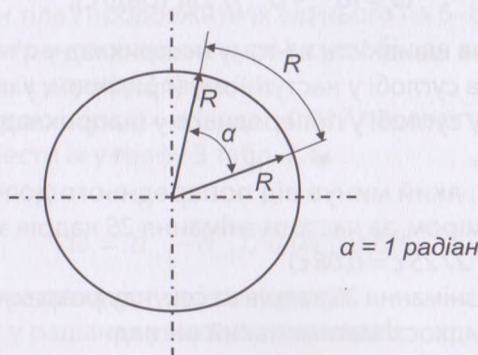


Рис. 7.1. Радіан як міра кута повороту

Кутова швидкість – це вектор, який характеризує інтенсивність і напрямок обертання тіла у заданій системі відліку. Напрямок вектора кутової швидкості визначають за правилом свердлика (рис. 7.2):

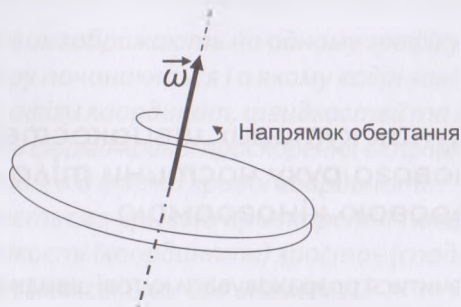


Рис. 7.2. Визначення напрямку вектора кутової швидкості за правилом свердлика

У процесі виконання фізичних вправ інтенсивність обертання всього тіла та певних його частин не залишаються постійними, тому, як і у випадку поступального руху, поняття середньої кутової швидкості не мають сенсу. Під час біомеханічного аналізу фізичних вправ використовують поняття миттєвої кутової швидкості ω_i .

За допомогою методу чисельного диференціювання (що зумовлено дискретним характером інформації про рух певних розрахункових точок), можна записати робочі формули для визначення миттєвих швидкостей обертання:

$$\omega_i = (\alpha_{i+1} - \alpha_{i-1}) / 2\Delta t \text{ (рад/с)},$$

де ω_i – кутова швидкість у i -тому (наприклад у п'ятому) кадрі;

α_{i+1} – кут в суглобі у наступному (приміром, у шостому) кадрі;

α_{i-1} – кут у суглобі у попередньому (наприклад, у четвертому) кадрі;

$2\Delta t$ – час, який минув від попереднього до наступного кадру (приміром, за частоти знімання 25 кадрів за секунду $2\Delta t = 2 \cdot 1/25 \text{ с} = 2/25 \text{ с} = 0,08 \text{ с}$)

Для частоти знімання 25 кадрів за секунду розрахункова формула для кутової швидкості матиме такий вигляд:

$$\omega_i = (\alpha_{i+1} - \alpha_{i-1}) / 0,08 \text{ (рад/с)}.$$

Будь-яку фізичну вправу виконують у результаті одночасних обертань у різних суглобах із різними кутовими швидкостями та прискореннями, що забезпечує необхідні траєкторії руху

конкретних точок тіла та спорядження. Тож вивчення кінематичних характеристик обертових рухів відносно різних суглобових осей має принципове значення для аналізу техніки. Знаючи величину кутової швидкості, як і у випадку поступального руху, можна визначити імпульс обертання кожної частини тіла (тобто так званий кінетичний момент):

$$K = I \cdot \omega \text{ (кг} \cdot \text{м)} \cdot \text{с}^{-1}.$$

Взаємні кути повороту частин тіла, рух яких нас цікавить, можна розрахувати тригонометрично – за координатами відповідних суглобів (так роблять під час комп'ютерного аналізу) або виміряти їх транспортиром за кінограмою чи за біокінематичною схемою. Отримані результати записують у таблицю.



Порядок виконання роботи

1. Виготовити цифрову кінограму свого колеги, який (яка) виконує фізичну вправу, з 12 кадрів відеограми.
2. Нанести на кожному кадрі на зображення людини центри заданого викладачем і суміжних суглобів.
3. За допомогою лінійки і олівця провести осі суміжних до заданого суглоба частин тіла і продовжити їх від нього на 6–8 сантиметрів.
4. Виміряти транспортиром кути в суглобі для всіх кадрів у градусах і занести їх у графу 2 табл. 7.1.
5. За формулою α (рад) = α (град) \cdot 0,017 перевести отримані кути в радіани і занести їх у графу 3 табл. 7.1.
6. За формулою

$$\omega_i = (\alpha_{i+1} - \alpha_{i-1}) / 0,08 \text{ (рад/с)},$$

де ω_i – кутова швидкість в i -тому кадрі;

α_{i+1} – кут у радіанах у наступному кадрі;

α_{i-1} – кут у радіанах у попередньому кадрі;

0,08 – 2 \cdot 1/25 секунди – час між кадрами $i-1$ та $i+1$, розрахувати кутові швидкості обертового руху в заданому суглобі у всіх кадрах, окрім першого і останнього, й записати їх у графу 4 табл. 7.1.

Таблиця 7.1

Розрахунок кутових швидкостей обертового руху в заданому суглобі тіла людини за цифровою кінограмою

№ кадру	α (град.) кут у суглобі, градусів	α (рад.) кут у суглобі, радіанів	ω , кутова швидкість, рад./с
1	2	3	4
1			–
2			
3			
4			
5			
6			
7			
8			
9			
10			
11			
12			–



Контрольні запитання

1. Наведіть означення обертового руху.
2. Роль обертових рухів у виконанні фізичних вправ.
3. Радіан як міра кута повороту, його визначення: перевідні формули градусів у радіани та радіанів у градуси.
4. Спосіб обчислення кутових швидкостей обертового руху та одиниці її вимірювання.
5. Як визначити напрям вектора кутової швидкості?

8. Побудова хронограми фізичної вправи

Мета: навчитися будувати лінійні та кільцеві хронограми фізичних вправ.



Завдання: побудувати хронограму змагальної вправи з обраного виду спорту за даними спеціальної літератури або за кінограмою.

Теоретичні відомості. Під час біомеханічного аналізу фізичної вправи використовують такі часові характеристики:

- тривалість вправи, її частини або фази;
- частота рухів (темп);
- часовий ритм фізичної вправи (ритмова структура);
- фаза.

Тривалість фізичної вправи, її частини або фази може бути визначено за допомогою таких способів: ручного хронометражу, автоматичного хронометражу, способу кіно- або відеограм, способу тензодинамограм тощо. Тривалість усієї вправи (забігу, запливу, спроби та ін.) або її частини (проходження певного відрізка дистанції тощо) визначають за формулою

$$\Delta t = t_1 - t_n (c),$$

де Δt – тривалість;

t_1 – час закінчення вправи;

t_n – час початку вправи.

У деяких видах спорту цей спосіб є основним (лижні й автомобільні перегони, біатлон, спортивне орієнтування та ін., де на старті і на фініші стоять різні годинники, а певні спортсмени стартують і фінішують у різний час). Проте здебільшого тривалість визначають за одним годинником, причому ручне керування його запуском і зупинкою дуже неточне (похибка досягає $\pm 0,2$ с, що не відповідає потрібній об'єктивності хронометражу). Тож зазвичай використовують

автоматичне керування хронометром, застосовуючи різні зовнішні пристрої: фотопари, контактні смуги, мікрофон (що спрацьовує від пострілу зі стартового пістолета), контактні стінки в басейні, стартову планку (у лижному спорті) тощо. Якщо необхідно визначити тривалість певної фази фізичної вправи чи одного циклу, користуються кіно- або відеограмами (за кількістю кадрів, що припадають на цю фазу, й частотою знімання вираховують потрібну тривалість). Для визначення тривалості певних фаз іноді використовують тензодинамограму (запис зусилля) або акселерограму (запис прискорення).

Частоту рухів (темп виконання вправи) можна вирахувати за тривалістю одного циклу, використовуючи кіно- або відеограму, тензограму, електроміограму, акселерограму тощо або (що менш точно) вручну прохронометрувати 5–10 циклів вправи, яку виконують. Іноді застосовують спеціальні електронні прилади, які відразу підраховують частоту за допомогою відповідних датчиків (електроди для запису ЕКГ, магніточутливі контакти на деталях спорядження, що рухаються, та ін.). Перспективними для аналізу, експрес-контролю та удосконалення техніки циклічних видів спорту є комп'ютеризовані телеметричні системи (рис. 8.1), що дають змогу на віддалі одночасно контролювати темп багатьох спортсменів, коригувати їхні рухові дії, обробляти, накопичувати й порівнювати результати тощо (велосипедний спорт, веслування, лижні перегони, легка атлетика та ін.).



Рис. 8.1. Телеметричні системи для реєстрації часових характеристик

Частоту рухів визначають у герцах – кількості циклів за одну секунду:

$$\eta = 1 / \Delta t \text{ (Гц)},$$

де η – частота рухів (темп), Гц;

Δt – тривалість одного циклу.

Проте у практиці спорту поширеною є інша одиниця частоти: кількість циклів за одну хвилину (частота бігу, педалювання, дихання, ЧСС тощо).

Часовий ритм рухів (ритмова структура рухової дії) – це співвідношення часу певних фаз фізичної вправи, наприклад:

$$\Delta t_1 : \Delta t_2 : \Delta t_3 : \Delta t_4 : \Delta t_5 = 6 : 2 : 3 : 4 : 2,$$

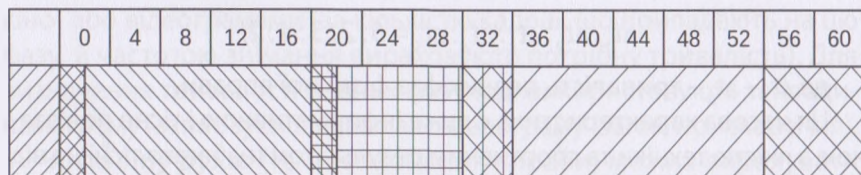
де $\Delta t_1 - \Delta t_5$ – тривалість певних фаз фізичної вправи.

Ця часова характеристика є дуже інформативною і тісно пов'язаною з якістю техніки та спортивним результатом (набагато тісніше від інших біомеханічних характеристик: зусиль, швидкостей, прискорень, імпульсів, частоти та ін.). Цю закономірність виявлено для таких видів спорту, як: веслування, велосипедний спорт, футбол, волейбол, боротьба, фехтування і багато інших. Маючи звичайну відеокамеру або відеозапис змагань, можна легко розраховувати часовий ритм виконання вправ різними спортсменами, порівнювати їх, виявляти оптимальні часові ритми й використовувати їх у технічній підготовці спортсменів різної кваліфікації.

Фаза – це найменший часовий елемент системи рухів, що містить усі рухи різних частин тіла від початку до кінця фази, які виконують одне проміжне рухове завдання. Поділ фізичних вправ на фази надзвичайно важливий для навчання та вдосконалення в техніці спортсменів різної кваліфікації у разі застосування розділеного методу тренування. За поділу певних вправ на фази – цілісні частини рухових дій, кожна з яких виконує певне рухове завдання, – необхідно враховувати початкові й кінцеві умови, в яких перебуває спортсмен, щоб після твердого засвоєння кожної з фаз набуті в процесі такого тренування характеристики були перенесені на цілісну вправу. Наприклад, під час штовхання ядра класичним способом слід пам'ятати, що фазу фінального зусилля характеризує «доштовхування» ядра завдяки розгинанню руки, коли ядро має значну швидкість, тому тренувати окремо штовхання нерухомого ядра від грудей не потрібно, бо не буде перенесення набутих у процесі розділеного тренування якостей на змагальну вправу.

Наочне зображення часу окремих фаз називають **хронограмою**. Хронограми бувають лінійні й кільцеві (для циклічних вправ).

Побудувати хронограму можна як за кіно- або відеограмою, так і за тензодинамограмою або іншими матеріалами. У верхньому рядку хронограми проставляють час (або номери кадрів відеограми, а в нижньому – фази фізичної вправи, по-різному розфарбовані або заштриховані (рис. 8.2).



Розбіг



Крок



Перше відштовхування



Третє відштовхування



Скік



Політ



Друге відштовхування



Приземлення

Рис. 8.2. Хронограма потрібного стрибка Вільяма Бенкса (США)



Порядок виконання роботи

1. Для виконання роботи зі спеціальної літератури добирають приклад опису змагальної вправи з обраного виду спорту із зазначенням назви її фаз та їхньої тривалості. Для цього можна також використати кінограму або цифровий відеозапис такої вправи (неодмінно має бути відомою частота знімання). Перед цим із наукових джерел з'ясовують, на які фази вправа поділяється і як їх називають. Далі визначають кількість кадрів, які припадають на кожен фазу, а потім перераховують їхню кількість у тривалість, ділячи цю кількість на частоту знімання.

2. Для побудови хронограми отримані у п. 1 дані заносять у табл. 8.1:

Вихідні дані для побудови хронограми

№ з/п	Назва фази	Тривалість фази (у секундах або кількість кадрів, на яких вона зафіксована)
1		
2		
3		
4		

3. Для ациклічних вправ хронограма має вигляд таблиці з двома рядками. Верхній рядок розбивають на одиниці часу (наприклад, за кількістю кадрів, на яких зафіксовано усю вправу), а в нижньому різними кольорами або різними способами штрихування послідовно зображують фази обраної вправи пропорційно до їхньої тривалості (рис. 8.2).

Для циклічних вправ круг поділяють радіусами на сектори, пропорційні фазам циклічної вправи. Для цього 360° ділять на час усього циклу, а потім по чергово множать на тривалість кожної фази (див. рис. 8.3–8.4). Кожен сектор зафарбовують (заштриховують) по-різному.

4. Під хронограмою зображують «легенду», де навпроти квадратиків (прямокутників) із відповідним кольором або штрихуванням вказано назви відповідних фаз (рис. 8.2).

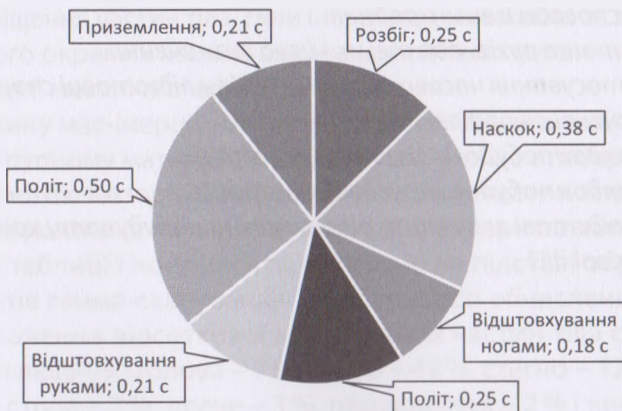


Рис. 8.3. Хронограма стрибка через козла

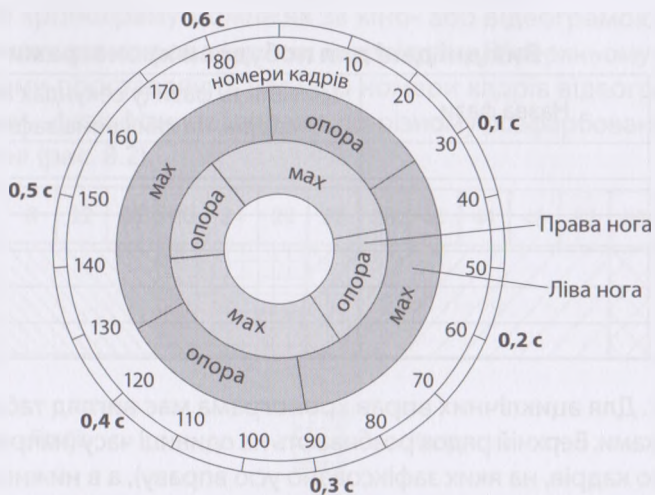


Рис. 8.4. Хронограма плоского бігу



Контрольні запитання

1. До якої групи біомеханічних характеристик належать часові характеристики?
2. Які ви знаєте часові характеристики?
3. Охарактеризуйте тривалість вправи, її частини або фази та способи її вимірювання.
4. Частота рухів, або темп, і його визначення.
5. Застосування часового ритму рухів у підготовці спортсменів.
6. Як рухові дії поділяють на фази?
7. Порядок побудови лінійної хронограми.
8. Порядок побудови кругової кінограми.
9. На підставі яких матеріалів можна побудувати хронограму рухової дії?

9. Аналітичний спосіб визначення положення центра мас тіла людини за фотознімком

Мета: навчитися визначати положення центра мас тіла людини за фотознімком.

Завдання: визначити положення центра мас власного тіла у нестійкій позі, зображеного на фотознімку.



Теоретичні відомості. До показників, що характеризують *геометрію мас тіла*, належать *абсолютні і відносні маси* певних його частин, *їх моменти та радіуси інерції*. *Абсолютні маси* певних частин тіла людини, як і *їхні моменти інерції*, необхідно знати у разі біомеханічних розрахунків для оцінювання ефективності техніки виконання рухових дій конкретної людини. Від величини цих біомеханічних характеристик залежать добір оптимального співвідношення темпу циклічних вправ та величини кроку, енерговитрати на переміщення частин тіла, сили інерції, що виникають за зміни руху тіла та його окремих частин, виконана людиною механічна робота, коефіцієнт її механічної ефективності тощо.

Величину мас-інерційних характеристик людини можна визначити на трупному матеріалі, а прижиттєво – лише опосередковано (за допомогою методики занурення окремих частин тіла у рідину, способом маятника чи аналогічними) або використавши рівняння регресії, таблиці і коефіцієнти, отримані на підставі оброблення результатів гамма-сканування. Для більшості обчислень застосовують значення відсоткової маси певних частин тіла середньої дорослої людини (голова – 7 %, тулуб – 43 %, стегно – 12 %, гомілка – 5 %, стопа – 2 %, плече – 3 %, передпліччя – 2 % і кисть – 1 %).

Центром мас тіла (ЦМТ) називають точку перетину прямих, уздовж яких повинні бути спрямовані сили, щоб тіло рухалося поступально. Будь-яку рухову дію можна подати як суму більш простих рухів – наприклад, руху ЦМТ та обертання частин тіла навколо нього. Положення ЦМТ потрібне для розрахунків стійкості тіла, обертання у безопорній фазі, зусилля відштовхування від опори, для оцінювання якості техніки та ін. Положення центра мас тіла людини можна визначити у результаті її зважування на спеціальній платформі трикутної форми, на якій вона лягає у потрібних позах. Проте більш зручним є розрахунковий (аналітичний) спосіб, описаний нижче, який передбачає визначення центрів мас усіх його частин.

Для обчислення положення ЦМ певних частин тіла застосовують відомі з курсу динамічної анатомії усереднені коефіцієнти Фішера (0,47 – для плеча, 0,44 – для тулуба, стегна і стопи, 0,42 – для гомілки і передпліччя). Зазначені коефіцієнти не ураховують тотальних розмірів тіла, віку, співвідношення м'язового, кісткового та жирового компонентів, спортивної спеціалізації тощо. У спеціальній літературі наведено відповідні рівняння регресії для точнішого розрахунку необхідних мас-інерційних характеристик тіла людини.

Визначити розташування ЦМТ тіла людини за фотознімком можна використавши наслідок відомої у класичній механіці **теорему Варіньйона** (1654–1722): *момент рівнодійної системи плоских однонаправлених сил відносно будь-якої точки на площині дорівнює алгебраїчній сумі моментів цих сил відносно цієї ж точки.*

Центр мас тіла збігається з центром тяжіння тіла людини. Тож, застосовуючи теорему Варіньйона до сил тяжіння певних частин тіла, а також ураховуючи пропорційність цих сил відповідним масам, одержимо такі залежності для визначення координат ЦМТ:

$$X_c = (\sum m_i \cdot x_i) / 100 \quad Y_c = (\sum m_i \cdot y_i) / 100,$$

де m_i – маса i -тої частини тіла, кг;

x_i та y_i – координати центрів мас цих частин тіла, мм.



Порядок виконання роботи

1. Роздрукувати фотознімок формату А4 вашого тіла у нестійкому положенні.
2. Нанести на рисунок плоску систему координат, спрямувавши вісь абсцис (X) праворуч, а вісь ординат (Y) – вгору бажано таким чином, щоб людина, зображена на ньому, була розташована якомога ближче до цих осей.
3. Нанести на рисунок центри мас голови, кистей і стоп та центри усіх суглобів, керуючись анатомічними ознаками.
4. Визначити положення центрів мас кожної частини тіла, помноживши попередньо виміряну її довжину на відповідний коефіцієнт Фішера та відклавши одержані відрізки від проксимального (ближчого до голови) суглоба (для тулуба – це плечовий пояс). Центр маси голови розташований на переніссі (у фас) або над верхнім краєм зовнішнього слухового отвору (в профіль); центр маси кисті збігається з п'ястково-фаланговим суглобом третього пальця; центр маси стопи (якщо це можливо визначити за фотознімком) розташований на лінії між п'ятковим горбом та другим пальцем ноги на віддалі 0,44 повної довжини стопи від п'ятки.
5. Виміряти на рисунку та занести у відповідні графи табл. 9.1 координати x_i та y_i центрів маси кожної частини тіла.
5. Розрахувати і записати у відповідні графи табл. 9.1 добутки $m_i \cdot x_i$ та $m_i \cdot y_i$.
6. Знайти суми $\sum m_i \cdot x_i$ та $\sum m_i \cdot y_i$.
7. За формулами для координат ЦМТ вирахувати координати X_c та Y_c і показати їх на фотографії, зазначивши знайдені координати на вісях.

Таблиця 9.1

Розрахунок положення ЦМТ тіла людини за фотознімком

№	Назва частини тіла	$m_i, \%$	$x_i, \text{мм}$	$m_i \cdot x_i$	$y_i, \text{мм}$	$m_i \cdot y_i$
1	Голова	7				
2	Тулуб	43				
3	Праве стегно	12				
4	Ліве стегно	12				
5	Права гомілка	5				
6	Ліва гомілка	5				
7	Права стопа	2				
8	Ліва стопа	2				
9	Праве плече	3				
10	Ліве плече	3				
11	Праве передпліччя	2				
12	Ліве передпліччя	2				
13	Права кисть	1				
14	Ліва кисть	1				
Суми:			$\Sigma m_i \cdot x_i$		$\Sigma m_i \cdot y_i$	



Контрольні запитання

1. Що таке абсолютна та відносна маси тіла та його частин?
2. Способи визначення абсолютної маси частини тіла.
3. Скільки відсотків від маси всього тіла становлять маси його частин?
4. Яка відносна маса ноги людини?
5. Яка відносна маса руки людини?
6. Що таке центр мас тіла?
7. Для чого потрібно розраховувати положення ЦМТ?
8. Що таке коефіцієнти Фішера?
9. Як розрахувати положення ЦМ певної частини тіла?
10. Теорема Варіньйона та її застосування.
11. Як розрахувати координати ЦМТ?

10. Оцінювання стійкості тіла людини за фотознімком

Мета: навчитися оцінювати стійкість тіла людини за фотознімком.

Завдання: оцінити стійкість власного тіла, зображеного на фотознімку.



Теоретичні відомості. Стійкість – це здатність системи, явища, процесу або тіла повертатися у вихідне положення після припинення відхилювальної дії. У процесі виконання фізичних вправ часто необхідно затримувати на певний час (зафіксувати) статичні пози: вихідну (наприклад, стартове положення), проміжну (фіксація пози у гімнастиці чи в акробатиці), кінцеву (важка атлетика) тощо. Окрім власного тіла, інколи доводиться утримувати в рівновазі інші тіла або предмети (штанга, партнер у фігурному катанні на ковзанах чи в груповій акробатиці та ін.). Завдання утримати позу (кути в суглобах) і розташування та орієнтацію свого тіла в просторі відносно площі опори полягає у врівноважуванні зовнішніх сил, що діють на тіло таким чином, щоб їхня сума (головний вектор) та сума їхніх обертових моментів (головний момент) відносно ЦМТ завжди дорівнювали нулю. Внутрішні сили повинні тим часом забезпечити збереження пози та утримання рівноваги. Це також стосується збереження динамічної пози в польоті або на опорі (спуск на лижах, санний спорт тощо).

Стійкість **оцінюють** за різними **критеріями** залежно від конкретного завдання. Найпоширенішим критерієм оцінювання стійкості тіла є **кут стійкості** (рис. 10.1).

Виявляється, що для кожного тіла є максимально допустимий (критичний) кут нахилу відносно вертикалі у кожен бік, за якого проєкція ЦМТ ще не виходить за межі площі опори у заданому напрямку. Отже, розрізняють стійкість уперед, назад, праворуч та ліворуч (або – у спеціальних випадках – в інших напрямках). Цей кут залежить від

розмірів площі опори відносно проєкції ЦМТ у заданому напрямку і від висоти ЦМТ. Спортсмени – представники різних видів спорту – добре знають, куди може бути спрямовано вірогідну відхилювальну дію, і завдяки відповідно обраній стійці (посадці, позі) збільшують власну стійкість у потрібному напрямку в кілька разів.

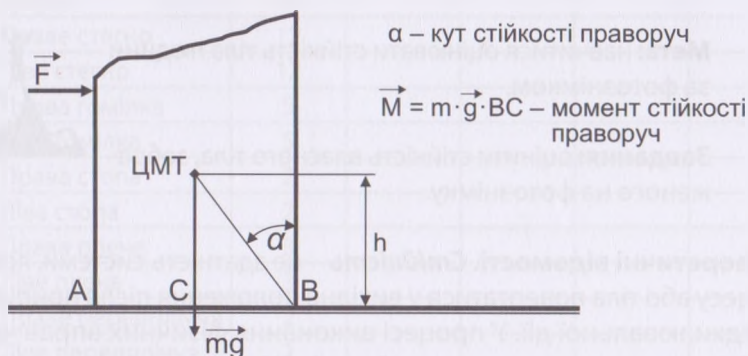


Рис. 10.1. Кут стійкості і момент стійкості тіла, що перебуває у рівновазі

Критеріями стійкості тіла також є *коефіцієнти стійкості*. Коефіцієнт стійкості у заданому напрямку – це відношення віддалі від проєкції на опору ЦМТ до краю опору у цьому напрямку, наприклад:

$$K_{\text{пр}} = BC/h, \text{ а } K_{\text{лев}} = AC/h.$$

Проте практика свідчить, що на стійкість істотно впливає і маса тіла: за всіх інших однакових умов зсунути з місця бетонний куб значно важче, ніж картонну коробку таких самих розмірів. На це зважають представники різних видів спорту; у боротьбі той факт є однією з причин, які зумовлюють поділ спортсменів на вагові категорії. Особливості будови тіла (тотальні розміри, пропорції, конституціональні особливості) дають відчутну перевагу тоді, коли положення ЦМТ визначає стійкість. Це дає змогу обґрунтувати біомеханічні критерії щодо якості пози спортсменів у різних видах спорту. *Момент стійкості* визначає здатність тіла протидіяти відхилювальним діям різної інтенсивності; спортсмени стараються розташувати своє тіло таким чином, щоб якомога активніше протидіяти прийомам суперників та водночас якомога ефективніше виводити їх із стану рівноваги.

$$M_{np} = m \cdot g \cdot AC \text{ (Н} \cdot \text{м)}; M_{lv} = m \cdot g \cdot BC \text{ (Н} \cdot \text{м)}.$$

Отже, стійкість тіла **залежить** від висоти розташування його ЦМ, розмірів площі опори від проєкції ЦМТ до країв опори у заданих напрямках, а також від маси тіла і наявності додаткових сил, які повертають (притискають) тіло до опори.



Порядок виконання роботи

1. Роздрукувати фотознімок власного тіла у рівновазі у форматі А4.
2. За методикою попереднього завдання розрахувати і показати на фотознімку положення ЦМТ, використовуючи табл. 10.1 (див. рис. 10.1).

Таблиця 10.1

Розрахунок положення ЦМТ тіла людини за фотознімком

№	Назва частини тіла	m_i , %	x_i , мм	$m_i \cdot x_i$	y_i , мм	$m_i \cdot y_i$
1	Голова	7				
2	Тулуб	43				
3	Праве стегно	12				
4	Ліве стегно	12				
5	Права гомілка	5				
6	Ліва гомілка	5				
7	Права стопа	2				
8	Ліва стопа	2				
9	Праве плече	3				
10	Ліве плече	3				
11	Праве передпліччя	2				
12	Ліве передпліччя	2				
13	Права кисть	1				
14	Ліва кисть	1				
Суми:			$\Sigma m_i \cdot x_i$		$\Sigma m_i \cdot y_i$	

$$X_c = (\Sigma m_i \cdot x_i) / 100 \quad Y_c = (\Sigma m_i \cdot y_i) / 100$$

3. На фотознімку опустити з ЦМТ вертикаль на площину опори і визначити віддаль від проєкції центра маси до правого і лівого (переднього і заднього) відносно людини, зображеної на фотознімку, країв площі опори.

4. За допомогою транспортира, лінійки та за наведеними вище формулами розрахувати кути, коефіцієнти і моменти стійкості тіла (для розрахунку взяти масу власного тіла) праворуч і ліворуч (уперед і назад) відносно людини, зображеної на фотознімку, і занести результати в табл. 10.2.

5. Порівняти одержані дані з результатами інших студентів підгрупи і зробити висновок про стійкість тіла, зображеного на фотознімку.

Таблиця 10.2

Критерії стійкості тіла людини, зображеної на фотографії

№ з/п	Назва критерію стійкості і його позначення	Значення критерію стійкості
1	Кут стійкості праворуч (уперед), $\alpha_{пр}^{\circ}$	
2	Кут стійкості ліворуч (назад), $\alpha_{лев}^{\circ}$	
3	Коефіцієнт стійкості праворуч (уперед), $K_{пр}$	
4	Коефіцієнт стійкості ліворуч (назад), $K_{лев}$	
5	Момент стійкості праворуч (уперед), $M_{пр}$ (Н·м)	
6	Момент стійкості ліворуч (назад), $M_{лев}$ (Н·м)	

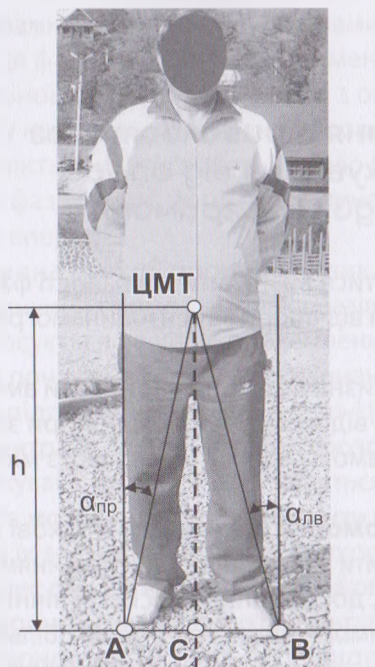


Рис. 10.1. Розрахункова схема для визначення значень критеріїв стійкості тіла людини на фотознімку



Контрольні запитання

1. Що таке центр мас тіла?
2. Які ви знаєте критерії стійкості тіла?
3. Від чого залежить стійкість?
4. Як розрахувати кути стійкості?
5. Як розрахувати коефіцієнти стійкості?
6. Як розрахувати моменти стійкості?

11. Визначення тривалості фаз відштовхування від опори за тензодинамограмою

Мета: навчитися визначати тривалості фаз відштовхування від опори за тензодинамограмою.

Завдання: визначати тривалість фази амортизації та фази відштовхування від опори за тензодинамограмою стрибка у довжину з місця.



Теоретичні відомості. Локомоторні рухові дії мають **спільне завдання**: перемістити власне тіло з дотриманням низки додаткових умов (спосіб, стиль, дотримання траси, технічні вимоги до спорядження, командні вимоги, режим руху тощо). Більшість **спортивних локомоцій** (переміщень власного тіла) є основою самостійних видів спорту, інші – способами пересування у спортивних іграх, одноборствах, а також під час виконання інших фізичних вправ (зокрема, й оздоровчого характеру). Рушійними силами тут є і м'язові тяги, і сила тяжіння, і рух середовища, і дія тварин, і механічна дія двигунів внутрішнього згоряння та ін.

Основою більшості **наземних локомоцій** є відштовхування від опорної поверхні. Майже у всіх випадках відштовхування починається з підготовчої фази – **амортизації**. Амортизація дає змогу «загасити» до нуля вертикальну швидкість руху дотолу ЦМ тіла після фази польоту завдяки виконанню м'язами-розгиначами опорних частин тіла ексцентричної роботи. Для ходьби також характерні циклічні вертикальні переміщення ЦМТ під час кожного кроку і відповідно присутня фаза амортизації, проте вона виражена не так яскраво, як у бігу чи в стрибках. Фазу амортизації можна виконувати і руками (опорний стрибок, акробатика тощо). Якщо людина відштовхується з положення стоячи, фаза амортизації також присутня, адже для відштовхування необхідно насамперед зігнути ноги.

Амортизацію неважко виявити за результатами оптичної реєстрації фізичної вправи. Ця фаза починається з моменту контактної взаємодії амортизувальної частини (частин) тіла з опорною поверхнею і триває до моменту найбільшого згинання опорної частини (частин) у колінних (або у ліктьових) суглобах. Під час виконання стрибка у довжину з місця фаза амортизації розпочинається від згинання ніг і нахилу тулуба вперед.

Спочатку величина реакції опори невелика, але вона швидко досягає значної величини і може у декілька разів перевищувати вагу тіла у спокої. Це стосується не лише приземлення після польоту, а й стрибка з місця та початку ходьби: для виконання відштовхування людина спочатку підгинає ноги, «кидаючи» ЦМТ додолу, а потім гальмує цей рух центра мас і починає його розгін угору.

Процес відштовхування від опори відбувається у результаті **власне відштовхування та махових рухів**. Вказані рухи не можна трактувати як самосійну фазу: їх завжди виконують синхронно і вони активно впливають на процес самого відштовхування опорними частинами тіла. Простий експеримент виявляє, що результат стрибка у висоту чи у довжину, продемонстрований під час відштовхування без маху, і результат стрибка від самого маху окремо без активного відштовхування дають у сумі значно менший ефект, ніж вправа, виконана за нормальних умов.

Роль махових рухів є двоякою: по-перше, **махові частини тіла** (а це у разі задіяння однієї ноги і обох рук – 31 % маси усього тіла!) активно розганяють у напрямку відштовхування і тіло починає швидко рухатися у вказаному напрямку завдяки роботі інших, ніж м'язи – розгиначі, опорних ланок тіла; по-друге, сила інерції махових частин тіла в момент їхнього активного розгону вгору через тулуб передається на м'язи опорних ланок, що відштовхують тіло від опори. Водночас дещо зростає час, сила відштовхування, а отже, і її імпульс.

Зареєструвати величину опорної реакції під час відштовхування від опори дуже непросто, адже вона постійно змінюється за величиною і напрямком. Для цього потрібен спеціальний стаціонарний тензодинамометр – так звана **тензоплатформа**, яка дає змогу зареєструвати горизонтальні, вертикальні (а за потреби – й бокові) складники реакції опори в різні моменти процесу відштовхування.



Порядок виконання роботи

1. Вклеїти у зошит тензодинамограму відштовхування від опори, яку видав викладач або зареєстровану під час вашого стрибка у довжину з місця за допомогою тензоплатформи.

2. Продовжити лінію ваги у спокої до кінця тензодинамограми і нанести на неї точки A , B і D (рис. 11.1).

3. Розмітити тензодинамограму вертикальними лініями через 2 мм від початку фази амортизації до кінця фази відштовхування.

4. Послідовно вимірювати і записувати у графу 2 табл. 11.1 довжину кожного наступного відрізка від лінії ваги у спокої до тензодинамограми на ділянці AB (див.рис 11.1).

5. Відразу обчислювати і записувати у графу 3 табл. 11.1 суму довжини кожного вимірюного відрізка із сумою попередньо вимірюваних відрізків (приміром, для сьомого за порядком відрізка до його довжини додають і записують у графу з суми попередніх шести відрізків. Таким чином відразу підраховують суму ΣAB усіх вимірюваних відрізків на ділянці AB .

6. Послідовно вимірювати і записувати у графу 5 табл. 11.1 довжину кожного наступного відрізка від лінії ваги у спокої до тензодинамограми на ділянці BD і відразу підраховувати їхню суму (так само, як у попередньому випадку, записувати суму у графу 8 табл. 11.1), поки ця сума не досягне значення суми ΣAB . У цьому місці тензодинамограми нанести точку C .

Якщо ж одна з послідовних сум на цьому відрізку буде меншою від суми ΣAB , а наступна сума – більшою, тоді точку C наносять на лінії ваги у спокої між цими сусідніми вертикальними лініями.

Приклад розрахунку тривалості фази амортизації стрибка у довжину з місця за тензодинамограмою показано в табл. 11.2.

7. Виміряти довжину відрізка $AC = \Sigma AB + \Sigma BC$ (фаза амортизації) та відрізка CD (фаза відштовхування з махом руками).

8. Визначити тривалість фаз амортизації та відштовхування, зважаючи на швидкість протягування стрічки стрічки, яка у цьому разі становить 50 мм/с.

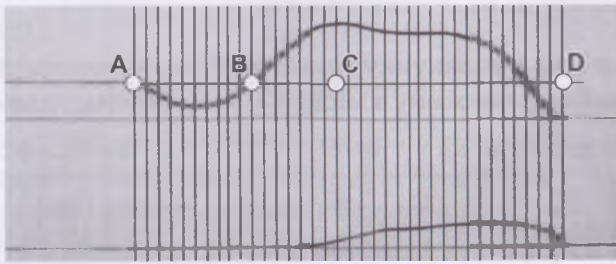


Рис. 11.1. Розрахунок тривалості фаз амортизації та відштовхування від опори стрибка у довжину з місця за тензодинамограмою

Таблиця 11.1

Розрахунок меж фази амортизації стрибка у довжину з місця за тензодинамограмою

Відрізок АВ		
1	2	3
№ з/п	L	Σ
1		
2		
3		
4		
5		
6		
7		
8		
9		
10		
11		
12		
13		
14		
15		
16		
17		
18		
19		
20		
21		
22		
23		
24		

Відрізок BD		
4	5	6
№ з/п	L	Σ
1		
2		
3		
4		
5		
6		
7		
8		
9		
10		
11		
12		
13		
14		
15		
16		
17		
18		
19		
20		
21		
22		
23		
24		

Тривалість фази амортизації: $AC [мм] / 50 [мм/с] = 0,XX с.$

Тривалість фази відштовхування: $CD [мм] / 50 [мм/с] = 0,XX с.$

Таблиця 11.2

Приклад розрахунку тривалості фази амортизації стрибка у довжину з місця за тензодинамограмою

Відрізок АВ		
1	2	3
№ з/п	L	Σ
1	1	1
2	3	4
3	7	11
4	11	22
5	16	38
6	17	55
7	18	73
8	18	91
9	15	104
10	13	117
11	10	127
12	6	133
13	3	136
14	1	137
15	0	137
16		

Відрізок BD		
4	5	6
№ з/п	L	Σ
1	2	2
2	5	7
3	11	18
4	15	33
5	18	51
6	24	75
7	28	103
8	35	138
9	40	
10		
11		
12		
13		
14		
15		
16		

Тривалість фази амортизації:

$$AC [мм] / 50 [мм/с] = 22 [мм] / 50 [мм/с] = 0,44 с.$$

Тривалість фази відштовхування:

$$CD [мм] / 50 [мм/с] = 38 [мм] / 50 [мм/с] = 0,72 с.$$



Контрольні запитання

1. Яке спільне завдання локомоторних рухових дій?
2. Що є основою більшості наземних локомоцій?
3. Які є фази відштовхування від опори?
4. Яке завдання фази амортизації?
5. Яка роль махових рухів?
6. Що потрібно для реєстрації тензодинамограми відштовхування від опорної поверхні?
7. Із яких фаз складається опорна фаза в бігу?
8. Як визначити тривалість фази амортизації за тензодинамограмою?

12. Побудова годографа вектора опорної реакції стрибка у довжину з місця

Мета: навчитися будувати годограф вектора опорної реакції за тензодинамограмою.



Завдання: побудувати годограф вектора опорної реакції стрибка у довжину з місця.

Теоретичні відомості. *Годограф* (від грецького *ὁδός* – шлях, рух, напрямок, і грецького *γράφω* – пишу) – це крива, що є геометричним місцем кінців змінного у часі вектора, значення якого в різні моменти часу відкладені від загального початку O . Це поняття увів ірландський математик Вільям Гамільтон. Годограф дає наочне геометричне уявлення про те, як змінюється з плином часу фізична величина, яку відображають змінним вектором, і про швидкість цієї зміни, що має напрямок дотичної до годографа.

Швидкість точки є величиною, яку зображають змінним вектором V . Відклавши від точки O значення, які має вектор V у різні моменти часу, отримаємо годограф швидкості (рис. 12.1). Водночас напрямком прискорення a (величини, що характеризує інтенсивність зміни швидкості) для будь-якого моменту (наприклад, у точці M) дотичний до годографа швидкості.

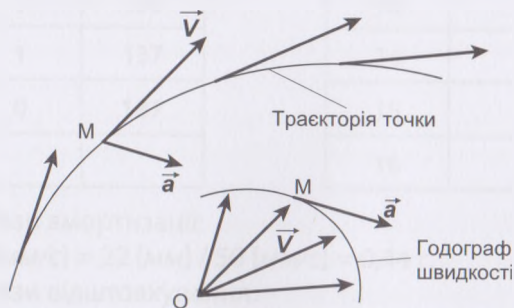


Рис. 12.1. Приклад побудови годографа вектора швидкості руху точки

Напрямок і величина вектора опорної реакції у разі відштовхування від опори постійно змінюються. Графічно ці зміни можна показати у вигляді графіків його складників у горизонтальному $R_x = R_x(t)$ і вертикальному $R_z = R_z(t)$ напрямках (як на рис. 12.2). Проте для якісного аналізу і порівняння з обраним зразком, об'єктивного оцінювання й інтерпретації під час удосконалення в техніці величини і напрямку сили відштовхування від опори, а також для визначення напрямку, величини і моменту прояву її максимального значення зручніше і наочніше зображати у вигляді годографа (див. рис. 12.3).

Зразкові годографи прикладання зусиль спортсменів до різних елементів спортивного приладдя і до опорних поверхонь розроблено для велосипедного спорту, веслування, лижного спорту, важкої атлетики, гімнастики, легкої атлетики (спортивна ходьба, стрибки, біг) тощо. Їх успішно застосовують як для контролю технічної підготовленості спортсменів, так і в процесі спортивно-технічного удосконалення.



Порядок виконання роботи

1. За тензодинамограмою з практичного завдання № 11 (див. рис. 11.2) лінійкою через кожні 2 мм виміряти і занести у графу 2 табл. 12.1 величини вертикального складника R_z (віддалі до верхньої кривої від її нульової лінії), а в графу 4 – горизонтального складника R_x (віддалі до нижньої кривої від її нульової лінії) опорної реакції у міліметрах тензодинамограми, починаючи з точки B і закінчуючи точкою D .

2. Розрахувати масштаб тензодинамограми з огляду на власну вагу у спокої за формулою: $\mu = m \cdot g / P$ [Н/мм], де μ – масштаб обох складників опорної реакції, m – маса вашого тіла у кг, g – прискорення вільного падіння тіл на землі в середніх широтах ($g = 9,81 \text{ м/с}^2$), P – ваша вага у спокої в мм (рис. 12.1).

3. Помножити кожне значення занесених у графи 2 і 4 табл. 12.1 складників опорної реакції у міліметрах тензодинамограми на розрахований у п. 2 масштаб і записати отримані у ньютоних значення R_z у графу 3, а R_x – у графу 5 табл. 12.1. Приклад розрахунку складників опорної реакції показано в табл. 12.2.

4. Обравши відповідний масштаб рисунка (неодмінно однаковий для обох складників опорної реакції), побудувати годограф вектора опорної реакції стрибка у довжину з місця, обов'язково позначаючи побудовані точки порядковим номером (N° з/п) і послідовно з'єднуючи їх плавною лінією.

5. Нанести на годограф і виміряти значення і кут нахилу до горизонталі максимального зусилля R_{max} за побудованим годографом (величину R_{max} записати у H).

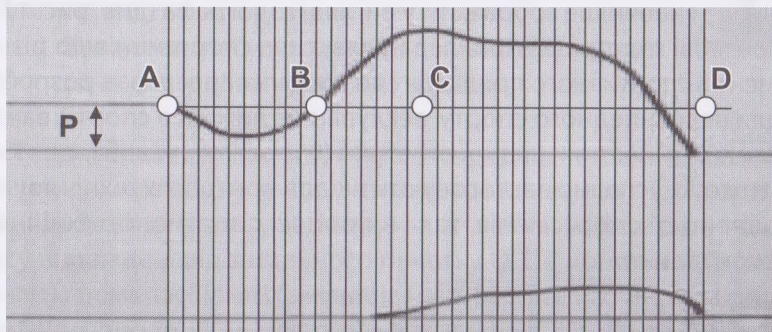


Рис. 12.2. Тензодинамограма відштовхування від опорної поверхні стрибка у довжину з місця

Таблиця 12.1

Розрахунок даних (значень вертикальних та горизонтальних складників опорної реакції) для побудови її годографа

№ з/п	Вертикальний складник R_z		Горизонтальний складник R_x	
	мм	Н	мм	Н
1	2	3	4	5
1 (В)				
2				
3				
4				
5				
...				

Максимальне зусилля $R_{max} = XXX$ [Н]. Кут нахилу $\alpha = XX^\circ$.

Приклад виконання роботи

Таблиця 12.2

**Вертикальні та горизонтальні складники опорної реакції
стрибка у довжину з місця**

№ з/п	Вертикальний складник R_z		Горизонтальний складник R_x	
	мм	Н	мм	Н
1 (В)	10	500	0	0
2	13	650	0	0
3	16	800	0	0
4	19	950	0	0
5	22	1100	1	50
6	25	1250	2	100
7	27	1350	3	150
8	28	1400	5	250
9	28	1400	7	350
10	27	1350	8	400
11	25	1250	9	450
12	23	1150	10	500
13	22	1100	10	500
14	21	1050	10	500
15	20	1000	10	500
16	20	1000	11	550
17	21	1050	11	550
18	20	1000	10	500
19	17	850	8	400
20	12	600	6	300
21	9	450	4	200
22	5	250	3	150
23	3	150	1	50
24	0	0	0	0
25				
26				

$$\mu = m \cdot g / P = 51 \cdot 9,81 / 10 = 50 \text{ [Н/мм]}.$$

Максимальне зусилля $R_{max} = XX \text{ [Н]}.$

Кут нахилу $\alpha = XX^\circ.$

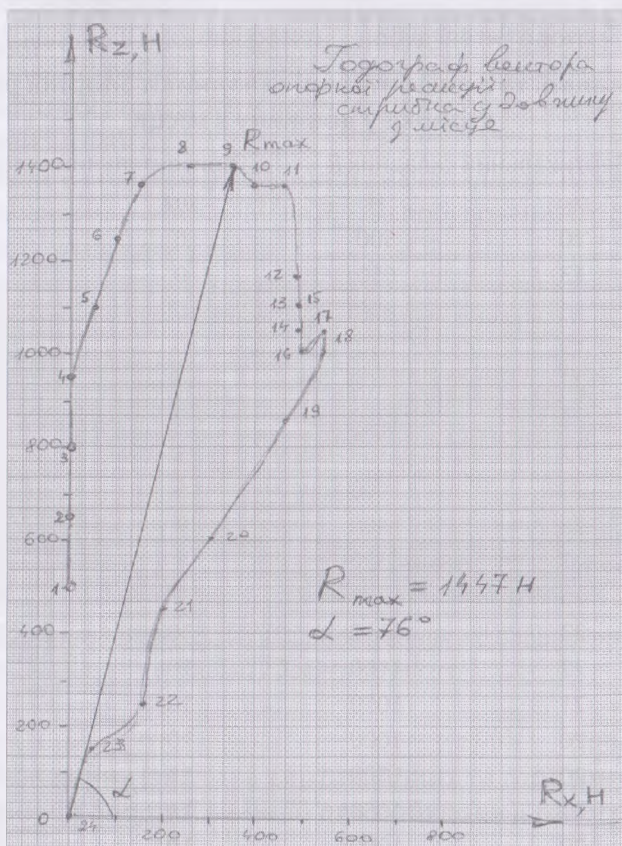


Рис. 12.3. Годограф вектора опорної реакції стрибунка у довжину з місця



Контрольні запитання

1. Як змінюється реакція опори під час ходьби і під час бігу?
2. Що таке годограф?
3. Яку інформацію можна отримати, аналізуючи годограф?
4. Як застосовують годографи прикладених зусиль у спорті?
5. Для яких видів спорту розроблено еталонні годографи прикладання зусиль до опорної поверхні та спортивних приладів?
6. Послідовність побудови годографа.

13. Визначення рівня розвитку стереоскопічного (біноккулярного) зору та кінестезійних відчуттів людини

Мета: навчитися визначати рівень розвитку стереоскопічного зору та кінестезійних відчуттів.



Завдання: оцінити особистий рівень розвитку стереоскопічного зору та кінестезійних відчуттів.

Теоретичні відомості. Вивчення структури спритності дає змогу зробити висновок, що для повної реалізації своїх потенційних силових і швидкісних можливостей, витривалості і гнучкості людина повинна мати низку специфічних якостей і відчуттів. До них належать уміння швидко засвоювати нові дії, точно диференціювати та керувати різними характеристиками власних рухових дій, імпровізувати та комбінувати.

Значною мірою ці уміння зумовлені загальним і найліпше засвоєним (для спорту – змагальним) обсягом техніки, а також оперативністю оброблення інформації, засвоєння нових завдань, ухвалення правильних рішень за дефіциту часу та прогнозування розвитку ситуації за багатьма об'єктивними ознаками (антиципація у її широкому розумінні). Водночас особливого значення набуває рівень розвитку специфічних відчуттів: простору, часу, швидкості, навантаження, пози, середовища, стану організму тощо. На побутовому рівні їх часто називають відчуттями приладу (педалі, весла, штанги, опори), середовища (снігу, води, поля, майданчика), партнера та ін.

У процесі регулярного виконання певних специфічних рухових завдань органи і системи людини, що відповідають за виконання зазначених функцій і в нормі не пристосовані до виконання інших, ніж стандартні, дій, адаптуються (зокрема, як система керування, так і вегетативні можливості).

Проте педагогів цікавить більш глибока структура підготовленості та можливостей людини для підвищення ефективності добору, прогнозування результатів рухової діяльності та індивідуалізації рухового удосконалення. Це спонукає оцінити специфічні можливості людини не лише у звичних для неї умовах виконання рухових дій (абсолютний рівень адаптованих можливостей), а й у стандартних та абсолютно нових для неї ситуаціях, що дає змогу визначити потенційні можливості конкретних осіб за подальшого виховання й удосконалення їхніх специфічних здатностей, здійснювати об'єктивний контроль, прогнозування і відбір на різних етапах підготовки.

Аналіз багатогранності специфічних якостей людини дає змогу умовно розподілити їх на декілька груп за біомеханічними та психологічними механізмами реалізації.

Найцікавішими серед них є такі:

1. Здатність **швидко осмислити, зрозуміти й опанувати нові для обстежуваного завдання**: швидко, точно, стабільно впродовж тривалого часу і без збоїв реагувати на подразники різного походження, а також розподіляти й концентрувати увагу на певних явищах, предметах та їхній поведінці. Слід зауважити, що значною мірою це зумовлене рівнем розвитку інтелекту обстежуваного.

2. Здатність **точно визначити віддаль** до конкретних об'єктів **та вектор швидкості** їхнього руху – рівень розвитку **стереоскопічного зору**. Стереоскопічний (бінокулярний) зір – це підстава для оцінювання **віддалі** до сусідніх рухомих об'єктів, різноманітних перешкод на шляху, до краю майданчика, до воріт, до планки, до суперника чи партнера тощо, а також **її зміни** (тобто вектора швидкості руху об'єктів, зокрема власного тіла, відносно обраної системи відліку). Коли людина концентрує свій погляд на якомусь предметі, обидва ока зводяться, повертаючись на певні кути, величина яких залежить від віддалі до цього предмета. Мозок аналізує величину цих кутів, і людина таким чином оцінює віддаль до предмета. Коли людина слідує за переміщенням цього предмета, очі повертаються йому вслід, і за характером їхнього обертання людина оцінює вектор цього переміщення.

3. **Точність кінестезійних сприйнять** дає змогу об'єктивно оцінювати й відтворювати власну позу (кути в суглобах) та вектори

зусиль, які прикладаються (зокрема, сили тяжіння та інерції, що діють на окремі частини тіла, опір середовища, дію людини на опору, предмети, інших людей). Ураховуючи малу кількість у будові організму людини потрібних для цього рецепторів (**тактильні рецептори та органи Гольджі** на суглобових поверхнях і в сухожилках) і величезне значення **тактильно-силової інформації** для успішного керування руховими діями, кінестезійні можливості відіграють у структурі спритності важливу роль.

4. **Відчуття часу** – уміння точно оцінювати часові інтервали різної тривалості та їхнє чергування (часовий ритм) – широко описано у спеціальній літературі, його порівняно легко контролювати у стандартних та специфічних умовах і можна тренувати. Для певних видів спорту та конкретних ситуацій розроблено і детально описано методики і шкали оцінювання точності відчуття часових характеристик, а також запропоновано різні варіанти підготовки для поліпшення цих можливостей.



Порядок оцінювання рівня розвитку стереоскопічного зору

Оцінювання стереоскопічного зору здійснюють за допомогою спеціального стереометра (рис. 13.1). Завдання обстежуваного полягає у тому, щоб, спостерігаючи через відповідне віконечко за трьома стержнями однакової товщини, виставити за допомогою відповідних ручок – регуляторів попередньо розсунуті експертом правий і лівий рухомі стержні на одну віддаль від очей з нерухомим центральним стержнем. Розміри та пропорції усіх деталей стереометра повинні суворо відповідати стандартним.

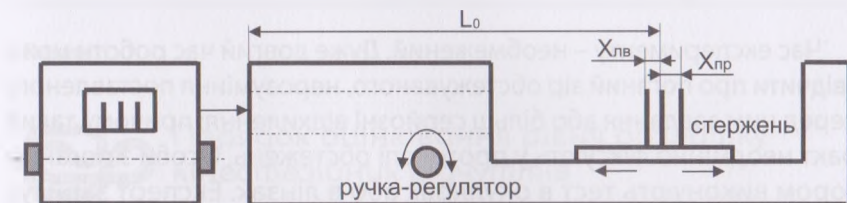


Рис. 13.1. Стереометр для оцінювання рівня розвитку стереоскопічного зору

Завдання тесту: виконують три спроби з різними вихідними положеннями крайніх стержнів відносно центрального (рис. 13.2).

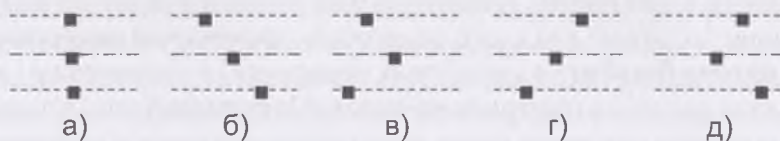


Рис. 13.2. Варіанти взаємного розташування стержнів стереометра

Рівень розвитку стереоскопічного бачення оцінюють за сумою відхилень обох рухомих стержнів відносно нерухомого у всіх трьох спробах відповідно до семибальної шкали (табл. 13.1).

Таблиця 13.1

Семибальна шкала для оцінювання рівня розвитку стереоскопічного (бінокулярного) зору (мм)

7 балів	дуже висока – менше ніж 0,5
6 балів	висока – від 0,5 до 3,5
5 балів	вища за середню – від 4,0 до 5,0
4 бали	середня – від 5,5 до 8,0
3 бали	нижча за середню – від 8,5 до 9,5
<i>група ризику:</i>	
2 бали	низька – від 10,0 до 12,5
1 бал	дуже низька – понад 13,0

Час експерименту – необмежений. Дуже довгий час роботи може свідчити про поганий зір обстежуваного, нерозуміння поставленого перед ним завдання або більш серйозні відхилення; причому такий факт неодмінно фіксують у протоколі обстежень. Особи з поганим зором виконують тест в окулярах або в лінзах. Експерт записує результати усіх спроб у відповідну графу спеціального протоколу (табл. 13.2).

результати натискання на спеціальну динамометричну педаль (рис. 13.3). Завдання – п'ятиразово відтворити обраною ногою запропонований особистий зразок середнього зусилля.

Тест виконують індивідуально без урахування часу. Обстежуваний займає зручне положення на сидінні, установленому перед жорстко зафіксованою педаллю гальма, і пробує натискати на педаль, контролюючи результат за показами цифрового динамометра зі шкалою 500 Н і ціною поділки 0,01 Н. Далі за командою експерта обстежуваний обраною ногою натискає на педаль, задаючи власний зразок великого зусилля, а потім, за наступними командами експерта, п'ятиразово натискає на педаль, намагаючись точно відтворити зразок, не дивлячись на показання динамометра чи на записи у протоколі. У момент, коли обстежуваний вважає прикладене зусилля правильним, він фіксує його величину натиском великого пальця довільної руки на відповідну кнопку джойстика, після чого показання на шкалі залишаються незмінними до встановлення динамометра на нульову позначку. Експерт після кожного натискання обстежуваного на педаль фіксує показання динамометра з точністю до 0,1 Н у відповідній табличці протоколу тесту (див. табл. 13.3), а потім встановлює динамометр на нульову позначку. Процедура повторюють для слабкого і середнього зусилля.

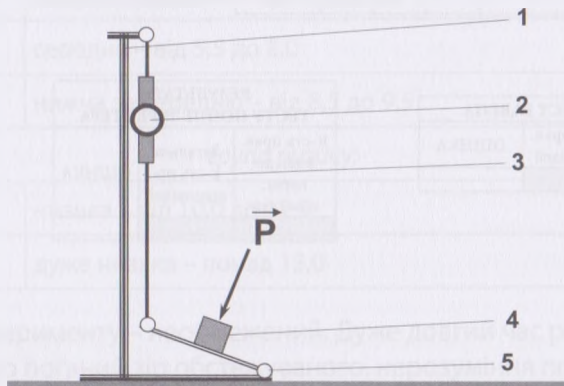


Рис. 13.3. Схема динамометра для оцінювання можливості обстежуваного точно диференціювати зусилля натиску на педаль у положенні сидячи: 1 – стійка; 2 – тяга; 3 – цифровий тензодинамометр; 4 – педаль із накладкою, що стабілізує плече прикладання зусилля; 5 – циліндричний шарнір

Оцінювання кінестезійних можливостей обстежуваного здійснюють за максимальним відхиленням середнього зусилля від взірцевого згідно з семибальною шкалою (див. табл. 13.3). У спрощеному варіанті обстежуваний виконує процедуру лише для середнього зусилля.

Таблиця 13.3

Семибальна шкала для оцінювання кінестезійних можливостей за максимальним відхиленням середнього зусилля від зразка (Н)

7 балів	дуже висока – менше ніж 3
6 балів	висока – від 3 до 12
5 балів	вища за середню – від 13 до 16
4 бали	4 бали – середня – від 17 до 25
3 бали	нижча за середню – від 26 до 29
<i>група ризику:</i>	
2 бали	низька – від 30 до 37
1 бал	дуже низька – понад 37

Тест можна виконувати із застосуванням звичайного кистьового динамометра або ручного електронного динамометра для зважування різних предметів масою до 25 кг (рис. 13.4) із дотриманням описаної вище процедури.

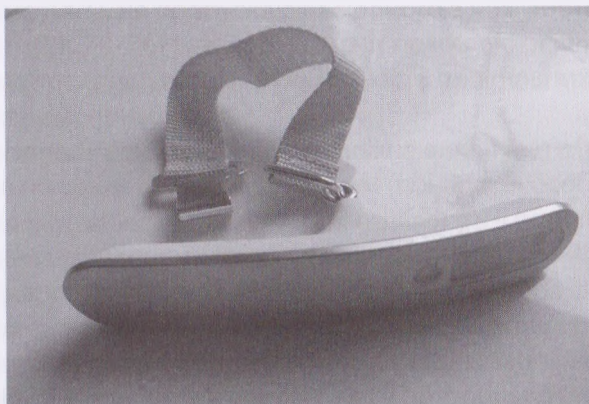


Рис. 13.4. Цифровий ручний динамометр для зважування предметів



Контрольні запитання

1. Які чинники зумовлюють спритність і від чого вона залежить?
2. Що таке стереоскопічний (бінокулярний) зір і як завдяки йому людина оцінює віддаль до предметів і вектор швидкості їхнього руху?
3. Як можна оцінити рівень розвитку стереоскопічного зору?
4. У результаті чого людина може оцінювати величину прикладеного зусилля і набути позу?
5. У чому полягає уміння тонко диференціювати прикладені зусилля і відчуття власну позу для успішного виконання рухових завдань?
6. Методика оцінювання рівня розвитку кінестезійних відчуттів.
7. Які показники і шкали застосовують для оцінювання рівня розвитку кінестезійних відчуттів?

14. Оцінювання властивостей уваги і здатності швидко опановувати нові рухові завдання

Мета: навчитися оцінювати здатність концентрувати й поділяти увагу та швидкість опанування новими діями.



Завдання: оцінити властивості своєї уваги та здатність швидко опановувати нові рухові завдання.



Порядок оцінювання властивостей уваги

Оцінювання властивостей уваги здійснюють за **тестом Поппельрейтера**, який дає змогу кількісно оцінити здатність людини концентрувати і поділяти увагу (надзвичайно важливе вміння для успішного керування своїми діями).

Завдання тесту Поппельрейтера: упродовж трьох хвилин необхідно відшукати якнайбільше з 32 послідовних чисел (від числа 43), випадково розташованих у центрах квадратиків спеціальної таблиці (рис. 14.1), не пропускаючи жодного з них (тобто: 43, 44, 45, 46, 47, 48. . . 74, 75, 76) і не допускаючи помилок, оскільки під час оцінювання тесту до уваги беруть кількість правильних відповідей лише до першої помилки.

Умови проведення тесту: тест можна виконувати індивідуальним (група до трьох осіб) або груповим (понад три особи) способами. У першому випадку обстежувані працюють з індивідуальними двосторонніми таблицями Поппельрейтера формату А-4, у другому – з єдиною двосторонньою таблицею Поппельрейтера формату А-1, яку вивішують на висоті 1,5–2 м і на відстані 1,5–3 м від обстежуваних. Виконуючи тест, кожен обстежуваний підписує і заповнює спеціальний індивідуальний протокол (табл. 13.2 з контрольної роботи № 13). У протокол замість віднайденого основного числа, розташованого

у центрі квадратики таблиці, записують службове число, яке розміщене у нижньому правому його кутку.

		48	59	53	44	
		46	60	62	60	
63	71	46	50	62	73	
64	50	73	65	72	63	
51	74	66	43	57	67	
70	47	52	53	68	71	
55	61	68	60	54	47	
56	43	51	69	45	44	
70	65	72	49	64	56	
59	58	67	61	48	57	
		58	52	69	45	
		55	74	49	54	

Рис. 14.1. Таблиця Поппельрейтера для основного тесту

Спочатку обстежувані виконують тренувальний тест без урахування часу за малою таблицею (див. рис. 14.2): слід по черзі відшукати послідовні числа (від 11 до 22), розташовані у центрах квадратиків, які випадково розміщені у малій таблиці (основні числа), записуючи замість них у протокол тесту службові числа з цих же квадратиків таблиці, які розташовані у правому нижньому кутку.

Мета тренувального тесту – щоб обстежувані добре засвоїли завдання. У потрібних випадках умови виконання тесту експерт пояснює індивідуально, наводить приклади тощо. До основного тесту обстежувані беруться, лише якщо чітко розуміють своє завдання. Особи з пониженою гостротою зору можуть працювати в окулярах або в контактних лінзах.

Основний тест виконують упродовж 3 хвилин, час за секундоміром засікає експерт. Упевнившись у готовності всіх обстежуваних до виконання тесту, він перевертає таблицю з тренувальним тестом на інший бік і показує розташування початкової цифри 43. Під час виконання основного тесту обстежувані не повинні переписувати результати один в одного, голосно чи пошепки повторювати цифри, заважати один одному, робити помітки на тестовій таблиці; заборонено писати поряд із потрібною службовою цифрою ту основну, яку обстежуваний відшукав. У разі описки чи помилки дозволено закреслити неправильне число та написати поряд правильне або виконати однозначне виправлення. Під час виконання основного тесту експерт не ходить по лабораторії, не заважає обстежуваним, не розмовляє з ними, нічого їм не підказує, не повідомляє, скільки залишилося часу до кінця тесту, а рівно через 3 хвилини негайно перевертає таблицю на інший бік і збирає протоколи.

	15	21	
	33	16	
17	11	18	13
21	36	14	31
14	19	16	20
40	24	36	29
	22	12	
	17	41	

Рис. 14.2. Мала таблиця Поппельрейтера для пробного тесту

Тест оцінюють за кількістю правильних відповідей до першої помилки згідно з наведеною в табл. 14.1 семибальною шкалою.

У разі великої загальної кількості правильних відповідей (понад 20) і допущеної помилки на відповіді з 1 до 12 експерт може допустити обстежуваного до повторного основного тесту, але не більше ніж один раз.

Таблиця 14.1

**Шкала оцінювання результатів тесту Поппельрейтера
(кількість правильних відповідей до першої помилки)**

7 балів	дуже висока – дорівнює 32
6 балів	висока – від 27 до 31
5 балів	вища за середню – від 23 до 26
4 бали	середня – від 16 до 22
3 бали	нижча за середню – від 12 до 15
<i>група ризику:</i>	
2 бали	низька – від 5 до 11
1 бал	дуже низька – менша ніж 5



**Порядок оцінювання здатності швидко
опанувати нові рухові завдання**

Здатність швидко опанувати нові рухові дії та нові рухові завдання за відсутності відповідної апаратури можна оцінювати за **тестом Равена (тестом «R-W»)**. Цей тест вимагає від обстежуваного швидкого розуміння нового для нього завдання (точніше – засад розкодування та перекодування нової інформації згідно зі схемою – максимально – 64 варіанти), а також швидкої, точної та безпомилкової роботи упродовж 50 секунд. Тестування може бути індивідуальним або груповим.

Умови виконання тесту

Перед виконанням тесту обстежувані знайомляться зі способом перекодування інформації: слід положення білого кільця відносно чорного, розташованих в одному квадратику, а саме: «вище», «нижче», «правіше» або «лівіше», представити у вигляді «галочки» на хрестоподібній схемі (рис. 14.3):

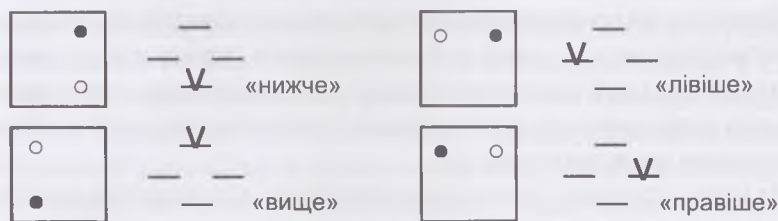


Рис. 14.3. Схема перекодування інформації про положення білого кружечка відносно чорного (тест «R-W»)

Спочатку обстежувані підписують видані їм бланки спеціальних протоколів із варіантами і виконують ознайомчий тест – перекодовують без урахування часу 32 варіанти схеми взаємного розташування білого і чорного кілець (с. 2–3) бланка протоколу.

Потім – за сигналом експерта – обстежувані, починаючи з с. 4 протоколу з варіантами, намагаються якнайшвидше, не допускаючи помилок, перекодувати за 50 секунд якомога більшу кількість варіантів (стор. 4–7). Під час виконання тесту заборонено голосно чи пошепки промовляти варіанти розташування кілець, заважаючи іншим обстежуваним.

Після закінчення часу, відведеного на виконання тесту, роботу негайно припиняють і протоколи з варіантами здають експертові.

Результати тесту оцінюють за семибальною шкалою відповідно до таблиці 14.2.

Таблиця 14.2

**Шкала оцінювання результатів тесту «R-W»
(кількість правильно перекодованих варіантів за 50 с)**

7 балів	дуже висока – понад 55
6 балів	висока – від 46 до 55
5 балів	вища за середню – від 42 до 45
4 бали	середня – від 33 до 41
3 бали	нижча за середню – від 29 до 32
<i>група ризику:</i>	
2 бали	низька – від 20 до 28
1 бал	дуже низька – менша ніж 20

Таким чином контролюють здатність людини швидко орієнтуватися у нестандартних ситуаціях та безпомилково і точно діяти в умовах обмеженого часу (фактично уміння імпровізувати, комбінувати, а також антиципувати (передбачати) розвиток ситуації, завчасно виконуючи випереджальні дії).

За наявності у місці проведення обстежень відповідного комп'ютера можна провести тестування за дещо зміненою методикою (реагування або не реагування на появу на екрані монітора блакитного або жовтого квадратів), використовуючи розроблену на кафедрі педагогіки та психології ЛДУФК ім. Івана Боберського спеціальну програму, яка передбачає запам'ятовування, статистичне оброблення, порівняння та роздрукування одержаних результатів. Фактично це виконання нових для обстежуваних осіб завдань (подібно до тесту «*R-W*»).

Завдання тесту – якомога швидше реагувати (натискати будь-яку клавішу на клавіатурі комп'ютера) у разі появи на екрані монітора блакитного квадрата і ні в якому разі не натискати клавіш за появи жовтого квадрата.

Умови виконання тесту

Перед виконанням тесту експерт знайомить обстежуваних з інструкцією щодо його виконання. Тест виконують індивідуально.

Після того, як експерт увімкне програму, обстежуваний, натиснувши після його готовності будь-яку клавішу, починає виконання тесту: після триразової спроби реагування на появу квадратів без урахування результату лунає звуковий сигнал і розпочинається сам тест; у разі появи в центрі екрана квадрата натискають клавішу, у правому нижньому кутку екрана з'являється результат (час у тисячних долях секунди) останньої спроби та її порядковий номер. Згодом на екрані автоматично з'являється новий квадрат – і обстежуваний повторює свої дії. Тест закінчується за умови правильного реагування на десятий по черзі блакитний квадрат (реагування на жовті квадрати та спроби з тривалістю реакції понад 0,5 секунди не враховують).

Після закінчення тестування на екрані з'являється загальний результат тесту у вигляді графічного зображення (гістограми) часу

кожного правильного реагування, а також помилкові реагування обстежуваного на жовті квадрати. Після натискання клавіші **S** (статистика) на екрані з'являється меню з написами **Average** (середнє значення часу реакції в тисячних долях секунди), **Variation** (коефіцієнт варіації результату в долях від одиниці), **Mistakes** (кількість помилкових реагувань на жовті квадрати) тощо. Після натискання клавіші **Esc** відбувається виведення програми тесту в загальне меню, а в результаті натискання клавіші **Enter** можна повторити виконання тесту наступного разу.

Тест не рекомендують повторювати більше ніж два рази, щоб уникнути звикань.

Тест **оцінюють** за середнім часом реагування згідно із семибальною шкалою (табл. 14.3), якщо у спробі немає помилок; у разі однієї помилки результат (середній час реакції вибору) множать на коефіцієнт 1,1, а якщо є дві – на коефіцієнт 1,2. Понад дві помилки – не допускають; коефіцієнт варіації не повинен перевищувати 0,15–0,20.

Таблиця 14.3

Шкала оцінювання результатів тесту на комп'ютері (середній час реагування в тисячних долях секунди)

7 балів	дуже висока – менша ніж 292
6 балів	висока – від 293 до 325
5 балів	вища за середню – від 326 до 341
4 бали	середня – від 342 до 374
3 бали	нижча за середню – від 375 до 390
<i>група ризику:</i>	
2 бали	низька – від 391 до 423
1 бал	дуже низька – понад 423



Контрольні запитання

1. Які властивості уваги оцінюють насамперед?
2. У чому полягає сутність тесту Поппельрейтера?
3. Чому перед виконанням основного тесту Поппельрейтера обстежувані виконують пробний тест за малою таблицею?
4. Як оцінюють результати тесту Поппельрейтера?
5. У чому полягає тест «R-W»?
6. Як оцінюють результати тесту «R-W»?
7. Опишіть послідовність виконання завдання під час тестування здатності швидко оволодівати новими діями на комп'ютері.
8. За яким показником і за якою шкалою оцінюють здатність швидко оволодівати новими завданнями під час тестування на комп'ютері?

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

Основна література

1. Архипов О. А. Біомеханічний аналіз: навч. посіб. – Київ : НПУ ім. М. П. Драгоманова, 2010. – 227 с.
2. Архипов О. А. Концептуальні засади розвитку сучасної біомеханіки / Архипов О. А. // Вісник Чернігів. держ. пед. ун-ту. Серія: Педагогічні науки. Фізичне виховання та спорт : [зб. наук. пр.]. – Чернігів, 2008. – Вип. 54. – С. 22–28.
3. Архипов О. А. Практикум з біомеханіки : навч. посіб. / Архипов О. А. – Київ : НПУ ім. М. П. Драгоманова, 2009. – 115 с.
4. Ахметов Р. Ф. Біомеханіка фізичних вправ : навч. посіб. – Житомир : Житомирський державний педагогічний університет імені Івана Франка, 2004. – 124 с.
5. Ашанин В. С. Характеристики, определяющие индивидуальные особенности построения двигательной деятельности / Ашанин В. С., Друзь В. А., Боляк А. А. // Слобожанський–спортивний вісник. – 2009. – № 4. – С. 168–173.
6. Біомеханіка спорту : навч. посіб. / Лапутін А. М., Гамалій В. В., Архипов О. А., Кашуба В. О., Носко Н. О., Хабінець Т. О. – Київ : Олімпійська література, 2004. – 318 с.
7. Біомеханіка спорту : навч. посіб. для студентів ВНЗ з ФВ і С / за заг. ред. А. М. Лапутіна. – Київ : Олімпійська література, 2005. – 319 с.
8. Біомеханіка фізичного виховання і спорту : навч. посіб. для студ. спец. «Фізичне виховання» / Носко М. О., Бріжатиї О. В., Гаркуша С. В., Бріжата І. А. – Київ : МП Леся, 2012. – 286 с.
9. Біомеханічні основи техніки фізичних вправ / за ред. А. М. Лапутіна, М. О. Носко, В. О. Кашуба. – Київ : Науковий світ, 2001. – 201 с.
10. Бернштейн Н. А. О ловкости и ее развитии / Н. А. Бернштейн. – Москва : Физкультура и спорт, 1991. – 288 с.

11. Бернштейн Н. А. Физиология движений и активность / Н. А. Бернштейн. – Москва : Наука, 1990. – 496 с.

12. Биохимия мышечной деятельности / Волков Н. И., Несен З. Н., Осипенко А. А., Корсун С. Н. – Киев : Олимпийская литература, 2000. – 501 с.

13. Боген М. М. Физическое воспитание и спорт. тренировка: обучение двигательным действиям: теория и методика / Боген М. М. – Москва : Академия, 2010. – С. 12–73.

14. Бранков Г. Основы биомеханики / пер. с болг. В. Джупанова / под ред. И. В. Кнетса. – Москва : Мир, 1981. – 254 с.

15. Бретз К. Устойчивость равновесия тела человека : автореф. дис. ... д-ра пед. наук / К. Бретз. – Київ, 1997. – 41 с.

16. Верхошанский Ю. В. Основы специальной силовой подготовки в спорте : монография / Ю. В. Верхошанский. – 3-е изд. – Москва : Советский спорт, 2013. – 214 с.

17. Вибрані лекції з біомеханіки : метод. посіб. для студентів ЛДУ-ФК / розроб.: Олег Юрійович Рибак, Людмила Іванівна Рибак. – Львів : [Б.в.], 2017. – 131 с.

18. Видеокомпьютерный анализ техники физических упражнений / Лапутин А. Н., Носко Н. А., Бобровник В. И., Хмельницкая И. В. // Фізична підготовленість та здоров'я населення : матеріали міжнар. наук, симп. – Одеса, 1998. – С. 138–145.

19. Гамалій В. В. Біомеханічні аспекти техніки рухових дій у спорті / В. В. Гамалій. – Київ : Науковий світ, 2007. – 211 с.

20. Годик М. А. Спортивная метрология : учеб. для ин-тов физ. культуры / Годик М. А. – Москва : Физкультура и спорт, 1988. – 192 с.

21. Донской Д. Д. Биомеханика : учеб. для ин-тов физ. культуры / Донской Д. Д., Зациорский В. М. – Москва : Физкультура и спорт, 1979. – 264 с.

22. Друзь В. А. Анализ взаимодействия функций систем организма в динамике : дис. ... д-ра биол. наук : 03.00.14 / Друзь В. А. – Киев, 1986. 365 с.

23. Друзь В. А. Основы биокинематических характеристик движений человека / В. А. Друзь. – Харьков : Основа, 2000. – 96 с.

24. Дубровский В. И. Биомеханика : учебник для ВУЗов / Дубровский В. И., Фёдорова В. М. – Москва : Владос. Пресс. 2008. – 669 с.

25. Зациорский В. М. Биомеханика двигательного аппарата человека / Зациорский В. М., Аруин А. С., Селуянов В. Н. – Москва : Физкультура и спорт, 1981. – 143 с.
26. Зациорский В. М. Биомеханические основы выносливости / Зациорский В. М., Алешинский С. Ю., Якунин Н. Я. – Москва : Физкультура и спорт, 1982. – 207 с.
27. Зациорский В. М. Кинематика движений человека : лекции для студентов ГЦОЛИФ. / Зациорский В. М. – Москва : ГЦОЛИФК, 1990. – 24 с.
28. Зациорский В. М. Физические качества спортсмена: основы теории и методики воспитания / В. М. Зациорский. – [3-е изд.] – Москва : Советский спорт, 2009. – С. 3–45.
29. Зациорский В. М. Физические качества спортсмена: основы теории и методики воспитания. – Москва : Спорт, 2020. – 200 с.
30. Значение состояния минерального компонента кости для ее прочностных характеристик при гиподинамии / Ступаков Г. П., Воложин А. И., Поляков А. Н. [и др.] // Механика композитных материалов. – 1982. – № 2. – С. 315–321.
31. Кашуба В. О. Біомеханіка : метод. посіб. для студ., що навчаються за індивідуальним графіком і ФЗН / В. О. Кашуба, В. В. Гамалій, Т. О. Хабінець. – Київ : НУФВіС, 2018. – 52 с.
32. Козубенко О. С. Біомеханіка фізичних вправ : навч.-метод. посіб. / О. С. Козубенко, О. В. Тупєєв. – Миколаїв : МНУ імені В. О. Сухомлинського, 2015. – 215 с.
33. Кашуба В. А. Биомеханика осанки : монография. – Київ : Олімпійська література, 2003. – 279 с.
34. Кашуба В. А. Видеокомпьютерный анализ тела спортсмена / Кашуба В. А. // Наука в олимпийском спорте. – 2002. – № 3. – С. 68–71.
35. Коренберг В. Б. Лекции по спортивной биомеханике (с элементами кинезиологии). – Москва : Советский спорт, 2011. – 208 с.
36. Лабораторний практикум з біомеханіки / П. О. Русіло, О. Ю. Рибак, В. М. Палюх [та ін.] : за наук. ред. П. О. Русіла. – Львів : Військовий інститут, 2003. – 127 с.
37. Лапутін А. М. Біомеханічні основи техніки фізичних вправ / А. М. Лапутін, М. О. Носко, В. О. Кашуба. – Київ : Наук. світ, 2001. – 201 с.

38. Лапутин А. Н. Биомеханика физических упражнений. Лабораторные занятия / Лапутин А. Н. – Киев : Вища школа, 1976. – 88 с.
39. Лапутин А. Н. Биомеханика физических упражнений / Лапутин А. Н., Хапко В. Е. – Киев : Радянська школа, 1986. – 135 с.
40. Лапутин А. Н. Гравитационная тренировка / Лапутин А. Н. – Киев : Знання, 1999. – 315 с.
41. Мудров М. Ю. Биомеханика : учеб.-метод. комплекс для студентов специальности 1–03 02 01 «Физическая культура» / М. Ю. Мудров. – Новополюк : ПГУ, 2010. – 184 с.
42. Оноприенко Б. И. Биомеханика плавания / Оноприенко Б. И. – Киев : Здоров'я, 1981. – 192 с.
43. Платонов В. Специальные принципы в системе подготовки спортсменов / Владимир Платонов // Наука в олимпийском спорте. – 2014. – № 2. – С. 8–19.
44. Попов Г. И. Биомеханика : учебник / Попов Г. И. – Москва : Центр Академія, 2007. – 256 с.
45. Проблемы прочности в биомеханике : учеб. пособие для техн. и биол. спец. вузов / под ред. И. Ф. Образцова. – Москва : Высшая школа, 1988. – 311 с.
46. Рибак О. Ю. Методичний посібник для виконання контрольної роботи з біомеханіки для студентів факультету ПК, ПП і ЗО / О. Ю. Рибак, Л. І. Рибак. – Львів : ЛДУФК, 2017. – Ч. 1: Сучасні методики біомеханічного аналізу рухової діяльності людини. – 36 с.
47. Рыбак О. Ю. Педагогические средства оптимизации инерционных процессов в технике педалирования при специальной подготовке велосипедистов высокой квалификации : автореф. дис. ... канд. пед. наук / Рыбак О. Ю. – Киев : КГИФК, 1991. – 25 с.
48. Сіренко П. О. Інноваційні технології в фізичній підготовці кваліфікованих футболістів : дис. ... канд. наук з фіз. виховання та спорту : 24.00.01 / Сіренко П. О. – Львів, 2015. – 180 с.
49. Сотский Н. Б. Биомеханика : учебник / Сотский Н. Б. – Минск : БГУФК, 2005. – 193 с.
50. Сотский Н. Б. Практикум по биомеханике / Сотский Н. Б., Екимов В. Ю. Пономаренко В. К. – Минск : БГУФК, 2010. – 15 с.
51. Уткин В. Л. Биомеханика физических упражнений / Уткин В. Л. – Ленинград : Спорт, 2004. – 242 с.

52. Энока Р.М. Основы кинезиологии / Р.М. Энока. – Київ : Олімпійська література, 2002. – 399 с.

53. Prevention of mental loads on the driver's organism / Oleh Rybak, Lyudmyla Rybak, Olha Matviyas, Iia Bankovska // 6th international Conference on science culture and sport: abstr. book. – Lviv, 2018. – P. 373.

54. Rybak O. Zapobieganie zawodowym obciążeniam na organizm kierowcy samochodu / Rybak O., Vynogradskyi B., Rybak L. // Wyzwania XXI wieku w naukach o zdrowiu i kulturze fizycznej: międzynarod. konf. nauk. – Jelenia Góra, 2018. – S. 363–390.

55. Stone R. Atlas of Skeletal Muscles / Stone R., Stone J. – 2nd ed. – USA; The McGraw Hill Companies, Inc, 1997. – 456 p.

Допоміжна література

1. Архипов О. А. Біомеханічні технології у фізичній підготовці студентів / О. А. Архипов. – Київ : НПУ, 2012. – 520 с.

2. Архипов О. А. Інноваційні біомеханічні технології у фізичному вихованні і спорті студентства / Архипов О. А. // Теорія і практика фізичного виховання. – 2008. – № 1/2. – С. 253–266.

3. Анохин П. К. Узловые вопросы теории функциональных систем / П. К. Анохин. – Москва : Наука, 1980. – 197 с.

4. Артемьева Г. П. Проблемы адаптации в структуре научных исследований системы олимпийского образования : монография / Артемьева Г. П., Пугач Я. И., Друзь В. А. – Харьков : ХГАФК, 2014. – 114 с.

5. Богачук Л. П. Контроль стійкості тіла спортсмена / Богачук Л. П. // Олімпійський спорт і спорт для всіх : тези доп. IX Міжнарод. наук. конгр. – Київ : Олімпійська література, 2005. – С. 221.

6. Бріскін Ю. А. Комп'ютерна діагностика в спортивній діяльності / Бріскін Ю. А. // Педагогіка, психологія та медико-біологічні проблеми фізичного виховання і спорту : зб. наук. пр. / за ред. С. С. Єрмакова. – Харків, 1999. – № 11. – С. 5–9.

7. Бальсевич В. К. Очерки по возрастной кинезиологии человека / В. К. Бальсевич. – Москва : Советский спорт, 2009. – 162 с.

8. Берталанфи Л. фон. История и статус общей теории систем. Системные исследования : ежегод. / Л. фон Берталанфи. – Москва : Наука, 1973. – С. 20–37.

9. Болобан В. Н. Регуляция позы тела спортсмена / В. Н. Болобан. – Киев : Олимпийская литература, 2013. – 232 с.
10. Вилмор Дж Х. Физиология спорта / Вилмор Дж Х., Костил Д. Л. – Киев : Олимпийская литература, 2003. – 656 с.
11. Донской Д. Д. Биомеханика : учеб. пособие / Донской Д. Д. – Москва : Просвещение, 1975. – 239 с.
12. Донской Д. Д. Психомоторное единство управления физическими упражнениями как двигательными действиями (от «механики живого» к «психобиомеханике действий») / Д. Д. Донской // Теория и практика физической культуры. – 1995. – № 56. – С. 23–37.
13. Донской Д. Д. Строение действия (биомеханическое обоснование строения спортивного действия и его совершенствования) / Д. Д. Донской. – Москва : Физкультура, образование, наука, 1995. – 70 с.
14. Друзь В. А. Спортивная тренировка и организм / В. А. Друзь. – Киев : Здоров'я, 1980. – 128 с.
15. Инновационные методы оценки физического состояния человека как фактора обеспечения эффективного управления движущимся объектом / В. Н. Самсонкин, Я. И. Пугач, В. А. Друзь, М. А. Чередниченко, В. В. Шутеев, Т. Н. Шутеева, В. В. Шишка, В. В. Горина // Слобожанський науково-спортивний вісник. – 2016. – № 1. – С. 81–86.
16. Козерук Ю. В. Порівняння основ формування рухових умінь і навичок в процесі фізичного виховання та трудової діяльності / Ю. В. Козерук // Вісник Чернігів. нац. пед. ун-ту. Серія: Педагогічні науки : зб. наук. пр. – Чернігів, 2013. – Вип. 108.2.
17. Коренберг В. Б. Спортивная биомеханика / Коренберг В. Б. – Малаховка : МГАФК, 1999. – Ч. 2. – С. 5–89.
18. Кувалдіна О. Обґрунтування параметрів посадки за кермом сучасного спортивного автомобіля / О. Кувалдіна, В. Мартин, О. Рибак // Молода спортивна наука України : зб. наук. пр. фіз. виховання, спорту і здоров'я людини. – Львів, 2015. – Вип. 19, т. 1. – С. 202–207.
19. Лапутин А. Н. Обучение двигательным действиям / А. Н. Лапутин. – Київ : Здоров'я, 1986. – 216 с.
20. Лапутин А. Н. Обучение спортивным движениям / Лапутин А. Н. – Киев : Здоров'я, 1986. – 216 с.
21. Лапутин А. Н. Современные проблемы совершенствования технического мастерства спортсменов в олимпийском и профессио-

нальном спорте / А. Н. Лапутин, Н. А. Носко // Физическое воспитание студентов творческих специальностей : сб. науч. тр. / под ред. С. С. Ермакова. – Харьков : ХГАДИ(ХХПИ), 2002. – № 14. – С. 3–17.

22. Лях В. И. Координационно-двигательное совершенствование в физическом воспитании и спорте: история, теория, экспериментальные исследования / В. И. Лях // Теория и практика физической культуры. – 1995. – № 11. – С. 16–23.

23. Матвеев Л. П. Общая теория спорта и ее прикладные аспекты / Л. П. Матвеев. – Санкт-Петербург : Лань, 2005. – 384 с.

24. Матвеев Л. П. Основы общей теории спорта и системы подготовки спортсменов / Матвеев Л. П. – Киев : Олимпийская литература, 1999. – 320 с.

25. Моделирование спортивной техники и видеокомпьютерный контроль в технической подготовке спортсменов высшей квалификации / Лапутин А. Н., Архипов А. А., Лайуни Р., Носко Н. А. [и др.] // Наука в олимпийском спорте. – 1999. – С. 102–109.

26. Норма, стандарты и тесты в структуре построения мониторинга физического развития, физической подготовленности и физического состояния / Ажиппо А. Ю., Дорофеева Т. И., Пугач Я. И., Артемьева Г. П., Нечитайло М. В., Друзь В. А. // Слобожанський науково-спортивний вісник. – 2015. – № 5. – С. 13–23.

27. Озолин Н. Г. Настольная книга тренера. Наука побеждать / Н. Г. Озолин. – Москва : Астрель; АСТ, 2004. – 863 с.

28. Островський М. Відеокомп'ютерний аналіз рухів як засіб контролю за встановленням технічної майстерності атлета / Максим Островський // Теорія і методика фізичного виховання і спорту. – 2003. – № 1. – С. 130–133.

29. Платонов В. Н. Система подготовки спортсменов в олимпийском спорте. Общая теория и ее практические приложения : учеб. тренера высш. квалиф. / В. Н. Платонов. – Киев : Олимп. литература, 2004. – 808 с.

30. Попов Г. И. Биомеханические обучающие технологии на основе средств искусственной управляющей и предметной бреды / Г. И. Попов // Наука в олимпийском спорте. – 2005. – С. 159–168.

31. Практическая биомеханика / Лапутин А. Н., Гамалий В. В., Архипов А. А. [и др.]. – Киев : Науковий світ, 2000. – 298 с.

32. Рибак О. Біомеханічне обґрунтування правильної посадки водія-автогонщика / Олег Рибак // Молода спортивна наука України : зб. наук. пр. з галузі фіз. виховання ат спорту. – Львів, 2004. – Вип. 8, т. 1. – С. 441–445.

33. Рибак О. Ю. Біомеханічний аналіз фізичної вправи: методичні вказівки до виконання лабораторних робіт з біомеханіки для студентів ЛДІФК / Рибак О. Ю., Сапужак І. Я. – Львів, 1997. – 78 с.

34. Рибак О. Ю. Біомеханічний аналіз фізичної вправи за матеріалами кіно-відеозйомки : метод. вказівки до виконання контрольної роботи з біомеханіки для студентів ФЗН ЛДІФК / Рибак О. Ю., Сапужак І. Я. – Львів : ЛДІФК, 1997. – 21 с.

35. Рибак О. Ю. Безпека змагальної діяльності в автомобільному спорті : монографія / О. Ю. Рибак. – Львів : ЛДУФК, 2013. – 420 с.

36. Ратов И. П. Двигательные возможности человека (нетрадиционные методы их развития и восстановления) / И. П. Ратов. – Минск : Минскспортпроект, 1994. – 116 с.

37. Сіренко П. Взаємозв'язок елементів спеціальної фізичної підготовки і рівня техніко-тактичної підготовленості гравців лінії захисту ФК «Металіст» / П. Сіренко, І. Стороженко // Фізична активність, здоров'я і спорт. – 2014. – № 1(15). – С. 28–37.

38. Сіренко П. О. Розвиток рухових якостей у кваліфікованих футболістів / П. О. Сіренко. – Харків : Нове слово, 2009. – 84 с.

39. Хартман Ю. Современная силовая тренировка / Хартман Ю., Тюннеман Х. – Берлин : Шпортферлаг, 1988. – 335 с.

40. Хмельницька І. В. Біомеханічний відеокомп'ютерний аналіз спортивних рухів : метод. посіб. / Хмельницька І. В. – Київ : Наук, світ, 2000. – 56 с.

41. American College of Sports Medicine. Progression Models in Resistance Training for Healthy Adults / Kraemer W. J., Adams K., Cafarelli E., Dudley G. A., Dooly C., Feigenbaum M. S., Fleck S. J., Franklin B., Fry A. C., Hoffman J. R., Newton R. U., Potteiger J., Stone M. H., Ratamess N. A., Triplett-McBride, T. // *Medicine & Science in Sports & Exercise*. – 2002. – Vol. 34. – P. 364–380.

42. Analysis of high intensity activity in Premier League Soccer / V. Di Salvo, W. Gregson, G. Atkinson, P. Tordoff and B. Drust // *International Journal of Sports Medicine*. – 2009. – Vol. 30. – P. 205–212.

43. Atha J. Strengthening muscle / Atha. J. // Exercise and Sport Science Reviews. – 1981. – № 9. – P. 1–73.

44. Baechle T. R. Essentials of strength training and conditioning / Baechle T. R., Earle R. W. – 2nd ed. – National Strength and Conditioning Association. Champaign, IL : Human Kinetics, 2000.

45. 100. Bartlett R. Introduction to Sports Biomechanics, Analyzing Human Movement Patterns / Bartlett R. – 2nd ed. – New York : Routledge, Taylor and Francis, 2009.

46. Barris S. Review of vision-based motion analysis in sport / S. Barris, C. Button // Sports Medicine. – 2008. – Vol. 38. – P. 1025–1043.

47. Baumann W. Grundlagen der Biomechanik / Wolfgang Baumann. – Verlag Karl Hofman, 1989. – ISBN 3–7780–8141–1.

48. Billeter R. Muscular basis of strength / Billeter R., Hoppeler H. // ed. P. V. Komi. Strength and Power in Sport. – Oxford : IOC Medical Commission/Blackwell Science, 2003. – P. 50–72.

49. Biomechanics in Sport: Performance Enhancement and Injury Prevention / ed. Vladimir Zatsiorsky. – Wiley-Blackwell, 2008. – 680 p.

50. Bompa T. O. Theory and methodology of training: The key 10 athletic performance / Bompa T. O. – Dubuque, Iowa : Kendall Hunt, 1998.

51. Carr G. Sports Mechanics for Coaches / Carr G. – 2nd ed. – Human Kinetics, 2004.

52. David A. Biomechanics and motor control of human movement / David A. – Wiley, 2004. – ISBN 0-471-44989-X.

53. Estimation of temporal parameters during sprint running using a trunk-mounted inertial measurement unit / E. Bergamini, P. Picerno, H. Pillet, F. Natta, P. Thoreux, V. Camomilla // Journal of Biomechanics. – 2012. – Vol. 45. – P. 1123–1126.

54. Fitts R. H. Muscle mechanics: Adaptations with exercise training / Fitts R. H., Widrick J. J. // Exercise and Sport Sciences Reviews. – 1996. – Vol. 26. – P. 427–174.

55. Fitz-Clarke J. R. Optimizing athletic performance by influence curves / Fitz-Clarke J. R., Morton R. H., Banister E. W. // Journal of Applied Physiology. – 1991. – Vol. 71(3). – P. 1151–1158.

56. Fleck S. J. Designing resistance training programs / Fleck S. J., Kraemer W. J. – 3rd ed. – Champaign, IL : Human Kinetics, 2003

57. Fogelholm M. Effects of bodyweight reduction on sports performance~ Sports / Fogelholm M. // *Medicine*. – 1993. – Vol. 18. – P. 249–267.

58. Gamaliy V.V. Biomechanics modeling of technique of walking of man without braking affecting on support / Gamaliy V.V. // *Сучасні біомеханічні та інформаційні технології у фізичному вихованні і спорті : матеріали IV Всеукр. електрон. конф. (Київ, 19 травня 2016 р.)*. – Київ : НУФВСУ, 2016. – С. 7–8.

59. Hall S. *Basic Biomechanics* / Hall S. – 3rd ed. – St Louis : McGraw-Hill, 1999. – ISBN:0070921180.

60. Hall S. J. *Basic Biomechanics* / S. J. Hall. – 6th ed. – New York : McGraw-Hill, 2012.

61. Hamill J. *Biomechanical Basis of Human Movement* / Hamill J., Knutzen K. M. – 2nd ed. – Baltimore : Williams and Wilkins, 2003. – ISBN: 0781734053

62. Hopkins W. G. Quantification of training in competition sports: Methods and applications / Hopkins W. G. // *Sports Medicine*. – 1991. – Vol. 12. – P. 161–183.

63. Hughes M. *Notational analysis of sport* / M. Hughes, I. Franks. – London : E. & F. N. Spon, 1997.

64. Jaric S. Role of body size in the relation between muscle strength and movement performance / Jaric S. // *Exercise and Sport Sciences Reviews*. – 2003. – Vol. 31. – P. 8–12.

65. Khmel'nitska I.V. Biomechanical characteristics of skilled female gymnast's vault technique / Khmel'nitska I.V., Krupenya S.V. // *Сучасні біомеханічні та інформаційні технології у фізичному вихованні і спорті : матеріали IV Всеукр. електрон. конф. (Київ, 19 травня 2016 р.)* / ред. В. В. Гамалій, В. О. Кашуба. – Київ : НУФВСУ, 2016. – С. 37–38.

66. Koml P.V. Stretch-shortening cycle of muscle function / Koml P.V., Nicol C. // *Biomechanics in sport. Performance enhancement and injury prevention*; ed. V. M. Zatsiorsky. – Oxford : IOC Medical Commission/ Blackwell Science, 2003. – P. 87–102.

67. Kraemer W. J. Strength and power training: Physiological mechanisms of adaptation / Kraemer W. J., Fleck S. J., Evans W. J. // *Exercise and Sport Sciences Reviews*. – 1996. – Vol. 24. – P. 363–398.

68. Kuwaldina O. Bezpieczna pozycja za kierownicą samochodu osobowego / Kuwaldina O., Rybak O. // *Współczesna myśl techniczna*

w naukach medycznych i biologicznych : materiały konferencyjne VI Sympozjum (19–20 czerwca 2015 r.). – Wrocław, 2015. – S. 61–62.

69. Lees A. Technique analysis in sports: a critical review / A. Lees // *Journal of Sport Sciences*. – 2002. – Vol. 20. – P. 813–828.

70. Pandy M.C. Moment arm of a muscle force / Pandy M.C. // *Exercise and Sports Science Reviews*. – 1999. – Vol. 27. – P. 79–118.

71. Prilutsky B.I. Eccentric muscle action in sport and exercise / Prilutsky B.I. // *Biomechanics in sport. Performance enhancement and injury prevention*; ed. V.M. Zatsiorsky. – Oxford : IOC Medical Commission/Blackwell Science, 2000. – P. 56–86.

72. Psalman V. Biomechanické metody ve sportu – skripta v PDF ke stažení / Psalman Vladimír, Martin Zvonař, Jozef Baláž. – Brno : Masarykova univerzita, Fakulta sportovních studií, 2014. – 124 s. – ISBN 978-80-210-6861-2.

73. Repeatability of an optimised lower body model / W. Charlton, P. Tate, P. Smyth, L. Roren // *Gait and Posture*. – 2004. – Vol. 20. – P. 213–221.

74. Semmler J.G. Neural contribution to changes in muscle strength / Semmler J.G., Enoka, R. M. // *Biomechanics in sport. Performance enhancement and injury prevention*; ed. V.M. Zatsiorsky. – Oxford : IOC Medical Commission/Blackwell Science, 2000. – P. 3–20.

75. Siff M.C. Super training / Siff M.C., Verkhoshansky Y.V. – Johannesburg, South Africa : University of Witwatersrand, 1993.

76. Smith D.J. A framework for understanding the training process leading to elite performance / Smith D.J. // *Sports Medicine*. – 2003. – Vol. 33. – P. 1103–1126.

77. The interchangeability of GPS and semiautomated video-based / J.A. Harley, R.J. Lovell, C.A. Barnes, M.D. Portas, M. Weston // *J Strength Cond. Res*. – 2011. – Vol. 25(8). – P. 2334–2336.

78. The reliability of ProZone MatchViewer: a video-based technical performance analysis system / P. Bradley, P. O'Donoghue, B. Wooster, P. Tordoff // *International Journal of Performance Analysis in Sport*. – 2007. – Vol. 7. – P. 117–129.

79. Verkhoshansky Yu. Main features of modern scientific sports training theory / Verkhoshansky Yu. // *New Studies in Athletics*. – 1998. – N 3. – P. 9–20.

80. Watkins J. *Fundamental Biomechanics of Sport and Exercise* / James Watkins. – Routledge, 2014. – 664 p.
81. Wilkie D.R. The relation between force and velocity in human muscle / Wilkie D. R. // *Journal of Physiology*. – 1950. – Vol. 110. – P. 249–280.
82. Zagrobelny Z. *Biomechanika kliniczna: część ogólna* / Z. Zagrobelny, M. Wozniowski. – Wrocław: Ak. Wychowan Fizycznego, 1997. – 182 s. – Ser. D: Rehabilitacja.
83. Zatsiorsky V. M. *Biomechanics of strength and strength training* / Zatsiorsky V. M. // *Strength and power in sport*; ed. P.V. Komi. – Oxford : IOC Medical Commission/Blackwell Science, 2003. – P. 439–487.
84. Zatsiorsky V. M. *Fry Science and Practice of Strength Training* / Vladimir M. Zatsiorsky, William J. Kraemer, Andrew C. – Human Kinetics, 2020. – 344 p.
85. Zatsiorsky V. M. *Science and Practice of Strength Training* / V. M. Zatsiorsky, W. J. Kraemer, A. C. Fry. – Third ed. – Human Kinetics, 2020. – 346 p.

ДОДАТОК

Бланк тесту «R-W»

ТЕСТ РАВЕНА (ТЕСТ «R-W»)


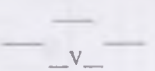



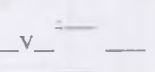


Прізвище, ім'я _____
 Факультет _____ Група _____
 Дата заповнення _____

ІНСТРУКЦІЯ ДО ВИКОНАННЯ ТЕСТУ:

Тест Равена – це тест на швидкість визначення взаємного положення білого та чорного кружечків, розташованих у квадратах, та запису правильної відповіді іншим кодом – позначенням положення білого кружечка відносно чорного (вище, нижче, правіше чи лівіше) знаком «V» на відповідній рисочці у відповідній графі; працювати слід якомога швидше.

Використовують лише чотири способи розташування кружечків і, відповідно, лише чотири варіанти запису правильної відповіді.




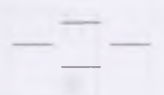







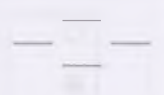

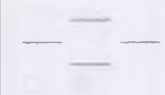



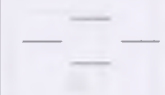



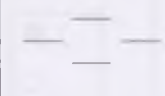



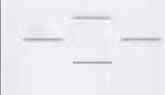

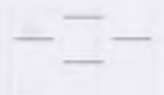

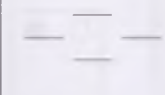

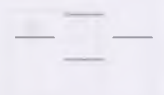
Нижче наведені приклади взаємного розташування білого та чорного кружечків і позначення правильних відповідей знаком «V».

A			Якщо білий кружечок знаходиться нижче від чорного, треба поставити значок «V» на нижній рисці
B			Якщо білий кружечок знаходиться вище від чорного, треба поставити значок «V» на верхній рисці
C			Якщо білий кружечок знаходиться ліворуч від чорного, треба поставити значок «V» на лівій рисці
D			Якщо білий кружечок знаходиться праворуч від чорного, треба поставити значок «V» на правій рисці


ТРЕНУВАЛЬНИЙ ТЕСТ

1			9		
2			10		
3			11		
4			12		
5			13		
6			14		
7			15		
8			16		










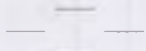






















ТРЕНУВАЛЬНИЙ ТЕСТ

17			25		
18			26		
19			27		
20			28		
21			29		
22			30		
23			31		
24			32		


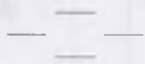



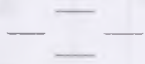



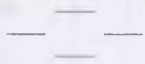

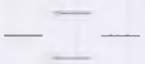





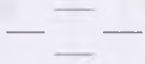

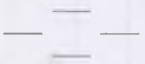

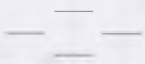

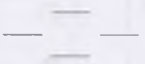

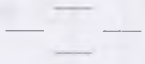

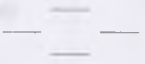

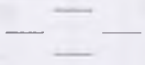

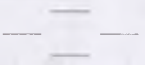
ЗУПИНІТЬСЯ І ЧЕКАЙТЕ НА ПОДАЛЬШІ ІНСТРУКЦІЇ
ТЕСТ

1.			9.		
2.			10.		
3.			11.		
4.			12.		
5.			13.		
6.			14.		
7.			15.		
8.			16.		


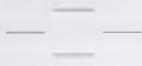



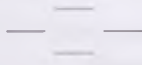

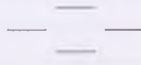

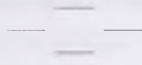

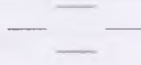

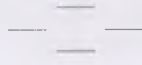

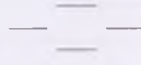

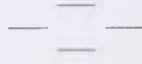



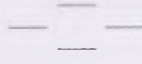

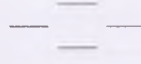

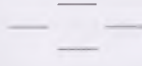

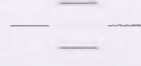

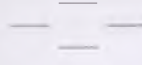

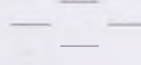
TECT

17.			25.		
18.			26.		
19.			27.		
20.			28.		
21.			29.		
22.			30.		
23.			31.		
24.			32.		

TECT

33.			41.		
34.			42.		
35.			43.		
36.			44.		
37.			45.		
38.			46.		
39.			47.		
40.			48.		

TECT

49.			57.		
50.			58.		
51.			59.		
52.			60.		
53.			61.		
54.			62.		
55.			63.		
56.			64.		

Навчальне видання

Авторський колектив:

РИБАК Олег Юрійович,

РИБАК Людмила Іванівна,

ВИНОГРАДСЬКИЙ Богдан Анатолійович,

КУВАЛДІНА Ольга Вікторівна,

ЯЦУНСЬКИЙ Олександр Сергійович

БІОМЕХАНІКА СПОРТУ

Підручник

Випусковий редактор

Оксана БОРИС

Редактори

Єлизавета ЛУПІНІС, Ольга ГРОМИК

Комп'ютерне верстання і дизайн **Степана ОСІНЧУКА**

Підписано до друку 7.09.2021. Формат 60×84/16.

Папір офсет. Гарнітура Muriad. Друк офсетний.

Ум. друк. арк. 15,58. Обл. вид. арк. 11,70.

Наклад 200 прим. Зам. № 223.



**Львівський державний університет фізичної культури
імені Івана Боберського**

Редакційно-видавничий відділ

79007, м. Львів, вул. Костюшка, 11

тел. +38 (032) 261-59-90

<http://www.ldufk.edu.ua/>

e-mail: redaktor@ldufk.edu.ua

Свідоцтво про внесення суб'єкта видавничої справи
до Державного реєстру видавців, виготівників
та книгорозповсюджувачів видавничої продукції
ДК № 6963 від 5.11.2019 р.

Друк

ФОП ГНІДЬ Я. Б.

79069, Львівська обл., м. Львів,

вул. Шевченка, 352/34