

**ЛЬВІВСЬКИЙ ДЕРЖАВНИЙ УНІВЕРСИТЕТ ФІЗИЧНОЇ КУЛЬТУРИ  
ІМЕНІ ІВАНА БОБЕРСЬКОГО**

*Кафедра інформатики та кінезіології*



## **ВИБРАНІ ЛЕКЦІЇ З БІОМЕХАНІКИ**

*методичний посібник для студентів ЛДУФК ім. І. Боберського*

**Розробники:**

*доктор наук з фізичного виховання  
і спорту, професор*

**Олег Юрійович Рибак**

*кандидат наук з фізичного виховання і  
спорту, доцент*

**Людмила Іванівна Рибак**

**ЛЬВІВ – 2017**

## Біомеханіка, як наука і навчальна дисципліна в ІФК

### **1. Біомеханіка та її особливості як науки і навчальної дисципліни в ІФК.**

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

**Біомеханіка**, як розділ **біофізики**, займається вивченням законів механічного руху в живих системах.

Термін «**біомеханіка**» утворений двома грецькими словами: «**bios**» – життя, та «**techane**» – знання.

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

Навчальна дисципліна **біомеханіка** розглядає не тільки рухові можливості та рухову діяльність людини при виконанні різноманітних рухових дій у сфері фізичного виховання, спорту, фізичної рекреації та реабілітації, а й способи та методи її удосконалення.

Рухи живих систем і рухи механізмів істотно відрізняються, тому між класичною механікою та біомеханікою існує низка відмінностей:

1. Хоча кінцевою метою фізичних вправ є звичайний механічний рух, він реалізується завдяки вищим формам руху матерії: хімічній, біологічній і соціальній. Наприклад, для гри у футбол кінцевою метою команд є просте механічне переміщення м'яча у ворота суперника, проте воно здійснюється завдяки високо організованим хімічній, біологічній та соціальній формам руху матерії.

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

3. Подібність між руховою діяльністю людини і тварин спостерігається лише на біологічному рівні, так як рухові дії тварин є рефлекторними, а рухова діяльність 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 притаманне неживим механізмам. Рух окремих частин тіла поєднаний керуючою дією з боку 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 наслідком дуже складної керуючої функції нервової системи. Тому біомеханіка розглядає не *«рухи»*, а *«рухові дії»*, або *«рухотворчі дії»*, а втрата людиною цілеспрямованості своїх рухових дій, їхньої усвідомленості та довільності р изводить до її неповноцінності, як члена суспільства.

4. Згідно твердження одного з основоположників 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 при вивченні умовно розділяємо на окремі 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, викликаних 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). Кожна частина тіла приводиться рух власними рушійними – м'язами, поведінка яких синхронізована та поєднана на ієрархічно вищих рівнях організації матерії (наприклад: спільність систем кровообігу, нервової системи, виконання окремих рухів у суглобах в ансамблі з рухами інших частин тіла за рахунок відповідної міжм'язової координації для досягнення спільної мети рухової дії тощо). 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 2 - 3% своїх енерговитрат, а решта іде 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 часто пов'язана з важкими умовами їхнього скорочення без періодів розслаблення, з позицій класичної механіки рівна нулю, а в біомеханіці оцінюється за імпульсами прикладених сил. Людина, виконуючи тривалу механічну роботу, пов'язану з втотою певних функціональних м'язових груп та всього організму, обирає нераціональний з позицій механіки режим збільшення загальних енерговитрат з метою

зниження навантаження на основні м'язові групи, що дає змогу зберегти їхню належну працездатність до кінця виконання рухового завдання

7. Основні закони класичної механіки (механіки Ньютона) описують рух абсолютно твердих тіл, які не деформуються. У живих системах постійно змінюється відносне розташування їхніх частин. Самі частини тіла живих систем також явно деформуються. Тому, вивчаючи рух живої системи, також враховують певну роботу м'язів (наприклад, завдяки гнучкості хребта або грудної клітини), необхідну для деформації окремих частин тіла, яка завжди супроводжується витратами енергії, її розсіюванням. Тому вводиться 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 із складними затухаючими коливними процесами, що відбуваються в біомеханічній системі при її рухах (особливо – ударного характеру), але ці витрати також невеликі.

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

## 2. Загальне і конкретні завдання біомеханіки.

Біомеханіка вивчає рухові дії людини з метою виявлення їх найдосконаліших способів і навчання ним.

Головне завдання біомеханіки – це оцінювання ефективності сил, що прикладаються людиною, для найоптимальнішого досягнення нею поставленої мети (найкращого результату).

Безперечно, відразу оцінити ефективність прикладених людиною сил неможливо: для цього необхідно пройти ряд етапів. Тому головне завдання біомеханіки розбивається на три конкретні завдання – етапи його розв'язання:

а) вивчення індивідуальних особливостей будови і функцій рухового апарату людини (визначення тотальних розмірів тіла, пропорцій, конституціональних особливостей, мас-інерційних характеристик окремих частин тіла, а також рівня розвитку силових та швидкісних якостей, витривалості, гнучкості, спритності та специфічних якостей, потенційних можливостей та динаміки систем дихання, кровообігу тощо);

б) ураховуючи дані, отримані на першому етапі й опираючись на результати педагогічних експериментів, кількісні та якісні характеристики досліджень у даному виді рухової діяльності, практику й досвід фахівців тощо, розробити індивідуальний для конкретної людини зразок її індивідуальної раціональної техніки;

в) порівнюючи конкретні характеристики реалізації рухових дій людини з розрахованими зразковими, оцінити ефективність прикладених нею зусиль та підібрати (розробити) засоби й методику індивідуального

рухового удосконалення (в тому числі спеціальні тренажери, засоби та способи контролю) – педагогічне завдання.

Частково педагогічне завдання може вирішуватись уже після першого етапу (п. а), коли виявляється невідповідність деяких потенційних можливостей конкретної людини зразковим вимогам, необхідним для досягнення запланованого результату.

Ці етапи розв'язку головного завдання біомеханіки отримали назву конкретних завдань біомеханіки. А останнє конкретне педагогічне завдання біомеханіки, яка займається навчанням та удосконаленням рухової діяльності людини, дає змогу зарахувати її до педагогічних наук (а не до біологічних чи фізико-математичних, як видається на перший погляд).

### 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 використовується порівняно простий *функціональний метод*, який полягає у виявленні взаємозв'язку між певними біомеханічними характеристиками рухових дій, що виконуються, або характеристиками самої людини та між результатами її рухової діяльності. За допомогою даного методу вивчають функціональну залежність між властивостями і станом системи, явища чи процесу. Їх характеризують певні параметри, конкретні умови і кількісно визначений закон. Тут не ставиться завдання вивчити внутрішню причинну структуру явищ, а досліджується лише їх функція. Залежності, що виявляються між будовою системи та її функцією, мають переважно статистичний (імовірний) характер. Тут розглядають функцію усієї системи в цілому, не вивчаючи її внутрішніх механізмів.

*Функціональний підхід* дозволяє констатувати ті чи інші недоліки техніки і тактики. Але він 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 закладений *метод системно-структурного аналізу та системно-структурного синтезу*: людина розглядається, 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 предмету навчання, спрямований проти метафізичного розділення цілого без урахування взаємодії його елементів.

Метод системно-структурного аналізу і синтезу стосовно вивчення рухових дій людини, реалізований у теорії структурності рухів, закладеної М. О. Бернштайном, згідно якої рухова діяльність людини – це не ланцюжок деталей, а структура, яка умовно диференціюється на частини.

В теорії структурності рухів закладені наступні принципи:

а) принцип структурності побудови системи рухів – усі вони взаємопов'язані; саме ці структурні зв'язки визначають цілісність та досконалість рухових дій;

б) принцип цілісності дії – всі рухи створюють одне ціле, спрямоване на досягнення єдиної мети; 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.

Однак, усі рухові дії людини повністю підпорядковуються законам класичної механіки. Метод системно-структурного аналізу і синтезу в загальному вигляді має у своїй основі системний синтез дій з використанням кількісних характеристик, зокрема – моделювання рухів.

Біомеханіка, як експериментальна наука, опирається на результати експериментів та спостережень (феноменологію). За допомогою різних приладів реєструються кількісні характеристики рухових дій (наприклад: траєкторії руху, швидкості, прискорення, зусилля тощо), які дають змогу розрізняти рухові дії та порівнювати їх між собою. За даними характеристиками систему рухів умовно поділяють на окремі складові частини, вивчаючи склад системи за її окремими елементами (це і є системно-структурний аналіз), та виявляючи «слабкі ланки», які необхідно змінити. Вивчаючи зміни кількісних характеристик, виявляють, як окремі 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, використовуючи ЕОМ, шукати оптимальні варіанти дій. Системний аналіз і системний синтез рухових дій неподільно пов'язані між собою (взаємодоповнюють себе в системно-структурному дослідженні).

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

Функціональний метод аналізу рухових дій використовується на першому етапі досліджень, при вирішенні нових завдань або конкретних питань педагогів-практиків. Ним користуються у випадках, коли якийсь вид рухової діяльності недостатньо досліджений, його визначальні елементи не виявлені, або коли апаратна база не відповідає вимогам методу системно-структурного аналізу і синтезу. Однак, статистичні результати, одержані при

використанні функціонального методу, часто не дають змоги вирішувати 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 даному питанні багатой феноменології; цей метод вимагає глибоких узагальнень. Його складність, тривалість і вартість значно перевищують аналогічні показники функціонального методу. Окрім того, для деяких складних і маловивчених видів рухової діяльності застосування системно-структурного підходу викликає значні труднощі. Проте цей метод дає можливість розробляти індивідуальні раціональні зразки техніки для конкретних осіб на даний період і для конкретних умов виконання рухових дій.

#### **4. Напрямки розвитку біомеханіки.**

Враховуючи, що біомеханіка, як наука, виникла на стику класичної механіки і біології, а також динамічної анатомії, фізіології, психології та педагогіки, її розвиток ішов кількома паралельними напрямками: механічним, функціонально-анатомічним та фізіологічним.

*Механічний напрямок*, початий роботами Леонардо Да Вінчі та Д. Бореллі (який у 1697 р. написав трактат «Про рухи тварин»), розвиває ідеї зміни рухів живих систем під дією прикладених сил згідно до законів класичної механіки. Зараз 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 тощо, в тому числі й українська.

Однак, чисто 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 факторами. 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 з позицій системного підходу.

*Функціонально-анатомічний* напрямок зародився при вивченні 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 взаємообумовленості форми і функції живого організму, вперше впровадили в навчальний план Львівського державного інституту фізичної культури спеціальний курс біомеханіки (яка спочатку називалась динамічною анатомією). Всесвітньовідомий російський анатом П. Ф. Лесгафт, учнями якого вважають себе і згадані вчені,

започаткував новий підхід у вивченні анатомії людського тіла під впливом фізичних навантажень, описуючи та аналізуючи рухи в суглобах, визначаючи участь окремих м'язів у збереженні положення тіла та в його рухах.. З 1877 року спеціальний курс «Теорія тілесних рухів» (пізніше – «Теорія рухів») Лесгафт та його учні читали слухачам фізкультурних курсів та студентам інституту фізичної освіти.

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

**Фізіологічний напрямок** розвитку біомеханіки започаткували ідеї нервізму, вчення про вищу нервову діяльність та останні досягнення нейрофізіології. І. М. Сеченов, І. П. Павлов, П. К. Анохін, один із засновників сучасної біомеханіки М. О. Бернштайн та інші розкрили рефлекторну природу рухотворчих дій та механізмів нервової регуляції при взаємодії організму з навколишнім середовищем, а їх дослідження регуляторних механізмів ЦНС, нервово-м'язового апарату людини дають уяву про виняткову складність і досконалість процесів керування її руховими діями

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

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



## Біомеханічні характеристики тіла людини та її рухових дій

### 1. Біомеханічні характеристики та їхня класифікація.

Для об'єктивної оцінки якості виконання рухової дії, необхідно порівняти певні кількісні характеристики її виконання з такими-ж характеристиками обраного зразка – наприклад: виконання такої самої фізичної вправи фахівцем високої кваліфікації, здоровою людиною, із загальноприйнятою нормою тощо, або розрахований зразок-модель індивідуальної раціональної техніки для конкретної особи, виходячи з індивідуальних особливостей будови її тіла та функціональних можливостей.

Тому проблема коректного вимірювання та розрахунку різних кількісних характеристик виконання рухових дій надзвичайно актуальна і важлива. Проте слід відзначити, що правильний вибір **біомеханічних характеристик** (Б.Х.) з метою оцінювання за ними якості рухової дії – також дуже складне завдання. Такі кількісні характеристики виконання конкретної вправи називаються 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 окремих точок чи частин тіла (просторові, часові та просторово-часові Б.Х.). Причини рухових дій розкривають **динамічні** Б.Х. – інерційні, силові та енергетичні.

Об'єктивна реєстрація Б.Х. рухової дії розпочинає її біомеханічний аналіз та оцінювання. Реєстрація кінематичних характеристик порівняно простіша від реєстрації динамічних, особливо в природних умовах. Детально способи реєстрації Б.Х., їх подальшої математичної обробки та аналізу за ними рухових дій розглядаються в курсі лабораторних робіт.

### 2. Просторові характеристики.

Обробляючи стробофотографію, кінограму чи відеограму, зручно вивчати розташування окремих точок тіла людини та її спорядження, а також їхнє переміщення в просторі, відносно якоїсь нерухомої системи координат. Найчастіше – це горизонтальна вісь, яка, як правило, паралельна площині підлоги, майданчика, доріжки тощо, й перпендикулярна відносно неї вертикальна вісь, спрямована удовж стіни будівлі, стовпа чи краю фотознімка (при умові нерухомості камери), точка перетину яких прив'язана

до якогось нерухомого предмета в площині зйомки – тіла відліку. У деяких випадках система координат повинна мати і третю вісь з метою вивчення складних рухових дій у кількох площинах (вперед-назад, праворуч-ліворуч та вгору-додолу, або обертання відносно вказаних осей). Інколи систему координат прив'язують до центра маси тіла людини або 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 дозволяє об'єктивно визначити конкретні кінематичні характеристики для порівняння їх із зразковими, тобто оцінити техніку.

Просторові біомеханічні характеристики дають змогу визначити розташування точки або тіла відносно обраної системи відліку у заданий момент часу. До просторових Б.Х. відносять розмір, площу, об'єм, шлях, віддаль, координату, траєкторію, кривизну траєкторії (рис. 2.1), кут повороту, а також ухил, крутизну, азимут, профіль, перепад висот тощо.

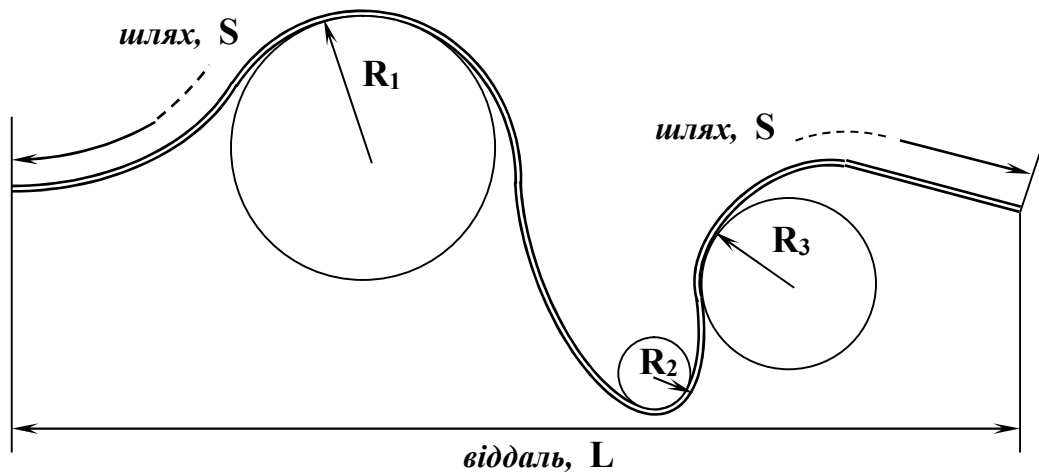


Рис. 2.1. Траєкторія руху точки, її кривизна, шлях та віддаль, які проходить точка.

Всі просторові характеристики мають розмірності, пов'язані з мірами простору – метри (сантиметри, міліметри, кілометри, милі, фути, ярди тощо), 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 траєкторією називають геометричне місце 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 тощо – вони пролітають значно більший шлях, ніж віддаль (дальність), за якою оцінюється результат. Це саме стосується польоту м'яча, стрибків у довжину, а також руху трасою – виявляється, що шлях (траєкторія), яким рухаються санкарі, велосипедисти, гірськолижники,

автомобілів тощо, у повороті – коротший, а на прямій – довший, ніж віддаль, виміряна уздовж осі траси.

Дуже рідко траєкторії руху точок є прямими лініями. Частіше під впливом відхиляючих сил (тяжіння, інерції, реакції опори, дії інших тіл тощо), або утримуючих тіл при обертових рухах, траєкторії руху точок мають змінну кривизну – величину, обернену до величини радіуса кола, дугою якого на даній ділянці є траєкторія (рис. 2.1).

### 3. Часові характеристики.

#### 3.1. Тривалість вправи, її частини або фази

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

$$\Delta t = t_k - t_n [c]$$

- де  $\Delta t$  – тривалість вправи;  
 $t_n$  – астрономічний час початку виконання дії;  
 $t_k$  – астрономічний час закінчення виконання дії.

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

- у випадку, коли старт дається в одному місці, а фініш знаходиться в іншому (велосипедні перегони на шосе, марафонські забіги, триатлон, лижні перегони зі спільним стартом, спортивне орієнтування, легкоатлетичний крос тощо);

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

При такому способі вимірювання тривалості змагальної вправи система відліку часу прив'язується до астрономічного часу (практично – до сигналів точного часу по радіо, телебаченню чи за даними GPS): на старті і на фініші моменти початку та кінця виконання вправи реєструються різними хронометрами та записуються у різні протоколи, а спортивні результати вираховуються за записаною вище формулою.

Проте, у більшості випадків старт і фініш знаходяться 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 тощо). У цьому випадку система відліку часу зв'язана з одним хронометром, що дає змогу, не використовуючи розрахункову формулу для визначення тривалості, вимірювати її відразу, а також давати старт за готовністю спортсменів, вводити практику повторного старту при фальстарті, у реальному масштабі часу одержувати протоколи змагання.

Сьогодні, завдяки комп'ютеризації сфери фізичної культури і спорту, обидва способи вимірювання тривалості всієї змагальної вправи об'єднуються: комп'ютерні системи хронометражу різних суддівських постів об'єднуються у мережу завдяки модемному сотовому телефонному 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 окремої фази рухової дії (відштовхування, замаху, скачка, довороту, підтягування, ударної дії, випаду, переносу тощо) відрізняються між собою самою тривалістю часових інтервалів, які оцінюються, і способом фіксації їх початку і кінця. Невелика різниця 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 обумовлене абсолютною похибкою ручного вимірювання часу – до  $\pm 0,2\text{C}$ , яка визначається точністю не самих приладів, а точністю психомоторних дій хронометристів; окрім цього, має місце їхня суб'єктивність. Тому замість ручного хронометрування практично в усіх випадках впроваджуються автоматичні пристрої, які фіксують відповідні моменти часу:

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

У деяких випадках необхідне фото-кіно-відеознімання (наприклад, при вирішенні суперечок під час фінішування групи спортсменів, або для вивчення тривалості окремих фаз фізичних вправ). Проте часто з метою вимірювання часових інтервалів використовуються акселерограми, електротензограми, 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, часто даючи змогу відразу об'єктивно оцінити ефективність виконання рухової дії, але частіше використовуються з метою розрахунку інших – більш інтегральних біомеханічних характеристик, наприклад частоти рухів або часового ритму вправи.

### 3.2. Частота рухів (темп).

Частота рухів (або темп) – це кількість виконаних циклів фізичної вправи за одиницю часу – біомеханічна характеристика, що має застосування лише у циклічних видах рухової діяльності, а також при оцінюванні циклічних фізіологічних процесів (наприклад, ЧСС, ЧД):

$$\eta = 1 / \Delta t_{\text{ц}} [\text{Гц}]$$

де  $\eta$  – частота рухів (темп);

$\Delta t_{\text{ц}}$  – тривалість одного циклу.

Частота рухів необхідна для оцінювання їхньої інтенсивності та потужності м'язової роботи, що виконується. Між частотою рухів та частотою циклічних фізіологічних процесів існує тісний взаємозв'язок. Темп можна розрахувати за тривалістю одного циклу (або, у випадку відносно стабільної частоти, за тривалістю кількох циклів) рухових дій, які виконуються, шляхом ручного хронометруванням 5-ти або 10-ти циклів, а також шляхом розрахунку за вказаною формулою, використовуючи результати кіно-відеограми, тензограми, акселерограми тощо.

Сучасні портативні електронні системи (тахометри) дозволяють 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.

### 3.3. Часовий ритм рухів (співвідношення часу окремих фаз)

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

$$\Delta t_1 : \Delta t_2 : \Delta t_3 : \Delta t_4 \dots = 2 : 4 : 6 : 3 : \dots$$

де  $\Delta t_i$  - час (в секундах, долях секунди, кадрах кінограми тощо) кожної фази фізичної вправи.

Способи вимірювання часового ритму – такі-ж як і для тривалості частини або фази фізичної вправи.

Фахівці давно зауважили, що у багатьох видах спорту часовий ритм вправ має самостійне значення при вивченні, оцінюванні та становленні спортивної техніки. Виявилось, що у волейболі (В. М. Сіроштан), боротьбі класичній та дзю-до (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 виконуваної вправи в цілому, у більшості випадків вдається чітко визначити; проте тренеру-практику чи педагогу набагато простіше (наприклад, за допомогою звичайної побутової відеокамери) безпосередньо під час заняття визначати часові ритми фізичних вправ, які виконують його вихованці, порівнюючи їх з розрахованими індивідуальними або середньостатистичними зразковими ритмами, вносити корективи у процес підготовки.

Відомий приклад, коли фахівці Ю. В. Картошкін та В. А. Сінгін використали виготовлений ними спеціальний портативний тренажер для синхронізації часового ритму веслувальників-академістів у четвірках з кермовим та вісімках, що дозволило за короткий (менше 2-х місяців) термін відібрати в екіпажі спортсменів з близьким часовим ритмом веслування, та шляхом спеціального тренування на воді за допомогою експрес-інформації про відхилення часового ритму рухів кожного спортсмена від заданого, підготувати з числа спортсменів з порівняно низьким індивідуальним рейтингом призерів міжнародних змагань. Аналогічні дані одержані у КДФК при аналізі техніки веслування фіналістів Олімпійських ігор у Сеулі за часовим ритмом їх веслування на вісімках (М. І. Сябро, О. Ю. Рибак): призери олімпійських ігор відрізнялися високою синхронністю роботи членів екіпажів (точність способу відеознімання вичерпана), в той час як члени української команди, що зайняли далекі місця, такими показниками «не грішили».

### **3.4. Фаза.**

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

Основним критерієм розбивання фізичної вправи на фази є саме остання фраза її означення, а не перша, як здається спочатку. Слід відразу підкреслити особливість, що стосується випадків розбивання навіть порівняно простих фізичних вправ на велику кількість «фаз» – а фактично – «псевдо фаз» (як їх окреслюють). Ніякого протиріччя з викладеним вище тут немає. Просто дослідники (М. М. Боген, Д. Д. Донской та інші) ставлять перед собою інше завдання: проаналізувати фізичні вправи шляхом їх умовного поділу 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). Педагогів же цікавлять не рухи, а рухові дії – своєрідні, за М. О. Бернштайном, «ансамблі» окремих рухів, поєднаних спільною метою у цілісні, усвідомлені і довільні рухові дії людини. Такі «блоки» рухів виконують чіткі завдання, наприклад: відштовхування, перенос, скачок, підйом, замах тощо. Це дає змогу використати розділений метод навчання чи

тренування (засвоєння або удосконалення складної фізичної вправи по частинах – фазах). Спроби навчати людину поетапно окремо згаданим вище «псевдо фазам» дає успіх лише на цьому етапі. Побудувати ж цілісну вправу з розучених «псевдо фаз» людина не в змозі. Як приклад, можна описати навчання традиційному способу штовхання ядра.

Перша фаза штовхання – скачок: її завдання – розігнати ядро до максимальної горизонтальної швидкості найсильнішими м'язами людини – розгиначами ніг. Дуже важливо навчити спортсмена в кінці скачка не зупиняти ядро, а випускати його вперед, розгинаючи пальці, або виконувати підряд без пауз серію скачків.

Друга фаза – підйом з доворотом (назви фаз умовні та не принципові) – виконується лише разом із скачком після його засвоєння: обов'язкова початкова умова виконання другої фази – велика горизонтальна швидкість ядра. Завдання фази підйому з доворотом – розігнати ядро вгору: для цього використовують також сильні м'язи-розгиначі (прямі і косі) спини. Тулуб повертається за ядром у напрямку польоту і одночасно випрямляється, виштовхуючи його вгору.

Тепер легко зрозуміти, чому остання, третя фаза – фінального зусилля – не може розучуватись самостійно: при штовханні ядра з місця (від плеча) м'язи (згідно даним А. Хілла) розвивають на початку максимальну силу при мінімальній швидкості скорочення; при штовханні ж ядра рукою після скачка та підйому з доворотом, ядро приходить «доганяти» – м'язи руки працюють у зовсім іншому режимі (на протилежному кінці кривої Хілла) – максимальної швидкості скорочення та мінімальної сили. Тому неправильне тренування не дає змоги «перенести» набуті якості на саму вправу. Не так страшно при розділеному методі тренування об'єднати дві чи три фази в одну – гірше цілісну фазу розділити на кілька «псевдо фаз», і застосувати при цьому розділений метод тренування.

## 4. Просторово-часові характеристики.

### 4.1. Способи задавання руху точки.

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

Звичайний спосіб найчастіше використовується у навчально-тренувальному процесі і полягає у наочній демонстрації конкретної рухової дії шляхом виконання вправи або її частини, використання макетів, схем, кінограм та словесного опису. У практиці підготовки фахівців з деяких видів людської діяльності (диспетчери, пілоти, оператори, водії, спортсмени тощо) використовуються спеціальні тренажери, які автоматично забезпечують необхідні характеристики руху окремих точок або частин тіла людини, або дають експрес-інформацію про відхилення їх від заданого зразка.

Координатний спосіб передбачає задавання положення точки відносно заданої системи координат  $OXYZ$  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 часу, необхідно знати миттєві значення її координат, які задаються наступними рівняннями:

$$X = X(t); \quad Y = Y(t); \quad Z = Z(t).$$

Координатний спосіб задавання руху точки найбільш зручний для наступного комп'ютерного аналізу, а процес так званої «оцифрування» результатів фото-кіно-відеознімання як раз і полягає у задаванні руху окремих розрахункових точок у координатній формі.

Векторний спосіб задавання руху точки – це визначення положення точки в системі координат  $OXYZ$  у будь-який момент часу за напрямком та величиною радіус-вектора  $\mathbf{r}$ , що з'єднує початок системи координат з цією точкою. У процесі руху точки вектор  $\mathbf{r}$  з часом буде змінюватись за величиною та напрямком. Вираз  $\mathbf{r} = \mathbf{r}(t)$  визначає закон руху точки у векторній формі, оскільки він дозволяє у будь-який момент часу  $t$  побудувати відповідний вектор  $\mathbf{r}$  і знайти положення точки, що рухається. Геометричне місце кінців векторів, які визначаються положенням точки в просторі з плином часу, називається *годографом*.

#### 4.2. Лінійна швидкість руху.

Вектор – це математичне поняття, що характеризується величиною і напрямком, та додається до інших векторів за правилом паралелограма (див. рис. 2.2):

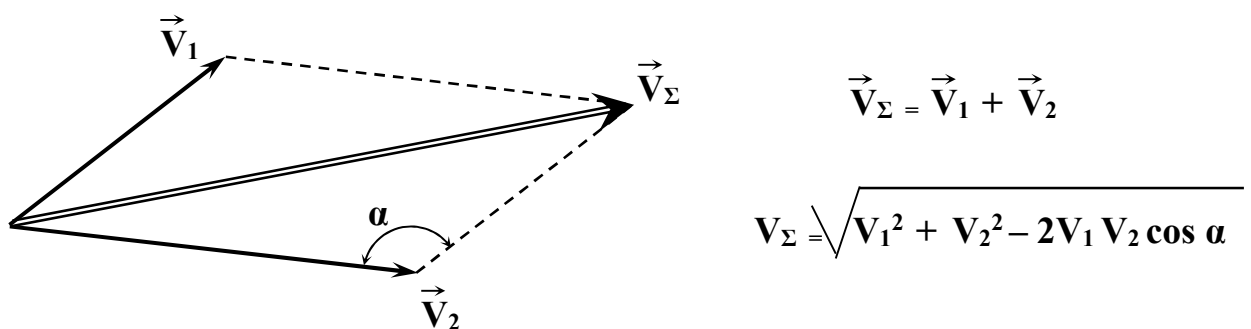


Рис. 2.2. Схема додавання векторів за правилом паралелограма



Більшість біомеханічних характеристик (лінійні та кутові швидкості і прискорення, сила, імпульс тіла та ін.) – вектори. Скалярні величини (що не мають напрямку) – це маса, об'єм, площа, вік тощо.

Є низка характеристик, які крім величини мають і 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 руху точки в даній системі відліку.

Вектор лінійної швидкості завжди спрямований по дотичній до траєкторії руху точки (рис. 2.3).

Модуль швидкості  $|\vec{V}|$  рівномірного прямолінійного руху дорівнює відношенню шляху  $S$  до часу  $t$  даного переміщення в просторі:

$$|\vec{V}| = S / t \text{ [м/с]}$$

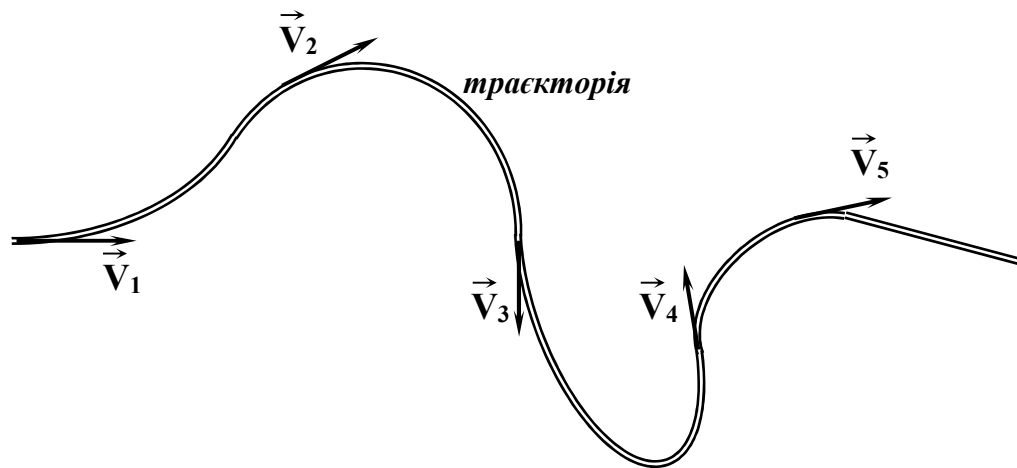


Рис. 2.3. Напрямок вектора лінійної швидкості.

Розрахункові точки тіла людини практично ніколи не рухаються прямолінійно та рівномірно: навіть протягом виконання однієї вправи величина і напрямок швидкості руху окремих його точок постійно змінюються, тому поняття середньої швидкості в біомеханічному аналізі практично не використовується. Замість середньої швидкості, беручи до уваги основні способи реєстрації фізичних вправ, розраховується так звана миттєва швидкість.

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

$$|\vec{V}_i| \approx \Delta S / \Delta t \text{ [м/с]}$$

де  $\Delta S$  та  $\Delta t$  - малі відрізки шляху та часу, що відповідають переміщенню розрахункової точки, наприклад, між положеннями, зафіксованими на сусідніх кадрах кіно-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 використовуються для розрахунку інтегральних показників (імпульс, кінетична енергія тощо).

### 4.3. Лінійне прискорення руху

При виконанні будь-яких фізичних вправ швидкості розрахункових точок тіла людини постійно змінюються як за величиною, так і за напрямком. А кожна зміна швидкості (завдяки такій властивості тіл, як інертність – здатність змінювати свою швидкість поступово), завжди викликає силу інерції, яка заважає рухові тіла у заданому силами напрямку. Зрозуміло, що у багатьох випадках інертність усього тіла, як і його окремих частин чи елементів спорядження, заважає досконалому виконанню рухових дій. Мірою інертності тіл при поступальному русі є маса.

Будь-яку зміну лінійної швидкості руху можна охарактеризувати прискоренням – векторною величиною, що характеризує напрямок та інтенсивність зміни швидкості точки у даній системі відліку. Напрямок лінійного прискорення співпадає з напрямком лінійної швидкості при зростанні її модуля (величини), або протилежний до нього – при її зменшенні.

Прискорення – дуже важлива для біомеханічного аналізу характеристика, так як вона дозволяє 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 і т. ін. – 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:

$$\vec{F} = m \cdot \vec{a} \text{ [м/с}^2\text{]}$$

де  $\vec{F}$  - сила,  
 $m$  - маса,  
 $\vec{a}$  - прискорення.

Миттєве прискорення подібно, як і миттєва швидкість, у заданій точці траєкторії чи у заданий момент часу, визначається за формулою:

$$|\vec{a}_i| \approx \Delta \vec{V}_i / \Delta t \text{ [м/с}^2\text{]}$$

#### 4.4. Просторово-часові характеристики обертового руху.

Обертвим рухом називають рух твердого тіла, при якому усі його точки рухаються по колах із спільним центром. Мірою переміщення тіла при обертвовому русі є кут повороту.

Мірою кута повороту є радіан – центральний кут, довжина дуги якого дорівнює радіусу (рис. 2. 4). Враховуючи, що довжина кола  $S = \pi D$ , або  $S = 2 \pi R$ ,  $1 \text{ рад.} \approx 57,3 \text{ град.}$ , а  $1 \text{ град.} \approx 0,017 \text{ рад.}$

Кутова швидкість – це вектор, що характеризує інтенсивність і напрямок обертання тіла у даній системі відліку.

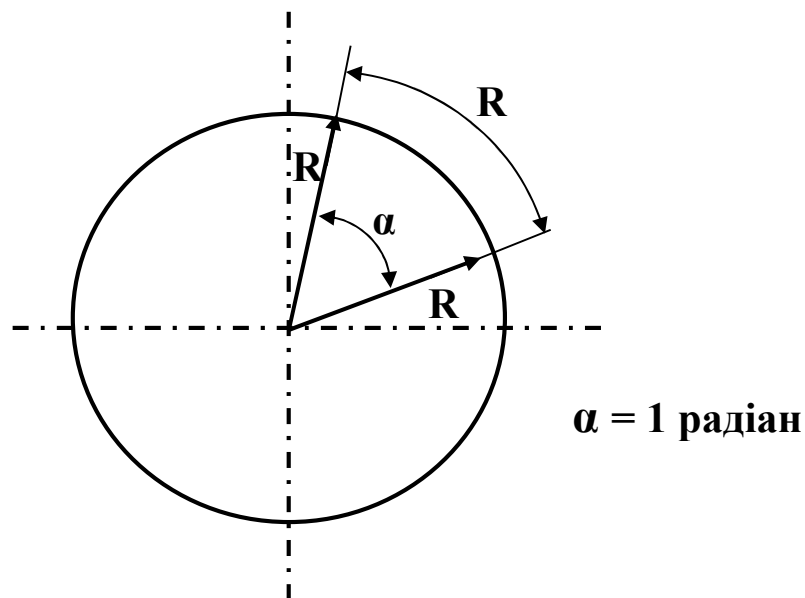


Рис. 2.4. Радіан, як міра кута повороту.

Кутове прискорення – це вектор, що характеризує інтенсивність і напрямок зміни кутової швидкості у даній системі відліку.

Напрямок вектора кутової швидкості визначається за відомим з курсу фізики середньої школи правилом свердлика (рис. 2.5).

Вектор кутового прискорення, так само, як і кутової швидкості, лежить на осі обертання, і збігається з напрямком вектора кутової швидкості при зростанні її модуля, та протилежний йому при зменшенні модуля швидкості обертання.

У процесі виконання фізичних вправ ні інтенсивність обертання біологів та всього тіла, ні розташування осей обертання в просторі не залишаються постійними, тому, як і у випадку поступального руху, поняття середньої кутової швидкості чи середнього кутового прискорення не мають сенсу. При біомеханічному аналізі фізичних вправ користуються поняттям миттєвої кутової швидкості та миттєвого кутового прискорення.

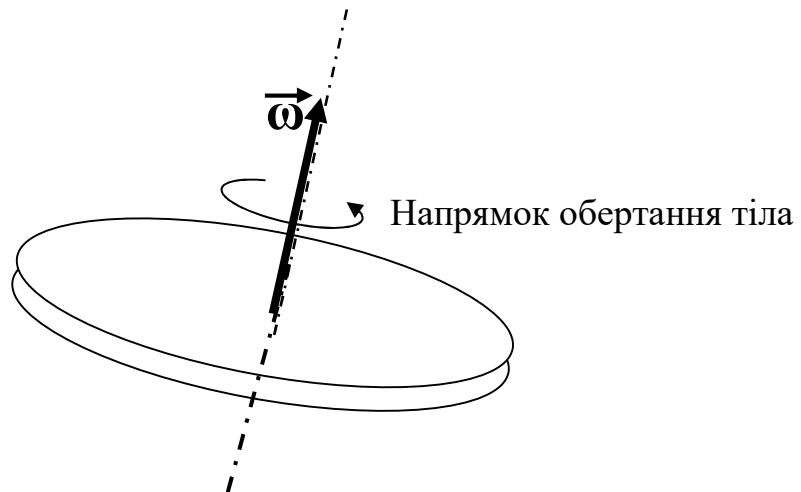


Рис. 2.5. Визначення напрямку вектора кутової швидкості за правилом свердлика.

Будь-яка рухова дія виконується за допомогою одночасних обертових рухів у різних суглобах з різними кутовими швидкостями та прискореннями, що забезпечує необхідні траєкторії руху конкретних точок тіла та спорядження. Тому вивчення кінематичних характеристик обертових рухів довкола різних суглобових осей має принципове значення для аналізу техніки. Знаючи величину кутової швидкості та кутового прискорення, як і у випадку 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.

При виконанні фізичних вправ окремі точки тіла людини, частини її тіла, центри мас тощо, рухаються переважно зі змінними швидкостями. Динаміка вивчає причини виникнення та зміни всього тіла та окремих його частин. Динамічні характеристики – інерційні, силові та енергетичні – розкривають механізм рухових дій.

## 5. Інерційні характеристики.

Фізична сутність *явища інерції* розкривається першим законом Ньютона: «Існують системи відліку, відносно яких швидкість тіла не змінюється, якщо на нього не діють інші тіла, або дії цих тіл взаємокомпенсуються». Такі системи відліку називаються *інерціальними*. Згідно із зазначеним законом Ньютона (законом інерції), якщо на тіло не діють інші тіла або дії інших тіл взаємокомпенсуються, то у випадку інерціальної системи відліку тіло знаходиться в спокої або рухається рівномірно та прямолінійно. Всі інерціальні системи відліку знаходяться 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 розглядатимемо рухи відносно інерціальних систем відліку. У таких системах всі тіла зберігають швидкість незмінною при відсутності дії на них інших тіл (зовнішніх сил).

Явище збереження модуля і напрямку швидкості тіл відносно інерціальних систем відліку називається **інерцією**. При взаємодії різних тіл їх швидкість змінюється неоднаково. Властивість тіл поступово та по-різному змінювати свою швидкість при їх взаємодії називається **інертністю**. Чим більша інертність тіла, тим повільніше змінюється швидкість його руху під дією інших тіл.

Кількісною характеристикою інертності тіла при його поступальному русі є його **маса**. Маса тіла – це скалярна фізична величина, яка є мірою інертності тіла при його поступальному русі:

$$m \quad [кг]$$

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

$$m_x = (V_e / V_x) \cdot m_e \quad [кг]$$

де  $m_x$  – маса тіла;  
 $m_e$  – маса тіла-еталона;  
 $V_x$  – швидкість тіла;  
 $V_e$  – швидкість тіла-еталона

Визначена таким способом маса називається **інертною** і проявляється при контактній взаємодії тіл. Маса – величина постійна при швидкостях руху, значно менших від швидкості світла.

При вивченні рухових дій часто виникає потреба враховувати не лише величину маси, а й її розподіл по об'єму чи довжині тіла, який визначає розташування центра маси.

**Центром маси тіла** (ЦМТ) називається точка перетину прямих, уздовж яких повинні бути спрямовані сили, щоб тіло рухалося поступально (без обертання). Ні в якому разі не можна казати, що це точка, в якій сконцентрована вся маса тіла, або що це точка, до якої прикладена сила тяжіння: ЦМТ – це чисто уявна, розрахункова точка.

Розташування ЦМТ тіла людини обумовлюється 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 окремих його частин у багатьох випадках є показниками досконалості техніки.

Зміна траєкторії руху ЦМТ, згідно першого закону Ньютона, відображає дію на тіло інших тіл, що дає можливість визначити багато кінематичних та динамічних характеристик (у тому числі й розрахувати величину та напрямок опорної реакції при відштовхуванні).

**Момент інерції тіла** – це міра інертності тіла при його обертотому русі. Для вивчення обертотого руху момент інерції відіграє таку саму роль, як і маса при вивченні поступального руху тіла. Але, якщо маса конкретного тіла вважається величиною постійною, 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 називається скалярна величина, яка дорівнює добутку маси цієї точки на квадрат її віддалі від вказаної осі обертання:

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

де  $I$  – момент інерції матеріальної точки (малого тіла);  
 $m$  – маса матеріальної точки (малого тіла);  
 $r$  – відаль матеріальної точки від осі обертання.

Момент інерції тіла відносно будь-якої осі є величина додатня і не рівна нулю. У біомеханічній системі, яка може деформуватись (наприклад, тіло людини, її кінцівки тощо), при віддаленні її частин від осі обертання момент інерції всієї системи збільшується.

Оскільки матеріальні точки в тілі розташовані на різних віддальх від осі обертання, то момент інерції тіла дорівнює сумі моментів інерцій всіх його частин, відносно цієї ж осі:

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

де  $\Sigma$  – знак суми;  
 $m_i$  – маса  $i$ -тої частини тіла;  
 $r_i$  – відаль центра мас  $i$ -тої частини тіла від осі обертання.

Моменти інерції тіла відносно осей обертання, які проходять через його центр маси, називаються **головними (або центральними) моментами інерції тіла**.

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

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

де  $I_0$  – головний момент інерції тіла;

$I_x$  – момент інерції тіла відносно осі  $X$ ;  
 $m$  – маса тіла;  
 $b$  – віддаль між осями  $X$  і  $O$ .

Для деяких розрахунків користуються поняттям *радіус інерції*. Радіус інерції – це порівняльна міра інертності даного тіла відносно різних осей обертання. Радіус інерції тіла відносно осі  $Z$  – це лінійна величина, яка вираховується, як квадратний корінь частки від ділення моменту інерції тіла відносно заданої осі на його масу::

$$r = \sqrt{I_z / m} \quad [m]$$

$$I_z = m \cdot r_i^2 \quad [kg \cdot m^2]$$

де  $I_z$  – момент інерції тіла відносно осі  $Z$ ;  
 $m$  – маса тіла;  
 $r$  – радіус інерції.

Радіус інерції тіла геометрично рівний віддалі від осі його обертання до точки, у якій необхідно зосередити масу всього тіла, щоб її момент інерції відносно цієї осі був рівний моменту інерції всього тіла. Ця точка називається центром інерції і використовується для розв'язування багатьох завдань (наприклад, при аналітичному способі визначення розташування ЦМТ тощо).

В абсолютно твердому тілі центр мас і центр інерції співпадають. Однак, як впливає з вищесказаного, це зовсім різні поняття.

## 6. Силкові характеристики.

Рухи тіл відбуваються під дією прикладених до них рушійних сил або без них (по інерції), коли прикладені лише гальмівні сили. Рушійні сили діють не завжди, у той час як без більших або менших гальмівних сил рух тіл ніколи не відбувається. Напрямок дії сили може співпадати і не співпадати з напрямком руху тіла. Зміна його руху відбувається лише під дією сил, які є причинами змін цього руху. Зв'язок дії сили із зміною руху тіла розкривають силкові 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. Згідно з другим законом Ньютона, сила, з якою одне тіло діє на інше, прямо пропорційна масі тіла та одержаному цим тілом, внаслідок дії вказаної сили, прискоренню:

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

де  $\vec{F}$  – сила;  
 $m$  – маса тіла;  
 $\vec{a}$  – прискорення.

Напрямок прискорення співпадає з напрямком дії сили, що його спричинила. Дія сили на тіло визначається її модулем (числовою величиною сили), напрямком дії та точкою прикладення сили (до якого тіла і в якому місці вона прикладена). 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 напрямлені:

$$\vec{F}_1 = -\vec{F}_2 \quad [Н]$$

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

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

У біомеханіці розглядають три типи зовнішніх сил:

- сили **взаємного притягування** між тілами, які називаються гравітаційними силами. Вони діють на відстані і називаються дистантними;
- сили, які **обумовлені деформацією контактуючих тіл** (вони називаються пружними силами). До них відносять 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 **при контакті тіл** і обумовлені поверхневими явищами – контактні сили тертя.

При визначенні, які із сил, прикладених до тіла людини, є **зовнішніми** (тобто здатні змінити його імпульс та енергію), а які – **внутрішніми**, необхідно виявити, наслідком дії яких тіл вони є. До зовнішніх відносять сили дії інших тіл, які не входять у склад даної біомеханічної системи, тому відносно тіла людини сумарна сила тяжіння, викликана земною гравітацією, реакція опори, опір рухові, дія інших тіл (суперників, партнерів, тренера, м'яча тощо), сили інерції тощо – зовнішні сили, а м'язові тяги, пружні сили і сили тертя в самому організмі, сили інерції, що виникають при прискореному русі частин тіла, сила ваги одних частин тіла на сусідні. – внутрішні сили.

Якщо розглядати рух конкретної частини тіла, як окремого тіла, наприклад гомілки, то тяги м'язів, які відносяться до стегна, вагу стопи і



утримуючу дію стегна слід віднести до зовнішніх сил, так як їхня дія обумовлена тілами, що не входять в поняття «гомилка».

Таким чином, одні і ті-ж 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 їх дію можна замінити дією однієї сили, яка називається *рівнодійною*. Рівнодійна дорівнює векторній сумі сил, які вона замінює:

$$\vec{F}_R = \vec{F}_1 + \vec{F}_2 + \vec{F}_3 + \dots + \vec{F}_n = \Sigma \vec{F}_i [H]$$

Модуль рівнодійної сили визначається за правилом паралелограма.

Швидкість зміни сили – *градієнт сили* – це інтенсивність зміни сили з плином часу: вираз «швидкість» вживається не лише для характеристики інтенсивності руху, а й як міра інтенсивності зміни інших показників, у тому числі й сили.

Сила певних функціональних м'язових груп при виконанні будь-якої вправи безперервно змінюється. Від швидкості наростання сили часто залежить кінцевий ефект рухової дії (особливо, при швидких рухах в умовах дефіциту часу на виконання окремих фаз вправи тощо). У багатьох рухових завданнях (біг, метання та ін.) максимальну силу необхідно розвивати за малий проміжок часу, так як окремі фази вправи тривають не більше 0,09 – 0,25с (наприклад, відштовхування від опори в стрибках у висоту або в спринтерському бігу). А час, необхідний для досягнення максимальної сили, коливається у межах від 0,8 до 1,0 с (90% від максимальної сили тяги м'яз людини досягає приблизно за 0,3 с).

Якщо людина за певний час може розвинути силу, яка перевищує аналогічний показник інших осіб, то, не зважаючи на те, що їх максимальна сила може бути вищою, ніж у неї, при виконанні швидких вправ перевагу матиме власне вона (рис.2.6.).

Математично швидкість наростання сили буде виражатись співвідношенням  $dF/dt$ : як перша похідна від сили по часу.

Для чисельної характеристики градієнта сили використовують три показники:

-  $t_{1/2}$  – час досягнення сили, рівної половині від максимальної. Власне цей показник називають *градієнтом сили*;

- частка від ділення виразу  $F_{max}/t_{max}$ . Цей показник називають *швидкісно-силовим індексом*. Він дорівнює тангесу кута  $\beta$  (див. рис.2.7).

- *коефіцієнт реактивності* (по Ю. М. Верхошанському), що використовується у випадках, коли переміщують не інші тіла (наприклад, спортивні прилади), а власне тіло (стрибки, підтягування, долання підйомів тощо):

$$K_R = F_{max} / t_{1/2} \cdot M [H/c \cdot kg]$$

де  $K_R$  – коефіцієнт реактивності;

$F_{max}$  – максимальна сила тяги м'язів;  
 $t_{1/2}$  – градієнт сили.

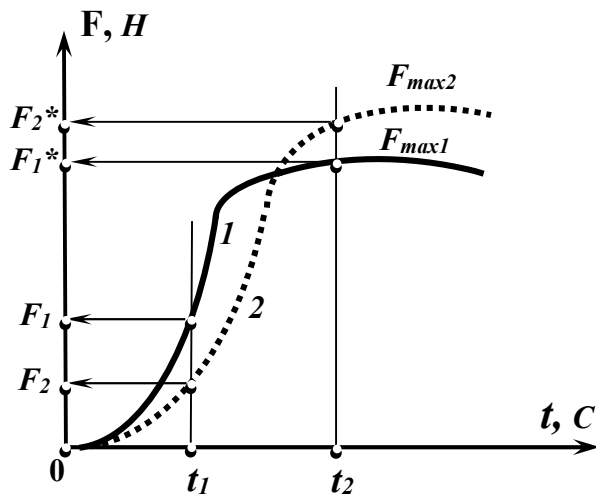


Рис.2.6. Наростання сили тяги м'язів з плином часу у двох осіб

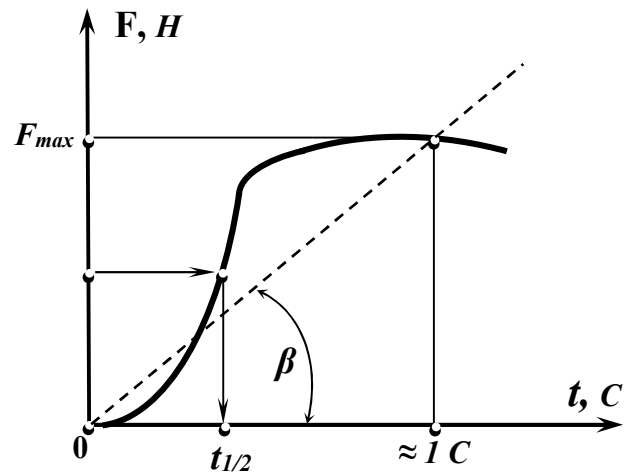


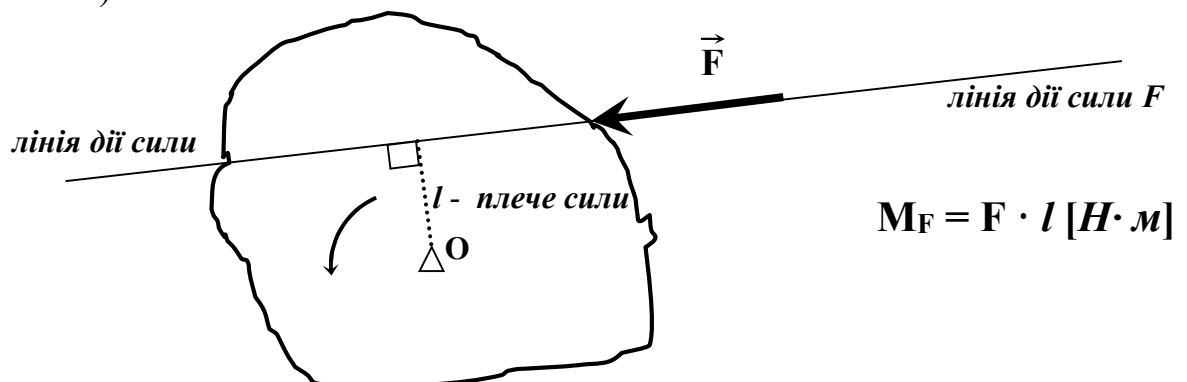
Рис. 2.7. Визначення швидкісно-силового індексу

Вести мову про силу і результат її дії можна лише у випадку поступального руху тіла. Проте рухові дії тіла людини, як біомехнічної системи, частіше характеризуються обертовими рухами в суглобах. Зміна обертового руху залежить від моментів сил – їх обертової дії на окремі частини тіла.

**Момент сили** характеризує обертовий ефект дії сили і є кількісною мірою обертової дії сили на тіло. При цьому 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.2.8.):



$l$  - плече дії сили, тобто довжина перпендикуляра, опущеного з осі обертання (т.О) на лінію дії сили

Рис.2.8. Визначення величини моменту сили.

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

Якщо на тіло діє декілька сил, розташованих в одній площині (плоска система сил), то модуль моменту рівнодійної сили визначається за теоремою Варіньйона: момент рівнодійної системи плоских однонапрямлених сил відносно будь-якої точки на площині дорівнює алгебраїчній сумі моментів складових сил відносно цієї ж точки:

$$\vec{M} = \vec{M}_1 + \vec{M}_2 + \vec{M}_3 + \dots + \vec{M}_n = \Sigma \vec{M}_i [H \cdot m]$$

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

Величина дії сили або моменту сили на тіло при відомій його масі або відомому моменті інерції дозволяє розрахувати прискорення (інтенсивність зміни його швидкості). Але частіше стоїть 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 (при поступальному русі), називають *імпульсом сили*.

Запишемо вираз другого закону Ньютона у наступному вигляді:

$$\vec{F} = m \cdot \vec{a} = m (\vec{V}_2 - \vec{V}_1 / dt), \text{ тобто } \vec{F} \cdot t = m \cdot \vec{V}_2 - m \cdot \vec{V}_1$$

Величину  $\vec{F} \cdot t$  називають імпульсом сили, який дорівнює добутку сили на час її дії  $U$  випадку, коли сила  $\vec{F}$  і за модулем, і за напрямком постійна ( $\vec{F} = \text{const}$ ), імпульс сили вираховується за формулою:

$$\mathbf{S} = \mathbf{F} \cdot t [H \cdot c]$$

Коли одночасно діє декілька сил, сума їх імпульсів дорівнює імпульсу їх рівнодійної за той же час. Будь-яка сила, що діє протягом певного часу (наприклад, сила відштовхування ноги від опорної поверхні), характеризується імпульсом.

Якщо сила змінюється в часі, то імпульс сили визначається як інтеграл від елементарного імпульсу взятого в межах від  $t_1$  до  $t_2$ :

$$\mathbf{S} = \int_{t_1}^{t_2} \mathbf{F}(t) \cdot dt [H \cdot C]$$

де  $\int$  – символ інтеграла з граничними значеннями  $t_1, t_2$

Величину, рівну добутку маси тіла на його швидкість, називають імпульсом тіла. Імпульс тіла – величина векторна і позначається буквою  $\vec{p}$ :

$$\vec{p} = m \cdot \vec{V} \quad [кг \cdot м / с]$$

**Імпульс тіла** – це міра поступального руху, яка характеризує його здатність передаватись іншому тілу у вигляді механічного руху. Імпульсом системи тіл називається геометрична (векторна) сума імпульсів усіх тіл, які входять у дану систему. Сумарний імпульс системи (векторна сума імпульсів тіл, які утворюють систему) при взаємодії тіл усередині системи, не змінюється, тобто внутрішні сили не змінюють сумарного імпульсу системи:

$$\mathbf{M} \cdot \vec{V} = m_1 \cdot \vec{V}_1 + m_2 \cdot \vec{V}_2 + m_3 \cdot \vec{V}_3 + \dots + m_n \cdot \vec{V}_n = m_i \cdot \vec{V}_i \quad [кг \cdot м / с]$$

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

$$\text{при } \Sigma \vec{F}_i = \vec{0} \quad \mathbf{M} \cdot \vec{V} = \Sigma m_i \cdot \vec{V}_i = \text{constanta}$$

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

$$m_1 \cdot \vec{V}_1 + m_2 \cdot \vec{V}_2 = m_1 \cdot \vec{U}_1 + m_2 \cdot \vec{U}_2$$

де  $\vec{V}_1$  і  $\vec{V}_2$  – доударні швидкості тіл;  
 $\vec{U}_1$  і  $\vec{U}_2$  – післяударні швидкості тіл.

Запишемо вираз другого закону Ньютона для поступального руху:

$$\vec{F} = m \cdot \vec{a} \quad [H]$$

Для обертового руху в ролі лінійного прискорення виступає кутове ( $\epsilon = a / r$ , відповідно  $a = r \cdot \epsilon$ ), а рушійною дією є обертовий момент  $\mathbf{M}(\mathbf{F}) = \mathbf{F} r$ , де  $r$  - радіус обертання - плече дії сили  $\mathbf{F}$ . Тоді вираз другого закону Ньютона для обертового руху прийме вигляд:

$$\vec{M}(\mathbf{F}) = \vec{F} \cdot r = m \cdot \vec{a} \cdot r = m \cdot r \cdot \vec{\epsilon} \cdot r = \vec{I} \cdot \vec{\epsilon} \quad [H \cdot м / с^2]$$

де  $I$  – момент інерції тіла;  
 $\epsilon$  – кутове прискорення обертання тіла,  $\epsilon = d\omega/dt$ ;  
 $\omega$  – кутова швидкість обертання тіла.

З попередньої формули  $\mathbf{M}(\mathbf{F}) = \mathbf{I} \cdot \varepsilon$  отримуємо наступне рівняння:

$$\mathbf{L} = \mathbf{M}(\mathbf{F}) \cdot \Delta t = \mathbf{I} (\omega_2 - \omega_1) \quad [\text{Н} \cdot \text{м} \cdot \text{С}]$$

де  $\mathbf{L}$  – імпульс моменту сили;  
 $\mathbf{K} = \mathbf{I} \cdot \omega$  – кінетичний момент.

Порівняння поступального руху з обертовим показує, що рівняння обертового руху подібні до рівнянь поступального руху, у яких замість сили  $\mathbf{F}$  фігурує момент сили  $\mathbf{M}(\mathbf{F})$ , а замість маси  $\mathbf{m}$  – момент інерції  $\mathbf{I} = \mathbf{m} \cdot \mathbf{r}^2$ , замість імпульсу сили  $\mathbf{F} \cdot \mathbf{t}$  – імпульс моменту сили  $\mathbf{M}(\mathbf{F}) \cdot \mathbf{t}$ , а замість імпульсу тіла  $\mathbf{m} \cdot \mathbf{V}$  – кінетичний момент  $\mathbf{K} = \mathbf{I} \cdot \omega$ .

**Кінетичний момент** – це імпульс тіла при обертотому русі – міра обертового руху, що характеризує його здатність передаватись іншому тілу у вигляді механічного руху. Кінетичний момент обертового руху тіла відносно осі обертання дорівнює добуткові моменту інерції тіла відносно даної осі обертання на його кутову швидкість:

$$\mathbf{K} = \mathbf{I} \cdot \omega \quad [\text{кг} \cdot \text{м}^2 / \text{с}^2]$$

Сумарний кінетичний момент системи унаслідок взаємодії тіл системи не змінюється, тобто внутрішні сили не змінюють сумарного кінетичного моменту системи. Тому для двох тіл можна записати:

$$\mathbf{I}_1 \cdot \omega_1 = \mathbf{I}_2 \cdot \omega_2$$

Векторна сума кінетичних моментів тіл до взаємодії дорівнює векторній сумі її кінетичних моментів після взаємодії.

Зміна кінетичного моменту відбувається внаслідок дії імпульсу моменту зовнішніх сил  $\mathbf{M}(\mathbf{F}) \cdot \mathbf{t}$ .

**Імпульс моменту сили** – це міра дії моменту сили відносно заданої осі протягом певного проміжку часу. За кінцевий проміжок часу  $d\mathbf{t}$  імпульс моменту сили дорівнює добутку моменту сили на час:

$$\vec{K}_z = \int_{t_1}^{t_2} \mathbf{M}_z(\vec{F}) \cdot dt \quad [\text{кг} \cdot \text{м}^2 / \text{с}^2]$$

Імпульс сили та імпульс моменту сили, що діють на тіло, викликають зміну його руху, яка залежить від інертності тіла і проявляється в зміні швидкості (імпульсу тіла, кінетичного моменту).

Таким чином, до раніше розглянутих кінематичних мір зміни руху (лінійні та кутові швидкості і прискорення) додаються динамічні міри зміни руху (імпульс тіла і його кінематичний момент). Разом з мірами дії сил вони пояснюють причини руху та його зміни.

## 7. Енергетичні характеристики

Сили, прикладені до твердого тіла, виконують *механічну роботу*, змінюючи положення та швидкість руху його частин і змінюючи тим самим його механічну енергію. Робота характеризує процеси зміни енергії системи. Енергія, у свою чергу, 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.

Енергія, яка визначається взаємним розташуванням тіл (або частин тіла), між якими діють консервативні сили (наприклад, сили гравітаційного притягання), називається **потенціальною енергією**. Потенціальну енергію мають тіла, які підняті над площиною відліку, а також zdeформовані (розтягнуті, стиснуті, зігнуті чи скручені) пружні тіла. Для тіл, які знаходяться на поверхні Землі, потенціальна енергія звичайно (але не завжди) приймається рівною нулю. Потенціальну енергію  $E_{\text{п}}$  тіла в полі сил тяжіння, піднятого на висоту  $h$ , визначають за формулою:

$$E_{\text{п}} = m \cdot g \cdot h \text{ [Дж]}$$

де  $g$  – прискорення вільного падіння тіл на Землі  
(в 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 прийнятої нами для розрахунку горизонтальної поверхні, відносно якої і визначається потенціальна енергія в даному випадку.

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

$$E_{\text{пр}} = k \cdot dx^2 / 2 \text{ [Дж]}$$

де  $k$  – коефіцієнт жорсткості пружного тіла (відношення пружної сили до викликаної нею деформації);  
 $dx$  – величина деформації.

При зміні розташування тіла (його піднімання чи опускання, зміні пози тощо), його потенціальна енергія переходить в *кінетичну*. Енергія руху, яка визначається швидкістю тіла, називається кінетичною енергією. Кінетична енергія – це енергія механічного руху тіла. При поступальному русі вона пропорційна масі тіла та квадрату його швидкості:

$$\vec{E}_{\text{к}} = m \cdot \vec{V}^2 / 2 \text{ [Дж]}$$

де  $m$  – маса тіла,  $кг$ ;  
 $\vec{V}$  – швидкість руху тіла,  $м/с$ .

При обертovому русі кінетична енергія тіла вираховується за іншою формулою:

$$\vec{E}_k = I \cdot \vec{\omega}^2 / 2 \quad [Дж]$$

де  $I$  – момент інерції тіла,  $кг \cdot м^2$ ;  
 $\omega$  – кутова швидкість обертання тіла,  $1/с$  ( $c^{-1}$ ).

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

*Механічна робота сили* – це міра дії сили на тіло при його деякому переміщенні під дією цієї сили. Величина роботи сили над тілом визначається скалярним добутком її величини (модуля) на величину переміщення точки прикладання цієї сили в напрямку її дії.

$$\vec{A} = \vec{F} \cdot s \cdot \cos \alpha \quad [Дж]$$

де  $\vec{A}$  – механічна робота;  
 $\vec{F}$  – сила, яка виконала роботу,  $Н$ ;  
 $s$  – величина переміщення тіла,  $м$ ;  
 $\alpha$  – кут між напрямком дії сили і напрямком переміщення тіла.

У загальному випадку, коли сила з плином часу змінюється, а траєкторія руху точки криволінійна, робота сили є сумою елементарних робіт:

$$\vec{A} = \int_0^s \vec{F}_s \cdot ds \quad [Дж]$$

де  $\vec{F}_s$  – проекція сили на напрям переміщення тіла.

Якщо сила напрямлена у бік руху тіла (або під гострим кутом до напрямку його руху), вона виконує додатню роботу, збільшуючи енергію тіла. Сили, напрямом яких співпадає з напрямком переміщення тіла, називають рушійними силами або силами тяги. Коли ж сила напрямлена проти напрямку руху тіла (або під тупим кутом до його переміщення), то робота цих сил – від'ємна, а енергія тіла зменшується. Такі сили називають гальмівними – це сили опору рухові або тертя.

Робота сили тертя  $\vec{A}_{\text{тр}}$  при коефіцієнті тертя ковзання  $\mu$  визначається за формулою:

$$\vec{A}_{\text{тр}} = - \mu \cdot \vec{N} \cdot s \text{ [Дж]}$$

де  $\vec{N}$  – сила нормального тиску відносно площини переміщення.

При горизонтальному переміщенні:

$$\vec{N} = m \cdot \vec{g} \text{ [Н]}$$

У випадку похилої площини:

$$\vec{N} = m \cdot \vec{g} \cdot \cos \alpha \text{ [Н]}$$

де  $\alpha$  – кут нахилу площини, якою рухається тіло відносно горизонту.

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

Робота сили тяжіння  $\vec{A}_{\text{mg}}$  залежить від початкового і кінцевого розташування тіла і не залежить від форми і довжини траєкторії – вона визначається зміною положення тіла відносно Землі:

$$\vec{A}_{\text{mg}} = m \cdot \vec{g} \cdot dh \text{ [Дж]}$$

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

При опусканні тіла робота сил тяжіння додатня, а при підніманні – від'ємна.

Робота сил тяжіння при русі матеріальної точки по замкнутій траєкторії рівна нулю. Сили, робота яких по замкнутому контуру рівна нулю, називаються консервативними. Сила тяжіння є консервативною силою.

Консервативною силою є також сила пружності. Робота сил пружності при деформації (розтягу, стиску, згині чи закручуванні) пружного тіла з коефіцієнтом жорсткості  $k$  на величину вираховується за формулою:

$$\vec{A}_{\text{пр}} = - k \cdot d\vec{x}^2 / 2 \text{ [Дж]}$$

Робота сили при обертовому русі на кінцевому шляху залежить від моменту сили  $M(F)$  і кутового переміщення  $\varphi$ :



$$\vec{A}_{об} = \int_{r_1}^{r_2} \vec{M}(F) \cdot d\varphi \quad [Джс]$$

Роботу при повороті тіла на кут  $\varphi$  при обертовому русі у випадку постійного моменту сили  $\vec{M}(F)$  визначають наступним способом:

$$\vec{A}_{об} = \vec{M}(F) \cdot \varphi \quad [Джс]$$

При 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, що визначається, як відношення роботи до часу, протягом якого вона здійснювалась:

$$\vec{N} = \vec{A} / t \quad [Дж/с] = [Вт]$$

Потужність роботи над тілом у випадку його прямолінійного рівномірного руху визначається за формулою:

$$\vec{N} = \vec{A} / t = \vec{F} \cdot s / t = \vec{F} \cdot \vec{V} \quad [Вт]$$

де  $\vec{V} = \text{const}$  – швидкість прямолінійного рівномірного руху.

Потужність у випадку рівномірного обертання тіла визначають за формулою:

$$\vec{N}_{об} = \vec{M}(F) \cdot \vec{\omega} \quad [Вт]$$

Ефективність прикладання сил в класичній механіці визначають за величиною *коефіцієнта корисної дії* (К.К.Д.), який розраховується, як відношення корисної роботи ( $A_k$ ) до всієї затрачено роботи ( $A_z$ ) рушійних сил, і може приймати значення від «0» до «1»:

$$\text{К.К.Д.} = A_k / A_z = N_k / N_z$$

Чим більший К.К.Д., тим ефектніший рух.

Ще в середині XIX століття фахівці намагалися оцінити механічну ефективність м'язової роботи (знайти біологічний аналог коефіцієнта корисної дії механізмів). Запропонований показник – відношення зовнішньої механічної роботи  $A_{зовн.}$  до загальних (валових) енерговитрат організму – назвали *коефіцієнтом механічної ефективності* (К.М.Е.):

$$\text{К.М.Е.} = A_{зовн.} / E_B$$

де  $E_B$  – валові енерговитрати організму

У поняття **валові енерговитрати організму** входять: енергозабезпечення зовнішньої (видимої нам) механічної роботи, основного обміну; посиленої активності фізіологічних систем при активній м'язовій роботі; активності м'язів, що утримують позу, рівновагу тощо; долання сил тертя в організмі і т. ін.

Виділити із знаменника енерговитрати, які безпосередньо не стосуються зовнішньої механічної роботи, дуже важко. Різні дослідники вираховували енерговитрати на основний обмін, витрати енергії у стані спокою (лежачи, сидячи або в робочій позі), або на «холостому ході» (тобто, при виконанні вправи без зовнішнього навантаження), наприклад: робота на велоергометрі без навантаження, ходьба по горизонтальній поверхні тощо. Проте, одержані значення «чистого» (нетто) коефіцієнта К.М.Е. коливалися від **0,19** до **0,45**.

У першу чергу, це пов'язане з неврахуванням **роботи на переміщення частин тіла** при виконанні будь-яких рухових дій, а також відсутністю чіткого фізіологічного смислу вираховування метаболічної енергії спокою з валових енерговитрат. Істинне значення К.М.Е., на нашу думку, повинне лежати у межах **0,35 – 0,45**, що підтверджується термодинамічними розрахунками та іншими біологічними фактами. Тобто, в чисельнику для виразу К.М.Е. повинна бути сума зовнішньої механічної роботи і роботи на переміщення частин тіла (яка також повинна бути віднесена до зовнішньої роботи). У знаменнику – із значення загальних енерговитрат організму (які можна визначити методом прямої калориметрії), доцільно вираховувати енергію на основний обмін.

Для практики певний інтерес представляє так званий "дельта"-коефіцієнт:

$$\Delta \text{К.М.Е.} = A_2 - A_1 / E_2 - E_1$$

де  $A_1$  та  $A_2$  – зовнішня механічна робота для завдань меншої та більшої інтенсивності;

$E_1$  та  $E_2$  – валові енерговитрати при виконанні цих завдань

Застосування **дельта – коефіцієнта** механічної ефективності дозволяє уникнути абсолютної похибки при експериментальному визначенні загальних енерговитрат організму при м'язовій роботі.

Не слід плутати К.М.Е., що визначається рівнем досконалості м'язового апарату, його енергозабезпечення та керування ним (аналог К.К.Д. для м'язів і систем забезпечення їх роботи), з коефіцієнтом використання механічної енергії (доцільністю використання  $A_{\text{зовн.}}$  з метою розв'язання рухового завдання).

У класичній механіці використовують два основних способи розрахунку величини виконаної роботи:

а) вираховують скалярний добуток векторів сили та переміщення точки її прикладання;

б) коли не всі сили, які діють на тіло, нам відомі, величину роботи, виконаної над ним, визначають за зміною його механічної енергії.

Основна складність розрахунку роботи на переміщення частин тіла пов'язана з тим, що тіло людини є так званою неконсервативною системою, в якій одна частина механічної енергії розсіюється, а інша – зберігається та використовується у наступних рухах.

Розглянемо три можливі шляхи збереження енергії в тілі людини:

а) перехід кінетичної енергії (енергії руху) окремих його частин у їх потенціальну енергію (енергію розташування в полі сил тяжіння);

б) перехід механічної енергії від однієї частини тіла до іншої;

в) накопичення енергії в послідовних пружних компонентах (сухожилках і сарколемі) пасивно розтягваних м'язах (аналогічно накопиченню енергії у пружинах, що деформуються) з наступним її повернення (ураховуючи часткові втрати на релаксацію з плином часу) в систему з метою виконання рухового завдання;

г) зворотнє перетворення механічної роботи в хімічну енергію.

Результати сучасних досліджень не дають особливих сподівань стосовно п.п. «в» і «г». Виявлено також, що при реверсивній роботі м'язів підвищення їх К.К.Д. обумовлюється в першу чергу збільшенням концентрації іонів  $\text{Ca}^{++}$  – активаторів механохімічної реакції, яка збільшується при руйнуванні клітинних мембран від інтенсивного стискання м'яза сарколемою під час його сильного розтягу. Пружні компоненти м'язів, унаслідок їх порівняно високої жорсткості, не можуть при розтягу зовнішніми силами нагромаджувати достатню кількість енергії.

Принципова можливість синтезу в м'язах (при їх пасивному розтягу) макроергічних хімічних сполук, які можуть бути використанні, як додаткове джерело виконання механічної роботи, залишається мало вивченою.

Що ж стосується п. «б», то, на відміну від механізмів і машин (наприклад, двигуна внутрішнього згорання, швейної машинки і ін., де усі частини механізму та їх рухи однозначно пов'язані), навряд чи можлива передача механічної енергії від однієї руки до іншої, чи від руки до ноги (крім окремих випадків, де ці частини тіла механічно зв'язані між собою (наприклад, ноги велосипедиста – кривошипом з педалями, а руки весляра – веслом). Це легко пояснити наявністю у кожної частини тіла індивідуальних рушіїв – м'язів, що нею рухаються, на відміну від механізмів, де усі деталі приводяться в рух від одної з них. Так, не викликає сумніву неможливість переходу енергії від однієї руки до іншої під час їх поперемінного піднімання та опускання. Тому збереження енергії в тілі людини реально можливе лише за рахунок переходу кінетичної енергії конкретних його частин у їх потенціальну енергію, і навпаки (подібно перетворенню енергії при коливаннях маятника (див. рис.2.9).

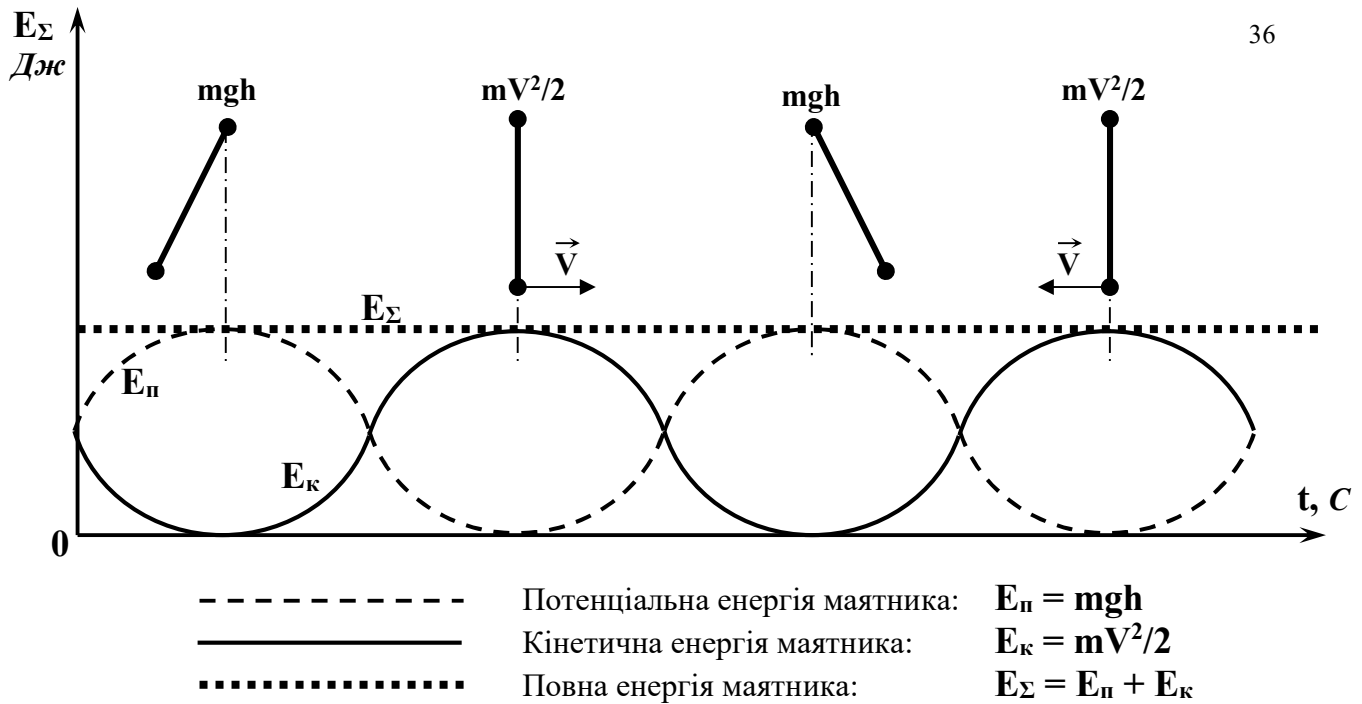


Рис.2.9. Перетворення механічної енергії при коливаннях маятника.

На практиці лише деякі рухи окремих частин тіла при виконанні певних рухових дій нагадують рухи маятника (наприклад, рухи рук і ніг під час ходьби та бігу). У більшості випадків (особливо це стосується швидких рухових дій), потенціальна і кінетична енергії окремих частин тіла змінюються несинхронно, що обумовлене необхідністю реалізувати в процесі їх виконання специфічні траєкторії і режими руху частин тіла, внаслідок чого сумарна енергія біомеханічної системи постійно змінюється, а ступінь взаємних переходів механічної енергії біоланки з одного виду в інший зменшується.

Яка частка кінетичної енергії частин тіла людини переходить в потенціальну і навпаки, а яка безповоротно втрачається у кожному циклі рухових дій, показує коефіцієнт рекуперації енергії (рис. 2.10).

$$K = [(dE_{\Pi} + dE_{К}) - dE_s / dE_{\Pi} + dE_{К}] \cdot 100\%$$

де  $dE_{К}$  – кінетична енергія системи;  
 $dE_{\Pi}$  – потенціальна енергія системи;  
 $dE_s$  – повна енергія системи.

При повному переході енергії ( $dE_s = 0$ ) коефіцієнт рекуперації механічної енергії:  $K = 1$ , як в маятнику:

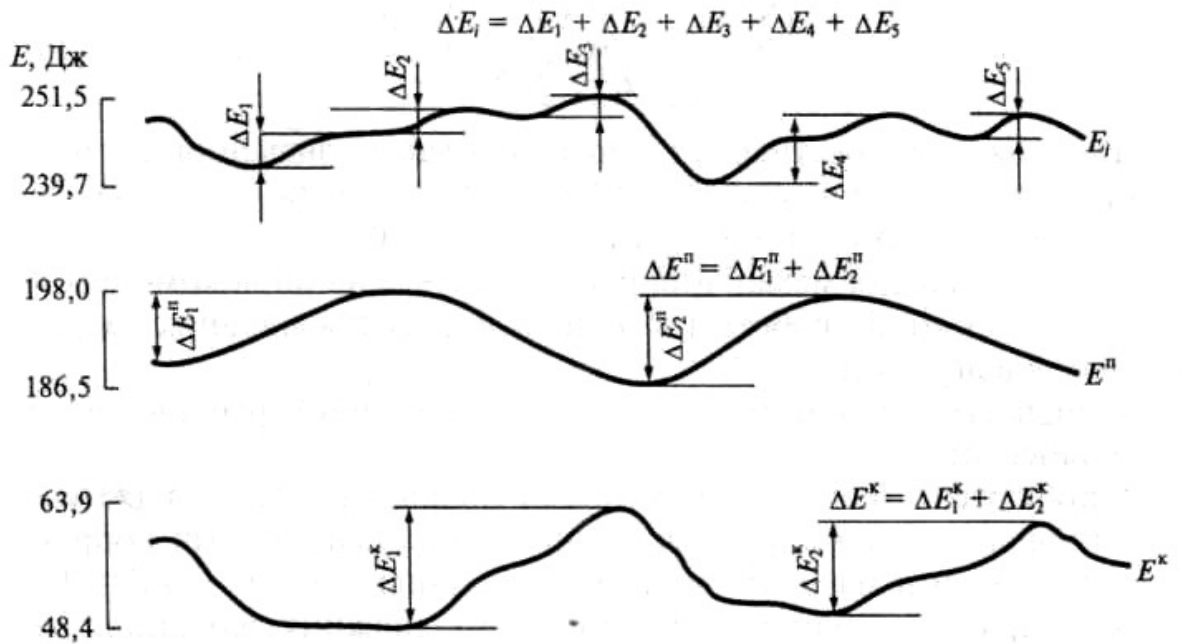


Рис. 2.10. Зміна кінетичної  $E_k$ , потенціальної  $E_p$  та повної  $E_i$  механічної енергії верхньої частини тулуба в одному циклі нормальної ходьби з швидкістю **2,27 м/с** обстежуваного А.П. вагою **81,8 кг** та зростом **1,89 м**:

$E_k$ ,  $E_p$ ,  $E_i$  – механічна робота по збільшенню кінетичної, потенціальної та повної механічної енергії

Результати спеціальних розрахунків та експериментальні дані показують, що робота на переміщення частин тіла, що виконується за один оберт педалей велоергометра, змінюється пропорційно квадрату частоти педалювання, а потужність – пропорційно її кубу (рис.2.11):

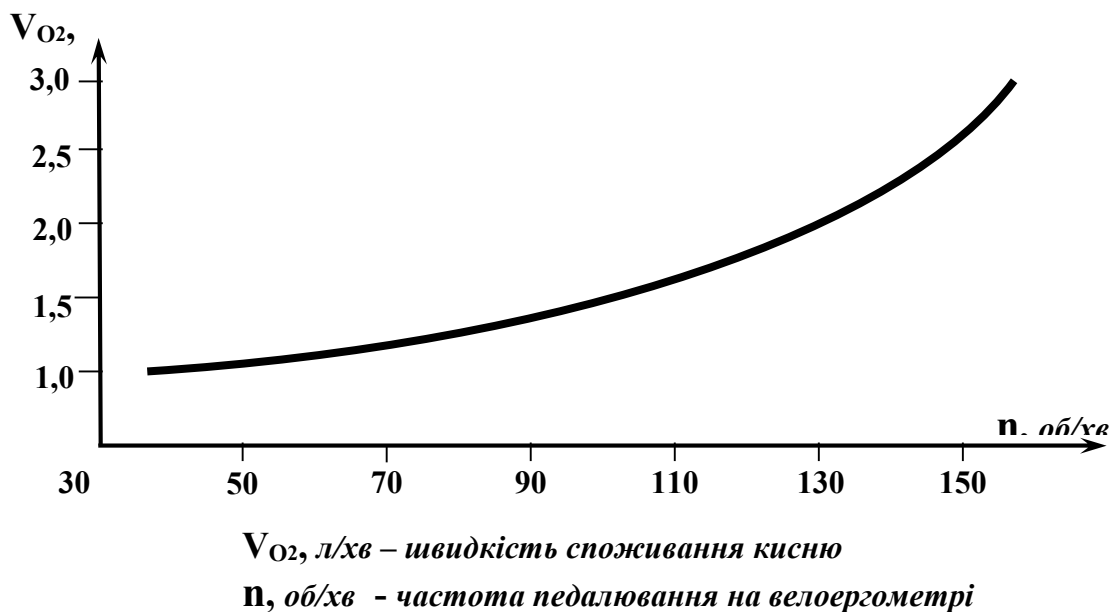


Рис. 2.11. Залежність швидкості споживання кисню від частоти рухів:

Підвищення механічної ефективності рухових дій можливе за рахунок максимального використання механічної енергії, що знаходиться в системі (тобто її переходу від одного виду в інший та від однієї частини тіла до іншої), і зменшення енерговитрат на переміщення частин тіла людини та елементів його спорядження шляхом оптимізації робочої пози, зменшення маси спорядження, більш досконалої міжм'язової координації та біомеханічної структури фізичних вправ.

Коефіцієнт рекуперації енергії в циклічних локомоціях залежить від частоти виконання вправи, і для велосипедного педалювання має вигляд, як на рис. 2.12.

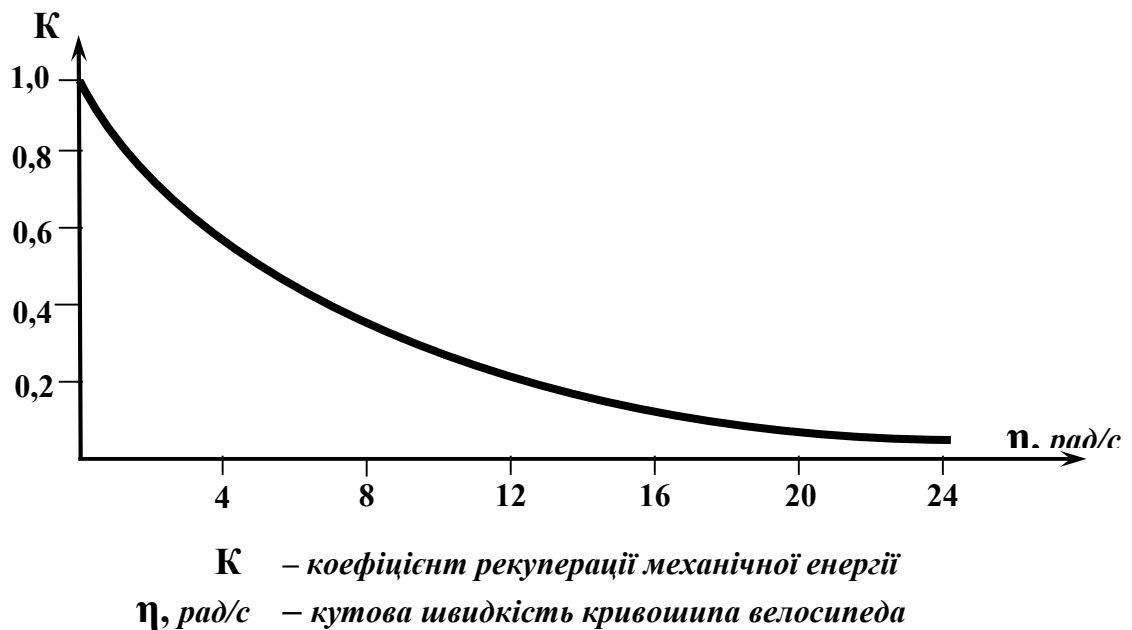


Рис. 2.12. Коефіцієнт рекуперації механічної енергії ніг велосипедиста Н.О. масою **74 кг** та довжиною тіла **1,89 м** при педалюванні з різною частотою, сидячи в сідлі (розрахункові дані).

## Біомеханічні особливості м'язового скорочення

### 1. Біомеханіка м'язового скорочення. Основні біомеханічні показники роботи м'яза

Як уже підкреслювалось, живий скелетний м'яз людини – надзвичайно складне утворення: він демонструє свої механічні характеристики *лише у випадку його підключення до системи кровообігу та центральної нервової системи*, причому зовнішня подібність його поведінки до механічних властивостей неживих матеріалів обумовлена зовсім іншими і набагато складнішими внутрішніми причинами.

Тому говорити про традиційні *механічні властивості* матеріалів (як то пружність, твердість в'язкість, міцність, текучість тощо) відносно живих м'язів людини – просто некоректно (порівняйте: говорити про міцність чи текучість комп'ютера або твердість чи міцність на розрив електронних деталей).

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

*Основна функція м'язів* – це перетворення хімічної енергії макроергічних сполук у механічну роботу (так звана *механо-хімічна реакція*). Скорочення м'язів відбувається внаслідок взаємодії актинових та міозинових міофіламентів. Активатором механохімічної реакції є іони кальцію. Енергія для роботи поперечних мостиків молекул міозину постачається АТФ.

Розглядаючи будову скорочувальних елементів скелетного м'яза людини, можна зауважити, що він складається з окремих *м'язових пучків*, пучки – з *волокон* (клітин довжиною від кількох мм до 10-ти і більше см), а волокна – з *міофібрил* - тонких ниток товщиною 2 мкм. Міофібрили поділяються на товсті нитки – молекули *міозину* і тонкі нитки – білкові молекули *актину*. Поперечні *z-мембрани* розділяють міофібрили на маленькі волокна – *саркомери* – елементарні утворення м'яза, що проявляють його властивість скорочуватись (приблизно на 20 %, або на 5 мкм).

Коли N саркомерів діють паралельно (див. рис.3.1), тоді:

$$F = F_{\text{сарк.}} \times N, \text{ а } V = V_{\text{сарк.}},$$

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.

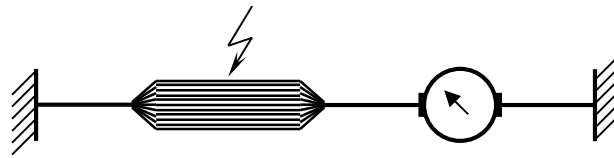


Рис. 3.1 Розрахункова схема «м'яза», утвореного з  $N$  саркомерів, що діють паралельно

Коли  $N$  саркомерів діють послідовно (див. рис.3.2), тоді:

$$F = F_{\text{сарк.}}, \text{ а } V = V_{\text{сарк.}} \times N$$

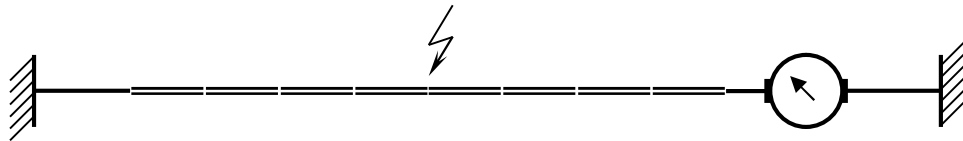


Рис.3.2. Розрахункова схема «м'яза», утвореного з  $N$  саркомерів, що діють послідовно.

Це дає змогу зробити висновок, що збільшення фізіологічного перетину м'яза приводить до зростання сили його тяги без зміни швидкості скорочення, і навпаки – збільшення довжини м'яза приводить до збільшення швидкості скорочення без зміни сили тяги.

## 2. Залежність сили тяги м'яза від його довжини

Практика показує, що найбільшу силу тяги м'яз проявляє при певній оптимальній довжині. Ця довжина називається **довжиною спокою**. Пояснюється це експериментальними даними, одержаними при вивченні скорочення м'язового волокна (див. рис.3.3).

При великій довжині м'яза (т. А) перекриття ниток актину та міозину мале, тому мала кількість мостиків, утворених між ними при активації м'яза, які «тягнуть» (а). При малій довжині м'яза (F) нитки актину впираються в Z-мембрани молекул міозину і сила тяги різко падає. Точки В, С, D і Е відповідають максимальному перекриттю актинових та міозинових ниток переважної більшості саркомерів м'яза; ця довжина м'яза і є **довжиною спокою**, яка відповідає максимальній силі тяги.



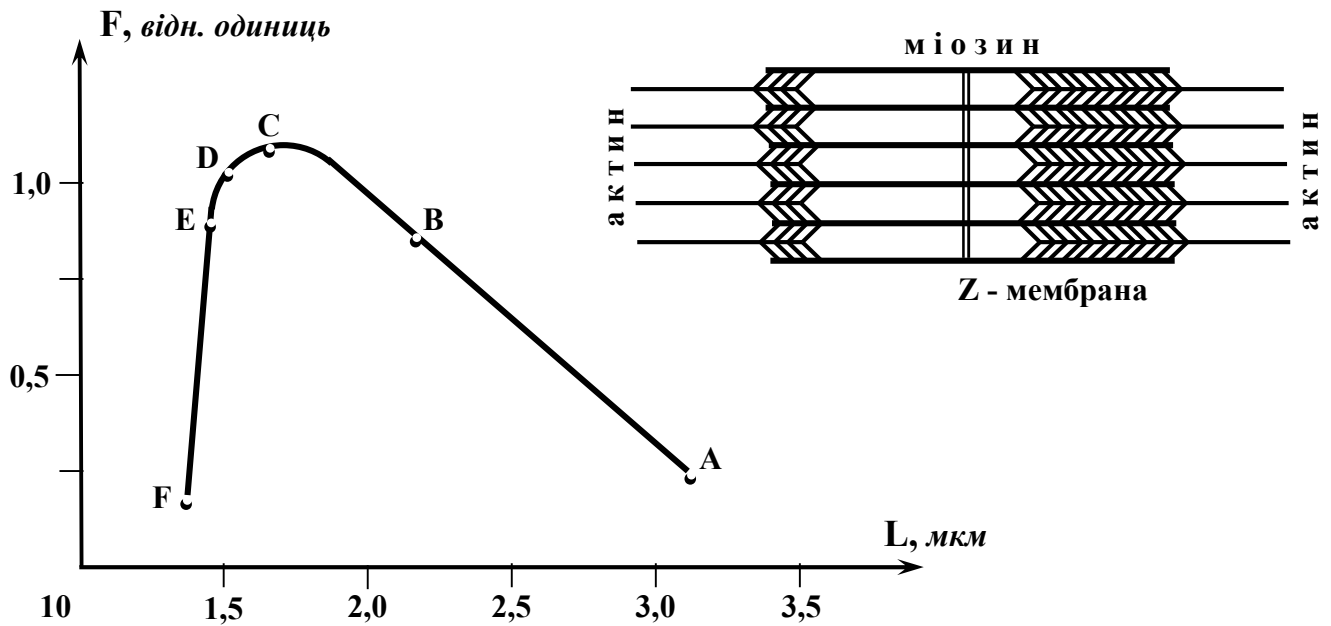


Рис.3.3. Вплив довжини саркомера на напруження, що розвивається окремими м'язовими волокнами та схема перекриття міозинових та актинових ниток при різній довжині саркомера (по А.Гордон, 1962).

Крива а) на рис.3.4. і відображає силу активної тяги скелетного м'яза людини залежно від його довжини. Крива в) показує опір пасивному розтягу розслабленого м'яза зовнішньою силою. Крива с) є сумою кривих а) і в) -  $c) = a) + b)$  - і відображає реальну залежність сили тяги м'яза від його довжини.

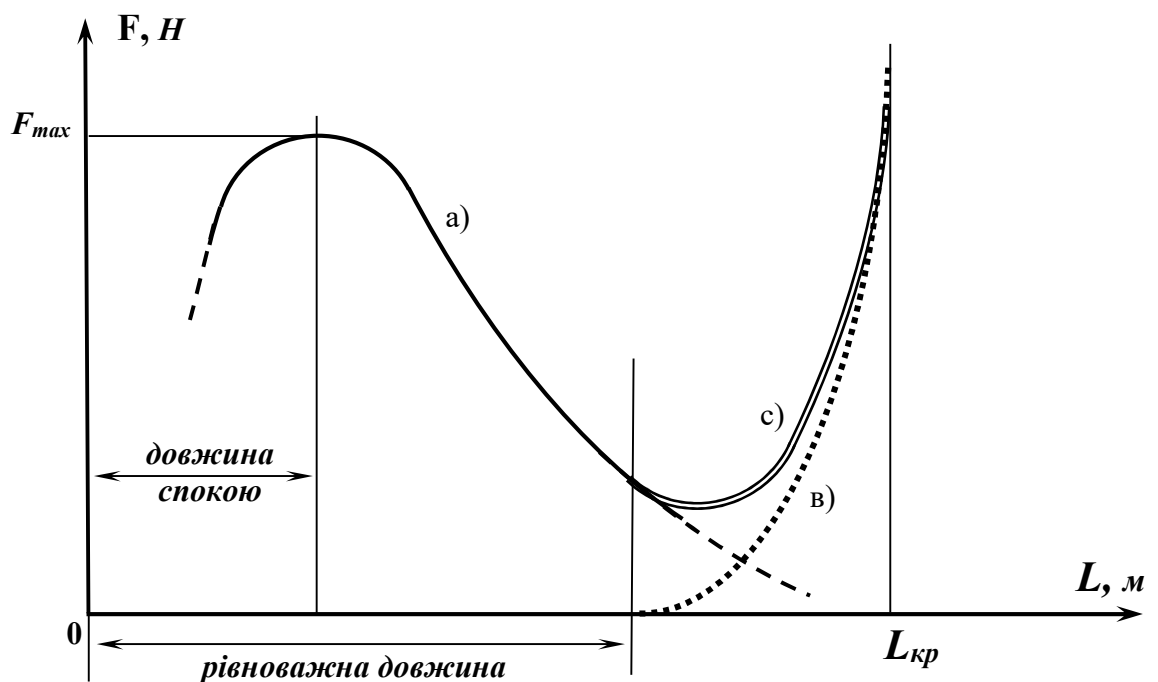


Рис.3.4. Залежність сили тяги м'яза від його довжини.

Чим більше у м'яза з'єднувальної тканини, тим менша її *рівноважна довжина* (довжина розслабленого м'яза, витягнутого в одну лінію), тому характер кривої с) може бути дещо іншим (див.рис.3.5.), що особливо характерне більшості м'язів нижніх кінцівок.

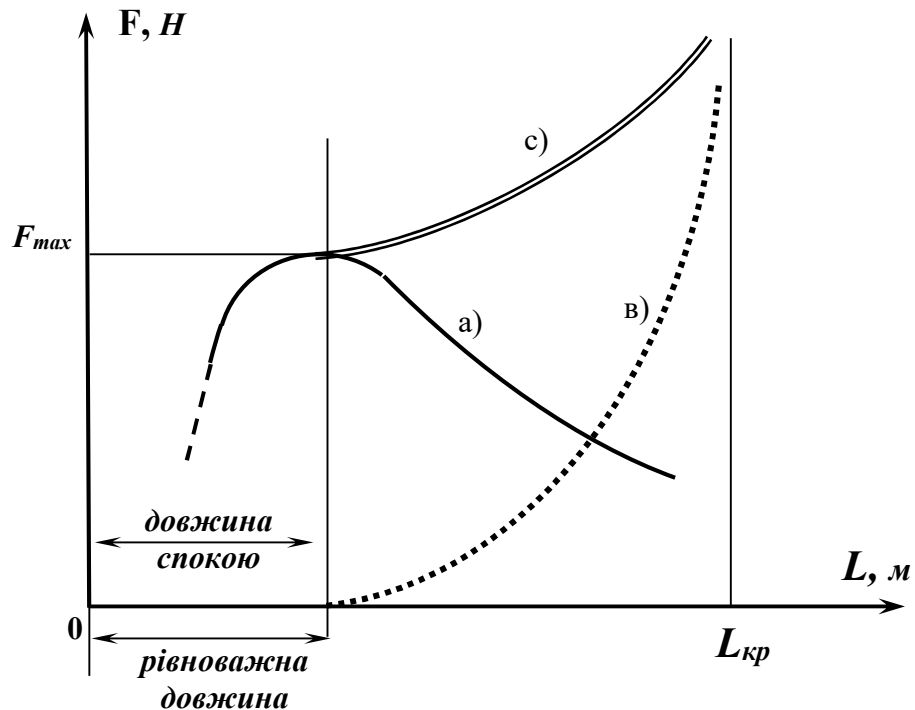


Рис.3.5. Залежність сили тяги м'язів з великою кількістю з'єднувальної тканини від довжини.

Тобто, збільшення максимальної сили тяги м'язів при їх великій довжині обумовлене не активною тягою саркомерів, а їх попереднім пасивним розтягом за рахунок зовнішніх сил (наприклад, силами інерції тіла людини та його частин або інерцією спорядження та приладдя).

### 3. Залежність сили тяги м'яза від часу

Сила тяги на кінці м'яза з'являється не відразу після виникнення сили у скорочувальних елементах, а через деякий час, поки не розтягнуться *послідовні пружні компоненти* м'яза. Записані експериментально *електроміограми* (величина керуючих роботою м'язів електричних потенціалів) м'язів нижніх кінцівок бігунів показали, що електрична активність у них спостерігається ще до початку активної роботи – приблизно за 15-25 мс до постановки стопи на опорну поверхню.

На рис.3.6. показана залежність сили тяги скелетного м'яза людини від часу. У *режимі поодинокого скорочення* (один електричний імпульс збудження) сила тяги м'яза поступово зростає, а потім зменшується до нуля. Якщо збуджуючі імпульси подаються на м'яз один за одним, м'яз може розвивати набагато більшу силу тяги, скорочуючись у так званому *режимі*

**тетануса.** Для досягнення максимальної сили чи найвищої швидкості її зростання ці імпульси повинні бути певної форми, частоти та амплітуди. У висококваліфікованих фахівців якість керування своїми м'язами за рахунок досконалих збуджуючих імпульсів значно вища, ніж у новачків. Крім цього, їхні м'язи завдяки багаторічним тренуванням збуджуються значно краще, періоди розслаблення (а, значить, і витривалість людини) зростають, м'язи включаються і виключаються з роботи дуже вчасно (таку злагоджену картину м'язової роботи деколи називають **м'язовим ансамблем**).

Звичайно максимальної сили тяги в режимі тетанічного скорочення скелетні м'язи людини досягають приблизно через одну секунду після початку їх збудження. Тому при виконанні більшості фізичних вправ м'язи не досягають своєї максимальної сили тяги, а для виконання деяких дій, як уже згадувалось вище, м'язи починають активуватися завчасно перед виконанням роботи. Для практики спорту уміння людини швидко нарощувати силу тяги м'язів часто має більше значення, ніж максимальна сила.

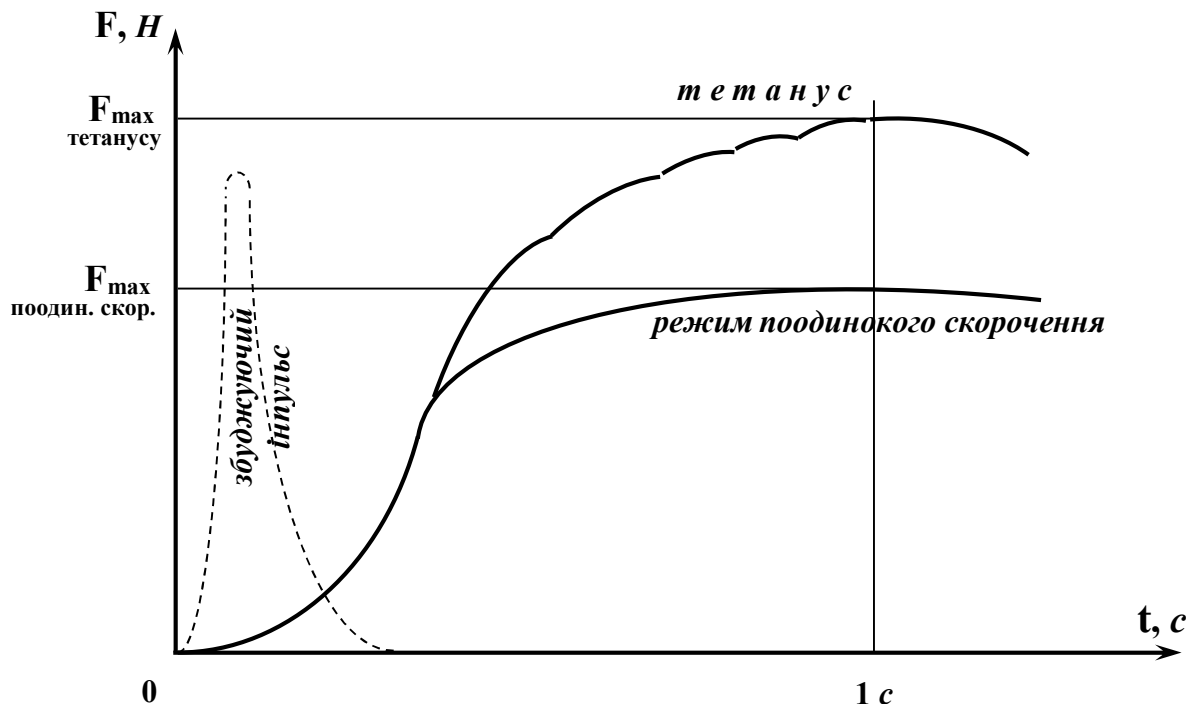


Рис.3.6. Залежність сили тяги м'яза від часу.

Механічні показники скорочення м'яза залежать від зовнішнього навантаження, із збільшенням якого зростає латентний час реакції, зменшується величина скорочення, падає швидкість скорочення.

#### 4. Залежність сили тяги м'яза від швидкості його скорочення (крива Хілла)

Залежність сили тяги від швидкості скорочення м'яза надзвичайно важлива, адже добуток сили на швидкість дає потужність його роботи – основний показник при виконанні рухових дій *спринтерського характеру*. Істотний внесок у вивчення згаданої залежності зробив відомий спортсмен-легкоатлет і вчений А.В.Хілл (1938 р.), іменем якого часто називають залежність "сила тяги – швидкість скорочення м'яза". Між цими показниками роботи м'яза – обернено-пропорційна залежність, яка може бути описана формулою:

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

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.

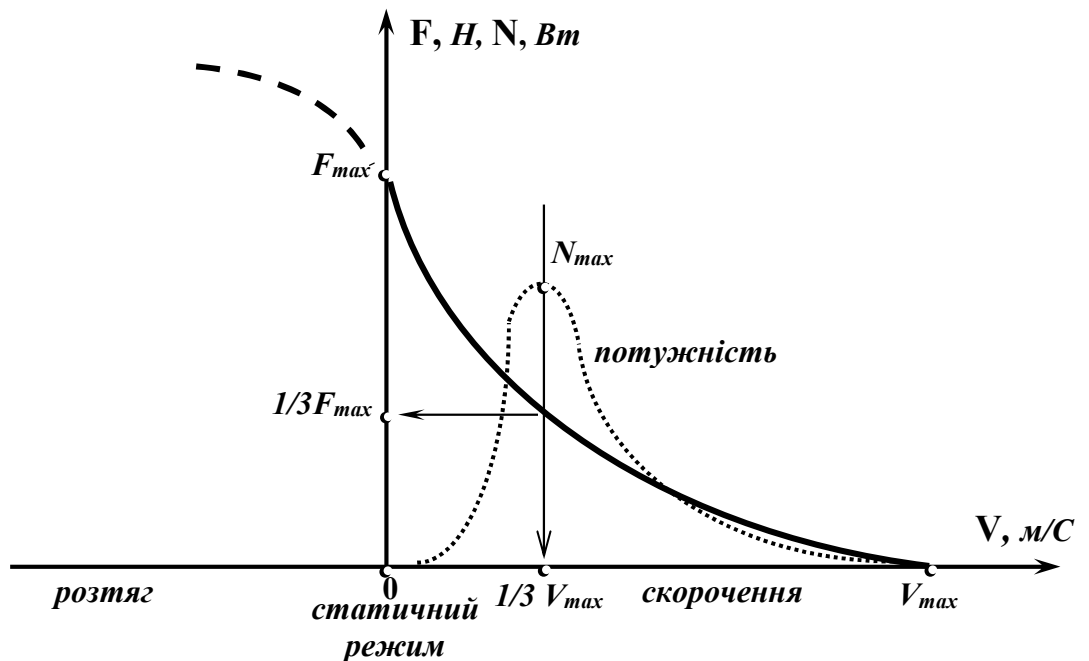


Рис. 3.7. Залежність сили тяги м'яза від швидкості його скорочення (крива Хілла)

Як видно з рис.3.7, максимальну потужність м'яз людини розвиває в режимі скорочення з швидкістю, що становить третину від максимальної. При цьому сила тяги на його кінцях також становить приблизно третю частину від максимальної ізометричної сили. У випадку максимальної швидкості скорочення чи максимальної сили тяги м'яза (які, згідно кривої Хілла, ніколи не можуть виникнути одночасно), потужність його роботи

рівна нулю, що пояснюється формулою для розрахунку потужності скорочення м'яза:

$$\vec{N} = \vec{F} \cdot \vec{V} \text{ [Вт]}$$

**Максимальна економічність м'язової роботи** спостерігається при швидкості його скорочення, рівній двадцяти відсоткам від  $V_{\max}$ : у вказаному режимі співвідношення енерговитрат м'яза на виконання зовнішньої роботи і її розсіювання при теплоутворенні – найбільше.

Хоча для функціональних м'язових груп залежність сили тяги від швидкості їх скорочення (особливо на «краях» характеристики) не зовсім відповідає зображеній на рис.3.7, проте в основному її загальний характер зберігається, що активно використовуються при виконанні різних фізичних вправ. Наприклад, велосипедисти-спринтери використовують частоту педалювання 135–150 об/хв, в той час як їх колеги-стайєри надають перевагу частоті 56–87 об/хв, що при максимальній частоті педалювання на велоергометрі без навантаження (яка досягає 240 об/хв), якраз відповідає значенню 1/5 (20%) від  $V_{\max}$ . Подібна картина спостерігається в інших видах спорту (плаванні, лижних перегонах, веслуванні тощо), де на різних дистанціях приходиться вирішувати конкретно **спринтерські** або **стайєрські** рухові завдання.

Розрахунок додаткових **енерговитрат на переміщення частин тіла** показує, що при частоті рухів, яка відповідає швидкості скорочення м'язів 1/3 від максимальної, потужність переміщення біолонок тіла у більшості випадків значно перевищує потужність корисної зовнішньої роботи. Тому спринтери стараються ні в якому разі не перевищувати частоту рухів, а велосипедисти-трековики вибирають завищене передавальне число трансмісії лише з метою підвищення ефективності стартових дій (внесок яких у загальний спортивний результат досягає 60%).

## Біомеханічні аспекти силових та швидкісних якостей

*Моторикою* називається сукупність *рухових якостей* людини. Різні рухові завдання (навіть в однакових рухових діях, наприклад, в бігу на короткі й на довгі дистанції), висувають до організму людини різні вимоги та прояв різних рухових якостей. Рухові якості – це окремі, якісно різні сторони моторики людини. Поняття «рухова якість» об'єднує ті сторони моторики, які проявляються в однакових характеристиках, однаково вимірюються і мають багато спільного.

Розрізняють наступні рухові якості: силові, швидкісні, витривалість, гнучкість і спритність.

### 1. **Власне силові якості. Максимальна сила дії людини. Топографія сили**

У біомеханіці *силою дії людини* називається міра її впливу на фізичне середовище, який передається через робочі точки його тіла. Сила дії людини визначається *точкою прикладання, напрямком та модулем* (величиною). Величина сили дії людини залежить від стану організму та її вольових зусиль (наміру проявити ту чи іншу силу).

*Силові якості* умовно можна розділити на *власне силові* та *швидкісно-силові* (прояв статичної сили при ізометричній роботі м'язів та прояв динамічної сили при їх волаючій (концентричній) та ексцентричній роботі).

Сила дії людини безпосередньо залежить від *сили тяги м'язів*. Найбільшу силу м'язи можуть розвивати при значному скороченні і значно меншу – в розтягнутому стані. При відносному переміщенні частин тіла плече прикладання сили тяги м'язів може мінятися у 3–4 рази. Враховуючи, що кожен рух відбувається при скороченні цілої функціональної групи м'язів, закономірності біомеханіки м'язів проявляються більш завуальовано, ніж у лабораторному експерименті з ізольованим м'язом.

Сила дії людини залежить *від положення її тіла*, так як зі зміною кутів у суглобах змінюється довжина м'язів та плече їхньої дії. Особливо складна картина спостерігається при рухах за участю багатосуглобових м'язів.

Експериментальні дані щодо максимальної сили м'язів, що згинають та розгинають стегна і гомілки, показані на рис. 5.1.

При прямому куті у ліктьовому суглобі його згиначі програють у силі приблизно в 10 разів:

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

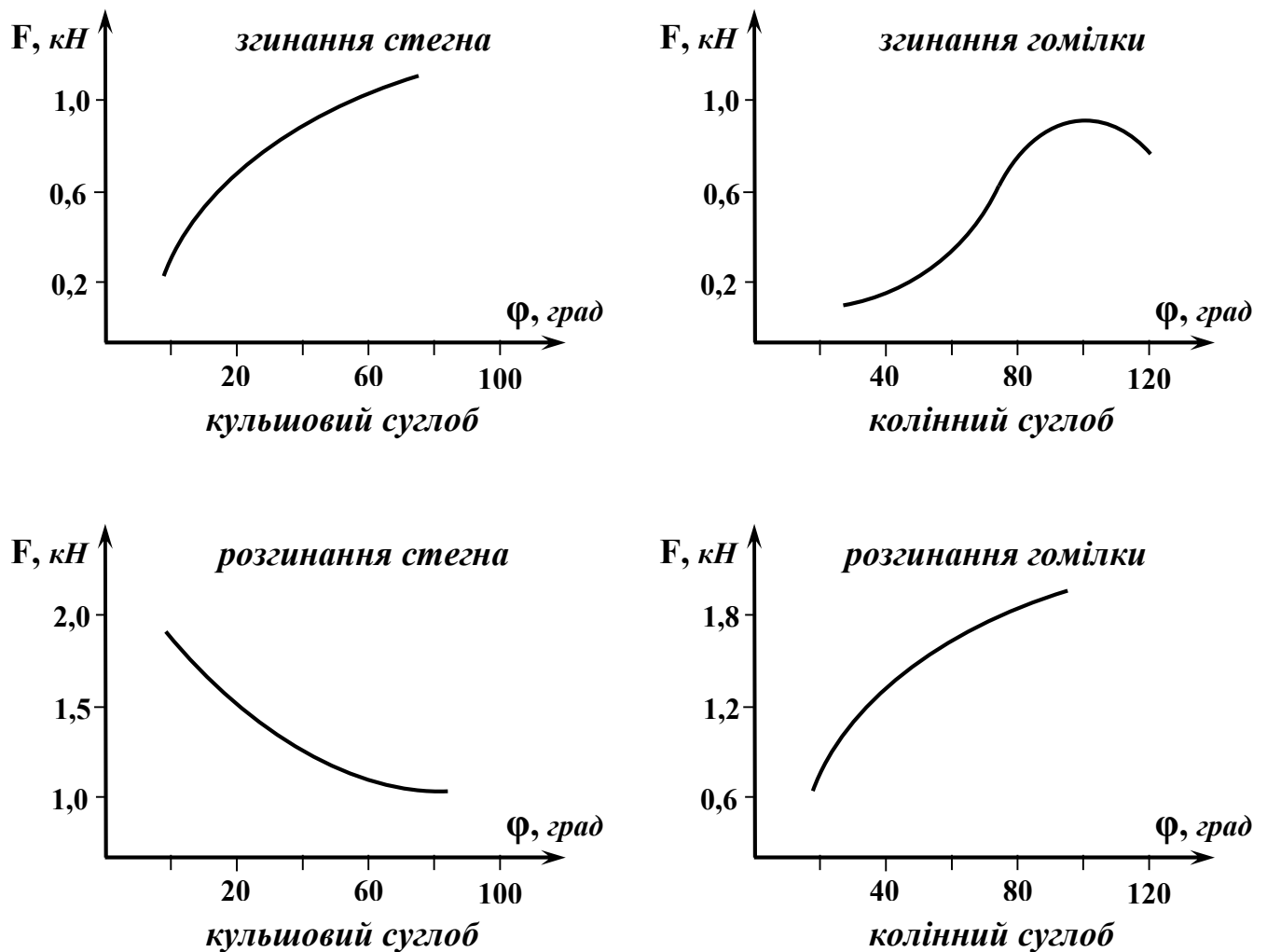


Рис. 5.1. Залежність максимальної сили згиначів та розгиначів стегна і гомілки від кутів у суглобах

Для кожного односуглобового руху існує певна залежність між суглобовим кутом і максимальною силою дії людини. Коли ж в русі приймають участь багатосуглобові м'язи (а так буває у більшості випадків), картина ускладнюється, оскільки довжина цих м'язів залежить від кутів у сусідніх суглобах. Наприклад, максимальна сила дії при згинанні у колінному суглобі залежить не тільки від кута у цьому суглобі, а й від кута в у кульшовому суглобі.

Виявляється, що в ексцентричному режимі м'язи можуть розвивати силу, яка більша за максимальну статичну силу в 1,2–1,5 разів (див. рис. 5.2).

При цьому, більше значення сили спостерігається при швидкому розтягу м'язів.

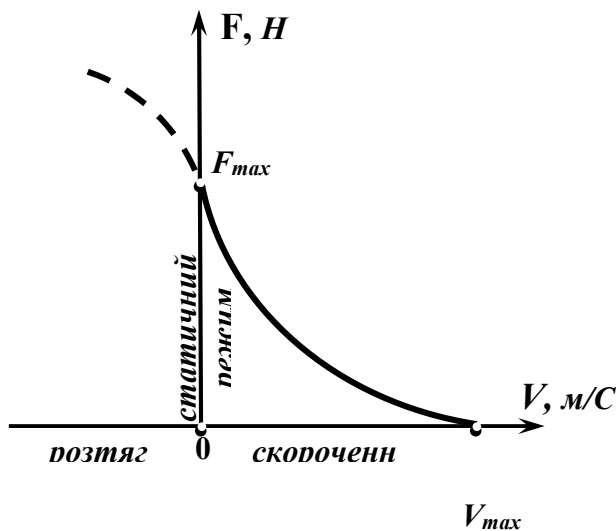


Рис. 5.2. Зв'язок між силою тяги і швидкістю скорочення м'яза в концентричному та ексцентричному режимах

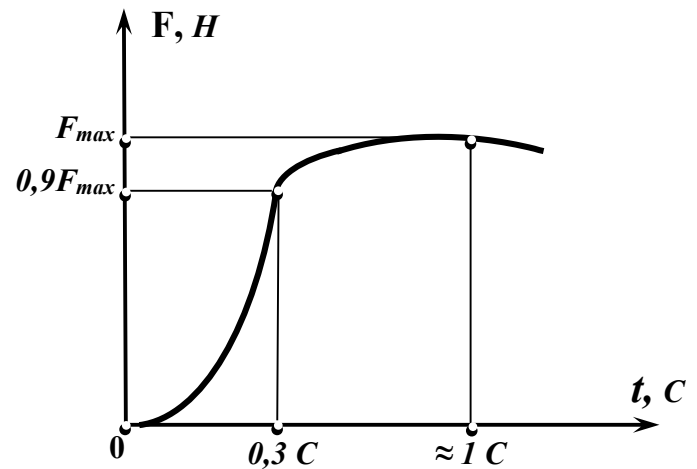


Рис. 5.3. Наростання сили тяги м'яза з плином часу

У певних позах – *критичних* – сили тяги м'язів з-за надто малого плеча їхнього прикладання відносно конкретного суглоба може не вистачити для протидії зовнішнім силам (наприклад силам тяжіння, інерції, дії суперника тощо), що створюють більші обертові моменти відносно цього ж суглоба, а це може призвести до травм. Тому 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 тощо), порівняно з особами, які таких навантажень не виконують, топографія сили змінена, і залежить від характеру і спрямованості зазначених навантажень.. Неправильна топографія сили часто може передшкочити оволодінню раціональною технікою. Найбільшу силу тяги, як відомо, розвивають м'язи ніг та спини, які й використовують для виконання рухових завдань різного характеру.

## 2. Біомеханічні аспекти швидко-силових якостей людини та їх оцінювання

Цікавою є залежність сили дії людини від швидкості руху частин її тіла, яка залежить від швидкості скорочення м'яза (див. рис.6.2). Якщо дослідити силу та швидкість скорочення окремих м'язів людини,



забезпечивши кровопостачання, еферентацію та аферентацію ізольованого м'яза людини (що вдається здійснити лише на ампутантах), то прослідковується залежність А. Хілла «сила-швидкість», одержана експериментально на м'язах амфібій та розрахована теоретично методами термодинаміки. При реєстрації сили дії, обумовленої сукупною активністю багатьох м'язів, картина дещо складніша. І якщо при скороченні односуглобових м'язів залежність Хілла як правило зберігається, то при роботі багатосуглобових м'язів, особливо на «краях» залежності, її характер часто змінюється, що обумовлене рефлекторним прагненням запобігти травмам сухожилків і м'язів внаслідок інерційного удару (наприклад дії, що запобігають травмам кінцівок металників при метанні полегшених приладів).

Вираз «швидкість» вживається не лише для характеристики інтенсивності руху точки або тіла, а й як міра інтенсивності зміни інших показників, в тому числі і сили.

Сила певних функціональних м'язових груп при виконанні будь-якого рухового завдання постійно змінюється (див. рис. 5.3.), а від швидкості зміни сили часто залежить кінцевий результат багатьох фізичних вправ (біг, метання тощо). Максимальну силу необхідно розвивати за малий проміжок часу, так як окремі фази вправи тривають не довше, як 0,25–0,09 с (відштовхування від опори в бігу і в стрибках), а час, необхідний для досягнення максимальної сили, коливається у межах 0,8–1,0 с (90 % від своєї максимальної сили тяги м'яз людини досягає приблизно за 0,3 с).

Якщо людина за короткий час встигає розвинути силу, що перевищує аналогічний показник іншої людини (див. рис. 5.4.), то, не дивлячись на це, що максимальна сила другої людини вища, перша матиме перевагу при виконанні вправ в умовах так-званого *дефіциту часу*.

Математично швидкість наростання (градієнт) сили буде виражатися, як перша похідна від сили по часу:  $dF/dt$  (рис. 5.5).

Для чисельної характеристики швидкості наростання сили використовують три показники:

- час досягнення сили, рівної половині від максимальної. Цей показник називають градієнтом сили;

- частка від ділення  $F_{max}/t_{max}$  : цей показник називають швидкісно-силовим індексом. Він рівний тангенсу кута  $\beta$  (див. рис.5.5.).

- коефіцієнт реактивності, що використовується у випадку переміщення не різних об'єктів, а власного тіла (по Ю. В. Верхошанському): це швидкісно-силовий індекс, поділений на масу тіла людини

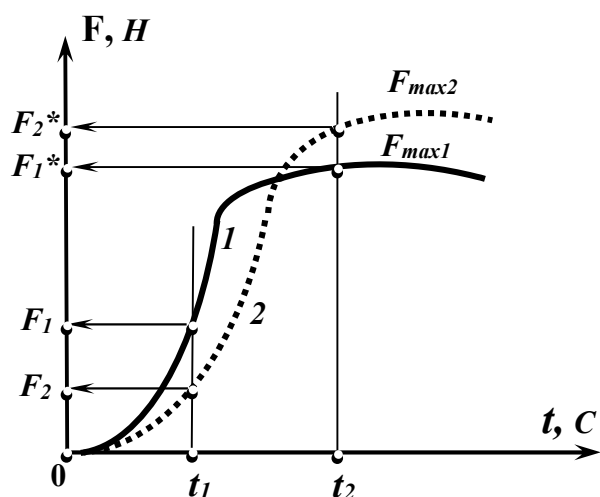


Рис.5.4. Наростання сили тяги м'язів з плином часу у двох спортсменів

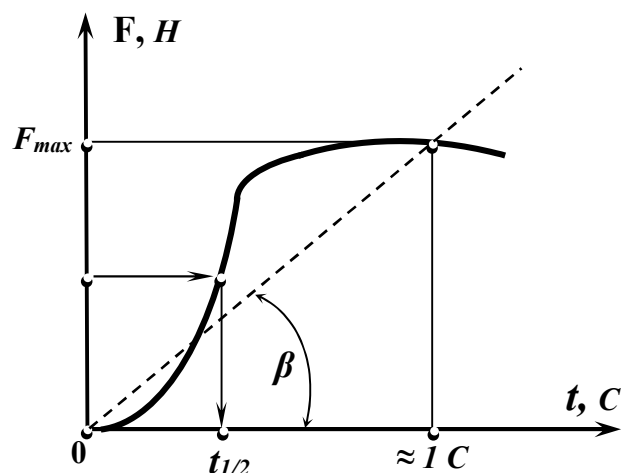


Рис. 5.5. Визначення швидкісно-силового індексу

### 3. Біомеханічні вимоги до спеціальних силових вправ.

При виборі силових вправ перш за все слід впевнитися у тому, 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 нижче наведені значення суглобових моментів (Нм) при виконанні присідань спортсмена масою 75 кг із штангою 50 кг (за даними Плагенхофа):

Кути у суглобах (градуси)		Моменти сил у суглобах (Нм)		
Кульшовий	Гомілково-стопний	Кульшовий	Колінний	Гомілково-стопний
145	110	185	170	25
110	130	76	175	4
145	100	185	10	38
165	90	218	-22	22

Сьогодні у для багатьох видів спорту складені електроміографічні карти активності м'язів при виконанні низки найчастіше застосовуваних фізичних вправ.

Експериментально доведено, що менший приріст сили але більший перенос на вправи, до яких спеціально не готувалися, спостерігається при тренуванні м'язових груп в розтягнутому стані, і навпаки – при тренуванні коротких м'язів.

Вправи, призначені для виховання силових якостей, необхідних при виконанні якоїсь конкретної вправи, називаються спеціальними силовими

вправами. З біомеханічних позицій такі вправи повинні відповідати **принципам динамічної відповідності** за Ю. В. Верхошанським, тобто відповідати вправі, до якої готуються, ам за наступними **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, з метою розвитку м'язів передньої поверхні стегна у бігунів-спринтерів тощо, зовсім або частково не відповідають наведеним вище критеріям, тому вони не призводять до потрібних змін у м'язових групах унаслідок слабкого переносу досягнутого ефекту на потрібні дії

Як спеціальні силові вправи, тренери часто використовують так звані «**спосіб спряженої дії**» навантаження. Вони застосовують вправи, до яких здійснюється підготовка, з штучними довантаженнями (або збільшеним опором рухові), наприклад, метання більш масивних приладів, біг, стрибки чи ігри з додатковими вантажами на тілі, біг в гору, по піску, снігу тощо.

Дуже перспективним є використання у тренувальному процесі розроблених у Київському Державному університеті фізкультури **спеціальних костюмів з вантажними**, пропорційними масам окремих частин тіла, та локалізованими можливо якнайближче до центрів їхніх мас. Ці вантажі пропорційно збільшують навантаження на м'язи, які долають інерцію частин тіла при виконанні швидких рухів і збільшену силу тяжіння. У такому костюмі спортсмен працює в умовах, подібних до гіпергравітації.

#### **4. Комплексна та елементарні форми прояву швидкісних якостей**

**Швидкісні якості** характеризуються умінням людини виконувати рухові завдання за мінімальний для даних умов проміжок часу. При цьому передбачається, що рухове завдання виконується протягом нетривалого часу і втома не настає.

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

- **частота рухів**;
- **латентний (прихований) час реакції**.
- **швидкість поодинокого руху** (при мінімальному опорі рухові);

На практиці частіше випадає зустрічатися з **комплексною формою прояву швидкісних якостей**. Наприклад, у спринтерському бігу результат залежить і від часу реагування на стартовий постріл, і від швидкості зведення стегон в безопорній фазі, і від частоти кроків. Але спортивний результат у

значній мірі залежить також і від силових якостей, витривалості, техніки виконання рухових дій тощо. Тому для об'єктивного біомеханічного аналізу власне *елементарні форми прояву* швидкісних якостей є найбільш зручними.

Якщо час моторної реакції можна скоротити за рахунок часу обробки інформації та прийняття 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 (тонічних) та повільних (фазичних) м'язових волокон), і в процесі тренувань її підвищити практично не вдається. Цей феномен може бути використаний при відборі юних спортсменів для їх подальшої спортивної спеціалізації.

Розрізняють два види рухових завдань, які вимагають максимального прояву швидкісних якостей. У першому випадку необхідно показати максимальну миттєву швидкість (стрибки, метання, ударні дії тощо); в другому за мінімальний час необхідно виконати все *рухове завдання* (спринтерський забіг, заплив тощо). У цьому випадку 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 своєї максимальної швидкості однаковий для майстрів та новачків, в той час як значення цієї максимальної швидкості у них різне.

У багатьох рухових завданнях, які виконуються з максимальною швидкістю, розрізняють дві фази: стартовий розгін та фазу відносної стабілізації швидкості на дистанції (див. рис.5.6.):

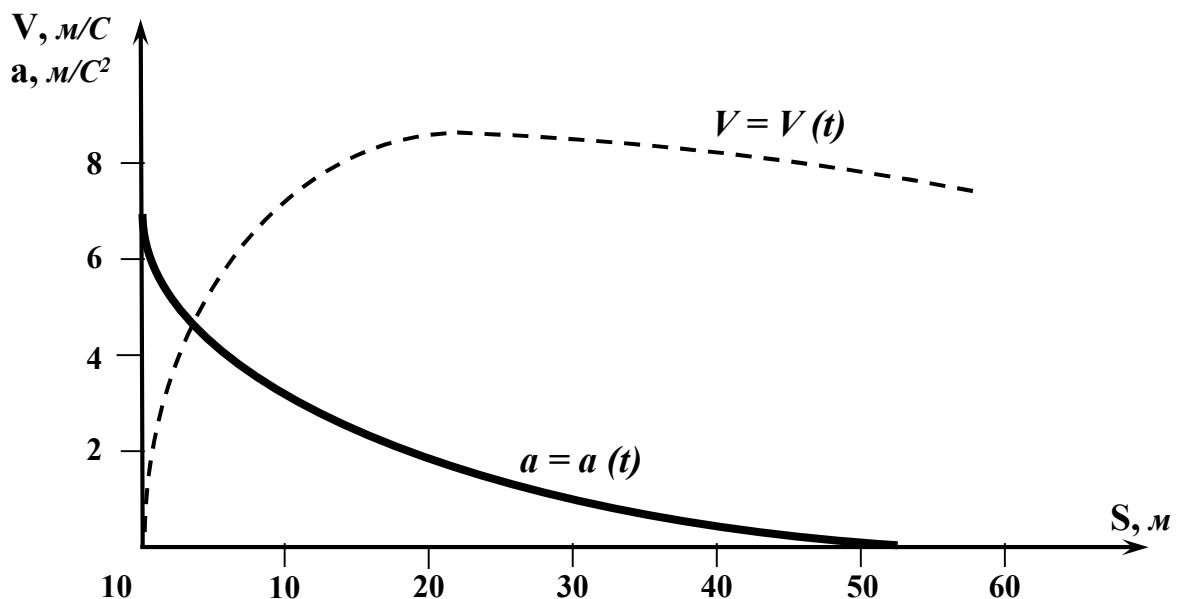


Рис. 5.6. Швидкість та прискорення в спринтерському бігу (за Ю. М. Прімаковим).

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

Реєстрація *спідограм* (залежності швидкості пересування від пройденої дистанції) в умовах тренувань та змагань дає змогу вибрати найбільш раціональну тактику проходження дистанції, виявити слабкі сторони підготовленості, а також, використовуючи метод вичислення прискорень в кожному циклі, оцінити силові можливості людини.

Між елементарними формами прояву швидкісних якостей у різних людей кореляція дуже мала. Наприклад, можна мати дуже хорошу реакцію та повільні рухи і навпаки. Тому кажуть, що елементарні форми прояву швидкісних якостей відносно незалежні одна від одної.

В рухах циклічного характеру швидкість пересування безпосередньо вираховується за частотою рухів та шляхом, що проходить спортсмен за один цикл:

## **5. Фази рухової реакції. Види рухових реакцій. Антиципація як передбачення розвитку ситуації**

В рухових реакціях розрізняють наступні фази:

- **сенсорну фазу** (від моменту подачі сигналу – подразника – до перших ознак м'язової активності, що звичайно виявляються за електроміограмами);
- **премоторну фазу** (до початку руху частини тіла). Перші дві фази утворюють **латентний (прихований) час реакції**;
- **моторну фазу** (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 тренувань можуть бути суттєво скорочені (в першу чергу – сенсорна фаза).

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

**Прості реакції** – це відповідь наперед відомими діями на наперед відомий (відомі) **подразник** (подразники), що раптово з'являється (наприклад, стартові дії).

**Складні реакції** передбачають відповідь на різні подразники різними діями (з необхідністю вибору), наприклад: реакцію на зміни тактичної обстановки, вибір напрямку та сили удару залежно від дій суперника, прийняття тактичного рішення у складній дорожній ситуації тощо, а також реагування на об'єкти, що рухаються – Р.Р.О.

**Реакції простого вибору** (наприклад: реагувати на один подразник і не реагувати на інший), які традиційно відносили до складних реакцій, сьогодні більшість фахівців схильна об'єднати з простими, а до складних рухових реакцій відносити лише такі, які вимагають блискавичної обробки значного

обсягу інформації про навколишню обстановку та вибору (чи навіть синтезу) з широкого арсеналу технічних дій найефективніших у цій ситуації.

Для успішних дій під час Р.Р.О. необхідно мати певний мінімальний (так званий *критичний*) час для спостереження за об'єктом супроводу (йде автоматичний супровід потрібного об'єкту – м'яча, волана, суперника тощо – очима аж до повороту голови в зону можливого його перехоплення, яке здійснюється приблизно через 120 мс після початку супроводу). Якщо поворот голови вслід за об'єктом спостереження не встиг здійснитися, або час слідування взагалі малий, успішність таких дій різко знижується.

Велике значення у складних реакціях має *антиципація* (передбачення) дій суперника, вірогідної зміни ситуації, очікуваної поведінки тощо, бо у деяких випадках (наприклад, при виконанні штрафних ударів) існують «*мертві зони*» воріт, з яких м'яч не може бути відбитий воротарем при умові початку його дії після моменту виконання удару згідно правил змагань.

Завужування сутності поняття антиципація до відгадування дій суперника не розкриває його істинного значення. Але власне антиципація дозволяє кваліфікованим фахівцям досягати вершин у більшості видів людської діяльності: підсвідомо (бо свідомість постійно зайнята вирішенням тактичних і стратегічних завдань, а часто і переробкою вербальної інформації) аналізуючи безліч на перший погляд неголовних чинників, вони приймають рішення про свої майбутні дії значно раніше від молодих недосвідчених конкурентів, часто виконуючи незрозумілі їм *випереджуючі дії*, що дає можливість діяти винахідливіше, надійніше, несподіваніше, значно швидше й безпечніше. Власне антиципація дає людині можливість максимально повно проявити усі свої рухові якості, можливості й навички.

## Біомеханічні аспекти витривалості, гнучкості та спритності

### 1. Ергометрія. Правило оборотності рухових завдань

**Ергометрією** називається сукупність чисельних методів оцінки фізичної роботоздатності людини.

Будь-які **рухові завдання** завжди задаються однією з трьох перемінних:

- **інтенсивністю** (швидкість руху, темп, потужність роботи або величина сили);
- **обсягом** (дистанція, виконана робота або імпульс сили);
- **часом виконання**.

Ці показники, що використовуються при вимірюванні фізичної роботоздатності людини, називаються **ергометричними**. Один з них **задається**, а два інші – **вимірюються**. Якщо величини інтенсивності, обсягу та часу відповідають одне одному, то, як доведено експериментально, при різних варіантах завдань завжди одержують однакові результати. Тому результати, одержані у завданнях одного типу, можна переносити на завдання іншого типу: це так зване **правило оборотності рухових завдань**.

Наприклад, рухове завдання – біг на 400 м – можна задати:

- А) як **дистанцію** для найшвидшого її проходження (**обсяг**);
- Б) як певну **швидкість**, з якою слід долати дистанцію (**інтенсивність**);
- В) як подолання найбільшої дистанції упродовж **заданого проміжку часу**.

В усіх випадках при умові максимальної мотивації досліджуваного результати виконання рухового завдання будуть однаковими: у першому випадку спортсмен покаже час **t** і середню швидкість **V**, у другому – подолає 400 м за час **t**, а в третьому – за заданий час пробіжить рівно 400 м із середньою швидкістю **V**.

Якщо людина здатна пробігти дистанцію у 3 км за 12 хв. (середня швидкість – 4,1 м/с), то при завданні пробігти найбільшу дистанцію за 12 хв. (тест Купера) вона подолає ті ж 3 км, а у випадку завдання бігти із швидкістю 4,1 м/с вона зможе виконувати завдання заданої інтенсивності лише 12 хв. і при цьому подолає дистанцію у 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 прямолінійна і може бути описана рівнянням прямої лінії:

$$D = a + b \cdot t_m \text{ [м]}$$

де **D** – дистанція;

$t_m$  – час;  
 $a$  і  $b$  – коефіцієнти.

Біомеханічна інтерпретація зазначених коефіцієнтів наступна:  $a$  – величина дистанції, що може бути пройдена за рахунок анаеробних джерел енергії;  $b$  – максимальна (критична) швидкість пересування, яка може бути досягнута за рахунок аеробних джерел енергозабезпечення.

Дистанція анаеробних резервів та критичні швидкості, розраховані за наведеним вище рівнянням, подано нижче:

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

## 2. Фази втоми та її біомеханічні прояви

**Втомою** називають викликане фізичною роботою тимчасове зниження роботоздатності. Втома буває розумова, сенсорна, емоційна, фізична тощо. Біомеханіка розглядає фізичну втому.

При м'язовій роботі втома переходить дві *фази*:

- *фазу компенсованої втоми*, яка характеризується тим, що людина, незважаючи на зростаючі труднощі (неприємні больові відчуття у м'язах та внутрішніх органах, нестача кисню, сильне потовиділення тощо) утримує задану інтенсивність виконання рухового завдання за рахунок змін у техніці, серед яких: зменшення довжини та збільшення частоти кроків, включення у роботу додаткових «неекономічних» м'язових груп та виключення з роботи «зайвих» у виконанні заданого рухового завдання м'язів (наприклад, мімічних, тих, що сковують позу), перебудови кінематичної структури рухових дій, зниження опору рухові за рахунок корекції пози (стійки, посадки), зниження внутрішньоциклових коливань швидкості ЦМТ тощо. Це призводить до зростання загальних енерговитрат організму з метою «розвантаження» основних робочих м'язових груп. Динамічний аналіз силових характеристик рухових дій у стані компенсованої втоми у більшості випадків показує їхню високу раціональність і досконалішу міжм'язову координацію;

- *фазу декомпенсованої втоми*, при якій людина, незважаючи на всі намагання, не може зберегти попередню інтенсивність рухового завдання; при цьому максимальні і середні зусилля зменшуються удвічі більше (різко падає інтенсивність виконання вправи), розладнується біомеханічна структура (міжм'язова координація) рухових дій, істотно порушується



загальна координація, наступає локальна втома окремих м'язів та загальне закислення організму, людина тратить контроль над виконанням рухового завдання, порушується баланс між продукцією та утилізацією лактату.

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

### 3. Витривалість, як здатність протистояти втомі

#### *Загальний і латентні показники оцінки витривалості.*

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

**Абсолютний показник рівня витривалості** – це час, упродовж якого людина може підтримувати задану інтенсивність рухового завдання.

Якщо врахувати індивідуальний розвиток силових та швидкісних якостей конкретної особи, то виявиться, що для оцінки витривалості у цьому випадку більше пасують **відносні (латентні)** показники:

- **коефіцієнт витривалості** (відношення часу подолання всієї дистанції до середнього часу додання якогось її невеликого відрізка);

- **запас швидкості (по М.Г.Озоліну)** – різниця між середнім часом подолання однакових відрізків при проходженні всієї дистанції та кращим часом додання одного з таких відрізків. Зі зменшенням величини дистанції при однаковій довжині відрізка (наприклад 100м) запас швидкості по М. Г. Озоліну зменшується від 5 с для 10 км до 1 с для 400 м.

Латентні показники дозволяють виявити структуру підготовленості обстежуваного незалежно від виду рухового завдання, його кваліфікації, віку, статі тощо.

**Економічність м'язової роботи** оцінюють за валовим (брутто-) коефіцієнтом, нетто-коефіцієнтом та дельта-коефіцієнтом:

- **брутто-коефіцієнт** – це відношення виконаної роботи (в Дж) до витраченої людиною енергії (в Дж);

- **нетто-коефіцієнт** – це відношення виконаної механічної роботи до витраченої енергії без урахування енерговитрат на основний обмін в 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, так як **константи шляху** – енерговитрати на подолання 1 метра дистанції – можуть істотно відрізнятись.

Крім того, слід ураховувати, що при тривалих фізичних навантаженнях лімітуючим чинником виступають не транспортні системи, а м'язи. Тому у таких випадках досліджувані обирають такі режими роботи, які забезпечують можливість завершення рухового завдання без локальної втоми окремих м'язів або закислення всього організму всупереч зниженню загальної економічності рухових дій.

#### 4. Біомеханічні аспекти енергетики фізичних вправ

При вивченні біоенергетики рухових дій доцільно окреслити **джерела енергії** для виконання фізичних вправ та визначити, на що ця енергія витрачається.

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

- **потенціальна енергія системи у полі сил тяжіння**  $E_{п} = m \cdot g \cdot h$  [Дж], де **h** – висота підйому ЦМТ відносно обраного рівня. Це джерело енергії використовують у випадку спуску з гори на автомобілі, мотоциклі, велосипеді, лижах, санках чи бобах, а також у стрибках з парашутом, у планеризмі, у легкоатлетичному кросі тощо;

- **енергія механізмів або тварин** (механічні двигуни, коні, мули, собаки, олені);

- **енергія інших осіб** (акробатичні групові вправи, фігурне катання на ковзанах, одноборства, парні велосипедні гонки, страхування під час тренувань тощо);

- **енергія руху середовища** (сила вітру, течія води).

**Внутрішні джерела енергії** – це два види джерел внутрішньої продукції енергії: анаеробні та аеробні. Найбільша величина енергії, що звільняється при виконанні м'язової роботи, визначається величинами максимального **кисневого боргу** та **кисневої ємності** (добутку часу роботи на швидкість споживання кисню).

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

Наведена математична залежність справедлива лише у своїх загальних рисах. В дійсності вона ускладнюється додатковими чинниками, наприклад, вірогідністю локальної втоми окремих м'язових груп, сповільненням розгортання аеробних процесів на початку м'язової роботи, неоднаково економічністю м'язової роботи різної тривалості тощо).

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

- **витрати енергії на виконання зовнішньої механічної роботи** (подолання сил опору рухові, сил тяжіння та сил інерції, витрати на затухаючі 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 має місце при ходьбі, бігу, веслуванні, плаванні, їзді на велосипеді тощо). При цьому, враховуючи неповну інтеркомпенсованість та рекуперованість м'язових джерел енергії, за кожен цикл рухів втрачається певна частка енергії біомеханічної системи, яка при виконанні вправ високої інтенсивності досягає 90% від загальних енерговитрат людини;

- **витрати енергії на забезпечення утримуючої, фіксуючої та зміцнюючої роботи м'язів**, а також енерговитрати на роботу мімічних м'язів, витрати енергії на які досягають від 5 до 20% ;

- **витрати енергії на основний обмін** (який найменший лежачи, і найбільший – стоячи);

- **витрати енергії на тертя, коливання внутрішніх органів і тканин**

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

## 5. Біомеханічні критерії економізації спортивної техніки

З біомеханічної точки зору, існують два шляхи підвищення економічності рухових дій:

- зниження величини енерговитрат у кожному циклі;
- рекуперация енергії (тобто, її перехід з кінетичної фракції в потенціальну і навпаки).

**Перший шлях** реалізується наступними способами:

- а) усуненням зайвих рухів та зайвих скорочень м'язів (наприклад, мімічних 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 організму людини;

д) вибором оптимального співвідношення між силою та швидкістю скорочення основних функціональних груп м'язів.

*Другий шлях* реалізується способом зменшення енерговитрат на переміщення частин тіла, які неминучі при виконанні практично усіх рухових дій. Енерговитрати на переміщення кінцівок та інших частин тіла включають у величину виконаної механічної роботи у випадку оцінювання її економічності. Коефіцієнт рекуперації енергії показує, яка частка кінетичної енергії окремих частин тіла переходить в потенціальну і навпаки, а яка губиться безповоротно за кожен цикл рухів.

## 6. Біомеханічні особливості активної та пасивної гнучкості

*Гнучкістю* називають здатність виконувати рухи в суглобах з великою амплітудою. Стосовно до більшості суглобів краще пасує термін «рухливість у суглобі». Для оцінки гнучкості використовуються гоніометричні показники.

Відрізняють *активну* та *пасивну гнучкість*.

*Активна гнучкість* – це здатність виконувати рухи в будь-якому суглобі з великою амплітудою за рахунок активності м'язів, що проходять через даний суглоб (наприклад, амплітуда підйому ноги у рівновазі «ластівка»).

*Пасивна гнучкість* – спостерігається при досягненні найвищої амплітуди рухів у суглобах за рахунок зовнішніх сил (ваги тіла та окремих його частин, сили інерції, дії іншої кінцівки, тренера, партнера тощо).

Різниця між активною і пасивною гнучкістю називається *дефіцитом активної гнучкості*. Вона визначається залежністю «сила тяги – довжина вільного м'яза», а точніше, найбільшою силою тяги, яку може проявити м'яз при своєму найбільшому скороченні. Якщо ця сила недостатня для подальшого взаємного переміщення з'єднаних суглобом частин тіла, говорять про активну недостатність м'яза. Дефіцит гнучкості може бути знижений за рахунок силових вправ з великою амплітудою рухів.

У певних випадках (стрибки на лижах з трампліна, біг на ковзанах, ривок штанги (у низькому сиді), практично в усіх видах плавання) Показники активної гнучкості при згинанні 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: краще безпосередньо або за матеріалами оптичної реєстрації кінематики рухових дій визначати кути в потрібних суглобах.

## 7. Біомеханічне обґрунтування спритності

Рівень розвитку певних рухових якостей – один із чинників, які обумовлюють можливості людини впевнено оволодівати технікою конкретних рухових дій, де ці якості проявляються у більшій мірі. Виявлено, що схильність до розвитку деяких рухових якостей спадково обумовлена. Це стосується відносної сили, витривалості, гнучкості, простої рухової реакції, швидкості поодинокого руху, стрибучості, координації у простих за структурою рухах, здатності зберігати стійку рівновагу свого тіла в статичі і в динаміці.

Координація рухів у значній мірі визначає успішність оволодіння технікою складних рухових завдань (гімнастичних вправ, бар'єрного бігу, боксу та ін.). Ступінь початкового розвитку гнучкості – основний показник для оволодіння гімнастикою, фігурним катанням на ковзанах, плаванням. Тривалість часу простої рухової реакції – один з визначаючих показників успішного навчання техніці акробатичних вправ. Рівень розвитку швидкісно-силових якостей важливий для техніки фігурного катання, а швидкість переміщення – для бігу на короткі дистанції і футболу. Спритність обумовлює здатність оволодівати технікою гри у волейбол та інших дій.

Розглядаючи структуру спритності, можна зробити висновок, що для повної реалізації своїх потенційних силових і швидкісних можливостей, витривалості і гнучкості, людина повинна володіти рядом відповідних якостей, до яких відносять 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, оцінки просторових характеристик, мікроінтервалів часу тощо.

Специфічні якості визначають уміння швидко оволодівати новими діями, точно диференціювати та керувати різними характеристиками виконуваних дій, імпровізувати та комбінувати. Виявлено, що дівчата, які краще володіють відчуттям часу, успішніше навчаються техніці спортивної гімнастики. Застосування спеціальних вправ, спрямованих на розвиток відчуття часу, підвищує швидкість простої реакції, що дає перевагу при оволодінні деякими складнокоординаційними діями. Глибина різкості, гострота і периферійність зору – передумова досягнення успіху при оволодінні технікою спортивних ігор та одноборств. Здатність точно визначати віддаль до певних об'єктів необхідна представникам багатьох професій, в тому числі й спортсменам; обмеженість периферійного зору негативно відбивається на виконанні рухових дій практично будь-якого характеру.

На якість оволодіння технікою складнокоординаційних дій у певній мірі впливає рівень розвитку інтелекту людини, однак його роль у розв'язанні рухових завдань явно відрізняється від розв'язування пізнавальних задач. Так, запас знань, яким людина здатна оволодіти – одна з ознак її

інтелектуального розвитку, у той час, коли кількість різноманітних рухових умінь (навичок), якими вона володіє, не дає підстав для категоричного ствердження про рівень її інтелекту. Здатність оволодіння технікою елементарних дій не вимагає високого рівня розвитку інтелекту; вивчення ж техніки складнокоординаційних рухових дій показує, що на ступінь досконалості оволодіння нею рівень розвитку інтелектуальної сфери має конкретний вплив.

При цьому велику роль відіграють:

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

При навчанні руховим діям вирішальне значення має пам'ять – здатність запам'ятовувати образ рухів, які вивчаються, відповідний порядок їх відтворення, ситуації, типові для даної 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 обумовлює ступінь розвитку координаційних можливостей. Залежно від розвитку кінестезійної чутливості можна судити про так звану «рухову інтелігентність». Особи з більш розвиненими руховими відчуттями швидше оволодівають технікою складних рухових дій і виправляють допущені неточності. Їх рухи координованіші, спритніші, «розумніші».

Точна диференціація зусиль набувається лише у результаті багаторазових повторень. Часто лише після декількох тижнів занять у людини раптово виникає чітке уявлення про спосіб виконання даної дії, і вона стверджує, що лише тепер до кінця зрозуміла, як потрібно діяти. З перших етапів навчання техніці рухової дії увагу учнів треба загострювати не лише на структурі рухових дій, що вивчаються, а й на тих відчуттях, які ці дії викликають у тій чи іншій частині тіла, групі м'язів, суглобах чи у тілі в цілому. Неточність інформації, яка отримується безпосередньо за рахунок кінестезійних відчуттів, виникає у кваліфікованих фахівців через притуплення внутрішньої уваги, яке може наступити 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 у значній мірі залежить від рухового досвіду.

Найбільш інформативним чинником у керуванні руховими діями і відчуття від прикладених зусиль відносно їх швидкості та величини. Задача тренера-педагога полягає в тому щоб розвивати у свого учня не лише «відчуття руху» у даному 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.

Таким чином, можна сформулювати означення такої важливої рухової якості людини, як спритність:

**Спритність** – це здатність людини швидко, точно, доцільно, економно і винахідливо – тобто найбільш досконало – виконувати рухові завдання (особливо складні, що виникають несподівано). Яскравим показником рівня розвитку спритності є ступінь відповідності рухових дій навколишній ситуації.

В *структурі спритності* виділяють:

- **здатність оволодівати новими 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 рухових дій**, яке проявляється при варіації силових, часових, просторових та просторово-часових характеристик рухових дій, при забезпеченні їх плавності чи збереженні рівноваги. Ці здатності важливі практично в усіх видах рухової діяльності, незалежно від їх складності та багатогранності;

- **здатність імпровізувати і комбінувати** – важливий чинник, який визначає результативність рухових дій у складних взаємодіях між членами колективів та між конкретними особами, а також у випадках долання дистанції в умовах постійно змінних обставин.

Високий рівень розвитку спритності дозволяє людині раціонально використовувати власний обсяг рухових навичок та рухові якості – швидкісні, силові, витривалість та гнучкість, забезпечувати необхідну варіативність рухів 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 і обробки зовнішньої інформації;

в) від рівня розвитку спеціалізованих відчуттів.

## 8. Лабораторний та природний способи кількісної оцінки рівня розвитку спритності

У практиці використовуються два способи оцінки спритності: лабораторний і природний.

**Лабораторний спосіб** полягає у кількісній та якісній оцінці правильності та оперативності відповідей людини на завчасно підготовлені та оцінені експертами рухові ситуації, які змодельовані на тренажері, на екрані, на макеті, у вигляді схем, рисунків тощо. Для деяких видів людської діяльності розроблені пакети прикладних програм для експрес-оцінки спритності людей за допомогою ПЕВМ, що має значні переваги при повторних контролях, так як нові результати можна легко порівняти з попередніми.

**Природний спосіб** полягає в оцінюванні кількості, правильності та успішності технічних і тактичних прийомів, які виконав той чи інший обстежуваний упродовж експерименту (у випадку спорту – протягом гри, поєдинку і ін.). З цією метою використовуються спеціально розроблені способи стенографування змагальних, виробничих, побутових чи інших рухових дій людини та методики їх оцінки.

Лабораторний спосіб більш об'єктивний, так як дає можливість порівняти рівень розвитку спритності різних людей в однакових умовах і багаторазово повторювати експеримент, проте в лабораторії надзвичайно важко об'єктивно змодельовати обстановку реальної діяльності з усіма її особливостями, а також дати змогу обстежуваному реагувати на поставлене завдання іншим, ніж вербальний, або письмовий способами.

Розроблена в лабораторіях нашого університету методика оцінювання специфічних можливостей людини передбачає проведення ряду порівняно простих в організації тестів, та пройшла успішну апробацію в умовах лабораторії та НТЗ спортсменів найвищої кваліфікації.

Одержані результати заносяться у розроблені протоколи стандартної форми, відповідно оцінюються згідно визначених нами семибальних шкал окремо для кожного випробування, а в кінці обстеження розраховується загальна оцінка та записується висновок експерта, що проводив тестування.

Такі обстеження давно застосовуються, як обов'язкові, для представників ряду небезпечних для навколишнього оточення професій (водії, пілоти, оператори, диспетчери та ін.), а також для спортсменів. Статистично імовірне зниження аварійності і травматизму на транспорті, у виробництві та спорті – найкращий доказ доцільності широкого впровадження таких обстежень в Україні.



## 9. Специфічні якості та їхня роль 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 рядом специфічних якостей. Вони визначаються умінням швидко оволодівати новими діями, точно диференціювати та керувати різними характеристиками рухових дій, що виконуються, імпровізувати та комбінувати.

У значній мірі ці уміння обумовлені загальним і найкраще засвоєним (для спорту – змагальним) обсягом техніки, а також оперативністю обробки інформації, засвоєння нових завдань, прийняття правильних рішень в умовах дефіциту часу та прогнозування розвитку ситуації за багатьма об'єктивними ознаками (антиципація у її широкому розумінні). При цьому особливого значення набуває рівень розвитку специфічних відчуттів простору, часу, швидкості, навантаження, пози, середовища, стану організму. На побутовому рівні їх часто називають «відчуттями» приладу (педалі, весла, штанги, опори), середовища (снігу, води), партнера, тощо.

Безперечно, в процесі регулярного виконання певних специфічних рухових завдань органи і системи людини, що відповідають за виконання вказаних вище функцій і в нормі не пристосовані до виконання інших, ніж стандартні, дій, адаптуються (включаючи і систему керування, і вегетативні можливості).

Проте нас, як педагогів, завжди цікавить більш глибока структура підготовленості та можливостей людини з метою підвищення ефективності відбору, прогнозування результатів рухової діяльності та індивідуалізації рухового удосконалення. У цьому плані цікаво 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 при подальшому вихованні і вдосконаленні їхніх специфічних здатностей, здійснювати об'єктивний контроль, прогнозування і відбір на різних етапах підготовки.

Аналізуючи багатогранність перелічених вище специфічних якостей людини, їх можна розділити на декілька груп за біомеханічними та психологічними механізмами реалізації.

Найцікавіші серед них:

1. Здатність *швидко осмислювати, зрозуміти і опанувати новими для обстежуваного завданнями*: швидко, точно, стабільно протягом тривалого часу і без збоїв реагувати на подразники різного характеру, а також розподіляти і концентрувати увагу на певних явищах, предметах та їх поведінці. Слід зауважити, що у значній мірі це обумовлене рівнем розвитку інтелекту обстежуваного.

2. 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 транспортних засобі, різноманітних перешкод на шляху, до краю майданчика, до воріт, планки, суперника чи партнера тощо, а також **її зміни** (тобто вектора швидкості руху об'єктів, у т.ч. і власного тіла, відносно обраної системи відліку).

3. **Точність кінестезійних сприйнять**, яка дозволяє об'єктивно оцінювати й відтворювати власну позу (кути в суглобах) та вектори зусиль, які прикладаються (у т.ч. сили тяжіння та інерції, що діють на окремі частини тіла, опір середовища, дію людини на опору, предмети, інших людей). Враховуючи малу кількість в будові організму 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 важливу роль.

4. **«Відчуття часу»** – уміння точно оцінювати часові інтервали різної тривалості та їх чергування (часовий ритм) – широко описується у спеціальній літературі, порівняно легко контролюється у стандартних та специфічних умовах і піддається тренуванню. Для окремих видів спорту та конкретних ситуацій розроблені і детально описані методики і шкали оцінок точності відчуття часових характеристик, а також запропоновані різні варіанти підготовки для покращення цих можливостей.

## 10. Визначення рівня розвитку стереоскопічного зору

**Оцінювання** стереоскопічного зору здійснюється за допомогою спеціального стереометра (рис. 5.1.). Завдання обстежуваного полягає у тому, щоб, спостерігаючи через відповідне віконечко за трьома стержнями однакової товщини, виставити попередньо розсунуті правий і лівий рухомі стержні на одну віддаль від очей з нерухомим центральним стержнем. Розміри та пропорції усіх деталей стереометра повинні суворо відповідати стандартним.

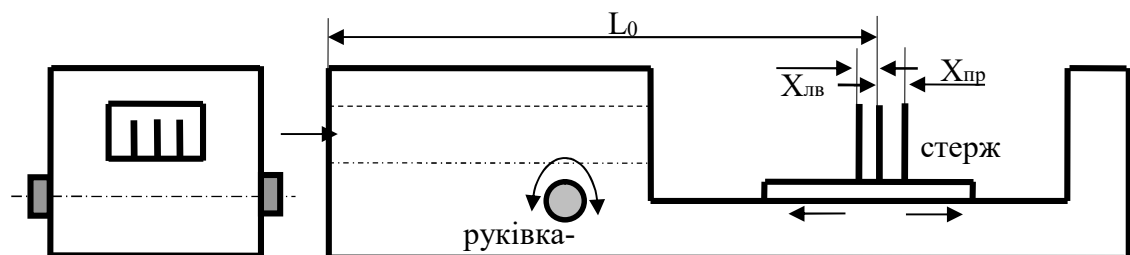


Рис. 5.1. Стереометр для оцінки рівня розвитку стереоскопічного зору

**Завдання тесту:** виконується три спроби з різними вихідними положеннями крайніх стержнів відносно центрального (рис. 5.2). Оцінка стереоскопічного бачення здійснюється за сумою відхилень обох стержнів у всіх трьох спробах за статистично розрахованою шкалою:

7 балів - дуже висока	- менше 0,5	3 бали - нижче серед.	- від 8,5 до 9,5
6 балів - висока	- від 0,5 до 3,5	<i>група ризику:</i>	
5 балів - вище середньої	- від 4,0 до 5,0	2 бали - низька	- від 10,0 до 12,5
4 бали - середня	- від 5,5 до 8,0	1 бал - дуже низька	- більше 13,0

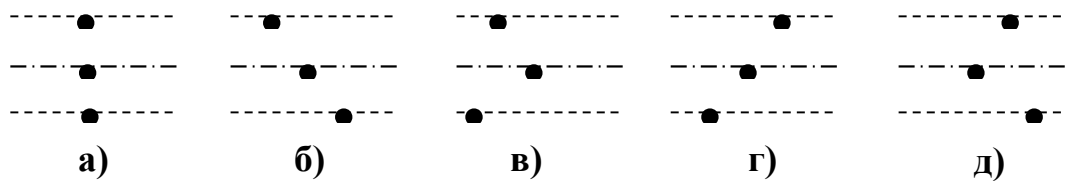


Рис. 5.2. Варіанти взаємного розташування стержнів стереометра.

Час експерименту – необмежений. Дуже довгий час роботи може свідчити про поганий зір досліджуваного, нерозуміння поставленого перед ним завдання або більш серйозні відхилення; причому такий факт обов'язково фіксується у протоколі обстежень.

## 11. Визначення рівня розвитку вміння відчувати величину сили

**Завдання тесту** полягає у послідовній силовій дії людини на робочий орган спортивного приладу, динамометр тощо, за наступною схемою:

- самоконтроль за шкалою приладу про величину прикладених зусиль різного рівня;
- слабке взірцеве зусилля без самоконтролю за шкалою приладу та наступні п'ять спроб його повторення без такого контролю;
- повторення попереднього пункту для сильного взірцевого зусилля;
- повторення попереднього пункту для середнього взірцевого зусилля.

### Приклад організації тестування кінестезійних можливостей водіїв:

*Тест виконується індивідуально без урахування часу.*

*Обстежуваний займає зручне положення на сидінні, встановленому перед жорстко зафіксованою педаллю гальма і пробує натиски на педаль,*

контролюючи результат за стрілкою контрольного манометра з шкалою 10 атм і ціною поділки 0,2 атм.

Далі за командою експерта обстежуваний правою ногою натискає на педаль, задаючи власний зразок слабкого зусилля (імітація підгальмовування), а потім, за наступними командами експерта, п'ятиразово натискає на педаль, намагаючись точно відтворити зразок, не дивлячись на манометр і на записи у протоколі. Експерт після кожного натиску обстежуваного на педаль фіксує у протоколі покази пасивної стрілки манометра (тобто максимальне відхилення робочої стрілки під час натиску) з точністю до 0,1 атм у протоколі тесту, і повертає пасивну стрілку в нульове положення.

Експеримент повторюється для сильного зусилля (імітація екстреного гальмування) та середнього зусилля (імітація робочого гальмування) правою ногою, а потім за цією-ж методикою виконується лівою ногою.

Описаний тест характеризує вміння водія тонко диференціювати і відтворювати задані зусилля, що дуже важливо для точності і ефективності керування транспортним засобом.

**Оцінка кінестезійних можливостей** здійснюється за максимальним відхиленням середнього зусилля від взірцевого згідно з відповідною статистично обґрунтованою шкалою:

7 балів - дуже висока	- менше 0,3	3 бали - нижче серед. - від 2,6 до 2,9
6 балів - висока	- від 0,3 до 1,2	<u>група ризику:</u>
5 балів - вище середньої	- від 1,3 до 1,6	2 бали - низька - від 3,0 до 3,7
4 бали - середня	- від 1,7 до 2,5	1 бал - дуже низька - більше 3,7

## 12. Оцінка властивостей уваги

Оцінювання властивостей уваги здійснюється за **тестом Поппелройтера**, який дозволяє кількісно оцінити уміння людини концентрувати і поділяти увагу (надзвичайно важливе вміння для успішного керування своїми діями).

**Завдання** тесту: протягом трьох хвилин необхідно відшукати якнайбільше з 32-х послідовних цифр, починаючи від 43, випадково розташованих у центрах квадратиків спеціальної таблиці (див. рис. 5.3), не пропускаючи жодної з них (тобто: 43, 44, 45, 46, 47, 48 . . . 74, 75, 76) і не допускаючи помилок, так як при оцінюванні тесту до уваги береться лише кількість правильних відповідей до першої помилки.

**Умови проведення тесту:** тест можна виконувати індивідуальним (група до 3-х осіб) або груповим (понад 3 особи) способами. У першому випадку обстежувані працюють з індивідуальними двосторонніми таблицями

Поппелройтера формату А-4, у другому – з єдиною двосторонньою таблицею Поппелройтера формату А-1, яка вивішується на висоті 1,5 – 2 м і на віддалі 1,5 – 3 м від обстежуваних. При виконанні тесту кожен обстежуваний підписує і заповнює спеціальний індивідуальний протокол. У протокол замість віднайденної основної, розташованої в центрі квадратика таблиці, записується службова цифра, яка розташована у нижньому правому його кутку.

		48 46	59 60	53 62	44 60	
63 64	71 50	46 73	50 65	62 72	73 63	
51 70	74 47	66 52	43 53	57 68	67 71	
55 56	61 43	68 51	60 69	54 45	47 44	
70 59	65 58	72 67	49 61	64 48	56 57	
		58 55	52 74	69 49	45 54	

Рис. 5.3. Таблиця Поппелройтера для основного тесту.

Спочатку обстежувані виконують тренувальний тест без урахування часу за малою таблицею (рис. 5.4.): слід по черзі відшукати послідовні цифри (починаючи з 11 і закінчуючи 22-ма) в центрах квадратиків, які випадково розташовані у малій таблиці (основні цифри), записуючи замість них у протокол тесту службові цифри з цих-же квадратиків, які розташовані у правому нижньому їх кутку.

Мета тренувального тесту – чітке засвоєння обстежуваними завдання. У потрібних випадках умови виконання тесту експерт пояснює індивідуально, наводить приклади тощо. До основного тесту обстежувані приступають лише у випадку чіткого розуміння свого завдання. Особи з пониженою гостротою зору можуть працювати в окулярах, або в контактних лінзах.

Основний тест виконується протягом 3-х 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

їм розташування початкової цифри «43». Під час виконання основного тесту обстежувані не повинні переписувати результати один в одного або списувати їх з шпаргалок, голосно повторювати цифри, заважати один одному, робити помітки на тестовій таблиці; забороняється писати поряд з потрібною службовою цифрою ту основну, яку обстежуваний відшукав. У випадку описки чи помилки, дозволяється за закреслити невірний запис та написати поряд вірний, 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 33	21 16	
17 21	11 36	18 14	13 31
14 40	19 24	16 36	20 29
	22 17	12 41	

Рис. 5.4. Мала таблиця Поппелройтера для пробного тесту.

Тест оцінюється за кількістю правильних відповідей до першої помилки згідно приведеної нижче семибальної шкали.

У випадку великої загальної кількості правильних відповідей (понад 20), і допущеній помилці на відповіді з 1-ї до 12-ї, експерт може допустити обстежуваного до повторного основного тесту, але не більше одного разу.

**Шкала оцінок** результатів тесту Поппелройтера (кількість правильних відповідей до першої помилки):

7 балів - дуже висока	- рівна 32	3 бали - нижче середньої - від 12 до 15
6 балів - висока	- від 27 до 31	<u>група ризику:</u>
5 балів - вище середньої	- від 23 до 26	2 бали - низька - від 5 до 11
4 бали - середня	- від 16 до 22	1 бал - дуже низька - менше 5-ти

### 13. Оцінка здатності швидко оволодівати новими діями та швидко засвоювати нові завдання

Здатність швидко оволодівати новими руховими діями та новими руховими завданнями при відсутності відповідної апаратури може оцінюватись за **тестом «R-W»**. Даний тест вимагає від обстежуваного швидкого зрозуміння нового для нього завдання (точніше – засад розкодування та перекодування нової інформації згідно схеми – максимально – 64 варіанти), а також швидкої, точної та безпомилкової роботи протягом 50-ти секунд. Тестування може бути індивідуальним або груповим.

#### Умови виконання тесту:

Перед виконанням тесту обстежувані знайомляться із 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 (див. рис. 5.5.):

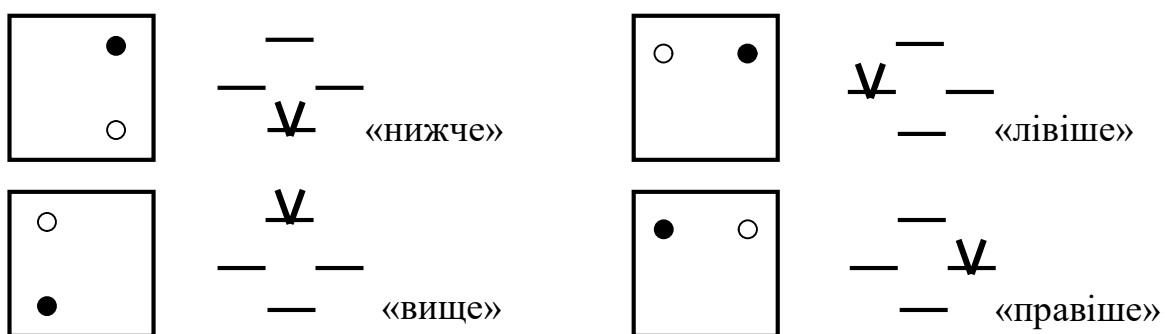


Рис. 5.5. Схема перекодування інформації про положення білого кружечка відносно чорного (тест «R-W»)

Спочатку обстежувані підписують видані їм протоколи з варіантами і виконують ознайомчий тест – перекодовують без врахування часу 32 варіанти схеми взаємного розташування білого і чорного кілець (стор. 2 – 3) бланка протоколу.

Потім за сигналом експерта обстежувані відкривають четверту сторінку протоколу з варіантами і намагаються якнайшвидше, не допускаючи помилок, перекодувати за 50 секунд якомога більшу кількість варіантів (стор. 4 – 7). Під час виконання тесту забороняється голосно повторювати про себе варіанти розташування кілець, заважаючи іншим обстежуваним.

Після закінчення відведеного на виконання тесту часу робота негайно припиняється і протоколи з варіантами здаються експерту.

**Шкала оцінок** результатів тесту «*R-W*» (кількість правильно перекодованих варіантів за 50 С):

7 балів - дуже висока	- понад 55	3 бали - нижче середньої - від 29 до 32
6 балів - висока	- від 46 до 55	<i>група ризику:</i>
5 балів - вище середньої	- від 42 до 45	2 бали - низька - від 20 до 28
4 бали - середня	- від 33 до 41	1 бал - дуже низька - менше 20-ти

Таким чином контролюється 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 випереджаючі дії).

При наявності у місці проведення обстежень відповідного комп'ютера, можна провести тестування за дещо зміненою методикою (реагування або не реагування на появу на екрані тих чи інших подразників – об'єктів різної форми та кольору і рядом інших подібних тестів), використовуючи розроблену на кафедрі педагогіки та психології ЛДУФК спеціальну програму, яка передбачає запам'ятовування, статистичну обробку, порівняння та роздрук одержаних результатів. Фактично – це також виконання нових завдань, подібних до тесту «*R-W*».

**Завдання тесту:** якомога швидше реагувати (натискати будь-яку клавішу на клавіатурі комп'ютера) при появі на екрані монітора голубого квадрата, і ні в якому разі не натискати клавіш при появі жовтого квадрата

**Умови виконання тесту.**

Перед виконанням тесту експерт знайомить обстежуваних з інструкцією до його виконання. Тест виконується індивідуально.

Після включення експертом програми обстежуваний, натиснувши по готовності будь-яку клавішу, починає виконання тесту: після триразової спроби реагування на появу квадратів без урахування результату звучить звуковий сигнал і розпочинається сам тест; при появі в центрі екрана квадрата і натисканні клавіші, у правому нижньому кутку екрана з'являється результат (час в тисячних долях секунди) останньої спроби та її порядковий номер. Через певний час на екрані автоматично з'являється новий квадрат і дії обстежуваного повторюються. Тест закінчується при правильному реагуванні на десятий по черзі голубий квадрат (реагування на жовті квадрати та спроби з тривалістю реакції понад 0,5 секунди – не враховуються).

Після закінчення тестування на екрані з'являється загальний результат тесту у вигляді графічного зображення (гістограми) часу кожного вірного реагування, а також помилкові реагування обстежуваного на жовті квадрати. При натисканні 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) та ін. Натискання клавіші “Esc” виводить з програми тесту в загальне меню, а клавіші “Enter” – дозволяє повторити виконання тесту наступний раз.

**Тест не рекомендується повторювати більше двох разів, щоб виключити навичку.**

Тест *оцінюється* за середнім часом реагування згідно семибальної шкали оцінок, якщо у спробі немає помилок; у випадку однієї помилки результат (середній час реакції вибору) множитья на коефіцієнт “1,1”, а при двох помилках – на коефіцієнт “1,2”. Більше двох помилок - не допускається; коефіцієнт варіації не повинен перевищувати 0,15 – 0,20.

7 балів - дуже висока - менше 292	3 бали - нижче середн. - від 375 до 390
6 балів - висока - від 293 до 325	<u>група ризику:</u>
5 балів - вище середн. - від 326 до 341	2 бали - низька - від 391 до 423
4 бали - середня - від 342 до 374	1 бал - дуже низька - понад 423

- До якої групи наук належить біомеханіка?
- Які і знаєте методи біомеханіки?
- Головне завдання біомеханіки
- Чи людина виконує рухи, чи інші дії?
- Конкретні завдання біомеханіки
- На скільки конкретних завдань розбивається головне завдання біомеханіки?
- Чи існують відмінності між класичною механікою та біомеханікою?
- Напрямки розвитку біомеханіки
- Що вивчає біомеханіка?
- Що є кінцевою метою біомеханічного аналізу рухових дій?
- Що таке біомеханічні характеристики?
- На які групи поділяють біомеханічні характеристики?
- Що відображають кінематичні характеристики?
- Які біомеханічні характеристики відносять до просторових?
- Які біомеханічні характеристики відносять до часових?
- Які біомеханічні характеристики відносять до просторово-часових?
- Яка розмірність часових біомеханічних характеристик?
- До яких біомеханічних характеристик належать лінійні та кутові швидкості і прискорення?
- Що таке траєкторія руху точки?
- Які елементи відносяться до системи відліку?
- Які біомеханічні характеристики відносять до динамічних?
- Що відображають динамічні характеристики?
- До яких біомеханічних характеристик відносяться маса та момент інерції?
- Що таке сила?
- Якими компонентами характеризується сила дії людини?
- Що таке момент сили?
- Що таке енергія тіла?
- Що таке потужність роботи?
- Від чого залежить кінетична енергія тіла?
- У яких формах виступає потенціальна енергія тіла?
- Які показники відносять до біомеханічних показників роботи м'яза?
- Якою буде сумарна сила тяги  $N$  саркомерів, які діють послідовно?
- Коли зростає швидкість скорочення м'яза?
- При якій довжині м'яз розвиває найбільшу силу активної тяги?
- Через який час скелетний м'яз розвиває найбільшу силу?
- При яких умовах спостерігається тетанічний режим скорочення м'яза?
- При якому режимі роботи м'яз розвиває найбільшу силу?
- При яких умовах м'яз скорочується максимально швидко?
- При яких умовах м'яз людини розвиває найбільшу потужність?
- При яких умовах м'яз досягає максимальної економічності роботи?
- Які якості належать до рухових якостей людини?
- При яких умовах людина проявляє максимальну силу дії?

Якими показниками оцінюється рівень розвитку швидкісно-силових якостей людини?

Що таке градієнт сили?

При яких значеннях градієнта сили рівень розвитку швидкісних якостей вищий?

Для яких осіб показником для оцінки швидкісно-силових якостей є градієнт сили?

Для яких осіб показником для оцінки швидкісно-силових якостей є коефіцієнт реактивності?

Для яких осіб показником для оцінки швидкісно-силових якостей є швидкісно-силовий індекс?

Які якості виховують спеціальні силові вправи?

За якими показниками спеціальні силові вправи повинні відповідати змагальним?

Що таке суворо регламентована фізична вправа?

Якими параметрами задається суворо регламентована вправа?

Що таке втома?

Які Ви знаєте фази втоми?

За рахунок чого ми компенсуємо втому?

Які ознаки декомпенсованої втоми?

Що таке витривалість?

Що таке «загальний показник витривалості»?

Як визначається коефіцієнт витривалості?

Який недолік «запасу швидкості по Озоліну»?

Що таке гнучкість?

Які є види гнучкості?

Як правильно оцінити рівень розвитку гнучкості?

Що таке спритність?

Від чого залежить спритність?

Які є способи оцінки рівня розвитку спритності?

Недоліки лабораторного способу оцінки спритності

Недоліки змагального (польового) способу оцінки спритності

Що таке стереоскопічний зір?

Які відчуття відносять до специфічних відчуттів?

## Біомеханічні особливості рухового апарату людини

### 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 й різноманітність властивостей тіла людини обумовлюють високу складність як самих рухових дій так і процесів керування ними. Але з іншого боку, це дає змогу досягнути надзвичайного багатства та різноманітності рухів, до цього часу 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 удосконалення рухових дій. Відволікаючись від деталей анатомічної будови і фізіологічних механізмів рухового апарату, розглядають спрощену модель тіла людини – *біомеханічну систему*. Вона володіє основними властивостями, важливими для виконання рухової функції, але не включає в себе більшості другорядних деталей.

При математичних розрахунках з використанням біомеханічної системи (БМС) живого організму приймаються наступні *припущення*:

- кінематичні і динамічні характеристики БМС відповідають аналогічним характеристикам живого організму, який досліджують;
- нехтують різницею в анатомічній будові правої та лівої частини тіла;
- біоланки БМС розглядаються як «миттєво затверділі», не враховуючи, що частини реального тіла – «жива маса»;
- тертя в тканинах і суглобах відносять до внутрішніх втрат, якими знехтувати неможливо, і які враховують при виведенні коефіцієнта механічної ефективності роботи м'язів;
- переміщеннями у деяких суглобах, залежно від поставленого завдання дослідження й характеру рухової дії, нехтують;
- багатовісні суглоби при наявності відповідної керуючої роботи м'язів найчастіше вважають одновісними відповідно до рухових дій, які аналізуються тощо.

Отже, біомеханічна система – це спрощена копія – модель живого тіла людини, на якій можна вивчати закономірності її рухових дій. БМС тіла людини складається з *біокінематичних ланцюгів*. Більшість частин тіла, з'єднаних рухомо, утворюють біокінематичні ланцюги. До них прикладені сили (навантаження), які викликають деформації самих біоланок та зміну їхнього руху.

## 2. Біомеханічні пари та ланцюги біоланок

У технічних механізмах, як і в побудованих з них машинах, можливості взаємного переміщення деталей, як правило, обумовлені способом їхнього з'єднання. У живих системах способи з'єднання біоланок у біокінематичні ланцюги однозначно не визначають можливостей рухів (наприклад їхній напрямок чи розмах). М'язи визначають рухи біомеханічних важелів, які передають рух і зусилля, та маятників, які зберігають рух, що почався раніше.

Спрощена модель рухомого з'єднання двох сусідніх частин тіла (суглоба) називають *біопарою*, а біоланки, поєднані біопарами, з'єднуються в *біокінематичні ланцюги*. Таким чином, *біокінематична пара* – рухоме (кінематичне) з'єднання двох біоланок – це спрощена модель суглоба, будова якого і керуючі дії м'язів визначають можливі варіанти взаємного механічного переміщення з'єднаних ним частин тіла.

У неживих механізмах з'єднання окремих 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*.

У живому організмі розрізняють наступні *види в'язей*: а) *геометричні* (постійні перешкоди переміщенню в кожному конкретному напрямку, наприклад кісткове обмеження в суглобі) і б) *кінематичні* (обмеження швидкості, наприклад м'язами-антагоністами, які перешкоджають рухові).

Біокінематичні пари можуть мати *постійні в'язі*, які визначають максимальну і залишкові ступені свободи взаємних механічних переміщень з'єднаних біоланок. Майже всі рухомі з'єднання людсьбіокінематичні пари кого 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.

*Біокінематичний ланцюг* – це послідовне *незамкнуте* (розгалужене, або відкрите), або *замкнуте* з'єднання біоланок через біокінематичні пари. В *незамкнутих* (відкритих) ланцюгах є вільна біоланка, яка з'єднана лише з однією біоланкою. У замкнутих ланцюгах немає вільної кінцевої ланки: кожна біоланка обов'язково з'єднана двома біопарами. У незамкнутому (відкритому) біокінематичному ланцюгу можливі ізольовані рухи у кожній біокінематичній парі, тобто при виконанні рухових дій обертання в незамкнутих (відкритих) ланцюгах проходять одночасно в багатьох біопарах, але можливість ізольованого руху не виключена. В *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. Тому рухи в одних

біопарах за участю таких м'язів обов'язково пов'язані з рухами в сусідніх. Але при точному керуванні руховими діями у багатьох випадках цей взаємний зв'язок можна «виключити». У замкнених ланцюгах зв'язок невизначений і дії м'язів обов'язково передаються на інші біокінематичні пари.

Незамкнений (відкритий) біокінематичний ланцюг з 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).

### **3. В'язі та ступені свободи біоланок при виконанні 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 взаємноперпендикулярних осей (поступально), а також навколо них (обертано). Таким чином, це тіло має шість ступенів свободи рухів, і називається *вільним*.

Кожна в'язь зменшує число ступенів свободи біоланок. Так, зафіксувавши лише одну точку вільного тіла (наприклад, 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 кульовидних суглобів – кульшового чи плечового, які дають змогу з'єднанням ними біоланкам виконувати три незалежні обертання (згинання-розгинання, відведення-приведення та супінацію-пронацію). Якщо вільне тіло закріпити лише у двох точках, то єдиним можливим його переміщенням буде обертання довкола осі, що проходить через вказані точки. Прикладами таких з'єднань можуть бути одновісні суглоби тіла (наприклад, міжфаланговий). Закріплення трьох точок тіла виключає будь-які його переміщення в просторі, повністю обмежуючи свободу його переміщення.

За рахунок різної форми суглобових поверхонь (циліндричні, сідлоподібні чи кулясті), 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'єднанням ними частинам тіла переміщатися більш ніж з одним ступенем свободи. Це викликає невизначеність можливих рухів біоланок та безліч їхніх варіантів (так званий неповнов'язний механізм). Керуючі дії м'язів дають змогу одержати бажані додаткові в'язі, які однозначно визначають взаємне переміщення біоланок системи, залишаючи окремим біоланкам лише по одній ступені свободи. Таким чином стає можливим вибір єдиного можливого варіанту руху – власне того, який необхідний.

Кожна біокінематична пара багатівісного суглоба має можливості багатьох механізмів, тому біомеханічні з'єднання набагато вигідніші від

з'єднань технічних механізмів при керуванні їхнім переміщеннями (вибір необхідної траєкторії, швидкості переміщення і корекція руху, як протидія перешкодам).

#### **4. Види важелів у біомеханічній системі та співвідношення моментів сил при виконанні різних вправ**

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

**Важіль, як біомеханічна категорія,** повинен обов'язково мати наступні **елементи**:

а) тверде тіло, до якого прикладені і через які 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 їй паралельними, тобто повинні створювати рушійні і гальмівні моменти відносно осі обертання біокінематичної пари – мпрощеної 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 передачі руху і роботи в просторі. Всі 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 руху відносно осі біопари) і непаралельні вказаній площині, які або прискорюють, або гальмують обертання навколо біопари.

Якщо непаралельні відносно площини біоланки сили прикладені по обидві сторони від осі біопари, такий біомеханічний важіль називається **двоплечим** (у класичній механіці – **важіль першого роду**). У випадку прикладення до важеля зусиль лише з однієї сторони він називається **одноплечим (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 у випадку піднімання вантажу за рахунок скорочення м'язів-згиначів працює як одноплечий важіль, а при скороченні розгиначів з метою 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, більшість яких діє на важіль через його протилежний кінець. Тому при розрахунку обертання біомеханічного важеля до уваги беруть не величину самих сил, а їх обертові моменти, що дозволяє врахувати як величину цих

сил і напрямок їх дії, так і плече прикладення конкретного навантаження (найкоротшу віддаль від лінії дії сили до осі обертання).

Рух біоланки тіла по інерції після припинення розганяючої 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 вираховується за формулою:

$$T = 2 \cdot \pi \sqrt{I : m \cdot g \cdot r} \quad (c),$$

де  $I$  – момент інерції маятника відносно осі коливання;  
 $m$  – маса маятника;  
 $r$  – радіус інерції (віддаль між точкою підвісу маятника і його центром мас).

Для малих амплітуд гойдання маятника (до  $6-7^\circ$ ), за вказаною формулою можна розрахувати власну частоту його коливань. Однак при більших амплітудах рухів (наприклад, переміщення ніг під час бігу тощо), а також враховуючи зміну моментів і радіусів інерції біоланок-маятників (рук і ніг) при виконанні більшості фізичних вправ за рахунок зміни їх довжини при згинанні-розгинанні, порядок розрахунку власної частоти коливань таких живих маятників значно складніший.

Прискорення маятника залежить від сумарного моменту розганяючих сил і його власного моменту інерції. Тому для збільшення швидкості розгону біоланки необхідно збільшити силу та плече її прикладання, або зменшити радіус інерції біоланки (наприклад, згинаючи її).

Складені маятники, на які подібні ноги чи руки людини при ходьбі, бігу тощо, ведуть себе набагато складніше, тому при кожному кроці моменти м'язових сил слід пристосовувати до постійно змінних умов, забезпечуючи відносну постійність кроків.

## **5. Абсолютна та відносна маси частин тіла людини і способи їх визначення**

До показників, що характеризують *геометрію мас тіла*, відносять *абсолютні і відносні маси* окремих його частин, *їх моменти та радіуси інерції*.

*Абсолютні маси* окремих частин тіла людини, як і *їх моменти інерції* необхідно знати при біомеханічних розрахунках ефективності техніки виконання рухових дій конкретних осіб. Від величини зазначених біомеханічних характеристик залежать підбір оптимального співвідношення темпу циклічних вправ та величини кроку, енерговитрати на переміщення частин тіла, сили інерції, що виникають при зміні руху окремих частин і



всього тіла, виконана людиною механічна робота, коефіцієнт її механічної ефективності тощо.

Вказані мас-інерційні характеристики можна визначити лише опосередковано (за допомогою методики поступового занурення окремих частин або всього тіла у рідину, способом маятника або подібними), або використавши рівняння регресії, таблиці і коефіцієнти, одержані фахівцями на підставі обробки результатів спеціальних експериментів.

Одними з перших були проведені дослідження на заморожених і розчленованих трупах (звідки й пішли широковідомі коефіцієнти 7, 43, 1, 2, 3, 2, 5 і 12 для приблизного визначення мас окремих частин тіла, а також відомі коефіцієнти Фішера 0,42; 0,44 та 0,47 для визначення положення центрів їх мас, якими користуються і сьогодні.

Наступні дослідження лише уточнили одержані дані для різних груп осіб.

## **6. Положення центрів мас окремих частин та всього тіла людини**

*Центром мас тіла* (ЦМТ) називається точка перетину прямих, удовж яких повинні бути спрямовані сили, щоб тіло рухалося поступально. Тому важливо вміти визначати положення ЦМТ при біомеханічному аналізі його руху. Будь-яку досліджувану рухову дію можна представити як суму більш простих рухів – наприклад, руху ЦМТ та обертання окремих частин тіла відносно нього.

Положення центра маси тіла людини можна визначити шляхом її зважування на спеціальній платформі трикутної форми, на якій вона приймає потрібну позу. Проте більш зручним є розрахунковий спосіб, описаний нижче, який передбачає знаходження центрів мас усіх його частин.

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

Вказані коефіцієнти є не зовсім точними, так як не ураховують тотальних розмірів тіла, віку, співвідношення м'язового, кісткового та жирового компонентів тіла, спортивної спеціалізації тощо. З цією метою у спеціальній літературі наведені точніші формули для розрахунку необхідних мас-інерційних характеристик тіла людини. Ці уточнені дані одержані в процесі спеціального радіотопного сканування спортсменів-студентів за методикою ГЦОЛІФКу.

## 7. Використання теореми Варіньйона для визначення положення центра маси тіла спортсмена

Визначити розташування ЦМТ спортсмена, зображеного на фотографії, можна, використавши наслідок відомої у класичній механіці **теореми Варіньйона** (1654–1722): *момент рівнодійної системи плоских однонапрямлених сил відносно будь-якої точки на площині рівний алгебраїчній сумі моментів складових сил відносно ієї ж точки.*

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

$$X_c = \sum m_i \cdot x_i / M \text{ (мм); } Y_c = \sum m_i \cdot y_i / M \text{ (мм)}$$

де:  $m_i$  – маса  $i$ -тої біоланки в  $K_2$ ;

$x_i$  та  $y_i$  – к оординати центрів мас цих біоланок в  $MM$ .

**Наслідок теореми Варіньйона** з метою визначення положення ЦМТ за фотознімком застосовують у наступному порядку:

- 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, знаходилася 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 (табл. 6.1).

- визначають 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). ЦМ голови знаходиться, як відомо, над верхнім краєм зовнішнього слухового отвору; ЦМ кисті співпадає з п'ястно-фаланговим суглобом 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'ятки;

- знаходять маси кожної частини тіла, помноживши значення графи «1» табл. 6.1 на масу сфотографованої людини в  $K_2$  і заносять їх в графу «4» таблиці;

- вимірюють на фотознімку та заносять у відповідні графи таблиці координати  $X_i$  та  $Y_i$  центра маси кожної частини тіла;

- вираховують і записують у відповідні графи табл. 7.1 добутки  $m_i \cdot x_i$  та  $m_i \cdot y_i$
- знаходять суми  $\sum m_i \cdot x_i$  та  $\sum m_i \cdot y_i$ ;
- за формулами для координат ЦМТ 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	$m_i$ %	$m_i$ , кг	$x_i$	$m_i \cdot x_i$	$y_i$	$m_i \cdot y_i$
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:							

## 8. Центр об'єму та центр поверхні тіла і їх значення для виконання фізичних вправ

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

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

**Центр поверхні тіла** – точка прикладання рівнодійної сил дії середовища (повітря, води). Центр поверхні залежить в першу чергу від пози і напрямку потоку середовища. При великих відносних швидкостях руху (парашутний, мотоциклетний, автомобільний, санний, гірськолижний спорт, стрибки з 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.

## Біодинаміка рухових дій. Опір середовища рухові тіла

### 1. Маса, сила тяжіння, вага та сила інерції.

Така властивість матеріального тіла, як *маса*, може проявлятися *контактно* (при безпосередній взаємодії тіл) або *дистантно* при відштовхуванні чи притягуванні тіл на віддалі за рахунок електромагнітних, гравітаційних та інших сил). При контактній взаємодії тіл маса є *мірою інертності тіла (інерційна маса)* і вимірюється вона в кілограмах (кг). У випадку обертового руху тіла значення має не лише його маса, а й її локалізація відносно осі обертання, тому *мірою інертності* тіла в цьому випадку виступає *момент інерції*:

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

де  $\Sigma$  – знак суми;

$m_i$  – маса  $i$ -тої частини тіла;

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

У випадку взаємного притягування тіл *силами гравітації* (наприклад: притягування тіла людини до Землі) говорять про *гравітаційну масу*, яка при швидкостях руху, менших від швидкості світла у вакуумі, чисельно рівна *інерційній масі*, і також вимірюється в кілограмах. Сила притягування якогось тіла масою до Землі визначається за формулою:

$$\vec{P} = m \cdot \vec{g} \quad [H]$$

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

$\vec{g}$  - прискорення вільно падаючого тіла на даній довготі та широті (рівне  $9,78 \text{ м/с}^2$  на екваторі та  $9,82 \text{ м/с}^2$  на полюсах).

Таким чином, сила тяжіння, як міра притягування тіла до Землі, залежить від його маси (яка є незмінною) і його розташування відносно рівня моря (тіла слабше притягуються в горах і сильніше – в низинах) і не залежить від інших чинників (параметрів руху, опори тощо).

Якщо тіло контактно взаємодіє з іншими тілами (наприклад, з верхньою або нижньою опорою), то воно діє на них силою *ваги* – вага *прикладена до опори* і в спокої рівна силі тяжіння, але *спрямована в протилежну сторону*.

При зміні швидкості руху тіла масою  $m$  (це може бути розгін, гальмування, зміна напрямку руху тощо) воно проявляє свою інертність шляхом протидії зміні швидкості. **Сила інерції**, з якою воно діє на розганяюче (гальмуюче або змінююче напрям руху) тіло, чисельно рівна:

$$\vec{F}_{\text{ін}} = -m \cdot \vec{a} \quad [H]$$

$$\vec{F}_{\text{ін}} = -m \cdot \vec{a} \quad [H]$$

де  $\vec{F}_{\text{ін}}$  – сила інерції, яка завжди спрямована проти прискорення та прикладена до **прискорюючого тіла**,  $H$ ;  
 $\vec{a}$  – прискорення самого тіла,  $m/c$ .

**Вага** може бути більшою або меншою від сили тяжіння у випадку прискореного руху тіла або самої опори, так як виникають сили інерції і починається перевантаження або невагомість (повна чи часткова). У цьому випадку:

$$\vec{P} = m \cdot \vec{g} + \vec{F}_{\text{ін}} \quad [H]$$

У **неінерціальних** системах відліку (які відносно Землі самі рухаються з прискореннями) для розрахунку сил згідно законів класичної механіки вводять поняття фіктивної сили інерції, яка в даному випадку вважається прикладеною не до прискорюючого тіла (яке пов'язане з тілом відліку), а до самого тіла, що змінює швидкість. Як приклад, можна розглядати рух весляра в академічному човні спочатку з боку спостерігача на суші, а потім з боку спостерігача, який знаходиться в тому ж човні.

## 2. Реакція опори, пружні сили.

**Реакція опори** – це міра протидії опори (верхньої або нижньої) тілу, яке взаємодіє з нею. Ця сила **прикладена до контактуючого з нею тіла** та спрямована протилежно його вазі. Так як вага залежить крім сили тяжіння ще й від руху самої опори, при розрахунках необхідно враховувати пружність самої опори, яка визначається з виразу:

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

де  $\vec{F}_{\text{пр}}$  – пружна сила,  $H$ ;  
 $\Delta l$  – деформація опори в напрямку дії ваги взаємодіючого тіла,  $M$ ;  
 $k$  – коефіцієнт жорсткості у тому-ж напрямку,  $H/M$ .

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

Але при бігу по доріжці з пружним покриттям, м'язи ніг за рахунок збільшення часу взаємодії з опорою встигають розвинути більшу силу; крім цього, при відштовхуванні деформована опора надає тілу додатковий імпульс, що значно довантажує елементи рухового апарату людини і з часом негативно впливає на стан здоров'я (особливо у дітей та підлітків). Тому тренування на пружному покритті рекомендується чергувати з 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) відіграє пружність спортивного взуття, питанням вибору якого необхідно надавати особливу увагу.

Розрахунок сили дії опори на тіло людини (*реакції опори*) ускладнений, так як він здійснюється з використанням методів вищої математики з метою імовірного моделювання динаміки взаємодії частин тіла в часі.

### **3. Зовнішні та внутрішні сили, що діють на тіло людини при виконанні рухових дій**

При визначенні, яка з сил, прикладених до тіла людини, є *зовнішньою* (тобто здатною змінити імпульс тіла та його енергію), а яка – *внутрішньою*, необхідно з'ясувати: наслідком дії якого тіла вона є. Зовнішньою для обраного тіла буде лише така сила, дія якої викликана *іншим тілом*, що не входить до його складу. Це-ж правило розподілу сил на зовнішні та внутрішні стосується і біомеханічної системи тіл (наприклад, тіла людини, яке ми умовно розділяємо на окремі частини: голову, тулуб, плечі, передпліччя, стегна та ін ).

Тому, по відношенню до тіла людини, сумарна сила тяжіння, яка викликана гравітаційним притягуванням Землі, реакція опори, опір рухові, дія інших тіл (суперників, партнерів, тренера, м'яча тощо) – зовнішні сили. Зате активні м'язові тяги, сили пружності і 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 по відношенню до біомеханічної системи сили.

Якщо розглядати рухи якоїсь окремої частини тіла, наприклад, гомілки, то тяги м'язів, які відносяться до стегна, силу тяжіння, прикладену до гомілки, вагу стопи, утримуючу дію стегна слід розглядати, як зовнішні по відношенню до гомілки сили, так як їх дія обумовлена тілами, що у поняття «гомілка» не входять.

Таким чином, одні і ті-ж сили можуть бути і зовнішніми, і внутрішніми; у кожному конкретному випадку це залежить від того, які тіла ми включили у біомеханічну систему, а які – не включили.

Розподіл сил на зовнішні і внутрішні має велике значення при використанні **теорема про зміну імпульсу тіла** (кількості руху), або механічної системи – **міри механічного руху тіла**, яка рівна:

$$\vec{K} = m \cdot \vec{V} \text{ [кг} \cdot \text{ м / С]}; \quad \vec{K} = I \cdot \vec{\omega} \text{ [кг} \cdot \text{ м}^2 \text{ / С]};$$

Зміна імпульсу механічної системи можлива лише за рахунок зовнішніх сил. Наслідок з теореми: при рівності нулю головного вектора і головного моменту (алгебраїчної суми векторів і моментів) зовнішніх сил, імпульс механічної системи залишається незмінним. З теореми слідує, що єдиною можливою рушійною силою при переміщенні тіла людини може бути зовнішня сила. При пересуванні 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 при бігу, ходьбі, плаванні, їзді на велосипеді тощо, а також у метаннях, спортивних іграх, одноборствах та ін., причиною руху є внутрішні відносно біомеханічної системи сили – активні м'язові тяги. Але обов'язковою умовою їх прояву, як рушійних сил, є наявність зовнішньої сили – реакції опори.

Необхідною умовою зміни величини і напрямку швидкості руху біомеханічної системи є також наявність зовнішньої сили, тому досвідчені гірськокожники, мотогонщики, ралісти намагаються постійно перебувати у контакті з трасою, здійснюючи випереджаючі дії, розгойдування спортивного приладу навколо вертикальної та бокової осей, виконуючи ексцентричну м'язову роботу, використовуючи досконалі амортизатори тощо, бо лише у цьому випадку є можливість постійно контактувати з поверхнею траси, тобто ефективно гальмувати, розганятися і повертати, чого не можна зробити в безопорній фазі.

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

#### 4. Лобовий опір рухові тіла у повітряному та водному середовищі.

Всі тіла на Землі переміщуються у воді або в повітрі. Середовище завжди чинить опір рухові. Дослідження показали, що опір середовища рухові тіл зменшується при зниженні площі їх поперечного перерізу перпендикулярно до напрямку руху, наближенні форми тіл до форми



краплини, загладжування їх поверхні а також при зменшенні густини середовища (наприклад, повітря в високогір'ї, як у Мехіко чи Медео). Тому вираз для розрахунку лобового опору середовища  $\vec{R}_x$  рухові тіла входять: густина середовища  $\rho$   $кг/м^3$ ,  $\vec{S}_x$  – лобова площа (переріз Міделя),  $m^2$ ,  $c_x$  – коефіцієнт обтічності (який залежить від форми і стану поверхні тіла та змінюється для різних тіл у широких межах – від 0,05 до 2,5) і визначається експериментально в аеродинамічній трубі; та  $V_x^2$  – квадрат відносної швидкості переміщення тіла і середовища (враховується сила і напрямок вітру або течії),  $м/с$  :

$$\vec{R}_x = S_x \cdot c_x \cdot \rho \cdot \vec{V}_x^2 \quad [H]$$

(індекси «x» означають, що всі параметри вираховані відносно осі «X» - напрямку руху)

Так як густина води набагато перевищує густину повітря, опір рухові у воді значно більший, що і пояснює меншу швидкість плавання порівняно з іншими локомоціями.

**Сила Архімеда** визначає виштовхуючу дію середовища на тіло згідно закону Паскаля:

$$\vec{F}_{арх} = Q \cdot \rho \cdot \vec{g} \quad [H]$$

де  $Q$  – об'єм витісненого середовища (фактично – об'єм зануреного тіла),  $м^3$  .

## 5. Сила тертя ковзання. Способи її збільшення і зменшення.

**Сила тертя ковзання** не залежить від площі опори і розраховується за формулою:

$$\vec{F}_{тр} = \vec{N} \cdot f_{ковз} \quad [H]$$

де  $\vec{F}_{тр}$  – сила тертя ковзання, ;  
 $\vec{N}$  – нормальна (перпендикулярна до поверхні ковзання складова притискаючої сили);  
 $f_{ковз}$  коефіцієнт тертя ковзання.

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

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

а) **збільшити** силу тертя ковзання (для стартових дій, для утримання на криволінійних траєкторіях, для швидкої зміни швидкості руху, утримуванні предметів тощо);

б) **зменшити** силу тертя для полегшення взаємного ковзання (пересування по снігу, льоду, тертя в механізмах та ін.).

Враховуючи, що сила тертя залежить від двох показників – **притискаючої нормальної сили** та **коефіцієнта тертя**, можна досягнути вирішення кожного із наведених вище завдань двома способами, змінюючи або притискаючу силу, або коефіцієнт тертя.

Розглянемо варіанти зміни притискаючої сили.

**Притискаюча нормальна сила може бути представлена, як сума сили тяжіння, сили інерції (разом ці сили утворюють вагу) та аеродинамічної складової:**

$$\vec{N} = m \cdot \vec{g} + m \cdot \vec{a} + \vec{F}_{\text{аер}} [H]$$

При пересуванні по криволінійній траєкторії змінювати притискаючу силу за рахунок зміни маси немає сенсу, так як її збільшення чи зменшення приведе до пропорційної зміни відцентрової сили. Тому використовують практику довантаження або розвантаження тіла за рахунок зміни сили інерції шляхом використання **випереджаючих стрибків** (наприклад, у гірськолижному спорті, де цей спосіб дозволяє змінювати притискаючу силу лижника до траси в різних фазах рухового акту у кілька разів), **поздовжнього «розхитування» біомеханічної системи** – наприклад, автомобіля або мотоцикла (яке досягається шляхом підгальмовування або підгазовування, і дозволяє долати конкретну ділянку траси з послідовним довантаженням-розвантаженням спочатку однієї, а потім – іншої осі). Якщо власна маса водія, або екіпажу сумірна з масою транспортного засобу, є можливість реалізувати перерозподіл мас за осями шляхом переміщення людини відносно поздовжньої осі мотоцикла, велосипеда, човна, саней тощо (так-звані «відтяжки» назад, «насування» на переднє колесо у мотоспорті, поза велосипедиста чи мотогогонщика-трековика при виконанні стартових дій тощо).

При швидкостях руху понад 10 м/с значну роль у збільшенні притискаючої сили можуть відігравати **аеродинамічні ефекти**. «**Тунельний**» або «**щілинний**» ефект полягає у взаємодії потоку набігаючого повітря з **днищем** автомобіля, човна, боба, саней чи інших приладів і **поверхнею траси**, внаслідок чого за рахунок різного **кліренсу** (просвіту) апарата по довжині та особливої форми днища виникає різниця швидкостей обтікання потоком «тунелю», наслідком чого стає істотне розрідження, яке притискає транспортний засіб до 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

було заборонене технічною комісією ФІА, так як давало значну перевагу перед конкурентами при подоланні криволінійних ділянок траси.

У деяких випадках використовується притискаюча сила *антикрила* або цілої системи передніх і задніх антикрил з регульованими *закрилками*, що використовує *ефект підйомної сили* крила літака, перевернутого на 180°. Про велике значення такої системи свідчить факт, що пілоти гоночних мотоциклів, човнів, рекордних автомобілів тощо, припиняють заїзд при її мінімальному пошкодженні.

Коефіцієнт тертя можна *збільшити*, використовуючи *спеціальну форму поверхні* контакту (металеві *шини* на автомобільних і мотоциклетних колесах для їзди по снігу і льоду, шипи на взутті футболістів, «липівки» для легкої атлетики, спеціальна форма протектора на взутті і на шинах тощо), або *спеціальні матеріали поверхні* (поверхнево активна гума у складі автомобільних шин, підошви взуття для спортивних ігор тощо), які дозволяють за рахунок міжмолекулярної взаємодії поверхонь контакту одержувати теоретично неможливе значення коефіцієнта тертя, більшого за одиницю (наприклад, для спеціальних шин для «формул»  $\mu = 1,2-1,6$ ). Лижники-гонщики, які використовують класичні *лижні ходи*, змащують колодки лиж (їх ділянки безпосередньо під стопою, яка при навантаженні всього тіла на одну лижу за рахунок деформації лижі безпосередньо торкається поверхні снігу) спеціальною гальмуючою маззю, з метою ефективного відштовхування ногами.

Зменшення коефіцієнта тертя можливе за рахунок підвищення гладкості поверхонь до 6-го класу чистоти (полірування може призвести до взаємного молекулярного прилипання і задирів), та використання проміжного матеріалу між ними – мастил (змазки у лижному спорті, мастила з спеціальними додатками для механізмів і ін.). Температура полозів ковзанів, саней та бобів так само відіграє вагомую роль у зменшенні коефіцієнта тертя з льодом траси, так як дозволяє їм ефективніше топити лід безпосередньо під полозом (вода виступає тут своєрідним «мастилом»). Для прикладу можна згадати, що один з санкарів, бажаючи перемогти будь-якою ціною, виступив на міжнародних змаганнях на санях з штучним підігрівом полозів від акумуляторних батарей, захованих на поясі, 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).

## 6. Гістерезис матеріалу. Опір коченню колеса

Особливий інтерес викликає *опір коченню коліс*, який деколи невірно називають *тертям кочення* (такого явища в природі не існує).

Для нерухомого колеса розрахункова схема взаємодії сил показана на рис. 7.1 а): *пляма контакту колеса на поверхні дороги* показана нижче і має

форму еліпса. Нижче показана також *епюра* (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.

При коченні колеса (що підтвердила швидкісна зйомка знизу процесу кочення колеса по прозорій поверхні), ділянки шини, які відриваються від дороги в задній частині плями контакту, за рахунок *демпфуючих* властивостей гуми та *гістерезисних втрат* (явище гальмування деформації матеріалу, яке супроводжується його нагрівом), не встигають повернутися у початкове положення (шина приймає початкову форму не відразу, а через деякий невеликий проміжок часу), внаслідок чого *центр плями контакту* (лінія дії рівнодійної реакції опори) незначно зміщується вперед за напрямком руху центра колеса, що викликає *гальмівний момент* реакції опори відносно його осі обертання.

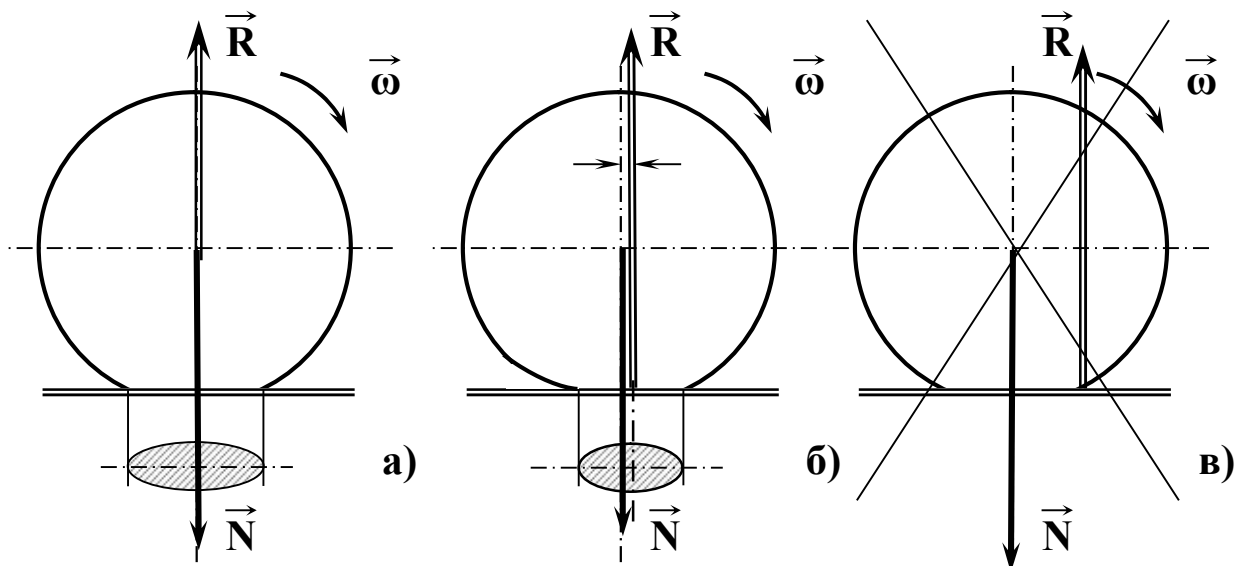


Рис. 7.1. Розрахункові схеми для визначення опору кочення колеса по горизонтальній поверхні: а) – в нерухомому стані; б) – при коченні колеса; в) – невірна розрахункова схема, що часто зустрічається в літературі

Величина цього гальмівного моменту тим більша, чим товща шина, чим більший її прогин (тобто, гальмівний момент залежить від жорсткості шини і тиску повітря в ній).

## Біомеханічні основи обертових рухових дій та стійкості тіла людини

### 1. Біомеханічні особливості виконання обертових рухових дій

Основа рухових дій людини – це *відносне обертання частин тіла в суглобах*. Для біомеханічних розрахунків використовується модель тіла людини – біомеханічна система, яка складається з твердих біоланок, які не деформуються, і переміщаються одна відносно одної за рахунок обертання в біопарах (спрощені моделі суглобів), за рахунок чого і відбувається деформація всієї системи – зміна її пози.

*Обертаний рух твердого тіла* – це вид простого руху, при якому всі точки тіла рухаються по колах з центрами на спільній осі. Сума двох або трьох обертових рухів (одночасне обертання довкола двох або трьох осей) – це *сферичний рух тіла*: всі його точки рухаються по сферах зі спільним центром (який знаходиться в точці перетину осей обертання). При біомеханічних розрахунках найчастіше вивчають обертання біоланок відносно кожної з осей окремо, а потім сумують одержані результати: таким чином сферичний рух представляється, як сума більш простих обертових рухів.

Обертання тіла у просторі можна представити у вигляді складного обертання навколо трьох осей. Це можуть бути осі прямокутної системи координат, проте у даному випадку 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. У деяких випадках швидкість обертового руху зростає або зменшується: обертання *прискорюється* або *сповільнюється*. Обертові рухи завжди включають у себе елементи *власне обертання, сферичного руху*, 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 при наявності *утримуючого тіла*, що викликає *доцентрове прискорення*. Навіть при рівномірному обертанні (коли кутова швидкість обертового руху не

змінюється), напрямок вектора лінійної швидкості руху всіх точок тіла, що обертається, постійно змінюється. А внаслідок цього виникає **нормальне (радіальне)** прискорення, яке напрямлене до центра обертання. Це прискорення й одержало назву **доцентрового** (за напрямком його вектора). Доцентрове прискорення викликане дією зовнішньої сили, яка має такий самий напрямок, і також називається **доцентровою силою**. Джерелом цієї зовнішньої сили є зовнішнє – **утримуюче тіло**, яким може бути спортивний прилад (наприклад, бруси, перекладина), опорна поверхня, інша особа (наприклад, партнер чи суперник у спорті), або **протилежна частина тіла** людини (наприклад, при обертанні без опори довкола осей, що обов'язково проходять через ЦМТ). Але якщо дія утримуючого тіла припиняється, то завдяки своїй інертності тіло продовжує рух по **дотичній** до попередньої траєкторії.

При обертовому русі певної частини тіла довкола суглобової осі утримуючим тілом виступає сусідня частина тіла, а доцентровою силою є реакція зв'язку зі сторони цього утримуючого тіла на м'язові тяги та дію суглобових зв'язок.

Частина тіла, обертається, діє на утримуюче тіло **відцентровою силою** – реальною силою інерції, рівною за величиною і протилежно спрямованою, ніж доцентрова сила.

Величина доцентрового прискорення при обертанні тіла залежить від швидкості обертання та віддалі до осі обертання:

$$a_{\text{дц}} = V^2 / r \text{ (м/с}^2\text{)}$$

- де **a<sub>дц</sub>** - доцентрове прискорення, **м/с<sup>2</sup>** ;  
**V** - лінійна швидкість руху центра мас тіла по колу, **м/с** ;  
**r** - віддаль від ЦМТ до осі обертання, **м**.

Доцентрова сила, яка викликає доцентрове прискорення, спрямована перпендикулярно вектору лінійної швидкості руху точок тіла, тому змінювати її не може. Її може змінити (збільшити або зменшити) лише тангенціальна (дотична до траєкторії) сила, перпендикулярна до радіуса, яка викликає **тангенціальне (дотичне)** прискорення. Тому, при вивченні обертового руху 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 проходити через центр обертання. Оскільки до кожного реального тіла завжди прикладені гальмівні сили, що протидіють обертанню, наприклад, тертя між тілом та віссю обертання, опір середовища тощо, тому збільшення кутової швидкості можливе лише при позитивній різниці між моментами рушійних та гальмівних сил.

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

$$M_z = I \cdot \varepsilon \quad (\text{Н} \cdot \text{м})$$

де  $M_z$  - момент зовнішньої сили,  $\text{Н} \cdot \text{м}$ ;  
 $I$  - момент інерції тіла,  $\text{кг} \cdot \text{м}^2$  ;  
 $\varepsilon$  - кутове прискорення,  $1/\text{с}^2$  .

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

$$\Delta\omega = S_z : I \quad (1/\text{с})$$

де  $S_z$  - імпульс моменту сили ( $S_z = I \cdot \Delta\omega$  - кінетичний момент);  
 $I$  - момент інерції тіла,  $\text{кг}/\text{м}^2$

Оскільки **момент інерції** тіла постійний, то досягти збільшення кутової швидкості можна лише за рахунок позитивної різниці між рушійним та гальмівним моментами.

Складніше виглядає питання про збільшення кутової швидкості обертання системи біоланок (наприклад, усієї біомеханічної систем, як спрощеної моделі тіла людини): при деформації пози в процесі виконання фізичної вправи уже не можна говорити про кутову швидкість обертання усієї біомеханічної системи, так як лінійні швидкості руху різних її точок при обертанні змінюються по різному, і єдиної кутової швидкості для всієї системи не існує. Для приблизної оцінки зміни кутової швидкості всього тіла часто знаходять ЦМ верхньої та нижньої його частин, та вважають лінію, яка з'єднує ці точки, **віссю тіла**; а кутову швидкість обертання всього тіла при цьому утотожнюють з кутовою швидкістю обертання знайденої 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 поперечці, прискорює його рух, коли він рухається додолу, і сповільнює обертання тіла при русі вгору. З точки зору перетворення енергії, цей процес можна описати, як поступовий перехід потенціальної енергії положення тіла гімнаста вгорі в кінетичну енергію руху його тіла вниз, та навпаки – при подальшому русі вгору. Якщо у кожному циклі коливань до системи підводити певну порцію енергії (у вигляді прискорювального моменту), призначену для компенсації тертя рук об поперечку й опору повітря, то коливання могли б продовжуватися необхідний час і навіть (при збільшенні підводу енергії) збільшуватися за амплітудою.

Якщо гімнаст при підйомі вгору 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, зростає (кінетичний момент біомеханічної системи за відсутності зовнішнього моменту повинен зберігатись постійним), причому у стільки ж разів, у скільки змінився момент інерції.

Таким чином, кутова швидкість обертання системи біоланок може змінюватися або під дією моментів зовнішніх сил, або за рахунок змін моменту інерції системи відносно осі обертання.

## 2. Обертання тіла людини зі зміною кінетичного моменту біомеханічної системи

Керування рухами довкола осей зі зміною кінетичного моменту біомеханічної системи здійснюється за рахунок моментів зовнішніх сил, для чого необхідне їх джерело – зовнішнє тіло.

Обертаний рух тіла можна змінити *моментом зовнішньої сили* при збереженні його пози. Наприклад, тренер може за рахунок своєї м'язової роботи розгойдати, підкрутити, загальмувати або зупинити обертання тіла свого вихованця, який виконує обертанні рухові дії. При цьому, навіть без попереднього обертання, стороння особа може надати тілу людини, яка рухався поступально, обертання (наприклад, у боротьбі, акробатиці, при розгойдуванні дитячого ліжечка чи гойдалки тощо).

*Змінюючи момент інерції тіла відносно осі обертання* за рахунок згинання ніг або підтягування 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. Це досягається шляхом зменшення від'ємної роботи сили тяжіння при гальмуванні тіла, яке рухається вгору, за рахунок активних м'язових тяг, що наближають та віддаляють центр мас від опори.

*При відштовхуванні від опори*, а також за рахунок рухів у кистях рук завдяки силі тертя між долонями та поперечкою, можна привести систему в обертаний рух (за рахунок штучного створення моменту зовнішньої сили). При цьому обертання може відбуватися як довкола горизонтальної осі, так і довкола поздовжньої (несиметричне відштовхування від опорної поверхні ногами або від поперечки, брусів, гімнастичного коня тощо. – руками).

Таким чином, зміна обертаного руху системи зі зміною кінетичного моменту системи можлива:

- а) за рахунок моментів зовнішніх сил, обумовлених дією інших осіб (тренер, суперник або інших тіл (м 'яч) при збереженні пози;
- б) за рахунок зміни пози (моменту інерції відносно осі обертання) при фіксованій осі обертання;
- в) при активному створенні обертаного моменту зовнішніх сил при відштовхуванні або притягуванні до опори.



### 3. Приклади обертання тіла людини зі зміною кінетичного моменту біомеханічної системи

Наявність утримуючого тіла – опори – створює умови для обертового руху. Реакція опори утримуючого тіла служить доцентровою силою.

**Оборот назад з упору стоячи зігнувшись:** у цій вправі при згинанні ніг тіло наближається до осі обертання, при розгинанні віддаляється, що приводить до зміни моменту інерції відносно осі обертання. Першу половину оберту гімнаст виконує під дією сили тяжіння, розігнувши ноги, завдяки чому він збільшує плече прикладання сили тяжіння. Друга половина оберту виконується із зігнутими ногами, завдяки чому від'ємна робота сили тяжіння менша за додатну і компенсує втрати енергії на тертя об гриф поперечки та опір повітря. В останній момент (уже на горі) спортсмен випрямляє ноги, піднімаючи ЦМТ в попереднє положення, та знову виходить у початкове положення (рис.8.1. б).

**Підйом розгином на поперечці:** ця вправа виконується з положення вису в положення упору (рис. 8.1. в, г). В кінці маху вперед гімнаст згинає тіло в кульшових суглобах, наближаючи ноги до осі обертання. При цьому зменшується момент інерції і рух тіла, що відбувається під дією сили тяжіння, стає інтенсивнішим (швидкість обертання збільшується).



Рис. 8.1. Приклади обертових вправ: а - зіскок дугою з поперечки із сальто; б - оборот назад з упору стоячи зігнувшись; в,г - підйом розгином на поперечці.

Існує інший спосіб наближення тіла до осі обертання – розгинання рук у плечових суглобах (тіло стає випрямленим) В результаті цього руху гімнаст починає підйом в упор в протилежну сторону із швидкістю, достатньою для завершення вправи в положенні упору на поперечці, або стійки на кистях.

**Оберткові рухи із збереженням рівноваги тіла:** у прикладних видах спорту часто приходится вирішувати завдання збереження рівноваги тіла під час його руху по криволінійній траєкторії (найчастіше – при проходженні поворотів траси). Класичними завданнями у цьому випадку є:

а) розрахунок **найбільшої кривизни** (найменшого радіуса) **траєкторії руху** велосипедиста (мотоцикліста, ковзання, бігуна, гірськолижника тощо) та відповідного йому **максимального нахилу до поверхні траси** при заданій **лінійній швидкості руху** та **коефіцієнті тертя** шин (взуття, лиж) і покриття траси;

б) розрахунок **найбільшої кривизни** (найменшого радіуса) **траєкторії руху** автомобіля (саней, боба, безмоторного візочка тощо) без його перекидання, при заданій **лінійній швидкості руху** та **коефіцієнті тертя** шин (полозів) і покриття траси. В обох випадках розв'язок завдання полягає у вивченні сил, які діють на біомеханічну систему.

Показавши сили, що діють на систему «велосипедист-велосипед» при проходженні криволінійної ділянки траси (рис. 8.2), можна виявити наступне:

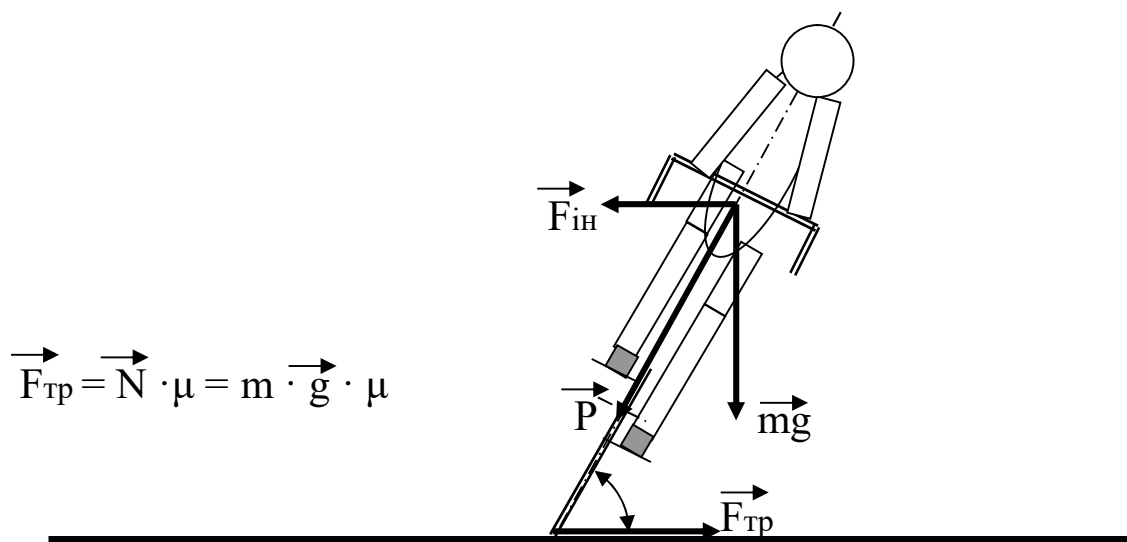


Рис. 8.2. Розрахункова схема руху біомеханічної системи велосипедист-велосипед по криволінійній траєкторії

- утримуючим тілом біомеханічної системи, що рухається криволінійною траєкторією, є опорна поверхня (покриття траси);
- доцентровою утримуючою силою є сила тертя  $F_{тр}$  між шинами коліс і покриттям опорної поверхні;

- на біомеханічну систему діє сила тяжіння  $mg$  і сила інерції  $F_{\text{ін}} = m \cdot a = V / r$ , які врівноважуються реакцією опори:

$$\vec{R} = - (\vec{F}_{\text{ін}} + m \cdot \vec{g}) \quad (H)$$

- вертикальна складова реакції опори врівноважує притискаючу силу  $N$ , рівну силі тяжіння біомеханічної системи  $mg$ :

- горизонтальна складова реакції опори – сила тертя – врівноважує силу інерції.

$$\text{Звідси: } \vec{F}_{\text{тр}} = \mu \cdot m \cdot \vec{g} = \vec{F}_{\text{ін}} = m \cdot \vec{a} = (m \cdot \vec{V}^2) / r \quad (H)$$

де  $\mu$  - коефіцієнт тертя;  $r$  - радіус повороту.

$$\vec{V} = \sqrt{\mu \cdot g \cdot r} \quad (M/c), \quad r = \vec{V}^2 / (\vec{g} \cdot m) \quad (M)$$

Для визначення кута нахилу системи, що відповідає знайденому мінімальному радіусу повороту при заданій лінійній швидкості руху біомеханічної системи використаємо обумовлену заданим коефіцієнтом тертя нерівність:

$$F_{\text{ін}} < F_{\text{тр}} = m \cdot g \cdot \mu \quad (H)$$

Тому:

$$m \cdot g \cdot \text{tg } \alpha > (m \cdot \vec{V}^2) / r, \quad \alpha > \text{arctg } \vec{V}^2 / (r \cdot g)$$

Для розв'язку другого завдання розглянемо розрахункову схему на рис. 8.3:

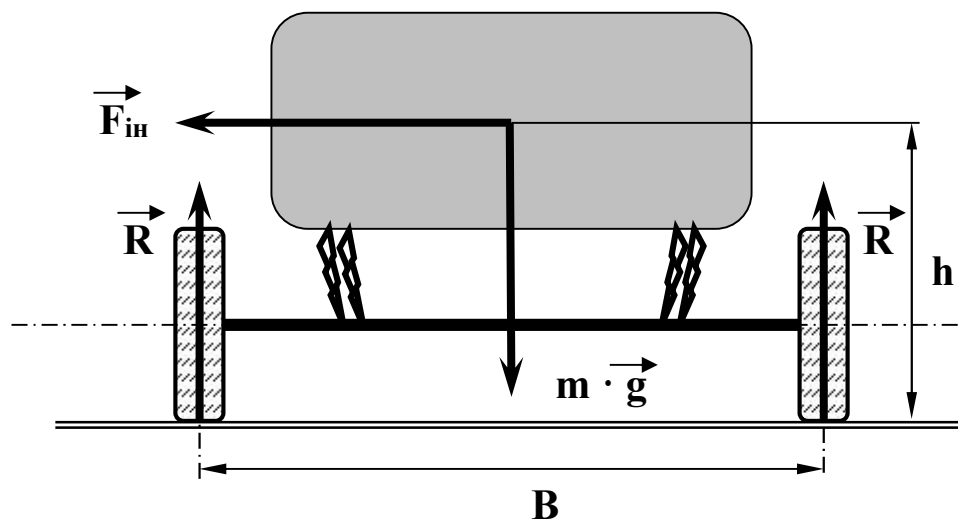


Рис. 8.3. Розрахункова схема руху автомобіля криволінійною траєкторією

Мінімальне значення радіуса повороту автомобіля розраховується аналогічно попередньому завданню:

$$r = V^2 / g \cdot \mu \text{ (м)}$$

При зменшенні розрахованого вище радіуса повороту, або при збільшенні лінійної швидкості руху автомобіля почнеться бокове ковзання (занос).

Для визначення небезпеки перевертоту слід врахувати, що сила інерції створює перекидаючий момент відносно осі, що проходить через краї плям контакту зовнішніх коліс з дорогою (т. В на рис. 8. 3):

$$\vec{M}_{\text{пер}} = \vec{F}_{\text{ін}} \cdot \vec{h} = m \cdot \vec{V}^2 \cdot \vec{h} / r \text{ (Н} \cdot \text{м)}$$

Перекидаючий момент сили інерції врівноважується повертаючим моментом сили тяжіння:

$$\vec{M}_{\text{врів}} = m \cdot \vec{g} \cdot \vec{B} / 2 \text{ (Н} \cdot \text{м)}$$

Якщо коефіцієнт зчеплення коліс з дорогою (коефіцієнт тертя) – великий, а центр мас біомеханічної системи *автомобіль-водій* знаходиться високо над поверхнею дороги, може виникнути загроза перекидання автомобіля:

$$\vec{M}_{\text{пер}} \leq \vec{M}_{\text{врів}} \quad m \cdot \vec{V}^2 \cdot \vec{h} / r \leq m \cdot \vec{g} \cdot \vec{B} / 2$$

Тому

$$2 \cdot V^2 \cdot h \leq g \cdot B \cdot r$$

$$r \geq 2 \cdot V^2 \cdot h / g \cdot B \text{ (м);} \quad V = \sqrt{r \cdot g \cdot B / 2H} \text{ (м/с)}$$

Збільшення маси автомобіля ніяк не впливає на розраховані нами значення, що видно з одержаних залежностей (збільшення притискаючої сили пропорційне силі інерції, а збільшення повертаючого моменту пропорційне збільшенню перекидаючого. Проте, збільшення маси біомеханічної системи в обох розглянутих прикладах пропорційно збільшує потужність, енергозатрати і час її розгону (багаторазових розгонів під час додання траси змагань), і знижує ефективність гальмування (збільшення гальмівного шляху, часу гальмування, прискорене зношування, перегрів, а від нього – закипання гальмівної рідини, зниження ефективності роботи і можлива аварія гальмівної системи).

Тому у вказаних видах спорту стараються знизити масу біомеханічної системи до мінімально допустимої, якомога нижче опустити ЦМТ і

використати шини (взуття, ковзани, лижі тощо) з максимальним коефіцієнтом зчеплення з покриттям траси.

#### **4. Обертання тіла людини без зміни кінетичного моменту біомеханічної системи**

Керування рухами довкола осей зі збереженням кінетичного моменту системи здійснюється внутрішніми силами з допомогою *зустрічних рухів*.

*Ефект «падаючої кішки»*, як виявилось при аналізі швидкісної кінограми, обумовлений поворотом тулуба тварини у потрібному напрямку за рахунок 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 частини біомеханічної системи повинна залишитися незмінною. При обертанні рук в боковій площині все тіло також починає повільно обертатися, але вже довкола відповідної горизонтальної осі, і також у протилежному відносно рук напрямку.

В спортивних іграх *поворот верхньої частини тіла гравця в безопорній фазі вправи*, викликаний необхідністю термінового вирішення технічних чи тактичних завдань, які повстали вже під час польоту, і не були враховані при відштовхуванні від опори для стрибка, можливий, але *при умові обов'язкового повороту на такий самий кут, але в протилежну сторону, нижньої частини тіла*.

В усіх наведених прикладах кінетичний момент системи залишається незмінним – кінетичні моменти частин тіла, які обертаються у протилежних напрямках, рівні за величиною і протилежні за знаком, але їх сума рівна 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 за рахунок пропорційного зменшення моменту інерції тіла відносно осі обертання, яка завжди проходить через центр мас тіла, та навпаки за рахунок зміни пози (наприклад, групуючись, чи навпаки).

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

Складне обертання тіла людини в безопорній фазі можна описати, виходячи з кутів Ейлера: спочатку людина виконує **зустрічну нутацію** верхньої і нижньої частин тіла – згинає його вперед, назад або в бік. Далі одночасно відбуваються власне обертання верхньої та нижньої частин тіла у поперековому відділі хребта і їх нижньої частин тіла у поперековому відділі хребта і їх **прецесія**: осі обох частин системи описують конічні поверхні, але у протилежних напрямках. Внаслідок **зустрічних колових рухів** змінюється орієнтація системи в просторі (як після обертання). Після здійснення заданої переорієнтації у просторі всієї системи відбувається **зворотня нутація** – тіло випростовується. Кінетичні моменти окремих частин тіла при такому складному обертанні взаємно врівноважуються, тому кінетичний момент всієї системи залишається незмінним.

На практиці спортсмени широко використовують всі описані вище способи зміни обертання тіла без зміни кінетичного моменту (імпульсу) свого тіла: і за рахунок зустрічних рухів, і завдяки закручуванню верхньої частини тіла відносно нижньої, і завдяки зміні моменту інерції тіла шляхом деформації пози, і за рахунок складного обертання (згинання тіла у поперековому відділі хребта з наступним обертанням довкола деформованої вертикальної осі).

## **5. Приклади обертання тіла людини без зміни кінетичного моменту біомеханічної системи**

У випадку обертання тіла навколо вільних осей (які проходять через ЦМТ), зовнішнього утримуючого тіла не існує. Окремі частини тіла, рухаючись криволінійними траєкторіями, утримуються внутрішніми силами - тягами м'язів і сухожилків. При цьому сили інерції (відцентрові сили) одних частин служать доцентровими (утримуючими) силами для інших, що знаходяться по другу сторону від осі обертання.

**Зіскок дугою з перекладкини із сальто вперед:** з положення упору на поперечці стоячи зігнувшись, гімнаст під дією сили тяжіння здійснює рух довкола осі поперечки назад. Проходячи горизонтальне положення тіла, за рахунок розгинання ніг в кульшових суглобах та згинання в колінних, гімнаст, відпускаючи поперечку, переходить в обертання, швидкість якого потім підвищується завдяки групуванню. Після виконання сальто вперед знову йде розгрупування з метою пригальмувати рух та наступне приземлення.

**Стрибок у воду півтора гвинта:** при відштовхуванні від пружної опори тіло набуває обертання навколо власної поперечної осі. Далі, завдяки згинанню тулуба в поперековому відділі хребта, починається складне обертання, в результаті якого при нерухомому положенні рук змінюється орієнтація тіла (з положення **обличчям вгору** в положення **обличчям додолю**). Групування відносно поперечної осі тіла викликає прискорення обертання відносно неї, яке перед входом у воду припиняється завдяки розгрупуванню.

## 6. Стійкість та її оцінювання

**Стійкість** – це здатність системи, явища, процесу або тіла повертатися у вихідне положення після припинення відхиляючої дії.

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

Утримання пози (кути в суглобах) і розташування та орієнтації свого тіла в просторі відносно площі опори здійснюється шляхом урівноважуванні зовнішніх сил, що діють на тіло таким чином, аби їх сума (головний вектор) та сума їх моментів (головний момент) відносно ЦМТ завжди були рівними 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** оцінюється за різними критеріями (подібно, як рухові якості, наприклад швидкісно-силові), залежно від конкретного завдання.

Найпоширенішим критерієм стійкості тіла біомеханічної системи є **кут стійкості** (рис. 8.4).

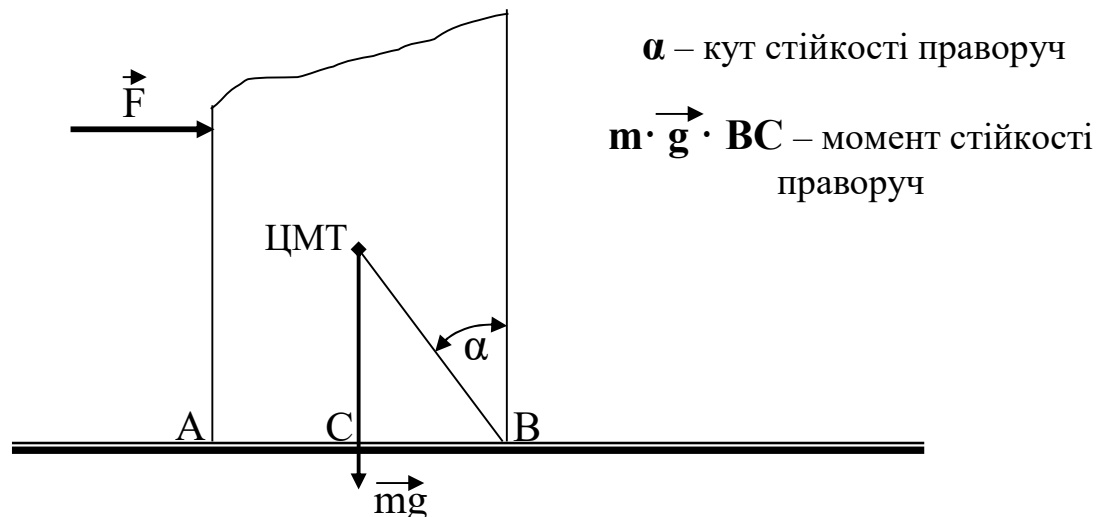


Рис. 8.4. Кут стійкості і момент стійкості тіла, що знаходиться у рівновазі.

Виявляється, що для кожного тіла є максимально допустимий (критичний) кут нахилу відносно вертикалі, при якому проекція ЦМТ ще не виходить за межі площі опори у заданому напрямку. Таким чином, відрізняють стійкість вперед, 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 прекрасно знають, куди може бути

спрямовано вірогідну відхиляючу дію, і можуть за рахунок відповідно обраної стійки (посадки, пози) збільшити її у згаданому напрямку в кілька разів. Проте практика показує, що на стійкість істотно впливає і маса тіла: при всіх інших однакових умовах зсунути з місця бетонний куб значно важче ніж картонну коробку таких самих розмірів. Це враховується представниками різних видів спорту; у боротьбі це одна з причин, які обумовлюють поділ спортсменів на вагові категорії. Особливості будови тіла (тотальні розміри, пропорції, конституціональні особливості) дають відчутну перевагу у випадках, коли положення ЦМТ визначає стійкість. З вказаної позиції легко пояснити біомеханічні критерії щодо якості пози людини під час виконання різних рухових дій.

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

Таким чином, стійкість тіла *залежить* від висоти розташування його ЦМ, розмірів площі опори від його проекції до країв опори у заданих напрямках, а також від маси тіла і наявності додаткових повертаючих (притискаючих до опори) сил.

## 8. Види рівноваги тіла людини

Розрізняють *чотири види* рівноваги тіла: *стійка, нестійка, умовно стійка і байдужа*. До якого виду відноситься рівновага тіла у конкретних обставинах, можна визначити за наступним *критерієм*: *чи повертається тіло у початкове положення рівноваги після припинення дії відхиляючих чинників*. Так, у випадку виникнення повертаючих сил або моментів сил при спробі відхилити тіло від положення рівноваги (як, наприклад, це має місце при відхиленні гімнаста, що висить на перекладині), рівновагу називають *стійкою*. У протилежному випадку рівновага буде *нестійка*. *Обмежено стійка рівновага* характеризується поступовим зменшенням моменту повертаючих сил зі збільшенням відхилення від вихідного положення. *Байдужою* називають рівновагу тіла у випадку, коли воно не повертається у початкове положення але й не продовжує відхилятися після припинення дії відхиляючих факторів (наприклад, положення борця на татамі у випадку спроби суперника відтягнути його від зайнятої у партері позиції у будь-яку сторону).

Загалом, лише невелике число поз тіла людини є дійсно стійким: переважна більшість поз – це умовно стійка рівновага, яка внаслідок невеликих розмірів площі опори, а також активних дій суперників, легко переходить у нестійку. Стійкість тіла у випадку обмежено-стійкої рівноваги найкраще оцінювати за величиною кута стійкості.



## 9. Особливості збереження рівноваги тіла при виконанні фізичних вправ

Найважче *утримувати рівновагу* у випадку необхідності постійно міняти позу. До цього випадку відноситься й утримання динамічної рівноваги під час бігу, стрибків, виконання складних гімнастичних вправ, прийомів в однокористуваннях тощо. Враховуючи переміщення центра маси тіла та напрямок і швидкість її руху, людина, як біомеханічна система, намагається якомога точніше «підставити» під його проекцію опору.

Проте жива біомеханічна система має ряд 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. 8.5).

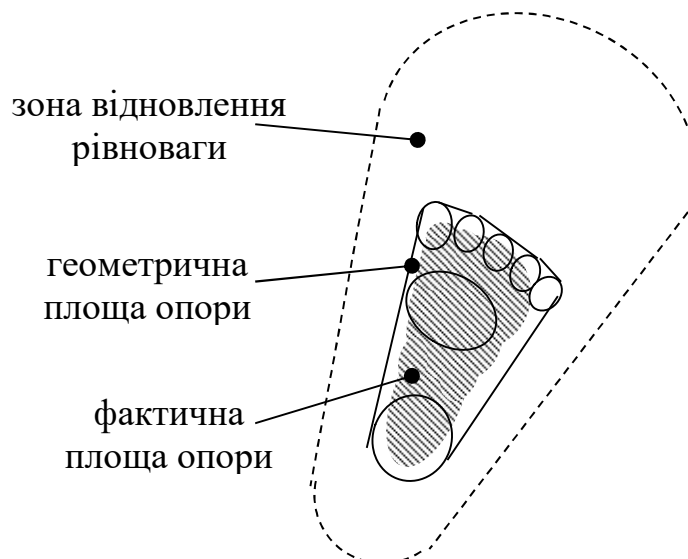


Рис. 8.5. Геометрична, фактична площа опори гімнастики і зона відновлення рівноваги.

Босоніж людина гірше утримує рівновагу, так як 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 проекція ЦМТ і вийде за межі площі опори, жива система за рахунок *утримуючих, вирівнюючих та амортизуючих рухових дій* руками, ногами і тулубом без особливих труднощів повертає його у межі площі опори. Часом уся рухова дія або її елемент і полягають у постійній корекції положення ЦМТ людини в межах невеликої площі опори. У багатьох випадках для діагностики координаційних здатностей, відбору і

контролю спортсменів тощо часто використовується стабілографія, результати якої дозволяють оцінити вміння досліджуваних утримувати проекцію ЦМТ над невеликою площею.

Спеціальні аеродинамічні пристрої спортивних приладів, які притискають їх до опорної поверхні під час долання дистанції, дозволяють значно (до 50 відсотків) підвищити їх динамічну стійкість при проходженні поворотів за рахунок збільшення моменту стійкості без зміни положення ЦМТ та розмірів площі опори.

## Біомеханіка локомоторних та переміщаючих рухових дій

### 1. Локомоції людини. Завдання локомоторних рухових дій

Локомоторні рухові дії мають *спільне завдання*: перемістити власне тіло з дотриманням ряду додаткових умов (стиль, траса, технічні вимоги до спорядження, командні вимоги тощо). Більшість *локомоцій* (переміщень власного тіла) є основою самостійних видів спорту, інші – способами пересування у спортивних іграх, одноборствах, при виконанні інших фізичних вправ (у тому числі й оздоровчого характеру). Рушійними силами тут виступають і сила тяжіння, і м'язові тяги, і рух середовища, і дія тварин, і механічна дія двигунів внутрішнього згоряння, і електропривід від сонячних батарей тощо

Основою більшості *наземних локомоцій* є відштовхування від опорної поверхні. Майже у всіх випадках відштовхування починається з підготовчої фази – *амортизації*. Амортизація дозволяє загасити вертикальну швидкість руху додолу ЦМ тіла після фази польоту з рахунок виконання м'язами-розгиначами опорних частин тіла поступальної 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 після розгону. Фаза амортизації може виконуватись і руками (опорний стрибок, акробатика тощо).

Амортизацію неважко виявити за результатами оптичної реєстрації фізичної вправи: ця фаза починається з моменту контактної взаємодії амортизуючої частини (частин) тіла з опорною поверхнею, і продовжується до моменту найбільшого згинання вказаної частини (частин) тіла в колінних (або ліктьових) суглобах.

Спочатку величина реакції опори невелика, але вона швидко досягає значної величини і може у декілька разів перевищувати вагу тіла в 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 вгору.

### 2. Механізм відштовхування від опори

Процес відштовхування від опори виконується за рахунок *власне відштовхування* та *махових рухів*. Вказані рухи ні в якому разі не можна трактувати, як окремі незалежні фази однієї вправи: вони завжди

виконуються синхронно і активно впливають одне на одного. Простий експеримент показує, що результат стрибка у висоту чи довжину, показаний при відштовхуванні без маху, і результат стрибка від самого маху окремо без активного відштовхування дають у сумі значно менший ефект, ніж вправа, виконана в нормальних умовах.

**Роль махових рухів** двояка: по-перше частина ланок тіла (а це у випадку однієї ноги і обох рук – 31 % маси всього тіла) активно розганяється у напрямку відштовхування і починає швидко рухатися у вказаному напрямку за рахунок роботи інших, ніж розгиначі опорних ланок м'язів; по-друге сила інерції махових частин тіла в момент їх активного розгону вгору через тулуб передається на м'язи опорних частин тіла, що відштовхують тіло від опори. При цьому дещо зростає час і сила відштовхування, а, значить, і його імпульс.

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

Відштовхування від опори – хороший приклад, що допомагає розібратись з **рушійною силою переміщення біомеханічної системи**. Враховуючи, що єдиною зовнішньою силою, яка повинна розігнати тіло вгору, є реакція опори, проте її механічна робота рівна нулю, що обумовлене нерухомістю самої опори (як виняток, можна згадати підкидну дошку циркових акробатів, яка дійсно рухається). Тобто **фактичною причиною** зміни енергії тіла є **м'язова робота – внутрішні сили** біомеханічної системи, проте **обов'язковою умовою** їх прояву у такій ролі є наявність реакції опори, без якої відштовхування неможливе. З точки зору класичної механіки цей парадокс легко пояснюється: біомеханічна система спочатку веде себе як дві незалежні частини: нерухомі опорні частини тіла і решта рухомих його частин, які взаємно відштовхуються. Враховуючи, що переміщатися опорним ланкам заважає наявність опори, розганяється інша частина системи, яка в останній момент - відриву від опори – «забирає» за собою опорні частини тіла.

**Напрямок найбільшого вектора** реакції опори у бігу, стрибках, ходьбі тощо завжди проходить перед ЦМТ (див рис.9.1.а), адже при постановці ноги на опору тіло одержує обертовий імпульс вперед, який і компенсує момент опорної реакції відносно ЦМТ. Для стрибка з метою виконання сальто, напрямок вказаного вектора інший (рис. 9.1.б).

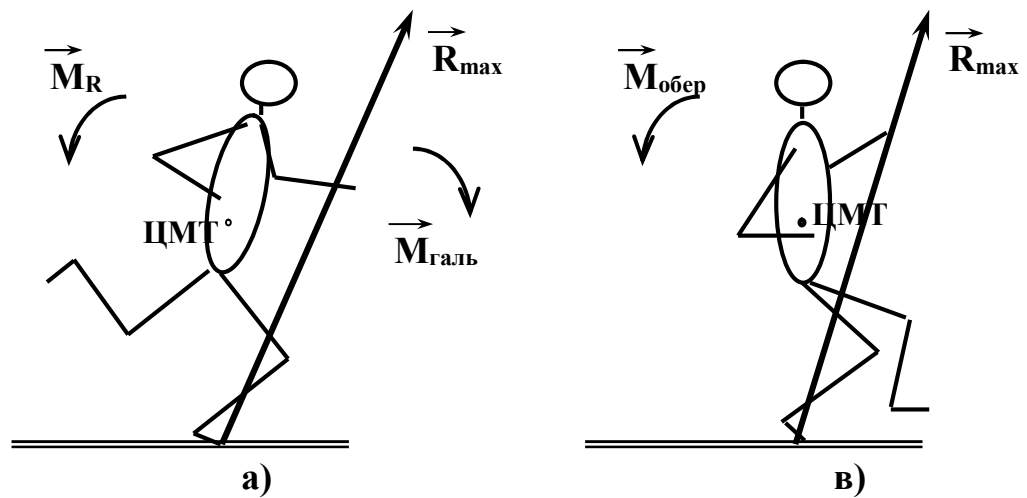


Рис. 9.1. Напрямок найбільшого вектора опорної реакції при відштовхуванні в бігу (а) і для виконання сальто назад (б)

### 3. Біомеханічні особливості стартових дій

**Стартові дії** у різних видах спорту істотно відрізняються, тому можна виділити лише декілька їх спільних ознак, які дозволять нам більш повно вивчити цей безперечно істотний елемент змагальної діяльності (у спринтерських видах успішний старт визначає до 35–40 % спортивного результату):

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

**Стартова поза** визначається видом спорту і правилами змагань, проте має багато індивідуальних особливостей. Найважливіше завдання стартового положення – забезпечити найефективніше використання потенціальних можливостей людини для швидкого розгону ЦМТ у напрямку руху. Тому при можливості використання засобів проти буксування (наприклад, легкоатлетичних шипів), кут нахилу атлета на старті значно більший, ніж в інших випадках, адже реакція опори за рахунок випрямляючого моменту відносно центра мас може перекинути тіло назад. Велосипедисти і веслярі приймають позу, що дозволяє уникнути пробуксовування між спортивним приладом та опорою, і вибирають оптимальне співвідношення між кутами в суглобах для найповнішого використання індивідуальних особливостей будови власного тіла при наступних рухових діях.

**Стартові рухи** – це специфічні дії, які лише віддалено (за зовнішньою картиною) нагадують рухові дії на дистанції. Вони істотно відрізняються в першу чергу за частотою (яка від нуля наростає до максимально можливої), величиною максимальних і середніх зусиль (які у кілька разів більші, ніж на дистанції) та їх розподілом в циклі, значними переміщеннями у боковій площині, викликаними неможливістю зберегти рівновагу внаслідок дуже великих зусиль відштовхування і ін. Методика тренування стартових дій істотно відрізняються від методики тренування інших змагальних елементів, що обумовлене іншими режимами роботи м'язів, енергетикою тощо.

**Стартовий розгін** дозволяє досягнути швидкості, необхідної для руху по дистанції. У спринтерських видах ця швидкість наростає до максимальної, а далі поступово падає, у зв'язку з чим розгін в спринті триває довше і займає значно більшу частину дистанції, ніж наприклад у стайерських видах. При стартовому розгоні відбувається зміна системи рухів, цикл за циклом наближаючись від стартових дій до нормального стилю долання дистанції. У більшості випадків – це збільшення довжини і зменшення частоти кроків, піднімання тулуба до нормального положення тощо. **Снідограми стартового розгону** наприклад велосипедистів-спринтерів дозволяють проаналізувати різні сторони підготовленості спортсменів і таким чином раціонально індивідуалізувати їх підготовку.

#### 4. Дальність польоту тіл

**Завданням** переміщаючих рухових дій є переміщення спортивних приладів на точність (стрільба, спортивні ігри, фехтувальна зброя або боксерська рукавичка), дальність (метання), по заданій траєкторії (предмети в художній гімнастиці), з дотриманням ряду специфічних вимог щодо способу виконання рухової дії (штанга), а також переміщення суперників (боротьба), партнерів (фігурне ковзання, акробатика) тощо.

Оскільки більшість переміщаючих рухових дій пов'язана з метаннями, стрільбою, ударами по м'ячу тощо, розглянемо основні біомеханічні характеристики польоту спортивних приладів.

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

Якщо не враховувати впливу середовища, то **оптимальним кутом випуску** спортивних приладів є кут 45 градусів відносно горизонталі. Проте враховуючи силу лобового опору середовища, а також інші аеродинамічні ефекти, реальні оптимальні кути випуску різних спортивних приладів набирають значення 38–41° для ядра, 30–40° для списа, 36–38° у безвітряну погоду і менше 30° проти вітру – для диска, 42–44° для молота тощо.

Кут випуску розглядають як *кут місцевості*, *азимут* і *кут атаки*. *Кут місцевості* – це кут між горизонталлю і напрямком вектора швидкості (див. рис. 9.2). Цей кут задається метальником, гравцем, стрільцем, і впливає на точність попадання 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.

*Кут атаки* – це кут між поздовжньою віссю спортивного приладу і траєкторією польоту. Наприклад, спис метальники стараються випустити з нульовим, а диск – з від'ємним кутом атаки, який у поєднанні з власним обертанням диска навколо його поперечної осі, створює підйомну силу, що збільшує дальність його польоту. Круглі предмети (типу м'ячів, ядра і ін.) поздовжньої осі не мають, тому кути атаки при їх польоті не розраховуються.

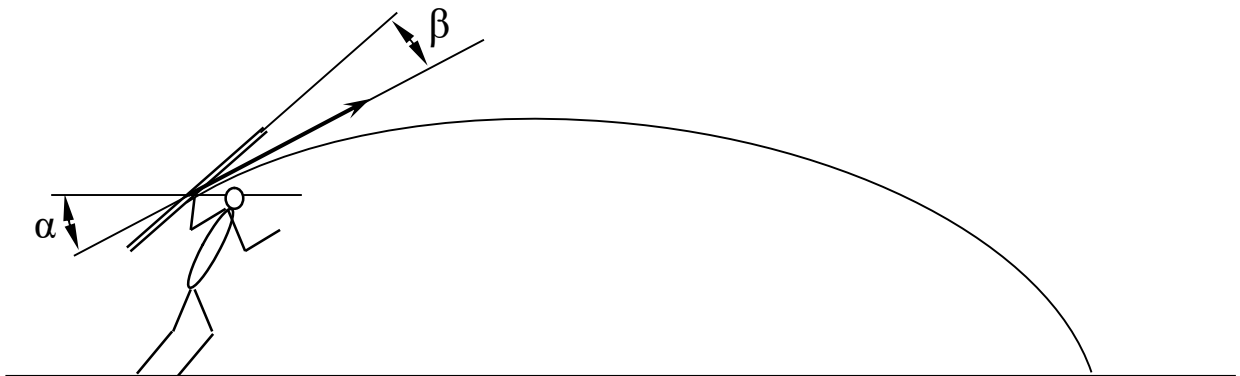


Рис. 9.2. Характеристики польоту тіл:  $\alpha$  – кут місцевості;  $\beta$  – кут атаки

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

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

## 5. Біомеханіка польоту спортивних приладів. Ефект Магнуса

З практики відомо, що закручені в момент випуску м'ячі змінюють в польоті напрямок своєї початкової траєкторії руху. Пояснення цього

феномену – в різниці швидкостей обтікання м'яча з різних його сторін (рис. 9.3):

Обертаючись, м'яч затуляє за собою поверхневий шар повітря. Згідно з розрахунковою схемою на рис. 9.3, сумарна швидкість обтікання м'яча зустрічним потоком з лівого боку менша, ніж з правого внаслідок геометричного додавання власної швидкості потоку до лінійної швидкості обертання поверхневого шару повітря. Згідно *закону Бернуллі*, в зоні підвищеної швидкості виникає понижений тиск (розрідження), що й спричиняє відхилення траєкторії руху м'яча праворуч.

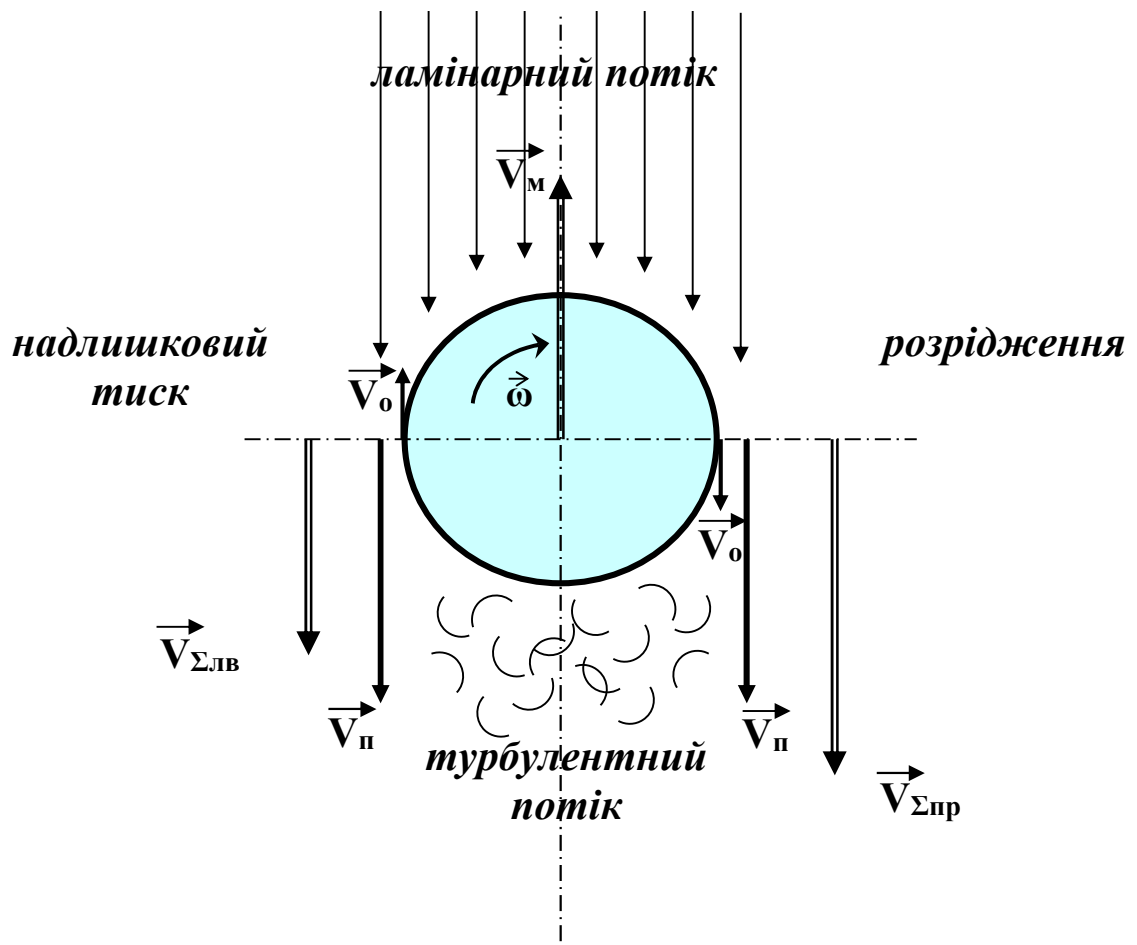


Рис.9.3. Розрахункова схема траєкторії польоту м'яча після крученого удару.

## 6. Точність в переміщаючих діях

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

Оцінюючи точність конкретної переміщаючої рухової дії, мають на увазі відхилення траєкторії руху спортивного приладу, який ми переміщаємо, від певної точки або зони простору, наприклад від центру мішені для стрільби, баскетбольного кошика, футбольних воріт тощо (*цільова*



**точність** або точність попадання), або від наперед однозначно обумовленої траєкторії руху чи конкретного способу виконання дії (**точність слідування**). Відповідно й механізми забезпечення цільової точності і точності слідування істотно між собою відрізняються.

У першому випадку точність забезпечується в 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 практично не дозволяють здійснювати корекцію рухової дії безпосередньо під час її виконання, що обумовлене обмеженою швидкістю проходження нервових імпульсів по ланцюжку «рецептор-кондуктор-кора-кондуктор-м'яз».

**Точність слідування** передбачає постійну корекцію дій протягом усього виконання вправи, використовуючи при цьому центральний і периферичний (за М. О. Бернштайном) цикли взаємодії тіла людини й навколишнього середовища. Керуюча дія головного мозку (команди м'язам) змінюється як в залежності від сигналів, що поступають від самих м'язів у процесі їх скорочення з метою забезпечення заданого руху, так і в залежності від сигналів, що поступають з інших рецепторів тіла людини (зір, слух, тактильні і кінестезійні відчуття тощо), які реагують на відповідь зовнішнього середовища (зовнішні впливи), викликану виконанням цієї дії.

**Цільова точність** характеризується величиною відхилення від цілі праворуч-ліворуч та вперед-назад (вгору-додолу). Відхилення середньої точки попадання від центра мішені називають **систематичною похибкою**. Розсіювання результатів попадання в ціль найчастіше має нормальний закон розподілу, який характеризується **середньоквадратичним (стандартним) відхиленням**. Величина, обернена стандартному відхиленню, називається кучністю, яка характеризує точність переміщаючих дій при відсутності систематичної похибки. В загальному випадку для об'єктивної оцінки цільової точності необхідно знати чотири показники: систематичні похибки і кучності попадання в обох напрямках (наприклад праворуч-ліворуч та вгору-додолу).

У деяких випадках цільову точність оцінюють за відсотком попадань (наприклад у ворота, в баскетбольний кошик, у силует тощо).

**Точність ударних рухів** досягається найважче, адже час їх виконання – найменший, і не дозволяє по ходу виконання вправи виправляти помилки. Похибка попадання 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 за рахунок роботи м'язів ніг і тулуба та коректуючими діями рук. Правильно побудовані металеві рухові дії дозволяють (правда ще задовго до моменту досягнення підсумкового результату) виправляти по ходу їх виконання відхиляючі помилки.

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

**Точність слідування** оцінюється за відхиленнями тіла, яке переміщають, від заданої траєкторії та швидкості руху в конкретні моменти часу, які називають граничним позами та положеннями. Найчастіше у випадку завдань на слідування застосовується спосіб експертної оцінки (художня гімнастика, акробатика, обов'язкова програма у фігурному ковзанні).

## 7. Біомеханічні особливості ударної взаємодії

**Ударом** прийнято рахувати коротку взаємодію двох тіл, яка триває не більше 0,03 секунди і характеризується взаємною передачею енергії лише шляхом ударної взаємодії (без поштовху). **Поштовх** – це взаємодія тіл, яка супроводжується виконанням механічної роботи одного тіла над іншим (як правило, одним із взаємодіючих тіл є людина, що може виконувати механічну роботу за рахунок м'язового скорочення над іншим тілом: м'ячем, суперником, ядром, а також переміщувати власне тіло відносно опори), тобто у цьому випадку закон збереження імпульсу системи тіл:

$$m_1 \cdot \vec{V}_1 + m_2 \cdot \vec{V}_2 = m_1 \cdot \vec{U}_1 + m_2 \cdot \vec{U}_2$$

не може бути використаний, оскільки в систему підводиться зовнішня енергія.

Взагалі кажучи, жодна контактна взаємодія неможлива без елементів поштовху, проте у випадку тривалості удару до 0,03 с роботою поштовхової сили у зміні імпульсів тіл можна знехтувати.

Час контактної взаємодії **ударника** і **мішені** в гольфі рівний 0,001–0,002 с, у великому і настільному тенісі – 0,005–0,01 с, нападаючий удар у волейболі – 0,012–0,02 с, а нижня передача – біля 0,03 с. До ударів можна віднести усі види пострілів, взаємодію гірськолижника з трасою та ін.

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), біомеханікою розглядається як комбінація власне ударної взаємодії та поштовху. Тому приземлення після фази польоту (наприклад, після зіскоку із спортивного приладу в гімнастиці) також не може розглядатися біомеханікою як удар (виняток становлять падіння, аварії тощо, які супроводжуються травмами, спричиненими відсутністю амортизуючої дії м'язів, що працюють в ексцентричному режимі або дії спеціальних пристроїв пасивної безпеки).

Безперечно, жодна ударна взаємодія не може обійтися без певних втрат механічної енергії системи за рахунок руйнування або пластичної деформації поверхонь контакту або нагрівання тіл, що вдаряються. Оцінити ці втрати дозволяє **коефіцієнт відновлення**:

$$K = (m_1 \cdot U_1 + m_2 \cdot U_2 / m_1 \cdot V_1 + m_2 \cdot V_2) \cdot 100\%$$

де  $m_{1,2}$  - маси тіл;  
 $V_{1,2}$  - доударні швидкості;  
 $U_{1,2}$  - післяударні швидкості,

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

Коефіцієнт відновлення при ударі двох біль'ярдних куль, виготовлених із слонової кістки становить 99%, удар по тенісному м'ячику характеризується коефіцієнтом відновлення 95–85%, і залежить в першу чергу від якості спорядження, а також від доударної швидкості м'ячика, типу і сили удару; при виконанні подачі у волейболі коефіцієнт відновлення удару по м'ячу не перевищує 55%, а при ударах в боксі – 20%.

**Ефективність удару**, згідно згаданого вище закону збереження імпульсу механічної системи, залежить від **швидкості і маси ударника**.

**Ударні маси** при виконанні нападаючих дій волейболістів, каратистів, боксерів, футболістів тощо, розраховані за приведеним вище математичним виразом згаданого закону, виявились у кілька разів більшими, ніж маси контактуючих з мішенню частин тіла (особливо великою виявилась ударна маса в карате-до). 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), може бути одним з 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 їх мас, тому внаслідок такої дії сили на тіло воно рухається поступально, без обертання. Кут падіння м'яча на поверхню після центрального удару рівний куту відбивання від неї.

**Нецентральні удари** разом з поступальним імпульсом приводять тіло в обертання. Залежно від площини, у якій обертається тіло, нецентральні удари поділяють на **кручені і різані**: крученими називаються удари, після яких тіло обертається у горизонтальній площині, а різаними – після яких обертання тіла відбувається у вертикальній площині. Окрім відхилення від початкової траєкторії за рахунок ефекту Магнусса, різані удари характеризуються зміною кута відбивання після падіння на поверхню (див. рис. 9.4).

Залежно від напрямку руху мішені удари можуть бути прямі (по нерухомій мішені) і косі (по рухомій мішені). У випадку косоного удару напрямок і швидкість післяударного руху мішені визначається за правилом паралелограма (див. рис. 9.5).

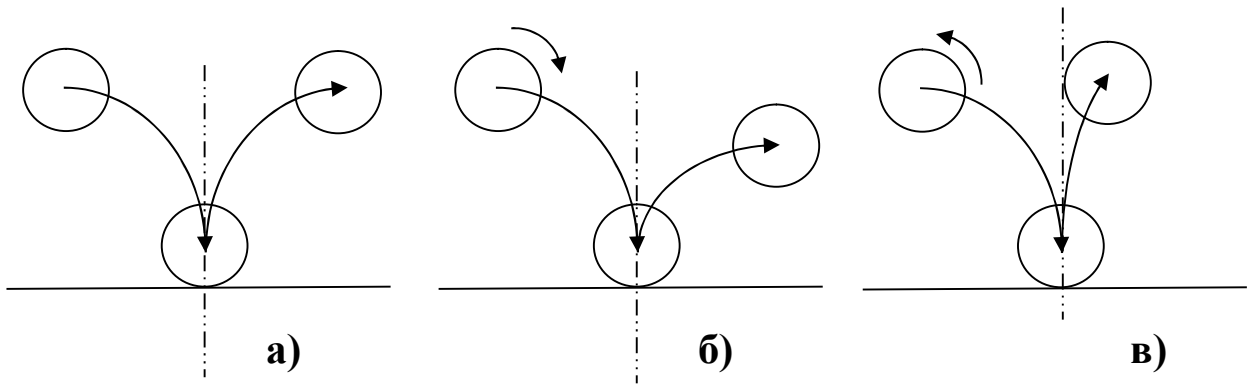


Рис.9.4. Кути падіння і відбивання м'яча від горизонтальної поверхні після центрального (а) та різаних (б і в) ударів.

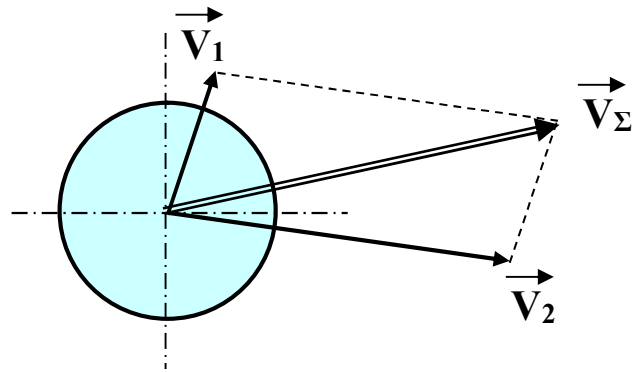


Рис. 9.5 . Розрахунок напрямку польоту м'яча після виконання косого удару

## Вікові, індивідуальні, групові і статеві біомеханічні особливості моторики

### **1. Моторика в онтогенезі: вік немовляти та дошкільний. Показ, як основний спосіб навчання**

Розвиток моторики людського організму починається вже у *перенатальному періоді* життя (*наталіс* – латиною означає життя), а точніше – задовго до народження: перші рухи людини спостерігаються вже на восьмому тижні розвитку, коли зародок сформувався в плід. Далі кількість рухів та їх інтенсивність швидко зростає. Починаючи з п'ятого місяця розвитку, у плода формуються основні безумовні рефлекси. Рухи починаються, формуються і розвиваються, починаючи від голови, і закінчуючи нижніми кінцівками. Рухова активність плода дещо затихає за місяць до народження, що обумовлене особливостями його розвитку. У пренатальному періоді (який ще називають *внутрішньоутробним*), розвиток моторики плода залежить від стану матері (втома, емоційне збудження, хвороби, харчування тощо).

Виявлена кореляція між руховою активністю плода і немовляти. У немовлят існують два види рухів – *безладні хаотичні рухи* та *безумовні рефлекси*, які характерні повною координацією – *смоктальний, долонний, переступальний, ковтальний* та ін.). Прикладом безумовного рефлексу є *плавальний*, який після 40-го дня життя поступово затихає (якщо в цей період не проводити спеціальні заняття).

У дітей, які виховуються у звичайних умовах, спостерігається певна послідовність оволодіння основними рухами. В окремих випадках спостерігається ряд незначних відхилень від *середньостатистичних норм* – середніх значень різних її показників, одержаних за результатами спостереження великого числа немовлят. Однак, це не обов'язково є ознаками якоїсь патології (дане питання вирішують дитячі лікарі-педіатри): найчастіше – це індивідуальні особливості розвитку моторики, які починають проявлятися дуже рано, і залежать від різних зовнішніх і внутрішніх факторів.

Приблизно до 1,5 років психічний та руховий розвиток дитини відбуваються паралельно. Враховуючи, що основи знань про причинність, простір, час і ін. закладаються власне у вказаному періоді, важко переоцінити роль правильного розвитку моторики для нормального розвитку психіки. Тому власне у цьому віці слід створити всі умови, які сприяють розвитку активних рухів у дітей. Досвід виховання близнят показав, що для тих із них, яким у віці немовляти створювали покращені умови для рухового розвитку,

пізніше значно переганяли своїх братів та сестер за рівнем розвитку різних показників моторики.

**Переддошкільний вік** (до 3-х років) починається, коли дитина навчилася самостійно ходити і перестала бути «прикріпленою до місця»: вона має можливість більш самостійного та вільного спілкування з навколишнім світом. У цьому віці дитина мусить оволодіти основними **специфічно людськими** діями та формами поведінки (їда з посуду, дотримання охайності 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 десь у два роки, хоча з біомеханічної точки зору вона удосконалюється аж до шкільного віку. Основним способом навчання у цьому віці є спосіб показу – демонстрації правильного прикладу рухових дій – з метою їх наслідування дітьми.

**Дошкільний вік** (3–7 років) характеризується оволодінням численними руховими діями, які ще недостатньо спритні та координовані (за М. О. Бернштайном – **період граціозної незграбності**). У цей період відбувається оволодіння руховими діями зі знаряддями та бігом (з'являється фаза польоту); вперше діти починають стрибати на місці та на одній нозі, граються з м'ячем. У віці після 4-х років спостерігаються я1стійкі рухові переваги.

Досвід показує, що у цьому віці дітей доцільно навчати основам техніки багатьох рухових дій. При правильному вихованні, до семи років діти можуть гратися з м'ячем, триматись на воді, їздити на двоколісному велосипеді, бігати на ковзанах, лижах, бігати, стрибати, виконувати гімнастичні вправи тощо.

## **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 дозволяє досягти видатних спортивних результатів у таких видах спорту, як фігурне катання на ковзанах, стрибки у воду, гімнастика та ін. Однак, інші рухові якості продовжують розвиватися до кінця навчання в школі, причому розвиток проходить поетапно. Більш детальний аналіз моторики в онтогенезі та поділ шкільного періоду на етапи розглядається в курсі ТФВ.

Особливе значення для розвитку моторики має **пубертатний період** (період статевого дозрівання). У дівчаток він розпочинається з 9–12-ти років, у хлопчиків – з 10–14-ти років, і триває він біля двох років. У цей період ріст рухових якостей відбувається стрибком, при цьому спостерігається диспропорція між окремими якостями (швидко зростає довжина тіла, з

відставанням приблизно на 3 місяці – м'язова маса і на 6 місяців – маса тіла). Після пубертатного періоду спостерігаються *різкі відмінності у моториці хлопців та дівчат*.

### 3. Моторика в онтогенезі: доросла людина. Спортивне довголіття і старість

З 18-ти до 30-ти років відбувається *розквіт моторики людини*. Власне у цьому віці спортсмени демонструють найвищі спортивні досягнення. Хоча видатних успіхів у деяких видах спорту можна досягти і в 12 років (рульові в академічному веслуванні) або в 60-65 років (виїздка у кінному спорті, вітрильний спорт, гольф), все-ж у переважній більшості видів спорту найбільш сприятливий для досягнення високих спортивних результатів віковий діапазон лежить у межах 20–30 років. Наприклад, для фігурного ковзання, плавання, гімнастики - це 18–20 років, для спортивних ігор, боксу та гірських лиж – це 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-ти років (наведені вікові дані, розраховані за середнім віком фіналістів олімпіад і чемпіонатів світу останніх десяти років)

Вищевказане засвідчує, що у видах спорту, де необхідна витривалість, спортивний успіх приходить пізніше, ніж там, де провідну роль відіграють швидкісні якості. Навіть в одних і тих-же видах спорту, наприклад, в бігу, вік олімпійських чемпіонів сильно відрізняється – для спринту він рівний 22,5 років, для дистанцій до 1500 м – 26,1 років, для марафонського бігу – біля 31-го року. Винятком є лише плавання, де чемпіони на довгих дистанціях на 3–5 років молодші, що обумовлене специфічними вимогами до гідродинамічного опору тіла для швидкого пересування у водному середовищі і особливостями будови тіла підлітків. Зараз спостерігається тенденція до омолодження спорту - в середньому чемпіони сьогодні (особливо у видах спорту, пов'язаних з максимальним проявом атлетичних якостей) – дещо молодші, ніж у попередні роки.

У віці старшому за 30 років поступово (та неодноразово) починають знижуватися рухові можливості. Спортивний успіх у цьому віці визначається спритністю та рівнем розвитку специфічних якостей та відчуттів (досвід, відмінна техніка і мудра стратегія і тактика, антиципація тощо).

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

#### 4. Вплив віку та роль дозрівання на ефект навчання і тренування. Сензитивні періоди

Розвиток моторики визначається двома факторами: *дозріванням* та *навчанням*.

*Дозрівання* – це наслідково обумовлені зміни анатомічної будови та фізіологічних функцій організму, які відбуваються протягом всього життя людини: збільшення розмірів та зміна форм тіла дитини в процесі її росту, зміни, пов'язані зі статевим дозріванням, старінням і т.ін. У ранньому віці величезне значення має дозрівання нервово-м'язового апарату (конкретно, кори великих півкуль головного мозку, яка до моменту народження ще не повністю сформувалась).

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

Не завжди чітко видно, що лежить в основі тієї чи іншої зміни рухових показників – навчання чи дозрівання, особливо у переддошкільному віці. Подібні 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 яким у віці немовляти практично не прискорює оволодіння ними, що й викликало появу помилкової теорії про зверхність в *онтогенезі моторики* дітей-немовлят власне дозрівання. Невірною є й альтернативна теорія, яка зовсім заперечує дозрівання. В дійсності, навчання ефективніше лише тоді, коли досягнутий відповідний рівень анатоמו-фізіологічної зрілості, і зовсім без навчання (яким може бути проста можливість спостереження за правильним зразком) оволодінню новими рухами – неможливе. Це підтверджують спостереження за дітьми, які жили поза людським суспільством (наприклад, діти, що виховувалися серед вовків в Індії і ін.).

Таким чином, *розвиток моторики* визначається взаємодією дозрівання та навчання. Практика виховання близнят показала, що певні рухові дії легше і швидше засвоюються при спеціальному навчанні, а деякі – навпаки – не можуть бути засвоєні раніше (наприклад, початок ходьби). У деяких випадках надто раннє навчання дітей (наприклад, їзди на трьохколісному велосипеді у віці 1,5 років) приводить до негативних результатів у більш пізньому віці (діти потім зовсім не хочуть їздити на велосипеді).

Дозрівання дітей проявляється в їх рості, зміні пропорцій тіла, що і приводить до розвитку певних сторін моторики. Якщо виміряти результати певних рухових завдань у великої групи дітей одного віку, то можна визначити середні результати, які вони показують. Відставання дитини від середніх результатів за більшістю обраних тестів може бути викликане різними причинами (деколи і соціальними); таких дітей називають *руховими ретардантами*. Випередження інших дітей за результатами рухових завдань називається, а такі діти - *руховими акселерантами*).



Деякі діти за рівнем своїх рухових можливостей відстають чи випереджають однолітків, не відповідаючи своєму "руховому віку". При відповідній підготовці або вихованні діти можуть повернутися у свій руховий вік – у свій «канал розвитку». Це повернення проходить деколи дуже швидко (наприклад, реабілітація після травми). Такий процес називається *каналізуванням* або *гомеорезом* і характерний багатьом живим організмам.

Практика підтвердила, що у житті людини є такі періоди, коли навчання певним рухам або тренування окремих рухових якостей здійснюється найбільш успішно. У ряді випадків здатність до навчання певним руховим діям або формам поведінки з віком може бути різко знижена або зовсім втрачена. Періоди життя, найбільш сприятливі оволодінню певними руховими діями або розвитку певних рухових якостей та можливостей чи форм поведінки, називаються *сензитивними періодами*.

Педагогічні спостереження різних фахівців часто дають неузгоджені і навіть суперечливі дані, що стосуються початку, тривалості і закінчення окремих сензитивних періодів, що з одного боку обумовлене 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 і ін. Загальна картина сензитивних періодів для розвитку (а правильніше сказати, *виховання*) рухових якостей, показана на рис. 10.1:

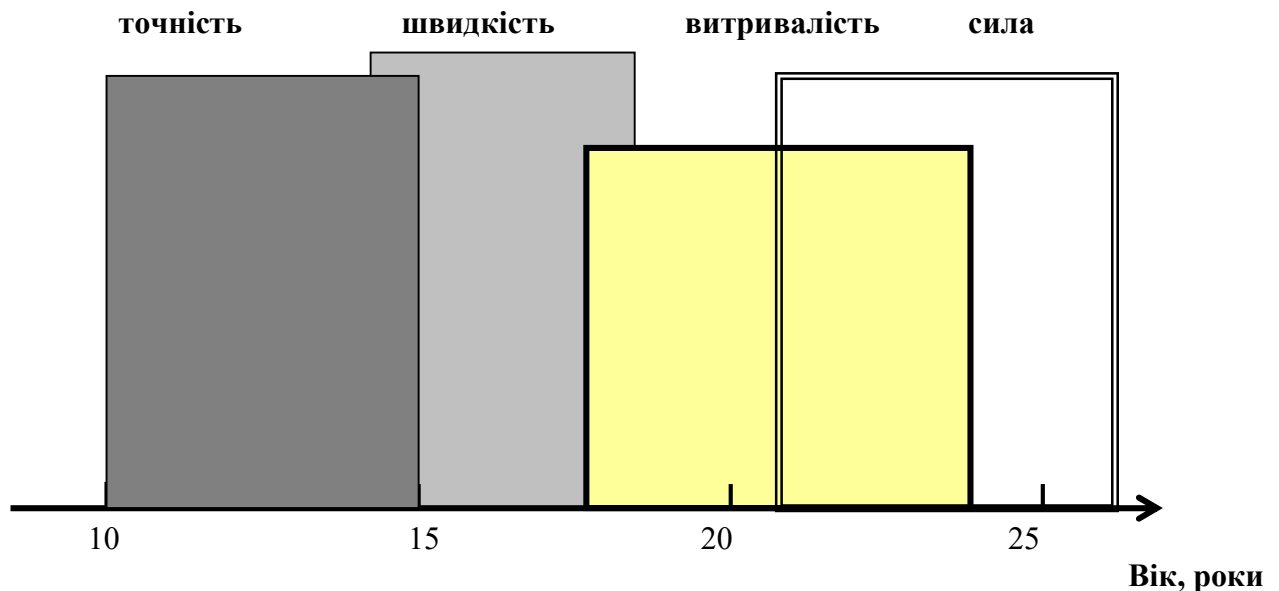


Рис. 10.1. Сензитивні періоди оптимального виховання окремих рухових якостей і вмінь.

Прикладами труднощів при оволодінні деякими руховими діями після закінчення відповідних сензитивних періодів є навчання прямоходінню дітей, які виховувалися поза людським суспільством; пізні оволодіння мовою уроджено глухонімих дітей, яким лікарі пізніше повернули слух і мову та ін.

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

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

Слід пам'ятати, що сензитивні періоди у 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, мати результати спостереження розвитку моторики дитини, починаючи з раннього дитинства (що нашою сьогоденішньою системою фізичного виховання не передбачене).

Сензитивні періоди мають місце як при вихованні певних рухових якостей, так і при удосконаленні певних рухових дій. Докладні результати педагогічних спостережень фахівців, що вивчають дане проблему в різних видах спорту, наводяться у спеціальній літературі, а також вивчаються в курсі ТФВ.

## 5. Вплив на моторику тотальних розмірів тіла

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

- тотальних розмірів тіла (довжина тіла, маса, поверхня тіла, периметр грудної клітки та ін.);
- пропорцій тіла (співвідношення розмірів окремих його частин);
- конституціональних особливостей.

*Тотальні розміри тіла* у спортсменів однієї спеціалізації можуть сильно відрізнятись, наприклад: у боротьбі, в боксі та у важкій атлетиці можна зустріти спортсменів масою від 50 до 150 кг і т.д. Ясно, що рухові можливості їх будуть сильно відрізнятись. При такому-ж рівні тренуваності, важчі спортсмени розвиватимуть більшу силу, тому у ряді видів спорту практикують розподіл на вагові категорії з метою врівноваження можливостей спортсменів однієї вагової категорії, залікової групи тощо

(аналогічно поділу спортсменів на вікові групи, а мотоциклів, гоночних автомобілів, моторних човнів і ін. – на класи за робочим об'ємом двигуна та дозволеними переробками).

Для порівняння силових якостей різних людей використовують спеціальний критерій – *відносну силу*, яка вираховується шляхом ділення *абсолютної* максимальної сили на масу спортсмена. Із збільшенням маси абсолютна сила людини зростає, а відносна сила – падає, що можна пояснити наступним: у першому приближенні, абсолютна сила залежить від фізіологічного перерізу м'язів, який пропорційний квадрату довжини тіла (площі поперечного перерізу м'яза при всіх інших однакових умовах), а маса тіла при тій-же його густині – від кубу довжини тіла (тобто, від його об'єму). Тому люди малого зросту (що в певній мірі відноситься також і до дітей) мають більшу відносну силу, ніж високі, бо сила м'язів з ростом довжини тіла зростає повільніше, ніж маса. Необхідно підкреслити, що у маленьких дітей ріст сили пов'язаний не лише з тотальними розмірами тіла, а також з анатомічними та фізіологічними особливостями дозрівання юного організму, тому відносна сила їх не завжди відповідає зросту.

Аналогічні закономірності спостерігаються також у відношенні інших показників, наприклад:

- максимальне споживання кисню (МСК) залежить від величини поверхні легенів, тобто від  $H$  (де  $H$  - довжина тіла);

- життєва ємність легенів (ЖЄЛ) залежить від об'єму грудної клітки, тобто від  $H$ ;

- швидкість бігу не залежить від тотальних розмірів тіла, так як паралельно із зростанням довжини тіла пропорційно зростає як довжина кроку, так і енерговитрати на переміщення частин тіла, що в свою чергу призводить до зниження частоти кроків;

- висота підйому ЦМТ в стрибках у висоту, як виявилось, також не залежить від тотальних розмірів тіла: при переміщенні маси тіла (яка залежить від  $H$ ) на висоту  $h$  необхідно виконати роботу, яка також пропорційна  $H$ , що не дає високим спортсменам інших переваг окрім того, що їх ЦМТ розташований вище, ніж у низькорослих спортсменів, що і дозволяє їм долати планку на дещо більшій висоті. Правда, більша довжина м'язів високих стрибунів має позитивний вплив і на швидкість їх скорочення, і на збільшення імпульсу відштовхування, що й дає їм відчутні переваги в стрибках у висоту.

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

Особливо слід відзначити, що потужність, яку розвиває спортсмен, залежить від квадрату довжини тіла ( $H$ ), тому усі сучасні спринтери – високі з добре розвинутими м'язами.

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

## 6. Статеві біомеханічні особливості спортсменів.

Як уже було підкреслено, різниця між моторикою жінок та чоловіків проявляється *після пубертатного періоду*, тобто у віці 11–15 років. Спостереження показали, що за *силовими якостями, швидкістю та витривалістю* жінки поступаються чоловікам, що і викликало використання в ряді видів спорту полегшених приладів (ядро, спис), більш коротких дистанцій (гонки переслідування на 3 км у велосипедному спорті на треку, марафонський біг на 20 км і ін.), 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 проводяться окремі чемпіонати і першості.

Однією з основних відмінностей між моторикою жінок і чоловіків є це, що після пубертатного періоду у жінок ріст спортивних результатів без спеціальної підготовки припиняється і вони поступово знижуються, в той час як у мужчин дозрівання організму і пов'язаний з ним ріст показників моторики продовжується до 25-ти 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% в період менструації. У протилежному випадку організму жінки завдається непоправна шкода, що зі сторони педагога-тренера є соціальним злочином. Тому планування тренувального навантаження мужчин і жінок істотно відрізняється.

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

## 7. Рухові переваги

У більшості людей спостерігаються стійкі рухові перевагонадання, наприклад при виконанні 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 приймів у боротьбі здійснюють через праву, або через ліву сторону, існує правосторонній та лівосторонній хват хокейної ключки, вдих у плаванні кролем здійснюється в момент підйому правої або лівої руки і т. д.

Стиль або спосіб виконання перелічених вище, а також інших подібних рухових дій називається руховими асиметріями або латеральним (правостороннім чи лівостороннім) домінуванням. Будь-яка людина проявляє рухову асиметрію, ніяк цьому не навчаючись. Дослідження немовлят показали, що у світі народжується 50% *амбідекстриків* (людей, що не мають вираженої асиметрії), та по 25% право і лівосторонніх, причому приналежність дитини до однієї з цих груп передається спадково. Але в процесі навчання в сім'ї та школі до останнього часу переважна більшість амбідекстриків та частина шульгів перевчалася на правосторонніх (це явище особливо яскраво проявлялося у релігізованих та соціалістичних країнах і було пов'язане в першу чергу з духовними догмами та прагненням до одноманітності). Результати останніх досліджень цієї проблеми показали, що такі перевчені у правосторонніх лівші в екстремальних ситуаціях не можуть діяти адекватно, тому, наприклад, у США та інших країнах всі фахівці, які працюють на посадах, пов'язаних з безпекою для оточення, проходять спеціальну перевірку: перевчені лівші не допускаються до керування літаками, потягами, до роботи диспетчерами АЕС тощо.

В спорті певними перевагами користуються власне лівші, особливо в одноборствах, тому що вони більше часу тренуються з правосторонніми спаринг-партнерами та змагаються з правосторонніми суперниками. При зустрічах правосторонніх спортсменів з лівшами їм не вистачає досвіду боротьби з лівшами, що діють не так, як вони, і яких в спортивних секціях і клубах порівняно мало. Це пояснює факт, що в середньому серед населення Європи шульгів не більше 5–6 %, в той час як у спорті їх втричі більше. Але об'єктивно лівосторонні спортсмени не мають ніяких психологічних чи рухових переваг порівняно з правосторонніми.

В спортивних іграх перевагу мають розвинені амбідекстрики (яких, на жаль, дуже мало – не більше 1%). Тренування амбідекстриків, як правило, складніше від тренування їхніх односторонніх колег.

Практика показує, що переучувати шульгів у правшів недоцільно і навіть шкідливо, а амбідекстрикам основи двосторонньої підготовки слід закладати уже з раннього дитинства, приділяючи увагу удосконаленню виконання різноманітних рухових дій через кожну з сторін.

Інші рухові перевагонадання проявляються у виборі власного темпу і часового ритму виконання вправ, їх швидкості, просторової орієнтації і ін.

Більшість цих характеристик є надзвичайно 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).

## КОНТРОЛЬНІ ЗАПИТАННЯ

до тестів другого модуля з біомеханіки

- Що таке біомеханічна система?
- Чим зв'язуються між собою біоланки біомеханічної системи?
- Що таке біопара?
- Що таке біокінематичний ланцюг?
- Яких видів бувають біокінематичні ланцюги?
- Що входить в поняття біомеханічного важеля?
- Чим відрізняються важелі першого і другого роду?
- Що таке ступені свободи у суглобі?
- Що таке в'язі?
- Яких видів бувають в'язі?
- Що таке абсолютна маса частини тіла?
- Що таке відносна маса частини тіла?
- Які є способи визначення мас-інерційних характеристик частин тіла людини?
- Скільки відсотків від маси усього тіла становить маса руки?
- Скільки відсотків від маси усього тіла становить маса ноги?
- До яких частин тіла відноситься коефіцієнт Фішера 0,44?
- Що таке центр маси тіла?
- Що таке центр поверхні тіла?
- Як визначається сила Архімеда?
- Що таке центр об'єму тіла?
- Що таке маса тіла?
- Від чого залежить сила тяжіння?
- Що таке вага тіла?
- Від чого залежить сила інерції тіла?
- До якого тіла прикладена сила інерції?
- Що таке реакція опори?
- Від чого залежить пружна сила?
- Що таке жорсткість пружного тіла?
- Що таке перевантаження тіла людини?
- Які сили дії на тіло людини відносять до зовнішніх сил?
- Від чого залежить сила тертя?
- Як збільшити силу тертя?
- Від чого залежить опір середовища рухові тіла?
- Що таке обертовий рух тіла?
- При яких умовах можливий обертовий рух тіла?
- Що таке кінетичний момент тіла?
- Від чого залежить кінетичний момент тіла?
- Як можна змінити обертання тіла без зміни кінетичного моменту?

- Як можна змінити обертання тіла зі зміною кінетичного моменту?  
Що таке стійкість тіла, системи, явища або процесу?  
Якими критеріями оцінюється стійкість тіла?  
Від чого залежить стійкість тіла?  
Які є види рівноваги тіла?  
Якими характеристиками характеризується площа опори людини?  
Яке завдання локомоторних рухових дій?  
Які Ви знаєте додаткові обмеження до локомоторних рухових дій?  
За рахунок чого відбувається відштовхування людини від опори?  
Яка роль махових рухів у відштовхуванні людини від опори?  
Які Ви знаєте елементи стартових дій?  
Яке завдання переміщаючи рухових дій?  
Від чого залежить дальність польоту спортивних приладів?  
Якими кутами характеризується напрямок вильоту спортивного приладу?  
Які є види точності у переміщаючих рухових діях?  
Завдяки чому виникає підйомна або відхиляюча сила?  
Яка тривалість ударної взаємодії?  
Які показники характеризують коефіцієнт відновлення при ударній взаємодії?  
Від чого залежить ефективність ударної взаємодії?  
Чи однакові кут падіння і кут відбивання м'яча від опори?  
Що таке «різаний» удар?  
Що таке перенатальний період розвитку моторики?  
Які Ви знаєте безумовні вроджені рефлекси?  
Що таке пубертатний період?  
Що таке сензитивний період?  
Яка роль дозрівання і навчання у розвитку моторики людини?  
Як довжина тіла впливає на силу тяги м'язів дорослої людини?  
Як довжина тіла впливає на масу тіла дорослої людини?  
Які рухові можливості залежать від тотальних розмірів тіла?  
Яка основна різниця між моторикою чоловіків і жінок?  
Чому серед спортсменів-одноборців багато шульгів (лівшів)?



## ПРОГРАМНІ ВИМОГИ З БІОМЕХАНІКИ

1. Біомеханіка та її особливості як науки і навчальної дисципліни.
2. Основні відмінності між біомеханікою та класичною механікою.
3. Загальне і конкретні завдання біомеханіки.
4. Функціональний метод в біомеханічному аналізі фізичних вправ.
5. Метод системно-структурного аналізу та системно-структурного синтезу в біомеханіці.
6. Біомеханічні характеристики, їх класифікація.
7. Системи відліку простору і часу.
8. Тривалість вправи, її частини або фази та способи їх вимірювання.
9. Частота рухів (темп) та способи її оцінювання.
10. Часовий ритм рухів (ритмова структура) рухової дії та його роль у технічній підготовці.
11. Фази фізичної вправи. Їх роль у біомеханічному аналізі та навчанні руховим діям.
12. Лінійна і кільцева хронограми рухової дії та порядок їх побудови.
13. Лінійна швидкість і лінійне прискорення руху точки як вектори та їх розрахунок.
14. Інерційні біомеханічні характеристики для поступального й обертового рухів.
15. Сила дії людини та її компоненти.
16. Момент сили, як міра обертової дії сили на тіло, та його розрахунок.
17. Механічна робота і потужність у біомеханіці.
18. Потенціальна, кінетична і повна енергія біомеханічної системи.
19. Біомеханічні особливості м'язового скорочення.
20. Залежність сили тяги м'яза від його довжини.
21. Залежність сили тяги м'яза від часу.
22. Залежність сили тяги м'яза від швидкості його скорочення (залежність Хілла).
23. Біомеханічні аспекти моторики людини.
24. Власне силові якості. Максимальна сила дії людини. Топографія сили.
25. Швидкісно-силові якості людини в контексті залежності сили тяги м'яза від часу.
26. Показники для оцінювання рівня розвитку швидкісно-силових якостей.
27. Вимоги до спеціальних силових вправ.
28. Елементарні форми прояву швидкісних якостей.
29. Сенсорна, премоторна і моторна фази рухової реакції. Види рухових реакцій.
30. Антиципація як передбачення розвитку ситуації.
31. Комплексна форма прояву швидкісних якостей.
32. Ергометрія. Правило оборотності рухових завдань.
33. Фаза компенсованої втоми та її біомеханічні прояви.
34. Фаза декомпенсованої втоми та її біомеханічні прояви.
35. Витривалість як здатність протистояти втомі.
36. Загальний показник для оцінювання витривалості.
37. Латентні показники для оцінювання витривалості.
38. Біомеханічні критерії економізації рухової діяльності.
39. Біомеханічні особливості активної та пасивної гнучкості.
40. Спритність як рухова якість та способи її оцінювання.
41. Біомеханічне оцінювання характеристик уваги та її роль у виконанні фізичних вправ.
42. Біомеханічні особливості відчуття пози та величини сили дії людини.
43. Біомеханічне оцінювання рівня розвитку стереоскопічного зору та його значення для виконання різних рухових завдань.
44. Біомеханічна система як спрощена модель живого рухового механізму.
45. Біокінематичні пари, як спрощені моделі суглобів.
46. Кісткові, сухожилльні та м'язові в'язі, що обмежують кількість ступенів свободи і рухливість у біопарах.
47. Ступені свободи біоланок при виконанні фізичних вправ.
48. Відкриті та замкнені біокінематичні ланцюги біоланок.
49. Важливий принцип дії біоланки при виконанні рухових дій. Види біомеханічних важелів.
50. Абсолютна і відносна маси частин тіла.
51. Способи визначення абсолютної маси конкретної частини тіла.

52. Положення центрів мас окремих частин тіла людини.
53. Використання теореми Варіньйона для визначення положення центра мас тіла людини.
54. Центр об'єму і центр поверхні тіла та їх значення для виконання рухових дій.
55. Сила Архімеда та її розрахунок.
56. Радіан як міра кута повороту. Кутова швидкість і кутове прискорення обертання біоланки та їх розрахунок.
57. Обертання тіла людини зі зміною кінетичного моменту біомеханічної системи.
58. Обертання тіла людини без зміни кінетичного моменту біомеханічної системи.
59. Гравітаційна та інерційна маса тіла.
60. Сила тяжіння та її розрахунок.
61. Сила інерції при поступальному русі тіла, її напрямок і величина.
62. Вага тіла. Перевантаження та невагомість.
63. Реакція опори, пружні сили.
64. Зовнішні та внутрішні сили, що діють на тіло людини в обраному виді спорту.
65. Опір повітряного і водного середовища рухові тіла.
66. Сили тертя ковзання, способи їх збільшення або зменшення.
67. Явище гістерезису матеріалу. Опір коченню колеса.
68. Стійкість, як біомеханічна категорія. Показники для оцінювання стійкості тіла.
69. Кут стійкості та його розрахунок.
70. Коефіцієнти стійкості тіла у різних напрямках.
71. Момент стійкості, його визначення та роль у виконанні рухових дій.
72. Види рівноваги тіла.
73. Локомоції людини Завдання локомоторних рухових дій. Локомоторні елементи рухової діяльності під час виконання різних рухових завдань.
74. Механізм і фази відштовхування від опори.
75. Роль махових рухів при відштовхуванні від опори.
76. Тензоплатформа та її використання. Годограф вектора опорної реакції та його побудова.
77. Стартові дії та їх компоненти. Особливості стартових дій при виконанні різних рухових завдань.
78. Дальність польоту тіл та спортивних приладів.
79. Ефект Магнусса.
80. Точність переміщаючих рухових дій.
81. Біомеханіка ударної взаємодії. Коефіцієнт відновлення.
82. Ефективність удару та чинники, що на неї впливають.
83. Вплив на моторику людини тотальних розмірів тіла.
84. Вплив віку та роль дозрівання на ефект навчання і тренування. Сензитивні періоди.
85. Статеві біомеханічні особливості моторики людини.
86. Рухові переваги, їх причини та вплив на виконання рухових дій.
87. Моторика в онтогенезі: вік немовляти та дошкільний вік.
88. Моторика в онтогенезі: шкільний вік.
89. Роль пубертатного періоду у розвитку моторики людини.
90. Моторика в онтогенезі: доросла людина. Спортивне довголіття і старість.



**Олег Юрійович  
РИБАК**

доктор наук з фізичного виховання  
і спорту, професор

стаж викладацької роботи – 32 роки

професор кафедри водних та  
неолімпійських видів спорту

МСМК з автомобільного спорту,  
суддя національної категорії



**Людмила Іванівна  
РИБАК**

кандидат наук з фізичного виховання  
і спорту, доцент

стаж роботи у сфері ФВ – 34 роки

доцент кафедри інформатики та кінезіології

заступник директора КДЮСШ «Колос»

суддя першої категорії