Міністерство освіти і науки України
Вінницький національний технічний університет

Конспект лекцій
з дисципліни
«Біомедична механіка»
для здобувачів вищої освіти за спеціальністю
163 – Біомедична інженерія

Модуль «Комп'ютерне моделювання багатотільних систем»

Co-funded by the Erasmus+ Programme of the European Union

Розроблено в рамках проекту "Erasmus+ (CBHE) BioArt "Інноваційна мультидисциплінарна освітня програма зі штучних імплантів для біоінженерії для бакалаврів та магістрів"

Developed in the frame of project "Erasmus+ (CBHE) BioArt "Innovative Multidisciplinary Curriculum in Artificial Implants for Bio-Engineering BSc / MSc Degrees" (586114-EPP- 1-2017- 1-ES- EPPKA2-CBHE- JP).

Вінниця
ВНТУ
2020

Рекомендовано – кафедрою біомедичної інженерії Вінницького національного технічного університету Міністерства освіти і науки України (протокол засідання кафедри БМІ № 2 від 10.09.2019 р., оновлено, розглянуто зі змінами на засіданні кафедри БМІ № 2 від 09.09.2020 р)

Конспект лекцій з дисципліни «Біомедична механіка» для здобувачів освітнього рівня «бакалавр» спеціальності 163 – Біомедична інженерія, освітня програма «Біомедична інженерія» / уклад. Д. Х. Штофель. Вінниця : ВНТУ, 2020. 83 с.

Конспект лекцій призначений для здобувачів вищої освіти, які навчаються за рівнем бакалавра зі спеціальності 163 - Біомедична інженерія, освітня програма «Біомедична інженерія».

Тема № 1

БІОМЕХАНІКА ОПОРНО-РУХОВОЇ СИСТЕМИ

1.1 Біомеханічні характеристики та їх 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.

1.2 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. 1.1), кут повороту, а також ухил, крутизну, азимут, профіль, перепад висот тощо.

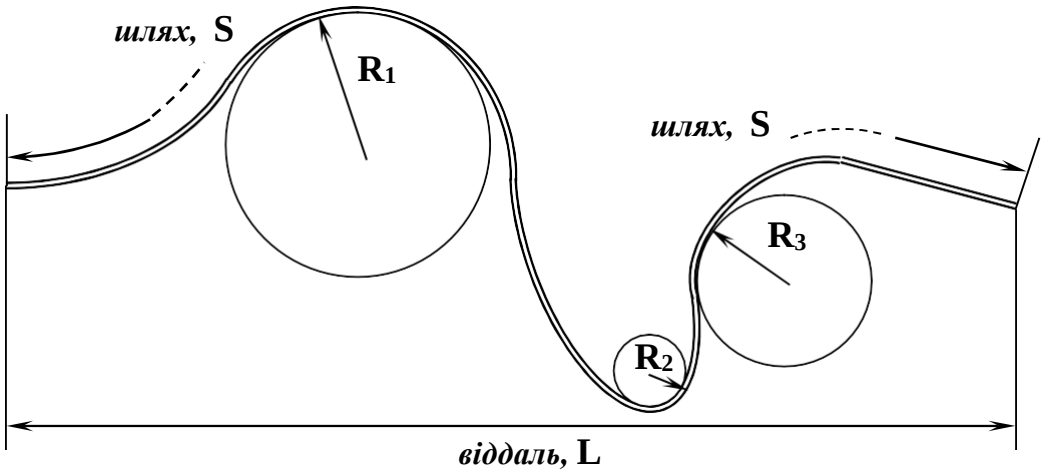


Рис. 1.1. Траєкторія руху точки, її кривизна, шлях та віддаль, які проходить точка.

Всі просторові характеристики мають розмірності, пов'язані з мірами простору – метри (сантиметри, міліметри, кілометри, милі, фути, ярди тощо), радіани (градуси), 1/м – 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,

автомотогонщики 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).

1.3 Часові характеристики.

Тривалість вправи, її частини або фази

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

$$\Delta t = t_к - t_п \ [c]$$

де Δt – тривалість вправи;

$t_п$ – астрономічний час початку виконання дії;

$t_к$ – 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, тріатлон, 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 ±0,2С, 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 автомотоспорті;
- 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.

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):

$$\eta = 1 / \Delta t_ц \ [Гц]$$

де η – частота рухів (темп);
$\Delta t_ц$ – 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.

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:

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

де Δt_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. Виявилося, 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 КДІФК 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».

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 приходиться «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.

1.4 Просторово-часові характеристики.

Способи задавання руху точки.

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

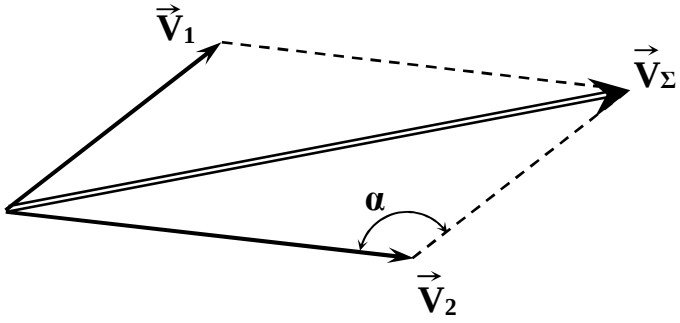
$$\mathbf{X = X\,(t);} \qquad \mathbf{У = У\,(t);} \qquad \mathbf{Z = Z\,(t).}$$

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

Лінійна швидкість руху.

Вектор – це математичне поняття, що характеризується величиною і напрямком, та додається до інших векторів за правилом паралелограма (див. рис. 1.2):



$$\vec{V}_\Sigma = \vec{V}_1 + \vec{V}_2$$

$$V_\Sigma = \sqrt{V_1^2 + V_2^2 - 2V_1 V_2 \cos\alpha}$$

Рис. 1.2. 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. 1.3).

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

$$|\vec{V}| = S / t \ [м/с]$$

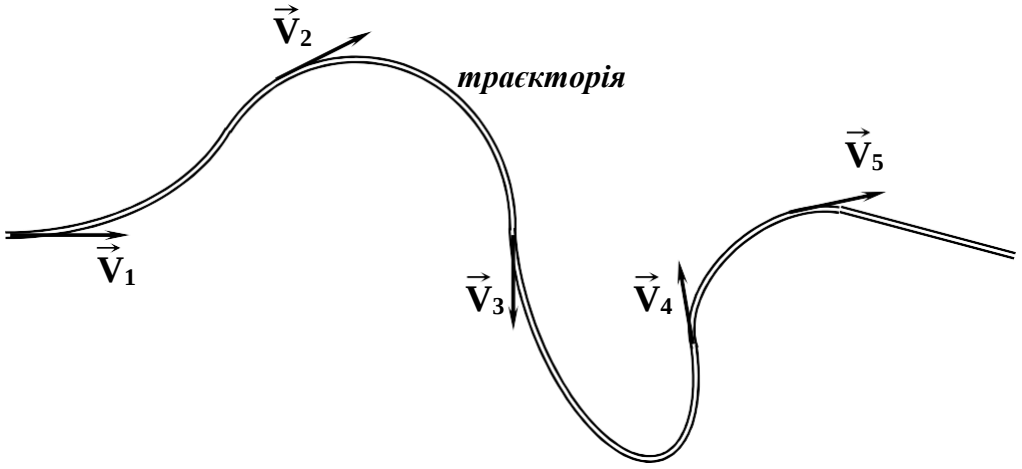


Рис. 1.3. Напрямок вектора лінійної швидкості.

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:

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

де **ΔS** та **Δt** - 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).

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:

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

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:

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

Просторово-часові характеристики обертового руху.

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

Мірою кута повороту є радіан – центральний кут, довжина дуги якого дорівнює радіусу (рис. 1.4). Враховуючи, що довжина кола $\mathbf{S = \pi D}$, або $\mathbf{S = 2 \pi R}$, 1 рад. ≈ 57,3 град., а 1 град. ≈ 0,017 рад.

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

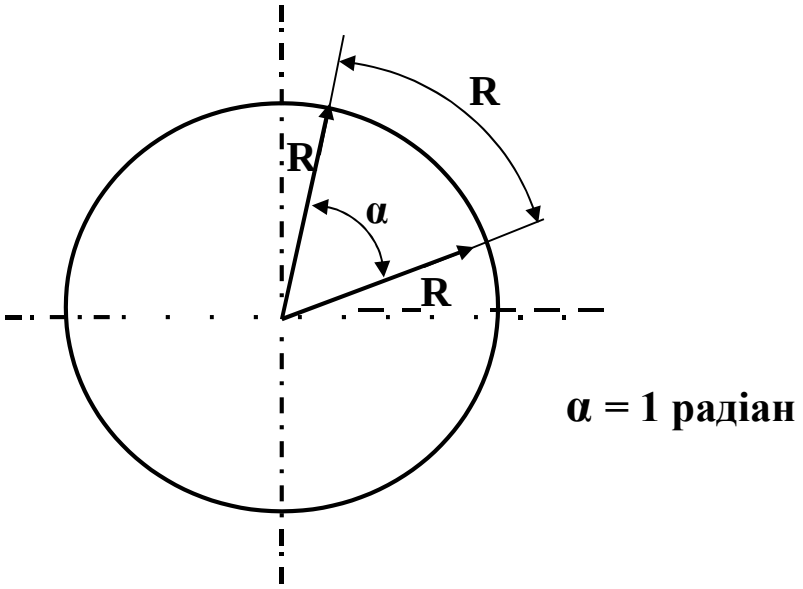


Рис. 1.4. Радіан, як міра кута повороту.

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. 1.5).

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 біоланок 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.

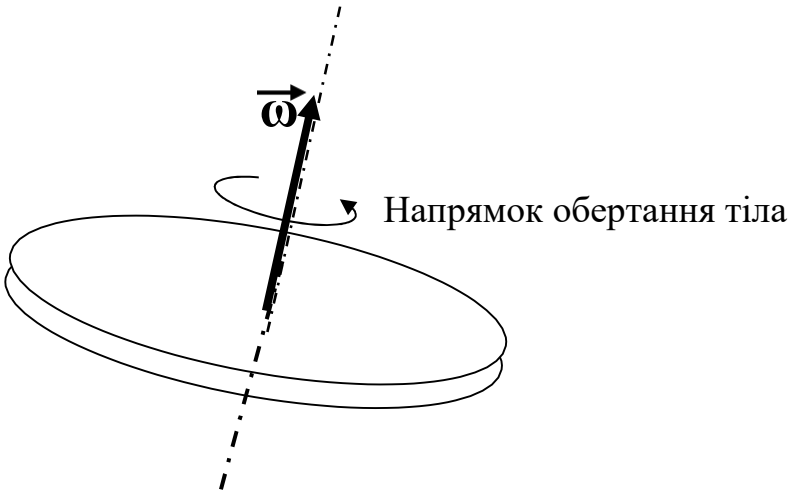


Рис. 1.5. Визначення напрямку вектора кутової швидкості
за правилом свердлика.

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 вивення 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 – і нерційні, силові та енергетичні – розкривають механізм рухових дій.

1.5 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 (= 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 (зовнішіних 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:

$$\mathbf{m} \quad [кг]$$

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

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

де $\mathbf{m_x}$ – маса тіла;

$\mathbf{m_e}$ – маса тіла-еталона;

$\mathbf{V_x}$ – швидкість тіла;

$\mathbf{V_e}$ – 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, функціюванням 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 обертовому русі. Для вивчення обертового 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.

Мометом 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:

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

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 віддалях від осі обертання, то момент інерції тіла дорівнює сумі моментів інерцій всіх його частин, відносно цієї ж осі:

$$\mathbf{I = \Sigma m_i \cdot r_i^2\ [кг \cdot м^2]}$$

де **Σ** – знак суми;
$\mathbf{m_i}$ – маса і-тої частини тіла;
$\mathbf{r_i}$ – віддаль центра мас і-тої частини тіла від осі обертання.

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

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

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

де $\mathbf{I_0}$ – головний момент інерції тіла;

$\mathbf{I_x}$ – 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 діленняя моменту інерції тіла відносно заданої осі на його масу::

:

$$\mathbf{r} = \sqrt{\mathbf{I_z / m}} \qquad [\,м\,]$$

$$\mathbf{I_z = m \cdot r_i^2} \; [кг \cdot м^2]$$

де $\mathbf{I_z}$ – 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 випливає з вищесказаного, це зовсім різні поняття.

1.6 Силові 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 силові характеристики: сила, градієнт сили, момент сили, імпульс сили та імпульс моменту сили.

Сила – це векторна величина, кількісна міра (характеристика) дії одного тіла на інше. Інакше кажучи, сила – це міра взаємодії двох тіл. 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:

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

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 прикладенням 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 заміняти 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 зовнішних 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 «гомілка».

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

Якщо до тіла прикладено декілька сил – $\vec{F}_1, \vec{F}_2 \ldots \vec{F}_n$, то їх дію можна замінити дією однієї сили, яка називається ***рівнодійною***. Рівнодійна дорівнює векторній сумі сил, які вона заміняє:

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

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. 1.6).

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

Для чисельної характеристики градієнта сили використовують три показники:

- $\mathbf{t_{1/2}}$ – час досягнення сили, рівної половині від максимальної. Власне цей показник називають ***градієнтом сили***;
- частка від ділення виразу $\mathbf{F_{max}/t_{max}}$. Цей показник називають ***швидкісно-силовим індексом***. Він дорівнює тангесу кута $\boldsymbol{\beta}$ (див. рис. 1.7).
- ***коефіцієнт реактивності*** (за Ю. М. Верхошанським), що використовується у випадках, коли переміщують не інші тіла (напрткклад, спортивні прилади), а власне тіло (стрибки, підтягування, долання підйомів тощо):

$$\mathbf{K_R = F_{max} / t_{1/2} \cdot M \; [\, H / c \cdot кг \,]}$$

де $\mathbf{K_R}$ – коефіцієнт реактивності;

$\mathbf{F_{max}}$ – максимальна сила тяги м'яза;

$\mathbf{t_{1/2}}$ – градієнт сили.

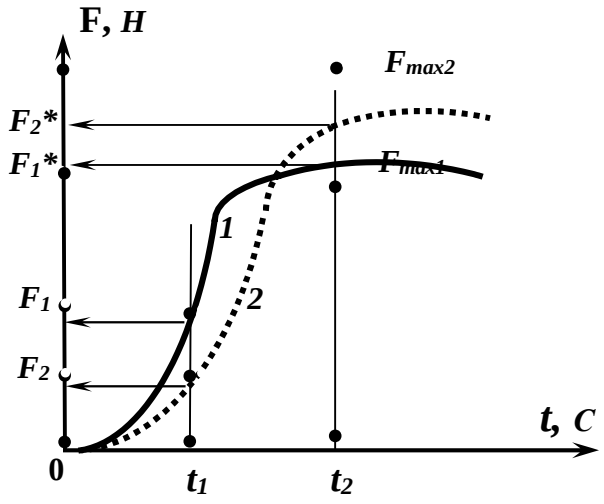


Рис.2.6. Наростання сили тяги м'язів з плином часу у двох осіб

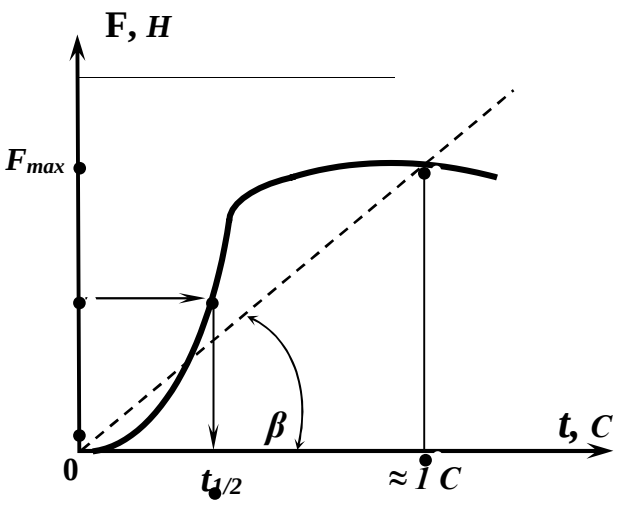


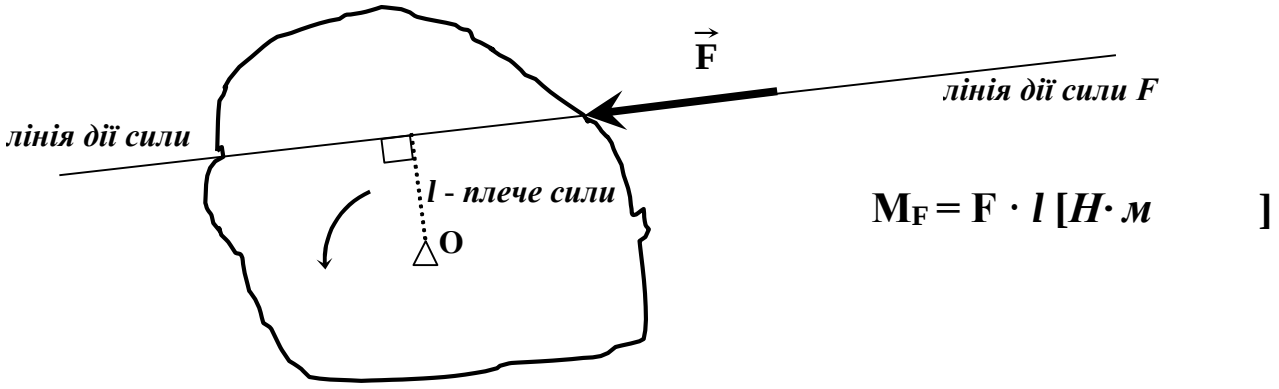
Рис. 2.7. Визначення швидкісно-силового індексу

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 $|\vec{F}|$ 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. 1.8. Визначення величини моменту сили.

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

Якщо на тіло діє декілька сил, розташованих в одній площині (плоска система сил), то модуль момента 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:

$$\vec{M} = \vec{M}_1 + \vec{M}_2 + \vec{M}_3 + ... + \vec{M}_n = \Sigma \vec{M}_i \; [\, H \cdot м \,]$$

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 зовнішних 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 поступальёному 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 $\mathbf{F \cdot t}$ називають імпульсом сили, який дорівнює добутку сили на час її дії У випадку, коли сила **F** і за модулем, і за напрямком постійна ($\mathbf{F = const}$), імпульс сили вираховується за формулою:

$$S = F \cdot t \; [\, H \cdot c]$$

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:

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

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

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

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 :

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

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:

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

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

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

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

Запишемо вираз другого закону Ньютона для поступального руху:

$$\mathbf{\vec{F} = m\cdot\vec{a}\ [Н]}$$

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

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

де **I** – момент інерції тіла;
$\mathbf{\varepsilon}$ – кутове прискорення обертання тіла, $\mathbf{\varepsilon = d\omega/dt}$;
$\mathbf{\omega}$ – кутова швидкість обертання тіла.

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

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

де $\mathbf{L}$ – імпульс момента сили;

$\mathbf{К = I \cdot \omega}$ – 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 $\mathbf{M(F)}$, а замість маси $\mathbf{m}$ – момент інерції $\mathbf{I = m \cdot r^2}$, замість імпульсу сили $\mathbf{F \cdot t}$ - імпульс момента сили $\mathbf{M(F) \cdot t}$, а замість імпульсу тіла $\mathbf{m \cdot V}$ - кінетичний момент $\mathbf{К = I \cdot \omega}$.

Кінетичний момент – це імпульс тіла при обертовому 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:

$$\mathbf{К = I \cdot \omega}\ [\boldsymbol{кг \cdot м^2 / с^2}]$$

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:

$$\mathbf{I_1 \cdot \omega_1 = I_2 \cdot \omega_2}$$

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 $\mathbf{M(F) \cdot t}$.

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

$$\vec{\mathbf{К}}_z = \int_{t_1}^{t_2} \mathbf{M_z}\,(\vec{\mathbf{F}}) \cdot \mathbf{t}\ \ [\boldsymbol{кг \cdot м^2 / С^2}]$$

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.

1.7 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 здеформовані (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 $\mathbf{E_п}$ тіла в полі сил тяжіння, піднятого на висоту **h**, визначають за формулою:

$$\mathbf{E_п = m \cdot g \cdot h\ [Дж]}$$

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

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:

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

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:

$$\mathbf{\vec{E}_к = m \cdot \vec{V}^2 / 2\ [Дж]}$$

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

При обертовому русі кінетична енергія тіла вираховується за іншою формулою:

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

де $\mathbf{I}$ – момент інерції тіла, ***кг·м²***;
$\vec{\omega}$ – кутова швидкість обертання тіла, ***1/с*** ***(с⁻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.

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

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

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

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

де $\vec{\mathbf{F}}_\mathbf{s}$ – 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, напрямок 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 $\vec{A}_{тр}$ при коефіцієнті тертя ковзання μ визначається за формулою:

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

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

При горизонтальному переміщенні:

$$\vec{N} = m \cdot \vec{g} \ [Н]$$

У випадку похилої площини:

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

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

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

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:

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

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

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

Роботу при повороті тіла на кут **φ** при обертовому русі у випадку постійного моменту сили **M(F)** визначають наступним способом:

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

.

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:

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

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

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

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

Потужність у випадку рівномірного обертання тіла визначають за формулою:

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

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

$$К.К.Д. = A_к / A_з = N_к / N_з$$

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.**):

$$К.М.Е. = A_{зовн.} / E_в$$

де $\mathbf{E_в}$ – 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 ходу» (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 неурахуванням ***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 підверджується 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:

$$\mathbf{\Delta\ К.М.Е. = A_2 – A_1 / E_2 – E_1}$$

де $\mathbf{A_1}$ та $\mathbf{A_2}$ – зовнішня механічна робота для завдань меншої та більшої інтенсивності;
$\mathbf{E_1}$ та $\mathbf{E_2}$ – 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 $\mathbf{A_{зовн.}}$. 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 розтягуваних 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 $\mathbf{Ca}^{++}$ – 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 зовнішними 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 згоряння, 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 рухають, 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. 1.9).

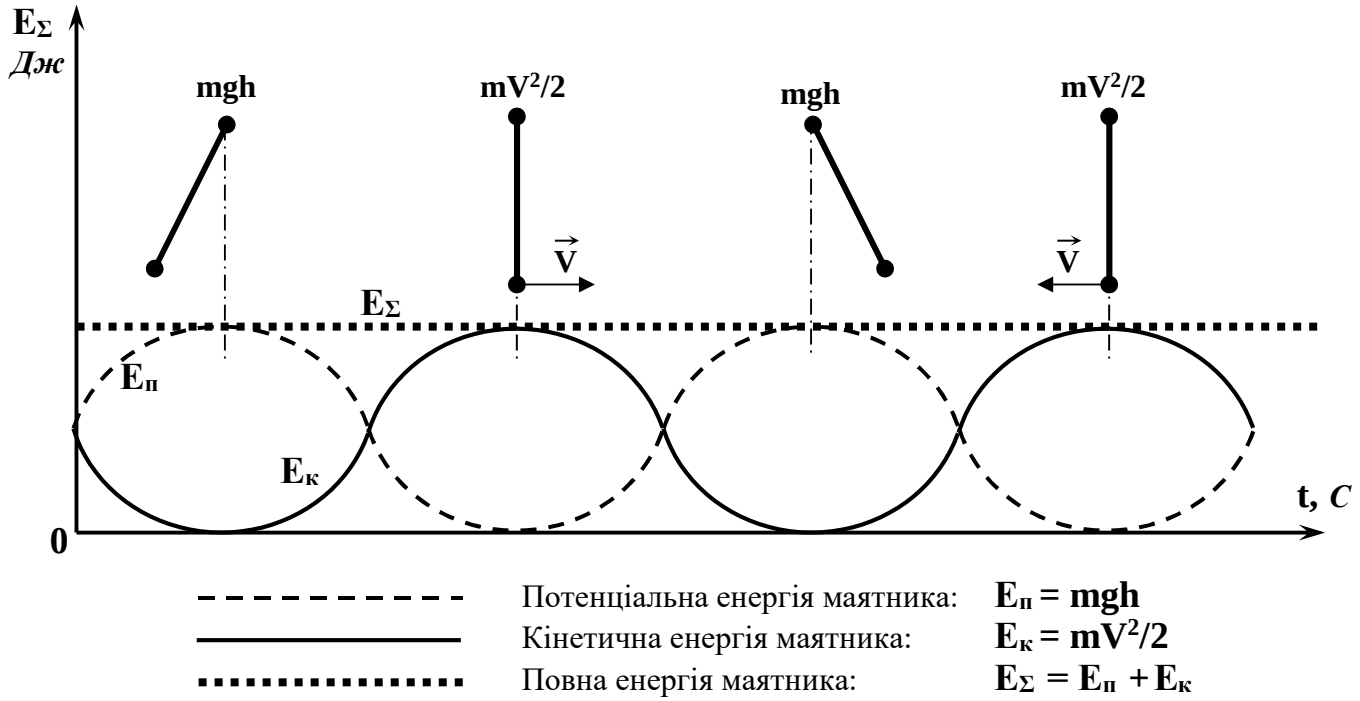


Рис. 1.9. Перетворення механічної енергії при коливаннях маятника

На практиці лише деякі рухи окремих частин тіла при виконані 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. 1.10).

$$К = [(dE_п + dE_к) - dE_s / dE_п + dE_к] \cdot 100\%$$

де $dE_к$ – кінетична енергія системи;
$dE_п$ – потенціальна енергія системи;
dE_s – повна енергія системи.

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

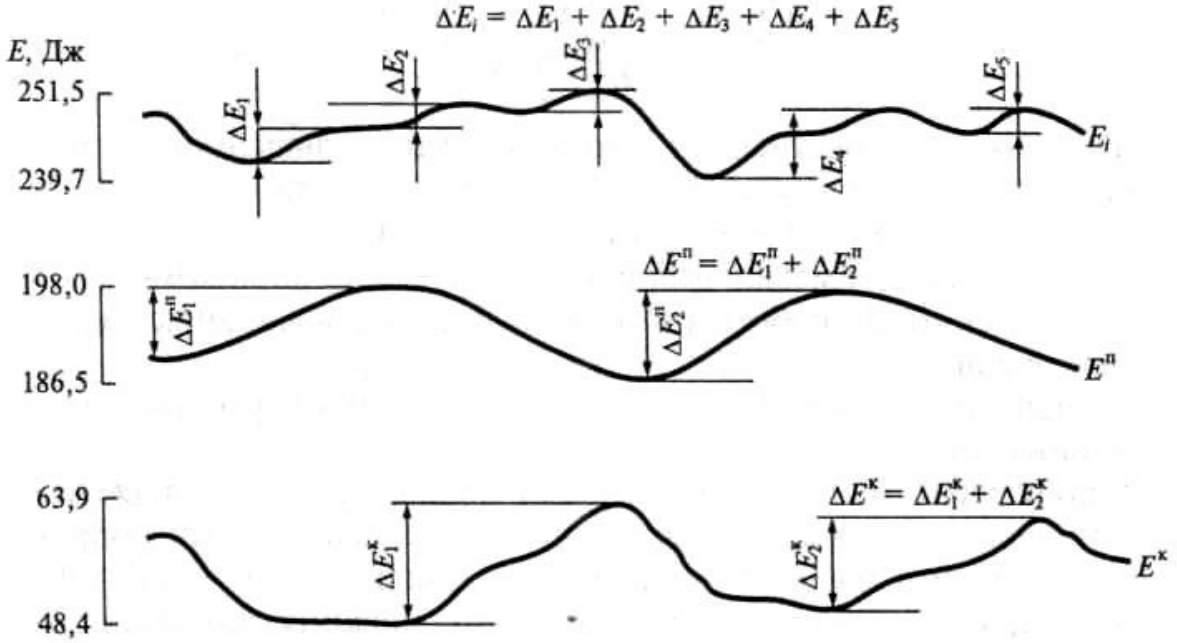
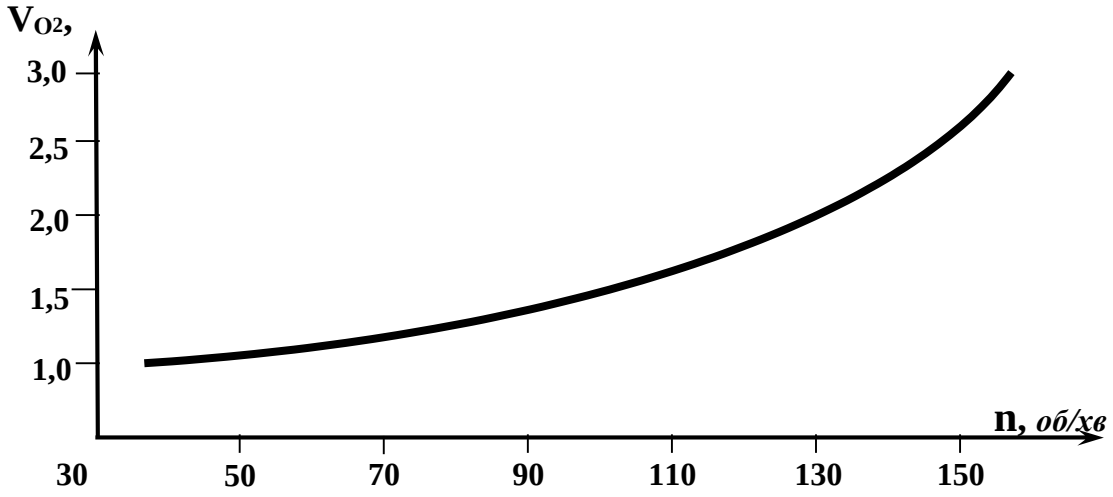


Рис. 1.10. Зміна кінетичної $\mathbf{E_к}$, потенціальної $\mathbf{E_п}$ та повної $\mathbf{E_i}$ механічної енергії верхньої частини тулуба в одному циклі нормальної ходьби з швидкістю **2,27** ***м/с*** обстежуванорго А.П. вагою **81,8** ***кг*** та зростом **1,89** ***м***:

$\mathbf{E_к}$, $\mathbf{E_п}$, $\mathbf{E_i}$ – 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. 1.11):



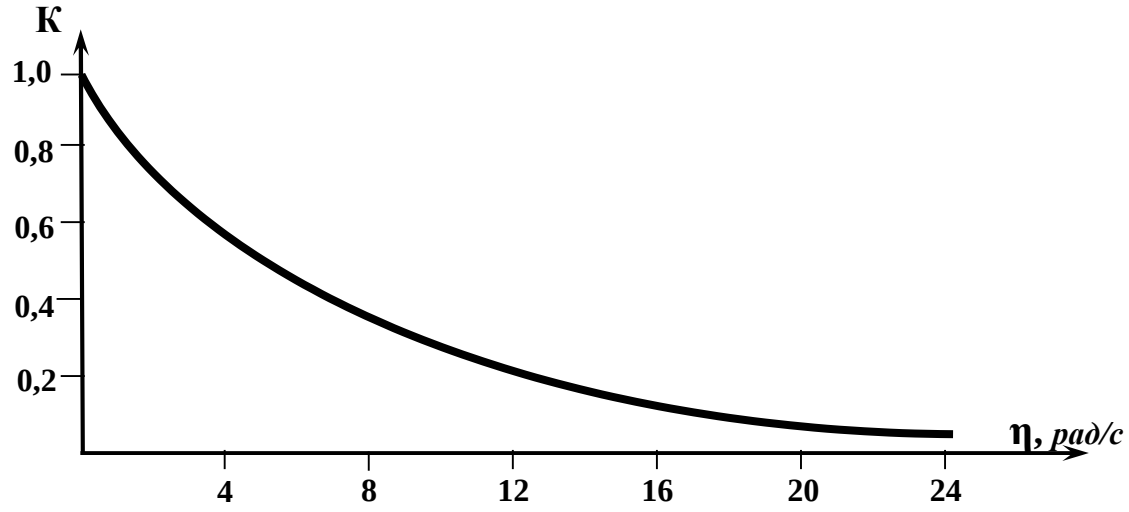
$\mathbf{V_{O2}}$***, л/хв – швидкість споживання кисню***

n, ***об/хв - частота педалювання на велоергометрі***

Рис. 1.11. 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 циклічнизх локомоціях залежить від частоти виконання вправи, і для велосипедного педалювання має вигляд, як на рис. 1.12.



К – ***коефіцієнт рекуперації механічної енергії***

η, ***рад/с*** – ***кутова швидкість кривошипа велосипеда***

Рис. 1.12. 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).

1.8 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.

1.9 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 однійбіопарі 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 замкнутих ланцюгах зв'зок невизначений і дії м'язів обов'язково передаються на інші біокінематичні пари.

Незамкнутий (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).

1.10 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 (обертово). 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'єднаним 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 біоланкиможуть бути одновісними, двовісними чи тривісними. Майже всі суглоби тіла людини окрім міжфалангових, колінних та атлантоосного, дають змогу з'єднаним 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 степені свободи. Таким чином стає можливим вибір єдино можливого варіанту руху – власне того, який необхідний.

Кожна біокінематична пара багатовісного 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).

1.11 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'єнання 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:

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

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 6–7º), 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.

1.12 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.

1.13 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.

1.14 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 ієїї 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 **:**

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

де: m_i – маса і-тої біоланки в ***кг***;

x_i та y_i – к оординати центрів мас цих біоланок в ***мм.***

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

- зображають на заданому фотознімку плоску систему координат, спрямувавши вісь абсцис (Х) праворуч, а вісь ординат (У) – 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. 1.1).
- 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 ***кг*** 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 1.1

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:						

1.15 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 – силb 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.

Тема № 2

ДИНАМІЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ БАГАТОТІЛЬНИХ СИСТЕМ

2.1 Біодинаміка рухових дій. Опір середовища рухові тіла

Маса, сила тяжіння, вага та сила інерції.

Така властивість матеріального тіла, як ***маса***, може проявлятись ***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***:

$$\mathbf{I = \Sigma m_i \cdot r_i^2\ [кг \cdot м^2]}$$

де $\mathbf{\Sigma}$ – знак суми;

$\mathbf{m_i}$ – маса і-тої частини тіла;

$\mathbf{r_i}$ – віддаль центра мас і-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:

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

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

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

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

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

де $\vec{F}_{ін}$ – сила інерції, яка завжди спрямована проти прискорення та прикладена до ***прискорюючого тіла***, Н;

$\vec{a}$ – прискорення самого тіла, м/с .

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:

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

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.

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:

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

де $\vec{F}_{пр}$– пружна сила, ***Н***;

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

k – коефіцієнт жорсткості у тому-ж напрямку, ***Н/м***.

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 розвивати більшу силу; крім цього, при відштовхуванні деформована опора придає 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.

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 ***теореми про зміну імпульсу тіла*** (кількості руху), або механічної системи – ***міри механічного руху тіла***, яка рівна:

$$\vec{K} = m \cdot \vec{V}\ [кг \cdot м/С]; \qquad \vec{K} = I \cdot \vec{\omega}\ [кг \cdot м/С];$$

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 гірськолижники, 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 перелічих випадках джерелом руху є м'язові тяги.

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 ρ $кг/м^3$, $\vec{S}_x$ – лобова площа (переріз Міделя), $м^2$, c_x – коефіцієнт обтічності (який залежить від форми і стану поверхні тіла та змінюється для різних тіл у широких межах – від 0,05 до 2,5) і визначається експериментально в аеродинамічній трубі; та $\vec{V}_x^2$ – квадрат відносної швидкості переміщення тіла і середовища (враховується сила і напрямок вітру або течії), $м/с$:

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

(індекси «$_x$» означають, що всі параметри вирахувані відносно осі «Х» - 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:

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

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

Сила тертя ковзання. Способи її збільшення і зменшення.

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

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

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 рушанням 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:**

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

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 мотогонщика-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 180º. 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 ***шипи*** 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» $f_{ков}$ = 1,2–1,6). Лижники-гонщики, які використовують класичні лижні ходи, змащують колодки лиж (їх ділянки безпосередньо під стопою, яка при навантаження 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 вагому 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).

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.

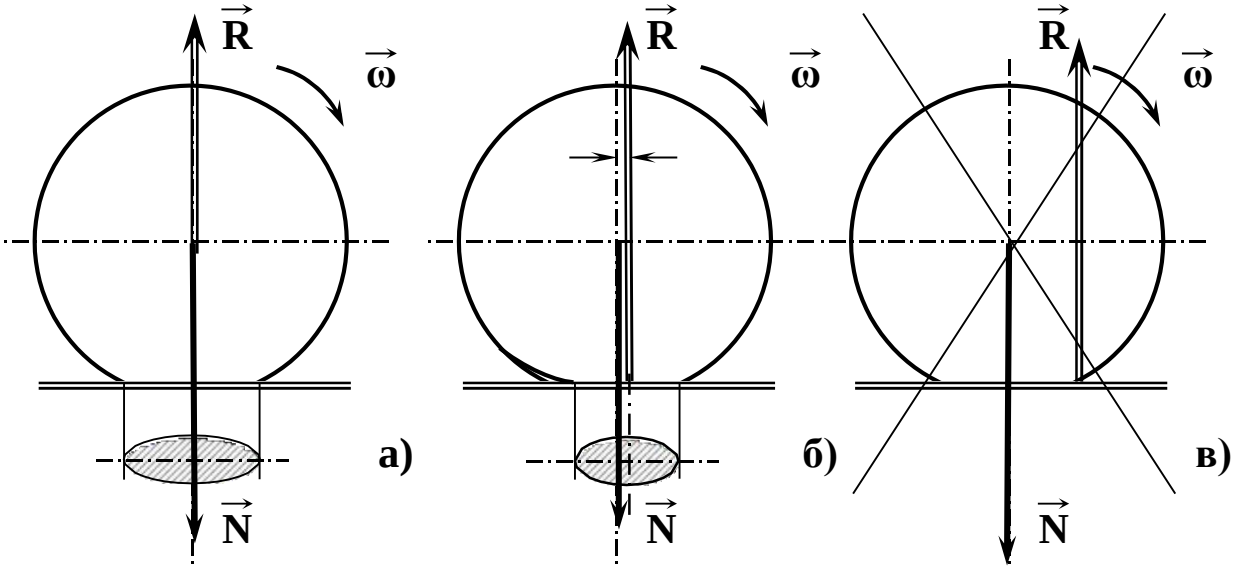


Рис. 2.1. Розрахункові схеми для визначення опору кочення колеса по горизонтальній поверхні: а) – в нерухомому стані; б) – при коченні колеса; в) – невірна розрахункова схема, що часто зустрічається в літературі

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).

2.2 Біомеханічні основи обертових рухових дій та стійкості тіла людини

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.

Обертовий 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:

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

де **$a_{дц}$** - доцентрове прискорення, ***м/с²*** ;
V - лінійна швидкість руху центра мас тіла по колу, ***м/с***;
r - віддаль від ЦМТ до осі обертання, ***м.***

Доцентрова сила, яка 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:

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

де $\mathbf{M_z}$ - момент зовнішньої сили, $\boldsymbol{Н \cdot м}$;

$\mathbf{I}$ - момент інерції тіла, $\boldsymbol{кг \cdot м^2}$;

$\boldsymbol{\varepsilon}$ - кутове прискорення, $\boldsymbol{1 / с^2}$.

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

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

де $\mathbf{S_z}$ - імпульс моменту сили ($\mathbf{Sz = I \cdot \Delta\omega}$ - кінетичний момент);

$\mathbf{I}$ - момент інерції тіла, $\boldsymbol{кг/м^2}$

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 внизу, 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, зросте (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.

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.

Обертовий 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 обертові 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 обертовий 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 обертового 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 обертового моменту зовнішніх сил при відштовхуванні або притягуванні до опори.

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.2.2. б).

Підйом розгином на поперечці: ця вправа виконується з положення вису в положення упору (рис. 2.2. 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. 2.2. 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.

Обертові рухи із збереженням рівноваги тіла: у прикладних видах спорту часто приходиться 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, ковзаняра, 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. 2.3), можна виявити наступне:

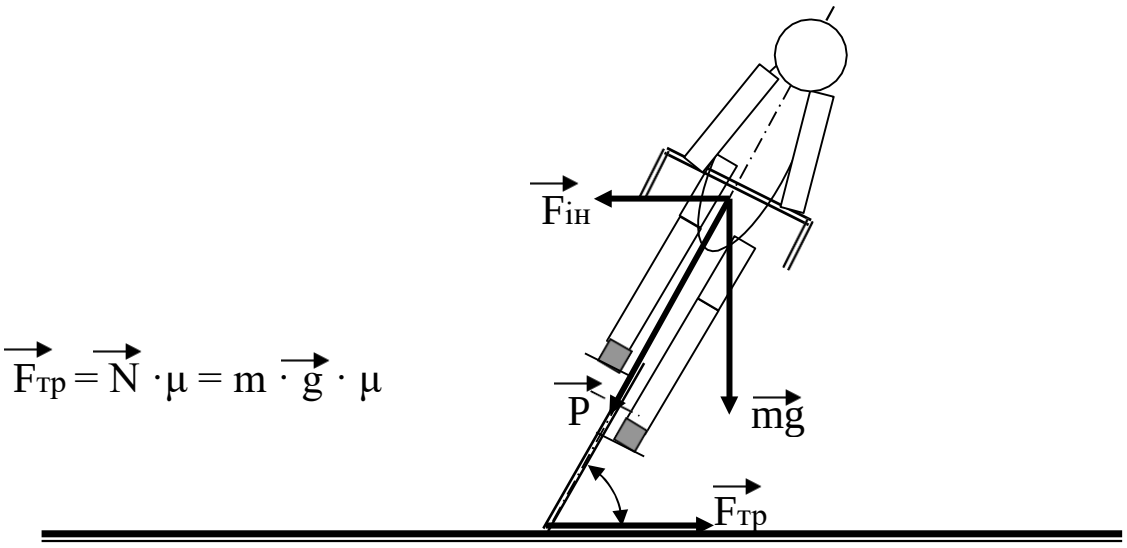


Рис. 2.3. Розрахункова схема руху біомеханічної системи велосипедист-велосипед по криволінійній траєкторії

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

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

$$\vec{R} = -(\vec{F_{ін}} + m \cdot \vec{g}) \ (H)$$

- вертикальна складова реакції опори врівноважує притискаючу силу N, рівну силі тяжіння біомеханічної системи $\vec{mg}$:
- горизонтальна складова реакції опори – сила тертя – врівноважує силу інерції.

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

де μ - коефіцієнт тертя; r - радіус повороту.

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

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

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

Тому:

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

Для розв'язку другого завдання розглянемо розрахункову схему на рис. 2/4:

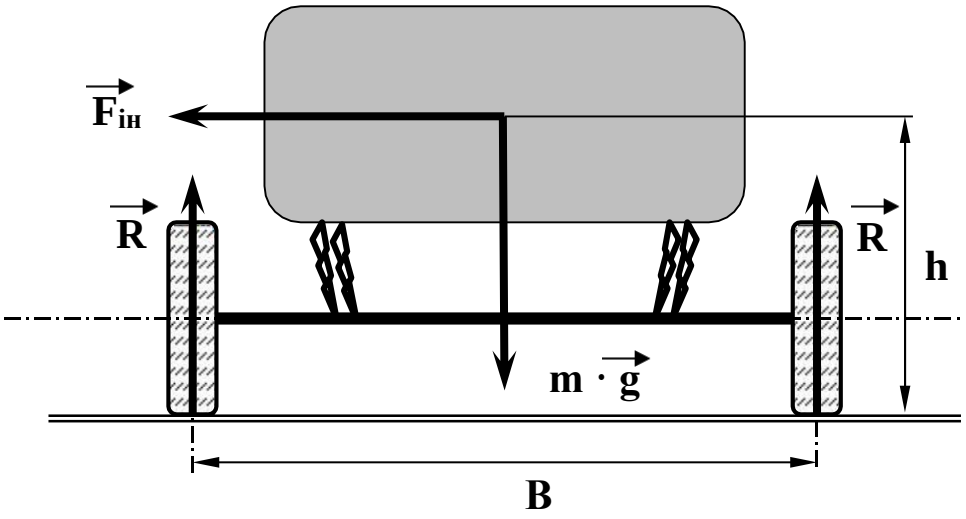


Рис. 2/4. Розрахункова схема руху автомобіля криволінійною траєкторією

Мінімальне значення радіуса повороту автомобіля розраховується аналогічно попередньому завданню:

$$\mathbf{r = V^2 / g \cdot \mu \ (м)}$$

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

Для визначення небезпеки перевороту 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):

$$\mathbf{\overrightarrow{M_{пер}} = \overrightarrow{F_{ін}} \cdot h = m \cdot \overrightarrow{V^2} \cdot h / r \ (Н \cdot м)}$$

Перекидаючий момент сили інерції врівноважується повертаючим моментом сили тяжіння:

$$\mathbf{\overrightarrow{M_{врів}} = m \cdot \overrightarrow{g} \cdot B / 2 \ (Н \cdot м)}$$

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:

$$\mathbf{\overrightarrow{M_{пер}} \leq \overrightarrow{M_{врів}} \qquad m \cdot \overrightarrow{V^2} \cdot h / r \leq m \cdot \overrightarrow{g} \cdot B / 2}$$

Тому

$$\mathbf{2 \cdot V^2 \cdot h \leq g \cdot B \cdot r}$$

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

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 долання 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.

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 виявилося 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).

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, утримаються 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 перекладини 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 додолу***. Групування відносно поперечної осі тіла викликає прискорення обертання відносно неї, яке перед входом у воду припиняється завдяки розгрупуванню.

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 приходиться затримувати на деякий час (зафіксовувати) 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. 2/5).

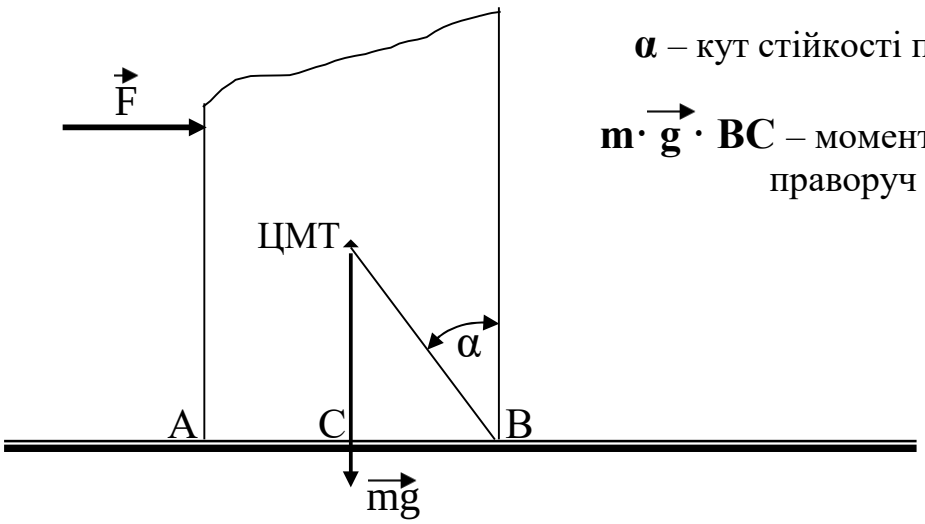


Рис. 2/5. Кут стійкості і момент стійкості тіла, що знаходиться у рівновазі.

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.*

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.

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 одноборствах 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. 2/6).

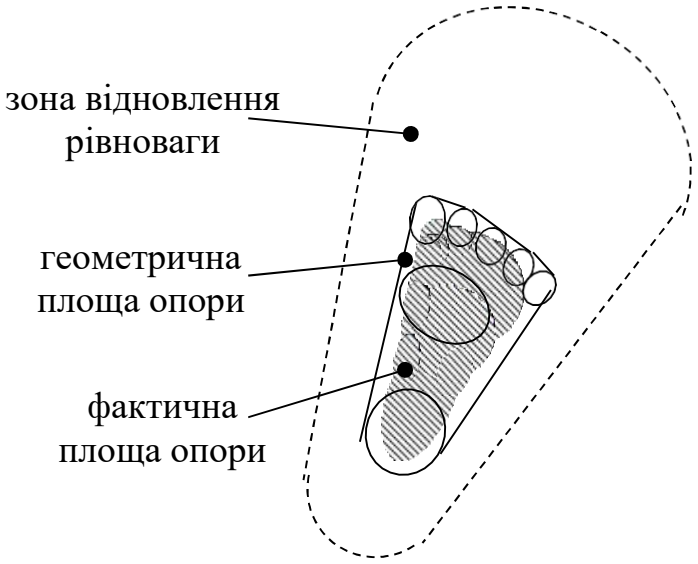


Рис. 2/6. Геометрична, фактична площа опори гімнастки і зона відновлення рівноваги.

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.

Тема № 3

ЗАСТОСУВАННЯ БІОМЕХАНІКИ В МЕДИЦИНІ ТА СПОРТІ

3.1 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.

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. 3.1.б).

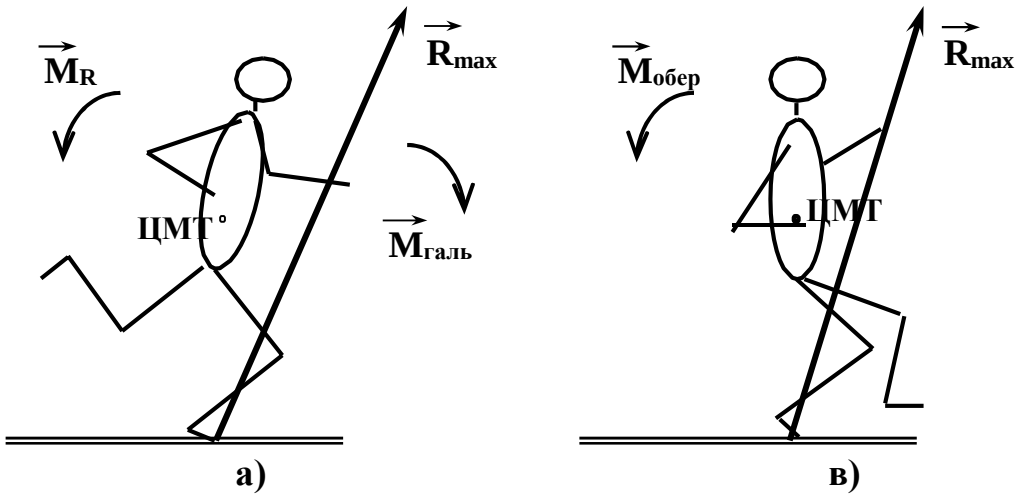


Рис. 3.1. Напрямок найбільшого вектора опорної реакції при відштовхуванні в бігу (а) і для виконання сальто назад (б)

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 стайєрських 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. ***Спідограми стартового розгону*** наприклад велосипедистів-спринтерів дозволяють проаналізувати різні
сторони підготовленості спортсменів і таким чином раціонально індивідуалізувати їх підготовку.

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 вимого 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 38–41º для ядра, 30–40º для списа, 36–38º у безвітряну погоду і менше 30º проти вітру – для диска, 42–44º 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.

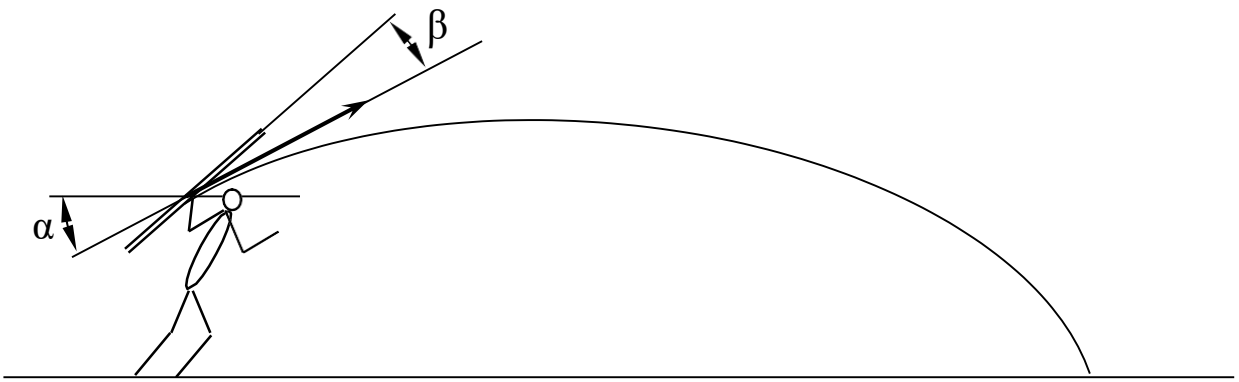


Рис. 3.2. Характеристики польоту тіл: **α** – кут місцевості; **β** – кут атаки

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.

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 затягує за собою поверхневий шар повітря. Згідно з розрахунковою схемою на рис. 3.3, 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.

.

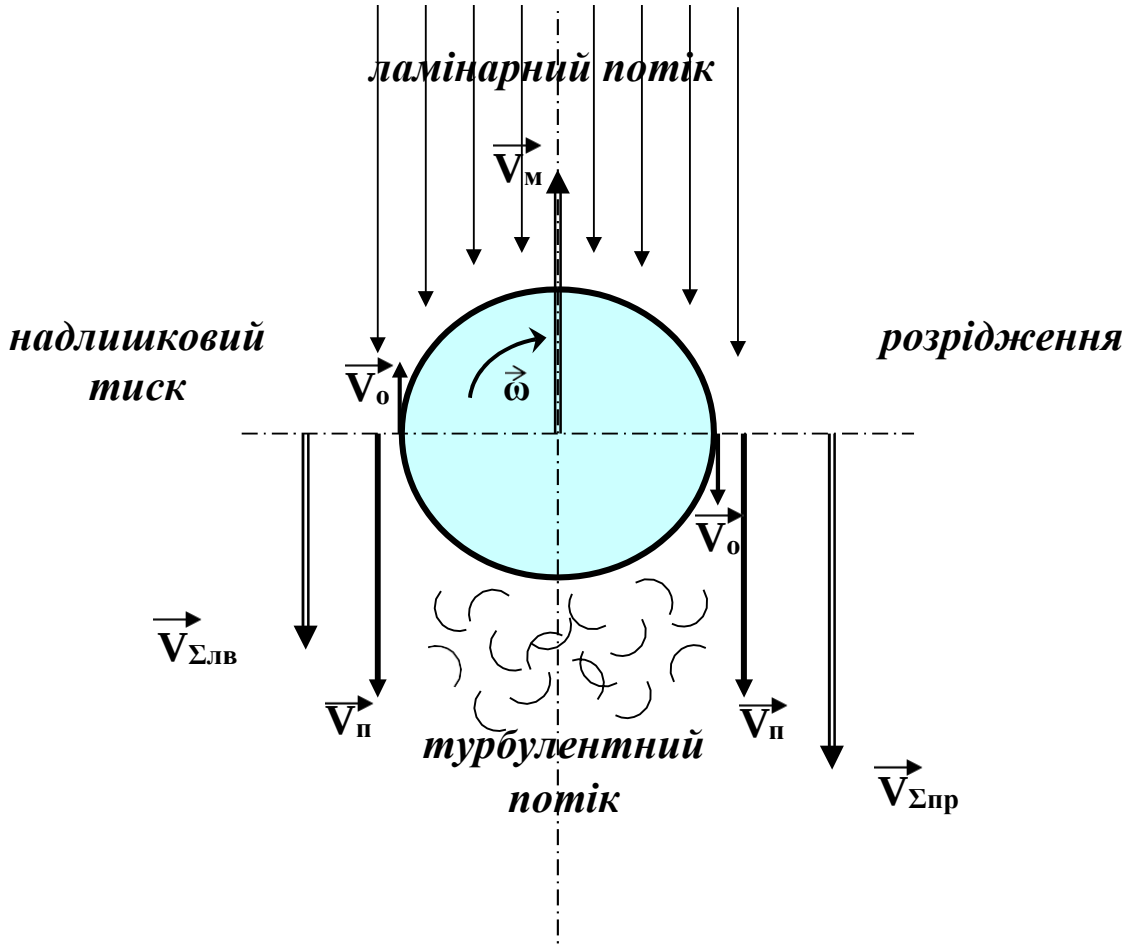


Рис. 3.3. Розрахункова схема траєкторії польоту м'яча після крученого удару.

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 слідкування***). Відповідно й механізми забезпечення цільової точності і точності слідкування 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 слідкування 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 метальні 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 слідкування 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 слідкування застосовується спосіб експертної оцінки (художня гімнастика, акробатика, обов'язкова програма у фігурному ковзанні).

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:

$$m_1 \cdot \overrightarrow{V_1} + m_2 \cdot \overrightarrow{V_2} = m_1 \cdot \overrightarrow{U_1} + m_2 \cdot \overrightarrow{U_2}$$

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***:

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

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 ***центральних 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. 3.4).

Залежно від напрямку руху мішені удари можуть бути прямі (по нерухомій мішені) і косі (по рухомій мішені). У випадку косого удару напрямок і шводкість післяударного руху мішені визначається за правилом паралелограма (див. рис. 3.5).

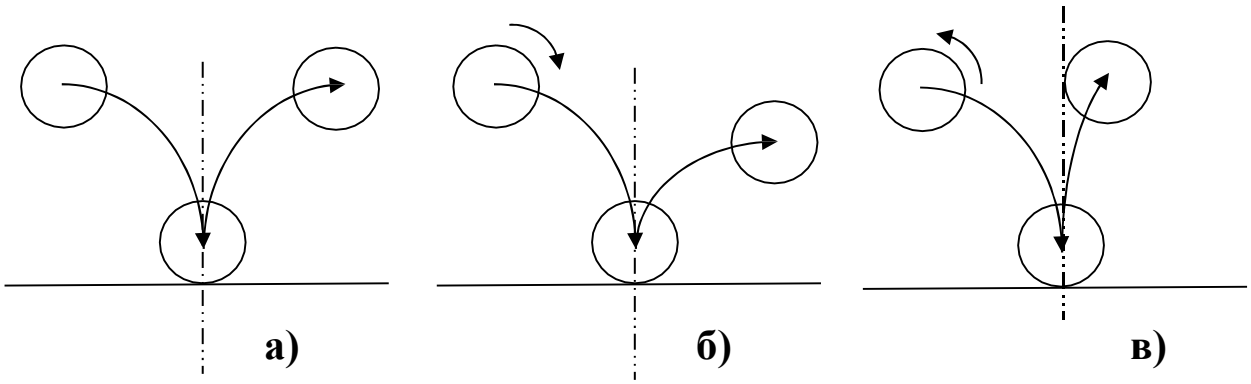


Рис. 3.4. Кути падіння і відбивання м'яча від горизонтальної поверхні після центрального (а) та різаних (б і в) ударів.

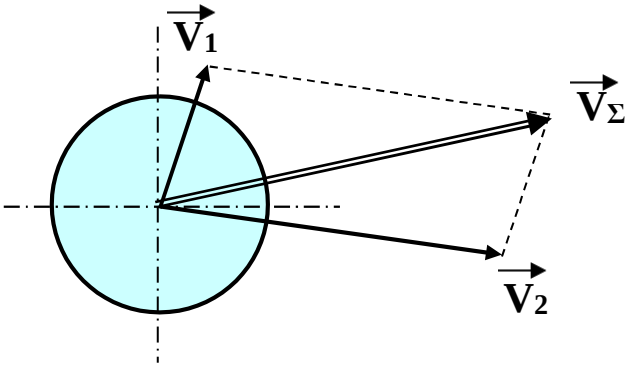


Рис. 3.5 . Розрахунок напрямку польоту м'яча після виконання косого удару

3.2 Вікові, індивідуальні, групові і статеві біомеханічні особливості моторики

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 ***внурішньоутробним***), 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.

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***.

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 пересуванні 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 неодночасно) 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***).

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. Виявилося, що є такі пози та рухи (сидіння, стояння, ходьба, довільне сечовиділення та ін.), навчання яким у віці немовляти практично не прискорює оволодівання 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 анатомо-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, їзді 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. 3.6:

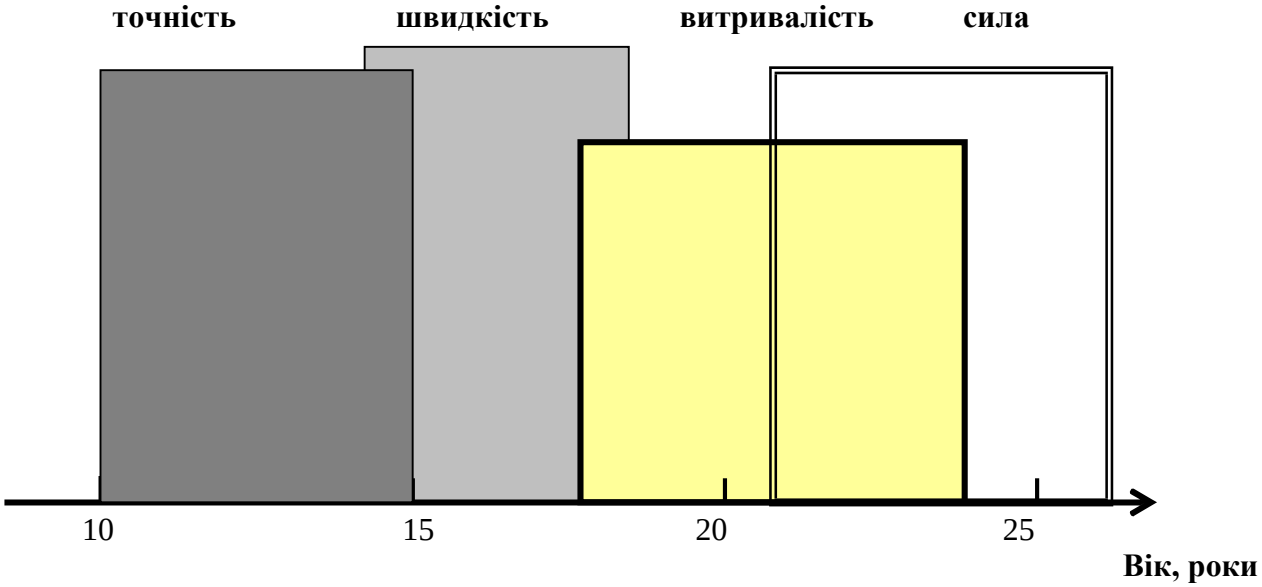


Рис. 3.6. Сензитивні періоди оптимального виховання окремих рухових якостей і вмінь.

Прикладами труднощів при оволодінні деякими руховими діями після закінчення відповідних сензитивних періодів є навчання прямоходінню дітей, які виховувалися поза людським суспільством; пізнє 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 імпринтингу 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 сьогоднішньою 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.

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 відрізнятися, 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 відрізнятися. При такому-ж рівні тренованості, 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 виявилося, 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 стрибуни – 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.

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 припиняти 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.

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 прийомів 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 небезпекою 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).

Література

1. Рибак О. Ю., Рибак Л. І. Вибрані лекції з біомеханіки. Львів : ЛДУФК ім. І. Боберського, 2017. 130 с.
2. Humphrey, J. Introduction to Biomechanics / Jayd Humphrey, Sherry L. Delange. – Springer-Verlag New York, 2016.
3. Richards, J. The Comprehensive Textbook of Biomechanics-E-Book: with access to e-learning course [formerly Biomechanics in Clinic and Research] / Jim Richards. – Elsevier Health Sciences, 2018.
4. De Jalon, J. G. Kinematic and dynamic simulation of multibody systems: the real-time challenge / Javier Garcia De Jalon, Eduardo Bayo. – Springer Science & Business Media, 2012. 440 p.
5. Shabana, A. A. Dynamics of multibody systems / Ahmed A. Shabana. – Cambridge university press, 2013.
6. Костюк І. В. Введення в біомеханіку : навчальний посібник / І. В. Костюк. – Львів : Львівська політехніка, 2000. – 224 с.
7. Біофізика і біомеханіка : підручник / В. С. Антонюк, М. О. Бондаренко, В. А. Ващенко та ін. – К. : Політехніка, 2012. – 344 с.
8. Григор'єва Л. І. Основи біофізики і біомеханіки / Л. І. Григор'єва, Ю. А. Томілін. – Миколаїв : ЧДУ ім. Петра Могили, 2011. – 298 с.
9. Біомеханіка фізичного виховання і спорту : навч. посібник / М. О. Носко, О. В. Бріжатий, С. В. Гаркуша, І. А. Бріжата. – К. : Леся, 2012. – 287 с.
10. Roberson, Robert E., and Richard Schwertassek. Dynamics of multibody systems. Springer Science & Business Media, 2012.

This project has been funded with support from the European Commission. This publication / communication reflects the views only of the author, and the Commission cannot be held responsibility for any use which may be made of the information contained therein.