

ЛЬВІВСЬКИЙ ДЕРЖАВНИЙ УНІВЕРСИТЕТ ФІЗИЧНОЇ КУЛЬТУРИ

Кафедра економіки, інформатики і кінезіології

Затверджено
на засіданні кафедри
економіки, інформатики
та кінезіології
Протокол № 1
від 27 серпня 2009 р.

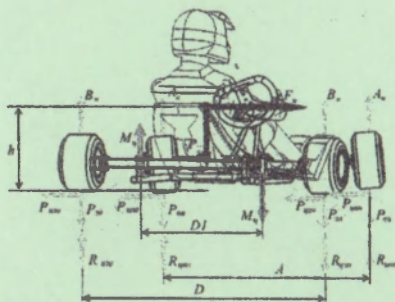
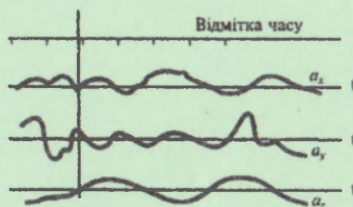
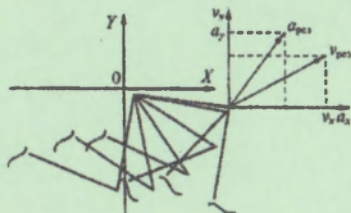


ВИБРАНІ ЛЕКЦІЇ З КІНЕЗІОЛОГІЇ

методичний посібник для студентів ЛДУФК

ЧАСТИНА I

БІОМЕХАНІЧНІ АСПЕКТИ РУХОВИХ ЯКОСТЕЙ



Розробники:
кандидат педагогічних наук, доцент
Олег Юрійович Рибак

магістр фізичного виховання
Людмила Іванівна Рибак

ЛЬВІВ – 2009

З М І С Т

Лекція 1.

Кінезіологія, як наука і навчальна дисципліна в ІФК 2

Лекція № 2.

Кінематичні характеристики тіла людини та її рухових дій 12

Лекція 3.

Динамічні характеристики тіла людини та її рухових дій30

Лекція № 4.

Біомеханічні особливості м'язового скорочення 57

Лекція № 5.

Біомеханічні аспекти силових та швидкісних якостей. 67

Лекція № 6.

Біомеханічні аспекти витривалості і гнучкості 80

Лекція № 7.

Біомеханічні аспекти спритності. Специфічні якості та відчуття 90

Кінезіологія, як наука і навчальна дисципліна в ІФК

1. Кінезіологія та її особливості як науки і навчальної дисципліни в ІФК.

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

Біомеханіка, як розділ *біофізики* і *кінезіології* - науки про рухи - займається вивченням законів механічного руху в живих системах.

Термін "*біомеханіка*" утворений двома грецькими словами: "*bios*" - життя, та "*mechané*" - знаряддя.

Наука *кінезіологія* вивчає рух у всіх його проявах ("*kinēzio*" грецькою означає рух, а "*logos*" - вчення). Об'єктом кінезіології є рухова діяльність, а предметом - закономірності її використання у сфері фізичної культури.

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

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

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

2. Закони класичної механіки діють у живих системах не прямо, а опосередковано (часто на елементарних рівнях). Більшість явищ у живих

системах не можна розглядати, як наслідок прямої дії законів класичної механіки (такий підхід називають механіцизмом), бо ці явища є наслідками взаємодії елементів багаторівневих складних самокерованих та автономних систем, у яких механічні закони "працюють" на елементарних рівнях. Так, наприклад, м'яз людини ніколи не покаже своїх механічних характеристик, якщо його ізолювати (відокремити) від системи кровообігу та ЦНС. Видима нам механічна поведінка живого м'яза - це результат надзвичайно складної взаємодії величезної кількості елементів, поведінка яких, у свою чергу, залежить від великого числа факторів, включаючи керування з боку ЦНС.

3. Подібність між рухами людини і тварин спостерігається лише на біологічному рівні. Рухи тварин рефлекторні, а рухи людини усвідомлені, довільні та цілеспрямовані. Живі системи є самокерованими та автономними. Під дією зовнішніх і внутрішніх впливів жива система сама керує своїми діями, що не притаманне неживим механізмам. Рух окремих частин тіла поєднаний керуючою дією з боку ЦНС в цілісні рухові акти - системи рухів. Кожен рух виконує свою роль у цілісності дії, так чи інакше відповідає її меті. Для виконання певних рухових завдань людина спочатку свідомо ставить перед собою конкретну мету, а потім розпочинає свої дії з керування на рівні, вибираючи оптимальний варіант поведінки та керуючи певними функціональними м'язовими групами. Тобто, видима нам зовнішня картина рухів є лише часточкою поведінки дуже складної і надзвичайно досконалої системи "людина". Тому в кінезіології не говорять про "рухи", а використовують термін "*рухові дії*", або "*рухотворчі дії*", враховуючи їх структуру, описану вище.

Свідоме керування своїми діями, з урахуванням специфіки біологічних закономірностей, забезпечує їх високу ефективність у різних умовах виконання. До речі, втрата людиною цілеспрямованості своїх рухів, їх довільності чи усвідомленості веде до її неповноцінності, як члена суспільства.

4. Будь-які механічні переміщення тіла людини в просторі і в часі завжди неодмінно пов'язані з додатковими енерговитратами на переміщення частин тіла (їх піднімання та опускання у певному режимі, їх розгін і гальмування, викликані необхідністю реалізації певної зовнішньої картини рухів). На відміну від неживих механізмів, тут неможливий повний взаємний перехід енергії від однієї форми до іншої, від одних частин тіла до інших, чи акумулювання механічної енергії для її подальшого використання (наприклад, у пасивно розтягнутих м'язах, тощо). Основна причина цьому – власні "двигуни" – м'язи, що рухають окремими біоланками, та об'єднання біоланок в цілісний механізм на ієрархічно вищих рівнях організації матерії (наприклад: спільність систем кровообігу, нервової системи, виконання окремих рухів у ансамблі з рухами інших частин тіла для досягнення спільної мети рухової дії, тощо).

Наприклад, велосипедисти і плавці витрачають на переміщення власних біоланок від 30 до 90% від загальних енерговитрат організму; тенісист на саме відбивання м'ячика витрачає не більше 2 - 3% своїх енерговитрат, а решта іде на переміщення всього тіла по майданчику та окремих частин його тіла.

5. Основні закони класичної механіки (механіки Ньютона) описують рух абсолютно твердих тіл, які не деформуються. У живих системах постійно змінюється відносне розташування їх частин. Самі частини тіла живих систем також явно деформуються. Тому, вивчаючи рух живої системи, також враховують певну роботу м'язів (наприклад, завдяки гнучкості хребта або грудної клітки), необхідну для деформації окремих частин тіла, яка завжди супроводжується витратами енергії, її розсіюванням. Тому вводиться поняття "живої маси", адже рухаються не тверді тіла, а складні утворення з кісткового скелета, м'язів, сухожиликів, епідуральних тканин, внутрішніх органів, рідин, газів та ін. Математично неможливо репрезентувати енерговитрати, пов'язані із певними механічними руховими процесами, що відбуваються в

біомеханічній системі при її рухах (особливо – ударного характеру), але ці витрати також невеликі.

Спрощене моделювання живих систем, а особливо – людини, може призвести до хибних результатів. При вивченні рухових дій спортсменів доцільно завжди пам'ятати про різницю між рухами неживих механізмів і руховими діями живих систем.

2. Загальне і конкретні завдання кінезіології.

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

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

Безперечно, відразу оцінити ефективність прикладених людиною сил неможливо: для цього необхідно пройти ряд етапів. Тому головне завдання кінезіології розбивається на три конкретні завдання – етапи дослідження:

а) вивчити будову і функції рухового апарату людини, як біомеханічної системи (визначити тотальні розміри тіла, пропорції, конституціональні особливості, мас-інерційні характеристики окремих частин тіла, рівень розвитку силових та швидкісних якостей, витривалості, гнучкості, спритності та специфічних якостей, потенційних можливостей та динаміки систем дихання, кровообігу, і т.ін.);

б) опираючись на результати педагогічних експериментів, кількісні та якісні характеристики досліджень у даному виді рухової діяльності, практику і досвід фахівців тощо, розробити для заданого режиму рухової діяльності

конкретної людини зразок її індивідуальної раціональної техніки, враховуючи результати, описані у п.а);

в) порівнюючи характеристики реалізації рухових дій з розрахованими зразковими, дати оцінку ефективності прикладуваних зусиль, а також розробити засоби і методику індивідуальної рухової підготовки (в т.ч. і спеціальні тренажери) – педагогічна задача.

Частково педагогічна задача може вирішуватись уже після першого етапу обстеження (див. п. а), коли виявляється невідповідність деяких потенційних можливостей конкретного спортсмена зразковим вимогам, необхідним для досягнення запланованого результату.

Ці етапи розв'язку головного завдання кінезіології дістали назву конкретних завдань кінезіології. Таким чином, останнє конкретне завдання кінезіології показує, що вона – педагогічна наука, яка займається удосконаленням рухової діяльності в нашій галузі.

3. Предмет і методи кінезіології.

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

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

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

Найбільш часто в біомеханічних дослідженнях використовується порівняно простий *функціональний метод*, який полягає у виявленні взаємозв'язку між певними біомеханічними характеристиками рухових дій, що виконуються, або характеристиками самої людини, і результатами її рухової

діяльності. За допомогою даного методу вивчають функціональну залежність між властивостями і станом системи, явища чи процесу. Їх характеризують певні параметри, конкретні умови і кількісно визначений закон. Тут не ставиться завдання вивчити внутрішню причинну структуру явищ, а досліджується лише їх функція. Залежності, що виявляються між будовою системи та її функцією, мають переважно статистичний (імовірний) характер. Тут розглядають функцію усєї системи в цілому, не вивчаючи її внутрішніх механізмів.

Функціональний підхід дозволяє констатувати ті чи інші недоліки техніки і тактики. Але він не дає відповіді на запитання "чому", тобто не дозволяє розробити чіткі рекомендації для їх усунення; педагог вимушений діяти навмання.

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

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

Метод системно-структурного аналізу і синтезу стосовно вивчення рухових дій людини, реалізований у теорії структурності рухів, закладеної М.О.Бернштайном, який писав, що рухи людини – це не ланцюжок деталей, а структура, яка диференціюється на частини.

В теорії структурності рухів закладені наступні принципи:

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

б) принцип цілісності дії – всі рухи створюють одне ціле, спрямоване на досягнення єдиної мети; зміна кожного руху так чи інакше впливає на всю систему рухів.

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

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

Кінезіологія, як експериментальна наука, опирається на результати експериментів та спостережень (феноменологію). За допомогою різних приладів реєструються кількісні характеристики рухових дій (наприклад: траєкторія, швидкість, прискорення, зусилля і т.ін.), які дозволяють розрізнити рухи і порівнювати їх між собою. За даними характеристиками систему рухів умовно поділяють на окремі складові частини, вивчаючи склад системи за її окремими елементами (це і є системно-структурний аналіз). Вивчаючи зміни кількісних характеристик, виявляють, як окремі елементи впливають один на одного і визначають причини цілісності системи (це і є системно-структурний синтез).

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

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

Функціональний метод аналізу рухових дій використовується на першому етапі досліджень, при вирішенні нових завдань, або конкретних

питань педагогів-практиків. Ним користуються у випадках, коли якийсь вид рухових дій мало досліджений, його визначальні елементи не виявлені, або коли апаратурна база не відповідає вимогам методу системно-структурного аналізу і синтезу. Однак, статистичні результати, одержані при використанні функціонального методу, часто не дозволяють вирішувати питання індивідуалізації технічної підготовки спортсменів високої кваліфікації.

Метод системно-структурного аналізу і синтезу рухових дій передбачає ретельне і повне виконання всіх конкретних завдань кінезіології, а також наявність у даному питанні багатой феноменології; цей метод вимагає глибоких узагальнень. Його складність, тривалість і вартість значно перевищують аналогічні показники функціонального методу. Окрім того, для деяких складних і маловивчених видів рухової діяльності застосування системно-структурного підходу викликає значні труднощі. Проте цей метод дає можливість розробляти індивідуальні раціональні зразки техніки для конкретних осіб на даний період і для конкретних умов виконання рухових дій.

4. Напрямки розвитку кінезіології.

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

Механічний напрямок, початий роботами Леонардо Да Вінчі та Д.Бореллі (який у 1697 р. написав трактат "Про рухи тварин"), розвиває ідеї зміни рухів живих систем під дією прикладених сил згідно до законів класичної механіки. Зараз механічний підхід до вивчення рухів людини, що дозволяє визначити кількісну міру рухотворчих процесів – одна з основ кінезіології, яка

ніколи не втратить свого значення. Питанням будови і властивостей опорно-рухового апарату людини та її рухових дій велику увагу приділяють біомеханічні школи США, Німеччини, Польщі, Іспанії і ін., в тому числі російська і українська.

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

Функціонально-анатомічний напрямок зародився при вивченні будови людського тіла в динаміці. Проф. М.Ф.Іваніцький та його учень проф. М.А.Джафаров – започаткували українську школу динамічної анатомії, розробивши теорію єдності та взаємообумовленості форми і функції живого організму, вперше впровадили в навчальний план ЛДІФК спеціальний курс біомеханіки (як колись називалась кінезіологія). Всесвітньовідомий російський анатом П.Ф.Лесгафт, учнями якого вважають себе і згадані вчені, започаткував новий підхід у вивченні анатомії людського тіла під впливом фізичних навантажень, описуючи та аналізуючи рухи в суглобах, визначаючи участь окремих м'язів у збереженні положення тіла та в його рухах.. З 1877 року спеціальний курс "Теорія тілесних рухів" (пізніше – "Теорія рухів") Лесгафт та його учні читали слухачам фізкультурних курсів та студентам інституту фізичної освіти.

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

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

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

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

Лекція № 2.

Кінематичні характеристики тіла людини та її рухових дій

1. Біомеханічні характеристики, 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 спортсменом високої кваліфікації – чемпіоном, рекордсменом тощо, або розрахований зразок-модель індивідуальної раціональної техніки для конкретної особи, виходячи з особливостей будови її тіла та функціональних можливостей).

Тому проблема коректного вимірювання та розрахунку різних кількісних характеристик виконання рухових дій надзвичайно важлива. Проте слід відзначити, що правильний вибір *біомеханічних характеристик* (Б.Х.) з метою оцінки 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, за якими проводиться згадане оцінювання техніки.

Видиму нам зовнішню картину рухових дій людини – кінематику фізичної вправи – можна описати *кінематичними* біомеханічними характеристиками, які дозволяють кількісно охарактеризувати переміщення в просторі і в часі окремих точок чи частин біомеханічної системи (просторові, часові та просторово-часові Б.Х.). Причини рухових дій розкривають *динамічні* Б.Х. – інерційні, силові та енергетичні.

З об'єктивної реєстрації Б.Х. рухової дії і починається її біомеханічний аналіз та оцінка. Реєстрація кінематичних характеристик порівняно простіша від реєстрації динамічних, особливо в змагальних умовах. Детально способи реєстрації Б.Х., їх подальшої математичної обробки та аналізу за ними рухових дій розглядаються в курсі лабораторних робіт.

2. Просторові характеристики.

Обробляючи стробофотографію, кінограму чи відеограму, зручно вивчати розташування окремих точок тіла спортсмена та його спорядження, а також їх переміщення в просторі, відносно якоїсь нерухомої системи координат. Найчастіше – це горизонтальна вісь, яка, як правило, паралельна площині майданчика, доріжки, помосту тощо, і перпендикулярна відносно неї вертикальна вісь, спрямована удовж стіни будівлі, стовпа, краю фотографії при нерухомому кіноапараті і т. ін., точка перетину яких прив'язана до якогось нерухомого предмету в площині зйомки – тіла відліку. У ряді випадків система координат повинна мати і третю вісь з метою вивчення складних рухів у кількох площинах (вперед-назад, праворуч-ліворуч та вгору-додолу, або обертання відносно вказаних осей). Інколи систему координат прив'язують до центра мас тіла або спортивного приладу (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 з модельними, тобто оцінити техніку.

Просторові біомеханічні характеристики дозволяють визначити розташування точки або тіла відносно обраної системи відліку у заданий момент часу. До просторових Б.Х. відносять шлях, віддаль, координату,

траєкторію, кривизну траєкторії, кут повороту, а також ухил, крутизну, азимут, профіль, перепад висот тощо.

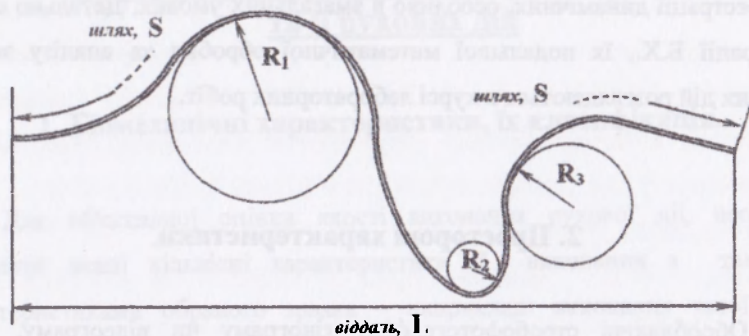


Рис. 2.1. Траєкторія руху точки, її кривизна, шлях та віддаль, які проходить точка.

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

Траєкторія – це уявна лінія в просторі, уздовж якої рухається конкретна точка (математики характеризують траєкторію, як геометричне місце послідовних положень точки, що рухається).

Шлях -це реальна віддаль, яку проходить точка під час руху уздовж певної траєкторії: при метаннях спортивних приладів – ядра, диска, списа, гранати тощо – вони пролітають значно більший шлях, ніж віддаль (дальність), за якою оцінюється спортивний результат. Це саме стосується польоту м'яча, стрибка у довжину, а також руху спортсмена трасою: виявляється, що шлях (траєкторія), яким рухаються санкарі, велосипедисти,

гірськолижники, автомотогонщики та ін., у повороті – коротший, а на прямій – довший, ніж відстань, 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 (див. рис. 2.1):

3. Часові характеристики.

3.1. Тривалість вправи, її частини або фази

Тривалість вправи – це час, що знадобився б людині для виконання усієї рухової дії від її початку до кінця:

$$\Delta t = t_k - t_n \text{ [C]}$$

де Δt – тривалість вправи;

t_n – астрономічний час початку виконання дії;

t_k – астрономічний час закінчення виконання дії.

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

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

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

При такому способі вимірювання тривалості змагальної вправи система відліку часу прив'язується до астрономічного часу (практично – до сигналів точного часу по радіо чи телебаченню): на старті і на фініші моменти початку та кінця виконання вправи реєструються різними хронометрами та записуються у різні протоколи, а спортивні результати вираховуються за вищезаписаною 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 дозволяє, не використовуючи розрахункову формулу для визначення тривалості, вимірювати її відразу, а також давати старт за готовністю спортсменів, вводити практику повторного старту при фальшстарті, у реальному масштабі часу одержувати протоколи змагання і ін.

Сьогодні, завдяки комп'ютеризації спортивної діяльності, 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, додання бар'єру, проходження частини траси або її фрагмента, виконання конкретного технічного прийому і т.ін.), або окремої фази рухової дії (відштовхування, замаху, скачка, довороту, підтягування, ударної дії, випадку, переносу тощо) відрізняються між собою самою тривалістю часових інтервалів, які оцінюються, і способом фіксації їх

початку і кінця. Окрім того, невелика різниця у тривалості проходження дистанції різними спортсменами, та дуже мала тривалість деяких фаз певних рухових дій не дозволяють застосовувати ручний хронометраж (коли пуском та зупинкою хронометра керує людина). Це обмеження обумовлене абсолютною похибкою ручного вимірювання часу – до $\pm 0,2\text{C}$, яка визначається точністю не самих приладів, а точністю психомоторних дій хронометриста; окрім цього, часто має місце суб'єктивність суддів тощо.

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 автмотоспорті;
- фінішна стінка сенсорного типу – у плаванні, і ін.

У деяких випадках необхідна фото-кіно-відеозйомка (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, дозволяючи у деяких випадках відразу об'єктивно оцінити ефективність виконання рухової

дії, але частіше використовуються з метою розрахунку інших – більш інтегральних біомеханічних характеристик, наприклад частоти рухів або часового ритму вправи.

3.2. Частота рухів (темп).

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

$$\eta = 1 / \Delta t_n [\Gamma u]$$

де η – частота рухів (темп);
 Δt_n – тривалість одного циклу.

Частота рухів необхідна для оцінки їх 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 і т.ін.

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

3.3. Часовий ритм рухів (співвідношення часу окремих фаз)

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

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

де 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. Виявилось, що у волейболі (В.М.Сіроштан), боротьбі класичній та дзю-до (В.П.Лапін, О.А.Македон), фехтуванні (А.Д.Хазан, В.С.Болтянський), футболі (А.В.Попов), лижних перегонах (Р.А.Зубрілов) і 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 і ін).

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 модельними ритмами, вносити корективи у процес підготовки.

Відомий приклад, коли фахівці з ГДОИФКу ім. П.Ф.Лесгафта (Картошкін Ю.В., Сінгін В.А.) 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 Спартакіади народів СРСР. 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 олімпіади відрізнялися високою синхронністю роботи членів екіпажів (точність способу відесзйомки вичерпана), в той час як члени української команди, що зайняли далекі місця, такими показниками "не грішили".

3.4. Фаза.

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

Основним критерієм розбивки фізичної вправи на фази є саме остання фраза її означення, а не перша, як здається спочатку. Слід відразу підкреслити особливість, що стосується часто зустрічаючихся у практиці багатьох видів спорту, і навіть у роботах з біомеханіки (Д.Д.Донской і ін),

прикладів розбивання навіть порівняно простих фізичних вправ на велику кількість "фаз" – псевдофаз, як можна їх окреслити. Ніякого протиріччя з викладеним нами вище тут немає. Просто дослідники (М.М.Боген, Д.Д.Донской і ін) 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 (Смірнов В.М.). Педагогів же цікавлять не рухи, а рухові дії – своєрідні, за М.О.Бернштайном, "ансамблі" окремих рухів, поєднаних спільною метою у цілісні, усвідомлені і довільні дії людини. Такі "блоки" рухів виконують чіткі завдання, наприклад: відштовхування, перенос, скачок, підйом, замах і т.ін. Це дозволяє використати розділений метод навчання чи тренування (засвоєння або удосконалення складної фізичної вправи по частинах – фазах). Спроби навчати спортсмена поетапно окремо згаданим вище "псевдофазам" дає успіх лише на цьому етапі. Побудувати ж цілісну вправу з розучених "псевдофаз" спортсмен не може. 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.⁴ 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 кривій Хілла – див.лекцію №4) 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 переносу набутих якостей на саму вправу. Не так страшно при розділеному методі тренування об'єднати дві чи три фази в одну – стігше цілісну фазу розділити на кілька "псевдофаз", і застосувати при цьому розділений метод тренування.

4. Просторово-часові характеристики.

4.1. Способи задання руху точки.

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

Звичайний спосіб найчастіше використовується у навчально-тренувальному процесі і полягає у наочній демонстрації конкретного руху шляхом виконання вправи або її частини, використання макетів, схем, кінограм та словесного опису. У практиці підготовки спортсменів різної кваліфікації використовуються спеціальні тренажери, які автоматично

забезпечують необхідні характеристики руху окремих точок чи біоланок тіла спортсмена, або дають експрес-інформацію про відхилення їх від заданої моделі.

Координатний спосіб передбачає задання положення точки відносно заданої системи координат $OXYZ$ за її декартовими (лінійними) координатами. У процесі руху всі три координати з часом можуть змінюватися. Щоб визначити розташування точки в просторі у будь-який момент часу, необхідно знати миттєві значення її координат, які задаються наступними рівняннями:

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

Координатний спосіб задання руху точки найбільш зручний для наступного комп'ютерного аналізу, а процес так званої "оцифровки" результатів фото-кіно-відеозйомки як раз і полягає у заданні руху окремих розрахункових точок у координатній формі.

Векторний спосіб задання руху точки – це визначення положення точки в системі координат $OXYZ$ у будь-який момент 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.

4.2. Лінійна швидкість руху.

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

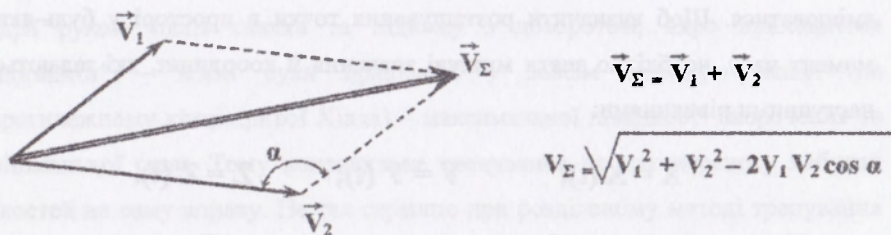


Рис. 2.2. Схема додавання векторів за правилом паралелограма

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

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

Швидкість – це векторна величина, що характеризує інтенсивність та напрямок руху точки в даній системі відліку.

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

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

$$|\vec{V}| = S / t \quad [м/с]$$

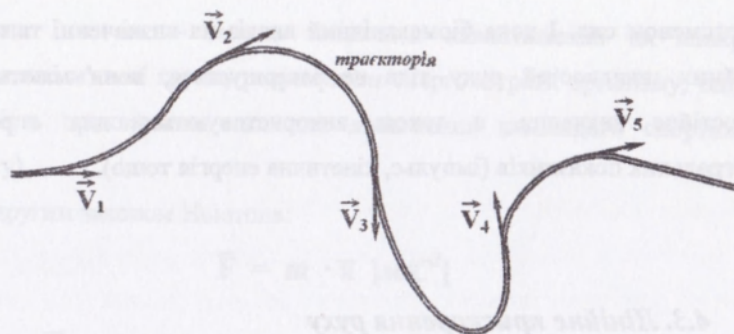


Рис. 2.3. Напрямок вектора лінійної швидкості.

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

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

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

де 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 біомеханічної системи дозволяє об'єктивно оцінити техніку виконання різними спортсменами багатьох фізичних вправ; за швидкістю центра мас тіла у певних фазах відразу можна визначити ефективність прикладання

спортсменом сил. І хоча біомеханічний аналіз на визначенні та порівнянні лінійних швидкостей руху тіла не завершується, вони мають важливе самостійне значення, а також використовуються для розрахунку інтегральних показників (імпульс, кінетична енергія тощо).

4.3. Лінійне прискорення руху

При виконанні будь-яких фізичних вправ швидкості розрахункових точок біомеханічної системи 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 спортивного спорядження, заважає досконалому виконанню фізичних вправ. 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 кінемагічного аналізу рухових дій перейти до динамічного (знаючи величину сил, що діють на кожну частину тіла – тяжіння, інерції, опору

середовища і т. ін. – можна визначити навантаження на конкретні функціональні м'язові групи, розрахувати енерговитрати організму, оцінити ефективність прикладання сил для досягнення найвищого спортивного результату).

За другим законом Ньютона:

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

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

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

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

4.4.Просторово-часові характеристики обертового руху.

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

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

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

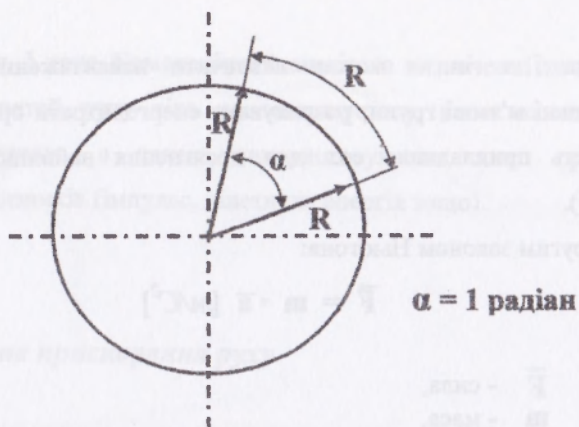


Рис. 2.4. Радіан, як міра кута повороту.

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

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

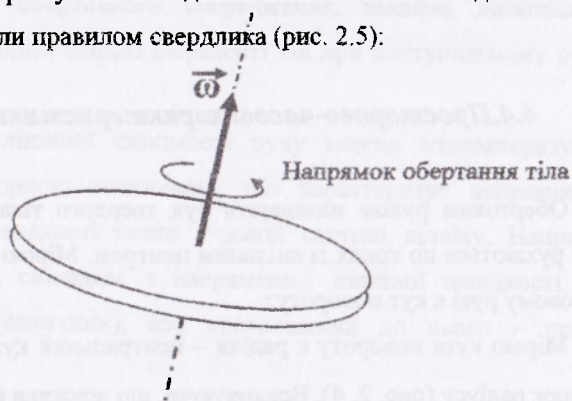


Рис. 2.5. Визначення напрямку вектора кутової швидкості за правилом свердлика.

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

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

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 спортсмена. Тому вивчення кінематичних характеристик обертових рухів довкола різних суглобових осей має принципове значення для аналізу техніки. Знаючи величину кутової швидкості та кутового прискорення, як і у випадку поступального руху, можна визначити імпульс обертання біолога (т. зв. кінетичний момент), а за другим законом Ньютона момент сили інерції, тобто розрахувати динамічні характеристики виконуваних дій.

Лекція 3.

Динамічні характеристики тіла людини та її рухових дій

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

1. Інерційні характеристики.

Фізична суть *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 з 1-м 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 ($\vec{a} = 0$)

Неінерціальні системи відліку рухаються з прискоренням відносно інерціальних систем, наприклад: футбольні ворота – це тіло відліку інерціальної системи, а центр мас футболіста, що рухається з прискоренням – тіло відліку неінерціальної системи. Ми розглядатимемо рухи відносно інерціальних систем відліку. У таких системах всі тіла зберігають швидкість незмінною при відсутності дії на них інших тіл (зовнішніх сил).

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

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

$$m \quad [кг]$$

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

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

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

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

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

Центром ма тіла (ЦМТ) називається точка перетину прямих, уздовж яких повинні бути спрямовані сили, щоб тіло рухалось поступально (без обертання). Ні в якому разі не можна казати, що це точка, в якій

сконцентрована вся маса тіла, або що це точка, до якої прикладена сила тяжіння: ЦМТ – це чисто уявна, розрахункова точка.

Розташування ЦМТ тіла людини обумовлюється анатомо-фізіологічними особливостями, позою, функціонуванням органів травлення, дихальної, транспортної та інших систем, що забезпечують переміщення певних речовин в організмі в процесі його життєдіяльності.

Визначення розташування (наприклад, координат) ЦМТ – дже важливе завдання кінезіології, адже траєкторія руху центра мас тіла та центрів мас 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 біомеханічної системи.

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.

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

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

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

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

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

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

де Σ – знак суми;

m_i – маса i -тої частини тіла;

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

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

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

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

де I_0 – головний момент інерції тіла;

I_x – момент інерції тіла відносно осі X ;

M – маса тіла;

b – віддаль між осями X і O .

Для деяких розрахунків користуються поняттям *радіус інерції*. Радіус інерції – це порівняльна міра інертності даного тіла відносно різних осей обертання. Радіус інерції тіла відносно осі Z – це лінійна величина, яка визначається за формулою:

$$I_z = M \cdot r_i^2 \quad [\text{кг} \cdot \text{м}^2]$$

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

Радіус інерції тіла вираховується, як квадратний корінь частки від ділення моменту інерції тіла відносно заданої осі на його масу.

$$r = \sqrt{I_z / M} \quad [\text{м}]$$

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'язання багатьох розрахунків (наприклад, при аналітичному способі визначення розташування ЦМТ тощо).

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

2. Силкові характеристики

Рухи тіл відбуваються під дією прикладених до них рушійних сил або без них (по інерції), кола 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:

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

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

Напрямок прискорення співпадає з напрямком дії сили, що його спричинила. Дія сили на тіло визначається її модулем (числовою величиною сили), напрямком дії та точкою прикладення сили (до якого тіла вона прикладена). Джерелом сил є дії інших тіл. Оскільки дія і протидія прикладені до різних тіл, їх не можна додавати, чи замінити рівнодією. Згідно з третім законом Ньютона, сили взаємодії двох тіл рівні за модулем та протилежно напрямлені:

$$\vec{F}_1 = -\vec{F}_2, \quad [N]$$

У відомій грі "перетягування канату" обидві команди діють одна на одну (через канат) з однаковою силою, як це впливає з закону дії і 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.

В кінезіології зустрічаються три типи зовнішніх сил:

- сили *взаємного притягування* між тілами, які називаються гравітаційними силами. Вони діють на відстані і називаються дистантними;
- сили, які *обумовлені деформацією контактуючих тіл* (вони називаються пружними силами). До них відносять сили, які діють на тіло з боку розтягнутої або стиснутої пружини, сила, з якою підвіс діє на прив'язаний до його кінця вантаж, тощо;
- сили, які виникають лише *при контакті тіл* і обумовлені поверхневими явищами – контактні сили тертя.

При визначенні, які із сил, прикладених до тіла людини, є *зовнішніми* (тобто здатні змінити його імпульс та енергію), а які – *внутрішніми*, необхідно виявити, наслідком дії яких тіл вони є: до зовнішніх відносять сили дії інших тіл, які не входять у склад даної біомеханічної системи. Тому відносно тіла спортсмена сумарна сила тяжіння, викликана земною гравітацією, реакція опори, опір рухові, дія інших тіл (суперників, партнерів, тренера, м'яча тощо), сили інерції та ін. – 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 біолонок на сусідні, і ін. – 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 їх 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 включали у задану біомеханічну систему, а які – не включили.

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

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

Модуль рівнодійної сили визначається за правилом паралелограма.

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

Сила певних функціональних м'язових груп при виконанні будь-якої вправи безперервно змінюється. Від швидкості наростання сили часто залежить спортивний результат (особливо, при швидких рухах в умовах дефіциту часу на виконання окремих фаз вправи тощо). У багатьох видах спорту (біг, метання і інш.) максимальну силу необхідно розвивати за малий проміжок часу, так як окремі фази вправи тривають не більше 0,09 – 0,25 С (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 (див.рис.3.1.):

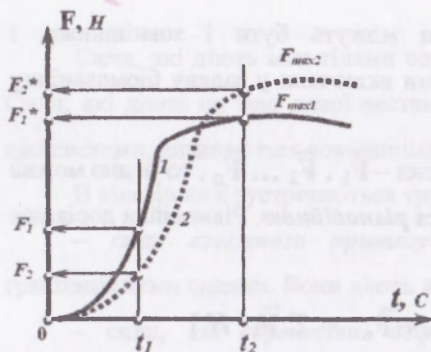


Рис.3.1. Наростання сили тяги м'язів з плином часу у двох спортсменів

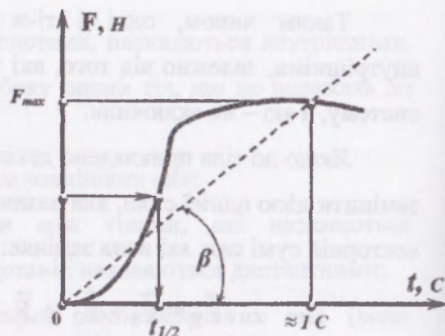


Рис. 3.2. Визначення швидкісно-силового індексу

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

Для чисельної характеристики градієнта сили використовують три показники:

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

- частка від ділення виразу F_{max}/t_{max} . Цей показник називають *швидкісно-силовим індексом*. Він дорівнює тангесу кута β (див. рис.3.2).

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

$$K_R = F_{max} / t_{1/2} \cdot M [H/C \cdot \kappa_2]$$

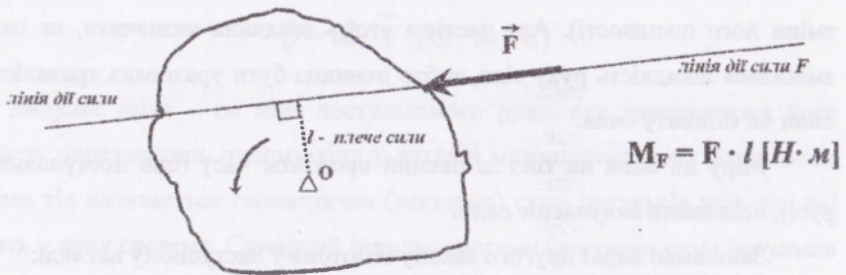
де K_R – коефіцієнт реактивності;
 F_{max} – максимальна сила тяги м'язів;
 $t_{1/2}$ – градієнт сили.

Вести мову про силу і результат її дії можна лише у випадку поступального руху тіла. Проте рухові дії 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 біоланки.

Момент сили є векторною величиною.

Модуль моменту сили $|\vec{M}|$ відносно будь-якої точки дорівнює добутку модуля сили на довжину перпендикуляра, опущеного з цієї точки на лінію дії сили (рис.3.3.):



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

Рис.3.3. Визначення моменту сили.

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

Якщо на тіло діє декілька сил, розташованих в одній площині (плоска система сил), то модуль моменту рівнодійної сили визначається за теоремою Варіньйона: момент рівнодійної системи плоских однонаправлених сил

відносно будь-якої точки на площині дорівнює алгебраїчній сумі моментів складових сил відносно цієї ж точки:

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

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

Величина дії сили або моменту сили на тіло при відомій його масі або відомому моменті інерції дозволяє визначити прискорення (інтенсивність зміни його швидкості). Але частіше стоїть завдання визначити, на скільки змінилася швидкість руху тіла, тобто повинна бути урахована тривалість дії сили чи моменту сили.

Міру дії сили на тіло за певний проміжок часу (при поступальному русі), називають *імпульсом сили*.

Запишемо вираз другого закону Ньютона у наступному вигляді:

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

Запишемо вираз другого закону Ньютона для поступального руху:

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

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

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

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

З попередньої формули $M(F) = I \cdot \epsilon$ отримуємо наступне рівняння:

$$L = M(F) \cdot \Delta t = I (\omega_2 - \omega_1) \quad [H \cdot m \cdot C]$$

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

Порівняння поступального руху з обертовим показує, що рівняння обертового руху подібні до рівнянь поступального руху, у яких замість сили

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

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

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

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

$$I_1 \cdot \omega_1 = I_2 \cdot \omega_2$$

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

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

$$\bar{K}_z = \int_{t_1}^{t_2} M_z(\bar{F}) \cdot t \quad [\text{кг} \cdot \text{м}^2 / \text{с}^2]$$

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

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

3. Енергетичні характеристики

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

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

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

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

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

Потенціальна енергія в полі сил тяжіння залежить від розташування тіла (чи системи тіл) відносно поверхні Землі, або прийнятої нами для розрахунку горизонтальної поверхні, відносно якої і визначається потенціальна енергія в даному випадку.

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

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

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

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

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

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

При обертовому русі кінетична енергія тіла вираховується за іншою формулою:

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

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

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

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

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

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

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

Якщо сила напрямлена у бік руху тіла (або під гострим кутом до напрямку його руху), вона виконує додатню роботу, збільшуючи енергію тіла. Сили, напрямком яких співпадає з напрямком переміщення тіла, називають рушійними силами або силами тяги. Коли ж сила напрямлена проти напрямку руху тіла (або під тупим кутом до його переміщення), то

робота цих сил – від'ємна, а енергія тіла зменшується. Такі сили називають гальмівними – це сили опору рухові або тертя.

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

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

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

При горизонтальному переміщенні: $\vec{N} = m \cdot \vec{g} \quad [H]$

У випадку похилої площини:

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

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

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

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

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

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

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

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

Робота сили при обертovому русі на кінцевому шляху залежить від моменту сили $\vec{M}(\vec{F})$ і кутового переміщення φ :

$$\vec{A}_{\text{об}} = \int_{\varphi_1}^{\varphi_2} \vec{M}(\vec{F}) \cdot d\varphi \quad [\text{Дж}]$$

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

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

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:

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

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

$$\bar{N} = \bar{A} / t = \bar{F} \cdot s / t = \bar{F} \cdot \bar{V} [Bm]$$

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

Потужність у випадку рівномірного обертання тіла визначають за формулою:

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

Ефективність прикладання сил в класичній механіці визначають за величиною *коефіцієнта корисної дії* (К.К.Д.), який розраховується, як відношення корисної роботи (A_K) до всієї затрачено роботи (A_3) рушійних сил, і може приймати значення від «0» до «1»:

$$К.К.Д. = A_K / A_3 = N_K / N_3$$

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.):

$$К.М.Е. = A_{зовн.} / E_B$$

де E_B – валові енерговитрати організму

У поняття *валові енерговитрати організму* входять: енергозабезпечення зовнішньої (видимої нам) механічної роботи, основного обміну; посиленої активності фізіологічних систем при активній м'язовій

роботі; активності м'язів, що утримують позу, рівновагу тощо; долання сил тертя в організмі і т. ін.

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

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

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

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

де A_1 та A_2 – зовнішня механічна робота для завдань меншої і більшої інтенсивності;
 E_1 та E_2 – валові енерговитрати при виконанні цих завдань

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

Не слід плутати К.М.Е., що визначається рівнем досконалості м'язового апарату, його енергозабезпечення та керування ним (аналог К.К.Д. для м'язів і систем забезпечення їх роботи), з коефіцієнтом використання механічної енергії (доцільністю використання $A_{зovн.}$ 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 спортсмена 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 пасивно розтягнаних 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 вткнення 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 Ca^{++} – активаторів механохімічної реакції, яка збільшується при руйнуванні клітинних мембран від інтенсивного стискання м'яза сарколемою під час його сильного розтягу. Пружні компоненти м'язів, унаслідок їх порівняно високої жорсткості, не можуть при розтягу зовнішніми силами нагромаджувати достатню кількість енергії.

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

Що ж стосується п. "б", то, на відміну від механізмів і машин (наприклад, двигуна внутрішнього згорання, швейної машинки і ін., де усі частини механізму та їх рухи однозначно пов'язані), навряд чи можлива передача механічної енергії від однієї руки до іншої, чи від руки до ноги (крім окремих випадків, де ці частини тіла механічно зв'язані між собою (наприклад, ноги велосипедиста – кривошипом з педалями, а руки весляра - веслом). Це легко пояснити наявністю у кожної частини тіла індивідуальних двигунів – 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 спортсмена 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.3.4).

На практиці лише деякі рухи окремих частин тіла при виконанні певних рухових дій нагадують рухи маятника (наприклад, рухи рук і ніг під час ходьби та бігу). У більшості випадків (особливо це стосується швидких

рухів), 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.

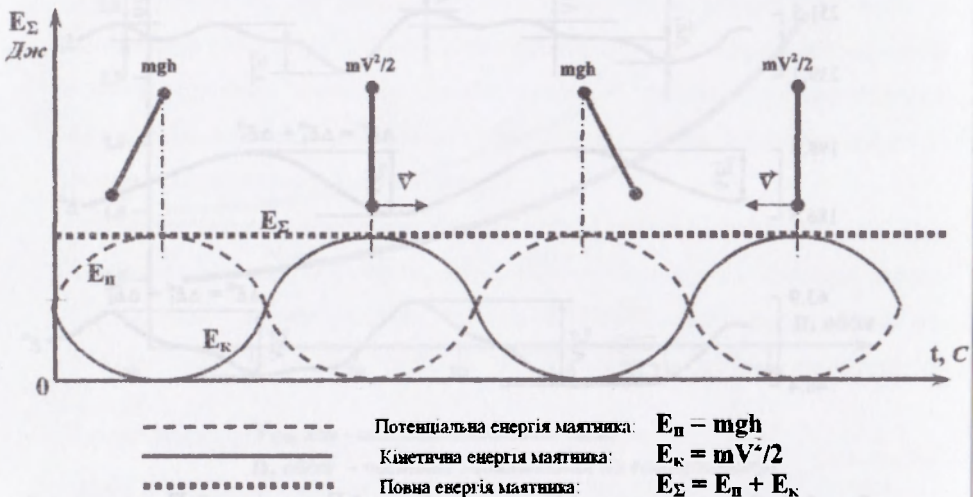


Рис.3.4. Перетворення механічної енергії при коливаннях маятника.

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.

$$K = [(dE_{п} + dE_{к}) - dE_{с} / dE_{п} + dE_{к}] \cdot 100\%$$

де $dE_{к}$ – кінетична енергія системи;

dE_n – потенціальна енергія системи;

dE_s – повна енергія системи.

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

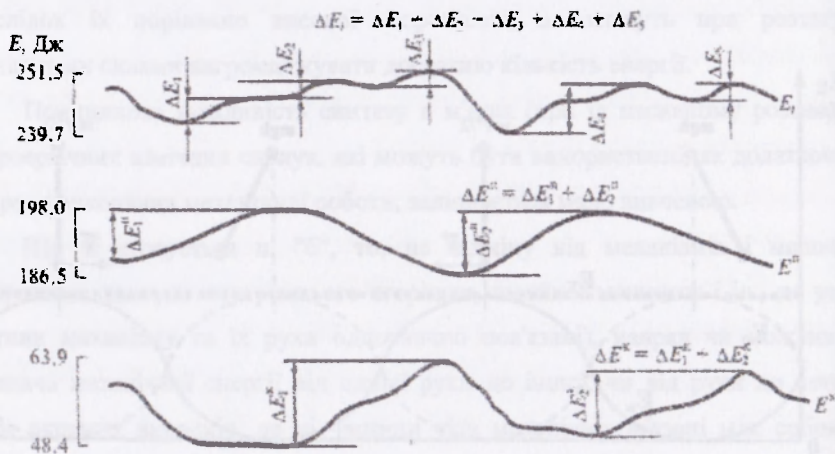


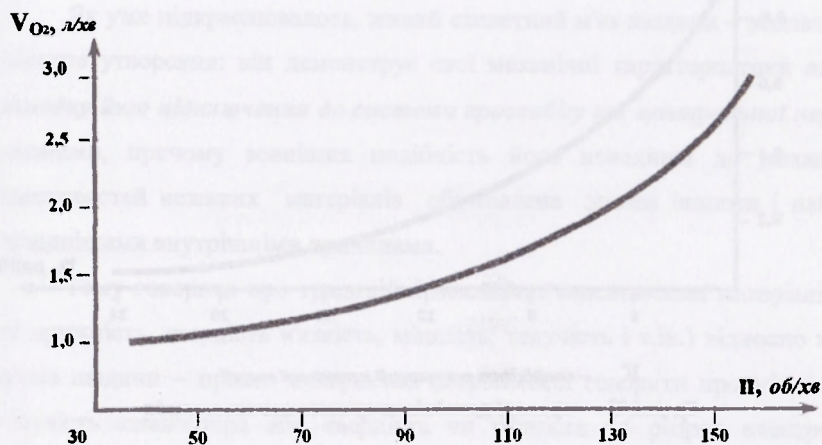
Рис. 3.5. Зміна кінетичної E_k , потенціальної E_n та повної E_s механічної енергії верхньої частини тулуба в одному циклі нормальної ходьби з швидкістю $2,27$ м/с пацієнта А.П. вагою $81,8$ кг та зростом $1,89$ м:

E_k , E_n , E_s – 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.3.6).

Коефіцієнт рекуперації енергії в циклічних локомоціях залежить від частоти виконання вправи, і для велосипедного педалювання має вигляд, як на рис. 3.7.



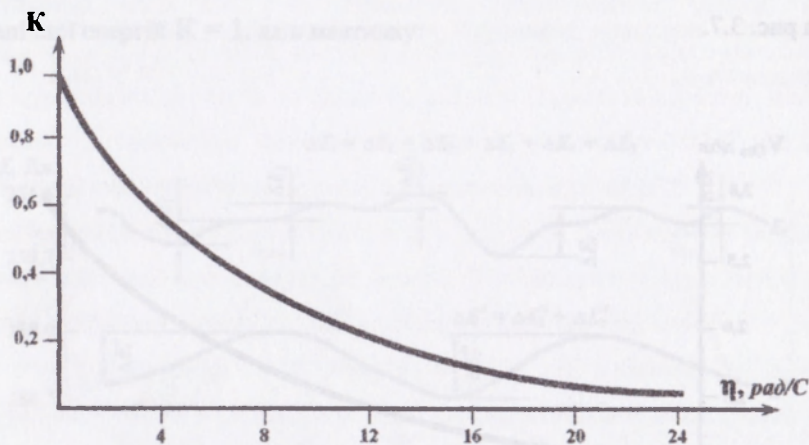
V_{O_2} , л/хв – швидкість споживання кисню

Π , об/хв – частота педалювання на велоергометрі

Рис. 3.6. 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 біологічної до іншої), і зменшення енерговитрат на переміщення біологічних тіл спортсмена та елементів його спорядження шляхом оптимізації робочої пози, зменшення

маси спортивних приладів, більш досконалої біомеханічної структури фізичних вправ



K – коефіцієнт рекуперації механічної енергії
 η , рад/С – кутова швидкість кривошипа велосипеда

Рис. 3.7. 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).

Лекція № 4.

Біомеханічні особливості м'язового скорочення

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

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

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

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

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

Розглядаючи будову скорочувальних елементів скелетного м'яза людини, можна зауважити, що він складається з окремих *м'язових пучків*, пучки – з *волокон* (клітин довжиною від кількох мм до 10-ти і більше см), а

волокна – з *міофібрил* – тонких ниток товщиною 2 мкм. Міофібрили поділяються на товсті нитки – молекули *міозину* і тонкі нитки – білкові молекули *актину*. Поперечні *z-мембрани* розділяють міофібрили на маленькі волокна – *саркомери* – елементарні утворення м'яза, що проявляють його властивість скорочуватись (приблизно на 20 %, або на 5 мкм).

Коли N саркомерів діють паралельно (див. рис.4.1), тоді:

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

де F – сила тяги всього пучка;
 $F_{\text{сарк.}}$ – сила тяги одного саркомера;
 V – швидкість скорочення всього пучка;
 $V_{\text{сарк.}}$ – швидкість скорочення одного саркомера.

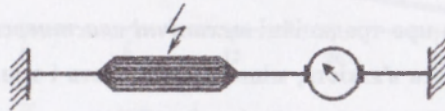


Рис. 4.1 Розрахункова схема "м'яза", утвореного з N саркомерів, що діють паралельно

Коли N саркомерів діють послідовно (див. рис.4.2), тоді:

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

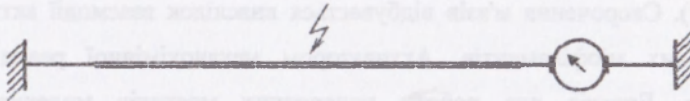


Рис.4.2. Розрахункова схема "м'яза", утвореного з N саркомерів, що діють послідовно.

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

2. Залежність сили тяги м'яза від його довжини

Практика показує, що найбільшу силу тяги м'яз проявляє при певній оптимальній довжині. Ця довжина називається *довжиною спокою*. Пояснюється це експериментальними даними, одержаними при вивченні скорочення м'язового волокна (див. рис.4.3):

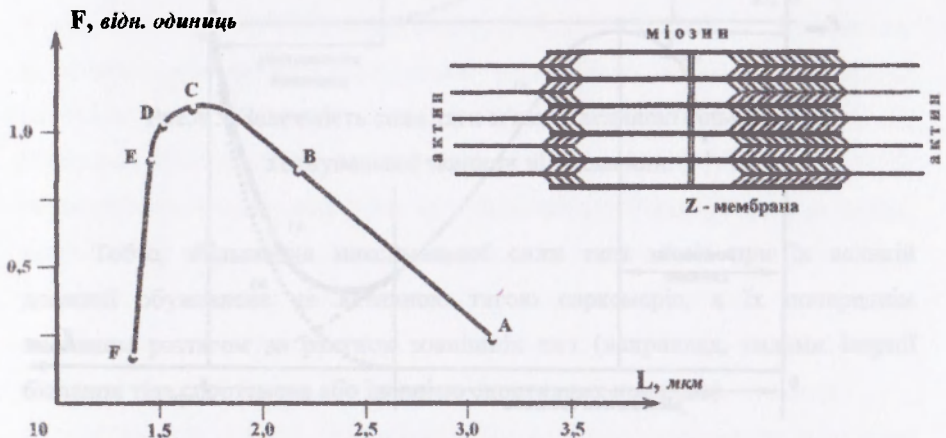


Рис.4.3. Вплив довжини саркомера на напруження, що розвивається окремими м'язовими волокнами та схема перекриття міозинових та актинових ниток при різних довжині саркомера (по А.Гордон, 1962).

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

Крива а) на рис.4.4. і відображає силу активної тяги скелетного м'яза людини залежно від його довжини. Крива в) показує опір пасивному розтягу розслабленого м'яза зовнішньою силою. Крива с) є сумою кривих а) і в) - $c) = a) + b)$ - і відображає реальну залежність сили тяги м'яза від його довжини.

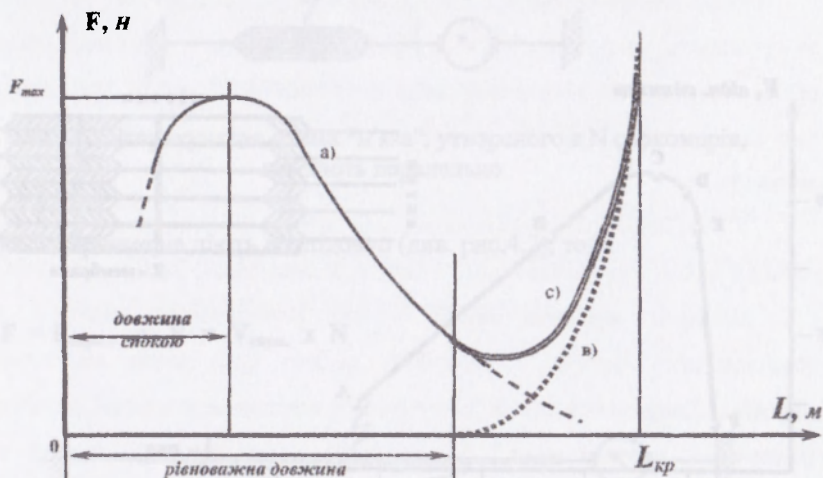


Рис.4.4. Залежність сили тяги м'яза від його довжини.

Чим більше у м'яза з'єднувальної тканини, тим менша її *рівноважна довжина* (довжина розслабленого м'яза, витягнутого в одну лінію), тому характер кривої с) може бути дещо іншим (див.рис.4.5.), що особливо характерне більшості м'язів нижніх кінцівок.

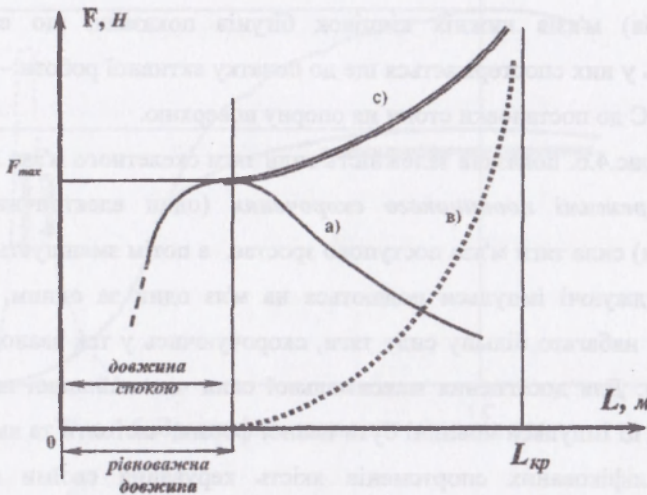


Рис.4.5. Залежність сили тяги м'язів з великою кількістю з'єднувальної тканини від довжини.

Гобто, збільшення максимальної сили тяги м'язів при їх великій довжині обумовлене не активною тягою саркомерів, а їх попереднім пасивним розтягом за рахунок зовнішніх сил (наприклад, силами інерції біолонок тіла спортсмена або інерцією спортивних приладів).

3. Залежність сили тяги м'яза від часу

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

На рис.4.6. показана залежність сили тяги скелетного м'яза людини від часу. У **режимі поодинокого скорочення** (один електричний імпульс збудження) сила тяги м'яза поступово зростає, а потім зменшується до нуля. Якщо збуджуючі імпульси подаються на м'яз один за одним, м'яз може розвивати набагато більшу силу тяги, скорочуючись у так званому **режимі тетануса**. Для досягнення максимальної сили чи найвищої швидкості її зростання ці імпульси повинні бути певної форми, частоти та амплітуди. У висококваліфікованих спортсменів якість керування своїми м'язами за рахунок досконалих збуджуючих імпульсів значно вища, ніж у новачків. Крім цього, їхні м'язи завдяки багаторічним тренуванням збуджуються значно краще, періоди розслаблення (а, значить, і витривалість спортсмена) зростають, м'язи включаються і виключаються з роботи дуже вчасно (таку злагоджену картину м'язової роботи деколи називають **м'язовим ансамблем**).

Звичайно максимальної сили тяги в режимі тетанічного скорочення скелетні м'язи людини досягають приблизно через 1 секунду після початку їх збудження. Тому при виконанні більшості фізичних вправ м'язи не досягають своєї максимальної сили тяги, а для виконання деяких дій, як уже згадувалось вище, м'язи починають активуватися завчасно перед виконанням

роботи. Для практики спорту вміння спортсмена швидко нарощувати силу тяги м'язів часто має більше значення, ніж максимальна сила.

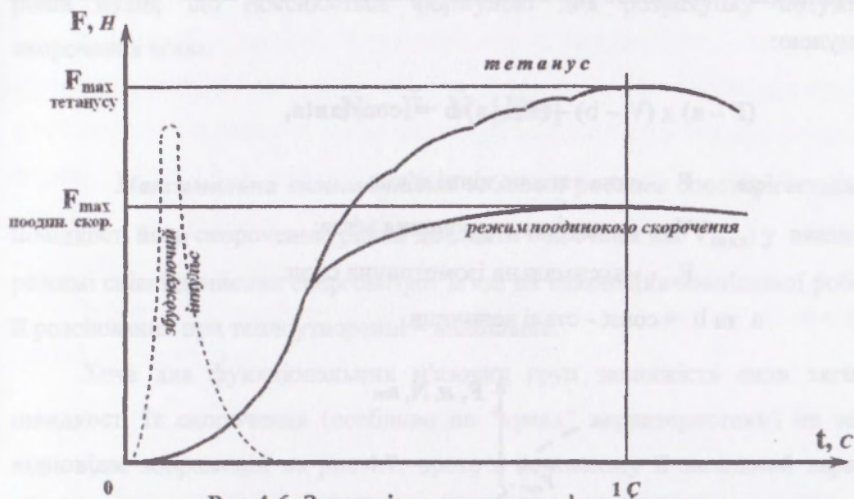


Рис.4.6. Залежність сили тяги м'яза від часу.

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

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

Залежність сили тяги від швидкості скорочення м'яза надзвичайно важлива, адже добуток сили на швидкість дає потужність його роботи — основний показник при виконанні рухових дій *спринтерського характеру*.

Істотний внесок у вивчення згаданої залежності зробив відомий спорсмен-легкоатлет і вчений А.В.Хілл (1938 р.), іменем якого часто називають залежність "сила тяги – швидкість скорочення м'яза". Між цими показниками роботи м'яза – обернено-пропорційна залежність, яка може бути описана формулою:

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

де F - сила тяги на кінці м'яза;

V - швидкість скорочення м'яза;

F_0 - максимальна ізометрична сила;

a та $b = \text{const}$ - сталі величини.

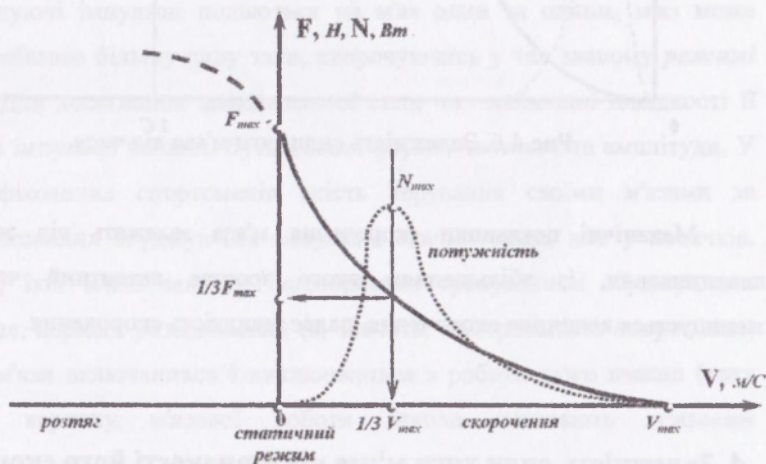


Рис. 4.7. Залежність сили тяги м'яза від швидкості його скорочення (крива Хілла)

Як видно з рис.4.7, **максимальну потужність** м'яз людини розвиває в режимі скорочення з швидкістю, що становить третину від максимальної. При цьому сила тяги на його кінцях також становить приблизно третю

частину від максимальної ізометричної сили. У випадку максимальної швидкості скорочення чи максимальної сили тяги м'яза (які, згідно кривої Хілла, ніколи не можуть виникнути одночасно), потужність його роботи рівна нулю, що пояснюється формулою для розрахунку потужності скорочення м'яза:

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

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

Хоча для функціональних м'язових груп залежність сили тяги від швидкості їх скорочення (особливо на "краях" характеристики) не зовсім відповідає зображеній на рис.4.7, проте в основному її загальний характер зберігається, що активно використовують спортсмени, виконуючи різні фізичні вправи. Наприклад, велосипедисти-спринтери використовують частоту педалювання 135 – 150 об/хв, в той час як їх колеги-стайери надають перевагу частоті 56-87 об/хв, що при максимальній частоті педалювання на велоергометрі без навантаження (яка досягає 240 об/хв), якраз відповідає значенню 1/5 (20%) від V_{max} . Подібна картина спостерігається в інших видах спорту (плаванні, лижних перегонах, веслуванні тощо), де на різних дистанціях приходить вирішувати конкретно *спринтерські* або *стайерські* рухові завдання.

Розрахунок додаткових *енерговитрат на переміщення частин тіла* показує, що при частоті рухів, яка відповідає швидкості скорочення м'язів 1/3 від максимальної, потужність переміщення біолонок тіла у більшості випадків значно перевищує потужність корисної зовнішньої роботи. Тому

спринтери стараються ні в якому разі не перевищувати частоту рухів, а велосипедисти-трековики вибирають завищене передавальне число трансмісії лише з метою підвищення ефективності стартових дій (внесок яких у загальний спортивний результат досягає 60%).

Лекція № 5.

Біомеханічні аспекти силових та швидкісних якостей.

Моторикою називається сукупність *рухових якостей* людини. Різні рухові завдання (навіть в однакових рухових діях, наприклад, у спринтерському та марафонському бігу), висувають до організму спортсмена різні вимоги, викликаючи прояв різних рухових якостей. Рухові якості – це окремі, якісно різні сторони моторики людини. Поняття "Рухова якість" об'єднує ті сторони моторики, які проявляються в однакових характеристиках, однаково вимірюються і мають багато спільного.

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

1. Власне силові якості. Максимальна сила дії людини.

Топографія сили

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

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

Сила дії людини безпосередньо залежить від *сили тяги м'язів*. Найбільшу силу м'язи можуть розвивати при значному скороченні і значно

меншу – в розтягнутому стані. При відносному переміщенні частин тіла плече прикладання сили м'яза може мінятися деколи у 3–4 рази. Враховуючи, що кожен рух відбувається при скороченні цілої функціональної групи м'язів, закономірності біомеханіки м'язів проявляються більш завуальовано, ніж у лабораторному експерименті з ізольованим м'язом.

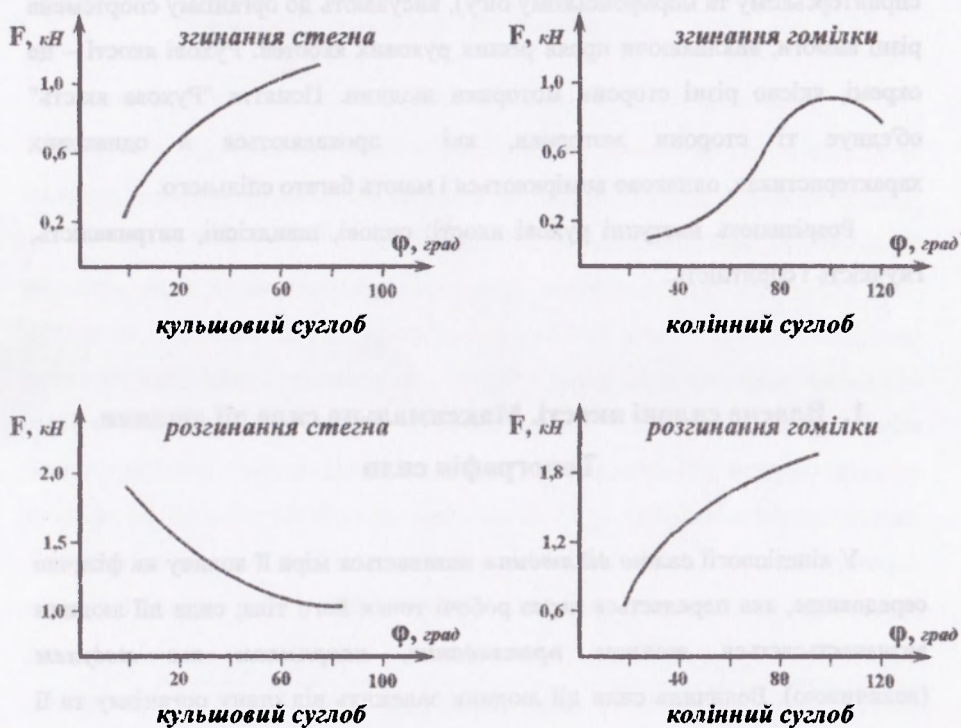


Рис. 5.1. Залежність максимальної сили згиначів та розгиначів стегна і гомілки від кутів в суглобах

Сила дії людини залежить *від положення її тіла*, так як зі зміною кутів в суглобах змінюється довжина м'язів та плече їх дії. Особливо складна картина спостерігається при рухах за участю багатосуглобових м'язів. Експериментальні дані щодо максимальної сили м'язів, що згинають та розгинають стегна і гомілки, показані на рис. 5.1.

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

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

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

Виявляється, що в уступаючому режимі м'язи можуть розвивати силу, яка більша за максимальну статичну силу в 1,5 – 2 рази (див. рис. 7.2). Причому, більше значення сили спостерігається при швидкому розтягу м'язів.

У певних позах – *критичних* – сили м'язів можуть призвести до травми, тому таких поз слід уникати.

Топографія сили – це співвідношення максимальної статичної сили різних функціональних м'язових груп. У спортсменів, на відміну від осіб, які не займаються фізкультурою і спортом, топографія сили змінена, і залежить

від спортивної спеціалізації. Неправильна топографія сили у ряді випадків може передшкодити оволодінню раціональною технікою. Найбільшу силу тяги, як відомо, розвивають м'язи ніг та спини, що й використовують веслярі-академісти, важкоатлети, санкарі і ін.



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

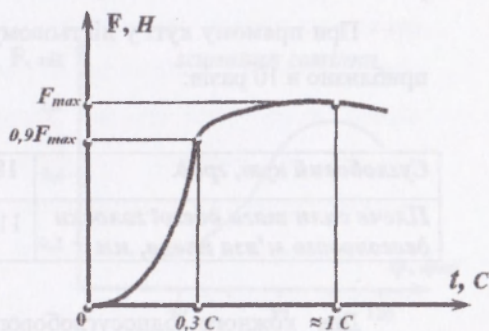


Рис. 5.3. Наростання сили з плином часу

2. Біомеханічні аспекти швидкісно-силових якостей людини та їх оцінка.

Цікавою є залежність сили дії людини від швидкості руху частин її тіла, яка залежить від швидкості скорочення м'яза (див. рис.7.2). Якщо дослідити силу та швидкість скорочення окремих м'язів людини, забезпечивши кровопостачання, еферентацію та аферентацію ізольованого м'яза людини (що вдається здійснити лише на ампутантах), то прослідковується залежність Хілла "сила-швидкість", одержана

експериментально на м'язах амфібій та розрахована теоретично методами термодинаміки. При реєстрації сили дії, обумовленої сукупною активністю багатьох м'язів, картина дещо складніша. І якщо при скороченні односуглобових м'язів залежність Хілла як правило зберігається, то при роботі багатосуглобових м'язів, особливо на "краях" залежності, її характер часто змінюється, що обумовлене рефлекторним прагненням запобігти травмам сухожилків і м'язів внаслідок інерційного удару (наприклад дії, що запобігають травмам кінцівок металників при метанні полегшених приладів).

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

Сила певних функціональних м'язових груп при виконанні будь-якого рухового завдання постійно змінюється (див. рис. 7.3.), а від швидкості зміни сили часто залежить спортивний результат у багатьох фізичних вправах (біг, метання і ін.), максимальну силу необхідно розвивати за малий проміжок часу, так як окремі фази вправи тривають не довше 0,25 – 0,09 С (відштовхування для стрибка у висоту або в спринтерському бігу), а час, необхідний для досягнення максимальної сили, коливається у межах 0,8 – 1,0 С (90 % від своєї максимальної сили тяги м'яз людини досягає приблизно за 0,3 С).

Якщо один спортсмен за короткий час може розвинути силу, що перевищує аналогічний показник іншого спортсмена (див. рис. 7.4.), то не дивлячись на це, що максимальна сила другого – вища, перший матиме перевагу при виконанні вправ в умовах так-званого *дефіциту часу*.

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

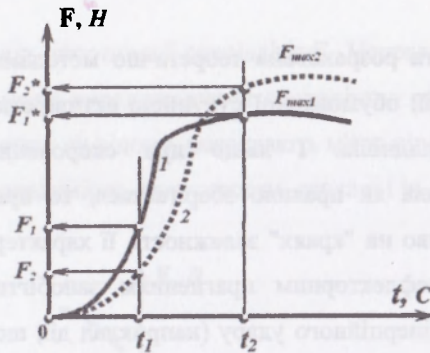


Рис.5.4. Наростання сили тяги м'язів з плином часу у двох спортсменів

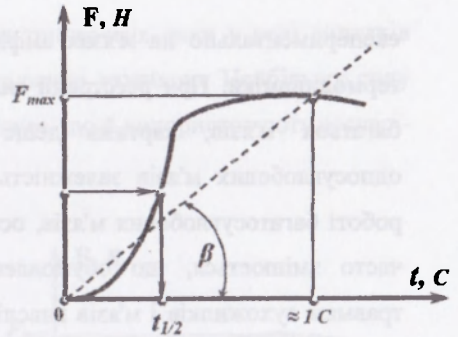


Рис. 5.5. Визначення швидкісно-силового індексу

Для чисельної характеристики швидкості наростання сили використовують три показники:

- час досягнення сили, рівної половині від максимальної: (нерідко власне цей показник називають градієнтом сили);
- частка від ділення F_{max}/t_{max} : цей показник називають швидкісно-силовим індексом. Він рівний тангенсу кута β (див. рис.5.5.);
- коефіцієнт реактивності, що використовується у випадку переміщення не спортивного приладу, а власного тіла (по Ю.В.Верхошанському):

3. Біомеханічні вимоги до спеціальних силових вправ.

При виборі силових вправ перш за все слід впевнитися у тому, що будуть активними саме ті м'язи, силові якості яких необхідно коректувати.

Навіть невеликі зміни пози тіла можуть призвести до того, що активними стануть зовсім інші м'язові групи. У нижче наведені значення суглобових моментів (Нм) при виконанні присідань спортсмена масою 75 кг із штангою 50 кг (за даними Плагенхофа):

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

Сьогодні у для багатьох видів спорту складені електроміографічні карти активності м'язів при виконанні змагальних та інших вправ.

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

Вправи, призначені для виховання силових якостей, необхідних при виконанні основних змагальних вправ, називаються спеціальними силовими вправами. З біомеханічних позицій такі вправи повинні відповідати *принципам динамічної відповідності* за Ю.В.Верхошанським, тобто відповідати змагальним вправам за наступними *критеріями*:

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

- режимом роботи м'язів.

Застосування для розвитку розгиначів ніг велосипедистів присідань на одній нозі або піднімання в положенні лежачи на похилій лаві вантажу, прикріпленого до стопи, з метою розвитку м'язів передньої поверхні стегна у бігунів-спринтерів, та інші вправи – як виявилось – не відповідають зовсім або частково вище вказаним критеріям і тому не приводять до потрібних змін у м'язових групах, які тренуються, унаслідок слабого переносу досягнутого ефекту на змагальні дії

Як спеціальні силові вправи, тренери часто використовують так званий "*спосіб спряженої дії*" навантаження: виконуються змагальні вправи, але з штучними довантаженнями (або збільшеним опором рухові): метання більш масивних приладів, біг, стрибки чи ігри з додатковими вантажами на тілі, біг в гору, по піску, снігу та ін.

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

4. Комплексна та елементарні форми прояву швидкісних якостей.

Швидкісні якості характеризуються умінням людини виконувати рухові завдання за мінімальний для даних умов проміжок часу. При цьому

передбачається, що рухове завдання виконується протягом нетривалого часу і втома не настає.

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

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

На практиці частіше випадає зустрічатися з *комплексною формою прояву швидкісних якостей*, наприклад: у спринтерському бігу результат залежить і від швидкості зведення стегон в безопорній фазі, і від частоти кроків, і від часу реагування на стартовий постріл. Але спортивний результат у значній мірі залежить також і від силових якостей, витривалості, техніки виконання рухових дій тощо. Тому для об'єктивного біомеханічного аналізу власне *елементарні форми прояву швидкісних якостей* є найбільш зручними.

Якщо частота рухів та час реакції в процесі тренування можуть бути значно покращені (що пов'язане з формуванням раціональної міжм'язової координації та утворенням стійкої рухової навички), то швидкість одиночного руху характеризується індивідуальними особливостями будови м'язової тканини (співвідношенням кількості швидких (тонічних) та повільних (фазичних) м'язових волокон), і в процесі тренувань її підвищити практично не вдається. Цей феномен може бути використаний при відборі юних спортсменів для їх подальшої спортивної спеціалізації.

В спорті існує два види рухових завдань, які вимагають максимального прояву швидкісних якостей. У першому випадку необхідно показати максимальну миттєву швидкість (стрибки, метання, ударні дії тощо); в другому за мінімальний час необхідно виконати *все рухове завдання*

(спринтерський забіг, заплив і т.ін.). У цьому випадку результат залежить і від динаміки (розкладки) швидкості на дистанції.

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

У багатьох рухових завданнях, які виконуються з максимальною швидкістю, розрізняють дві фази: стартовий розгін та фазу відносної стабілізації швидкості на дистанції (див. рис.7.6.):

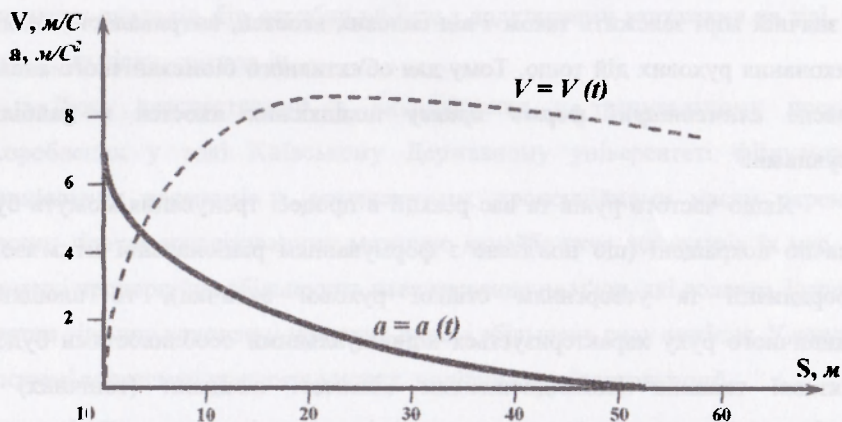


Рис. 7.6. Швидкість та прискорення в спринтерському бігу (за Ю.М.Прімаковим).

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

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

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

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

5. Фази рухової реакції. Види рухових реакцій.

Антиципація як передбачення розвитку ситуації.

В рухових реакціях розрізняють наступні фази:

- **сенсорну фазу** (від моменту подачі сигналу – подразника -- до перших ознак м'язової активності, що звичайно виявляються за електроміограмами);
- **премоторну фазу** (до початку руху частини тіла). Перші дві фази утворюють **латентний** (прихований) **час реакції**;
- **моторну фазу** (від початку руху до його завершення, наприклад: удару по м'ячу і т.ін.).

Якщо тривалість премоторної фази найбільш стабільна (25 – 60 мС), то сенсорна та моторна фази реакції в процесі тренувань можуть бути суттєво скорочені (в першу чергу – сенсорна фаза).

Розрізняють *прості* та *складні* рухові реакції.

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

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

Реакції простого вибору (наприклад: реагувати на один подразник і не реагувати на інший), які традиційно відносили до складних реакцій, сьогодні більшість фахівців схильна об'єднати з простими, а до складних рухових реакцій відносити лише такі, які вимагають блискавичної обробки значного обсягу інформації про навколишню обстановку та вибору (чи навіть синтезу) з широкого арсеналу технічних дій найефективніших у цій ситуації.

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

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

Завузування сутності поняття антиципація до відгадування дій суперника не розкриває його істинного значення. Але власне антиципація дозволяє найвидатнішим спортсменам досягати вершин у більшості видів спорту: підсвідомо (бо свідомість постійно зайнята вирішенням тактичних і стратегічних завдань, а часто і переробкою вербальної інформації від тренерів, партнерів тощо) аналізуючи безліч на перший погляд неголовних факторів, вони приймають рішення про свої майбутні дії значно раніше від молодих недосвідчених конкурентів, часто виконуючи "незрозумілі" *випереджуючі дії*, що дає можливість проходити трасу значно швидше і безпечніше, діяти більш надійно і несподівано, завдавати швидких влучних ударів чи виконувати переможні постріли, і т.ін. Власне антиципація дозволяє максимально проявити усі свої рухові якості, можливості і навички.

Лекція № 6.

Біомеханічні аспекти витривалості і гнучкості

1. Ергометрія. Правило оборотності рухових завдань.

Ергометрією називається сукупність чисельних методів оцінки фізичної роботоздатності людини.

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

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

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

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

- А) як *дистанцію* для найшвидшого її проходження (*обсяг*);
- Б) як певну *швидкість*, з якою слід долати дистанцію (*інтенсивність*);
- В) як пробігання найбільшої дистанції за *заданий проміжок часу*.

В усіх випадках при умові максимальної мотивації пацієнта результати виконання рухового завдання будуть однаковими: у першому випадку

спортсмен покаже час t і швидкість V , у другому – подолає 400 м за час t , а в третьому – за заданий час пробіжить рівно 400 м зі швидкістю V .

Якщо спортсмени пробігають дистанцію 3 км за 12 хв. (середня швидкість – 4,1 м/с), то при завданні пробігти найбільшу дистанцію за 12 хв (гест Купера) вони пройдуть ті ж 3 км, а у випадку завдання бігти з постійною швидкістю 4,1 м/с вони зможуть виконувати завдання заданої інтенсивності лише 12 хв і пройдуть відстань 3 км. Таким чином, конкретний варіант завдання для ергометричних показників не має значення. Це є правилом оборотності рухових завдань.

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

$$D = a + b \cdot t_m \text{ [м]}$$

де D – дистанція;
 t_m – час;
 a і b – коефіцієнти.

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

Дистанція анаеробних резервів та критичні швидкості, розраховані за приведеним вище рівнянням, наведені нижче.

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

2. Фази втоми та її біомеханічні прояви

Втомою називають викликане фізичною роботою тимчасове зниження роботоздатності. Втома буває розумова, сенсорна, емоційна, фізична і т. ін. Кінезіологія спорту розглядає фізичну втому.

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

- *фазу компенсованої втоми*, яка характеризується тим, що спортсмен, незважаючи на зростаючі труднощі, утримує задану інтенсивність виконання рухового завдання за рахунок змін в техніці: зменшення довжини та збільшення частоти кроків, включення у роботу інших, "неекономічних" м'язових груп та виключення з роботи "непотрібних" м'язів (наприклад, мимічних), перебудови кінематичної структури рухових дій і ін., Що найчастіше пов'язане із зростанням загальних енерговитрат організму з метою "розвантаження" основних робочих м'язових груп. Динамічний аналіз силових характеристик рухових дій у стані компенсованої втоми у більшості випадків показав їх високу раціональність і досконалішу міжм'язову координацію;

- *фазу декомпенсованої втоми*, при якій спортсмен, незважаючи на всі намагання, не може зберегти попередню інтенсивність рухового завдання: біомеханічна структура рухів розладнується, значно погіршується їх координація, настає локальна втома окремих м'язів та загальне закислення організму.

Натупання втоми проявляється у специфічних суб'єктивних відчуттях спортсмена, об'єктивних психологічних, фізіологічних та біохімічних зсувах.

Спортивно-тактична і стратегічна підготовленість спортсмена передбачає вибір таких режимів виконання рухового завдання, при яких компенсована втома настає незабаром після початку роботи і переходить в декомпенсовану відразу після фінішу (максималізація використання рухового потенціалу). Проте часто тактичні і стратегічні обставини не дозволяють у повній мірі використати руховий потенціал спортсмена, або – навпаки – призводять до передчасної декомпенсованої втоми.

3. Витривалість, як здатність протистояти втомі.

Загальний і латентні показники оцінки витривалості.

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

Абсолютний показник рівня витривалості – це час, протягом якого спортсмен може підтримувати задану інтенсивність рухового завдання.

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

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

- *запас швидкості (по М.Г.Озоліну)* – різниця між середнім часом проходження еталонного відрізка при проходженні всієї дистанції та кращим часом на цьому відрізку. Зі зменшенням величини дистанції запас швидкості зменшується від 5 С для 10 000 м до 1 С для 400 м.

Латентні показники дозволяють виявити структуру підготовленості спортсменів незалежно від виду спорту, їх кваліфікації, віку, статі тощо.

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

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

- *нетто-коефіцієнт* – це відношення виконаної механічної роботи до витраченої енергії без врахування енерговитрат на основний обмін в робочій позі;

- *дельта-коефіцієнт* – це порівняння величин виконаної роботи та енерговитрат в двох ідентичних рухових завданнях різної інтенсивності.

Коефіцієнти економічності роботи не завжди придатні при порівнянні майстерності спортсменів різної спеціалізації, так як *константи шляху* – енерговитрати на подолання 1 метра шляху – можуть сильно відрізнятися.

Крім того, слід ураховувати, що у деяких видах спорту лімітуючим фактором стайерської роботи є не транспортна система, а м'язи. Тому спортсмени-стайери вибирають такі режими діяльності, які забезпечують можливість завершення всієї дистанції без локальної втоми окремих м'язів або закислення всього організму завдяки погіршенню загальної економічності рухів.

4. Біомеханічні аспекти енергетики фізичних вправ.

При вивченні біоенергетики рухових дій доцільно виділити *джерела енергії* для виконання фізичних вправ та вказати, куди ця енергія витрачається.

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

- *потенціальна енергія системи у полі сил тяжіння* $E_p = m \cdot g \cdot h$ [Дж],

де h – висота підйому ЦМС відносно обраного нами рівня. Це джерело енергії використовують гірськолижники, санкарі та бобслеїсти, парашутисти, планеристи, а також – при доланні спусків – велосипедисти, лижники-бігуни і навіть легкоатлети.

- *енергія механізмів або тварин* (автомобільний, мотоциклетний, літаковий спорт, кінний спорт і національні види перегонів з використанням оленів, собак тощо);

- *енергія тренера, суперників, партнерів* тощо (як робота, що виконується над біомеханічною системою тренером або партнером в акробатиці, парних велосипедних перегонах, фігурному катанні на ковзанах, суперником у боксі тощо);

- *енергія руху середовища* (сила вітру, течія води) використовується у вітрильному спорті, а також у велоспорті, легкій атлетиці, стрільбі, у бігу на ковзанах, в бадмінтоні, пляжному волейболі і т. ін.

Внутрішні джерела енергії – це, як відомо з біохімії та фізіології – два види джерел внутрішньої енергопродукції: анаеробні та аеробні. Найбільша величина енергії, що звільняється при м'язовій роботі, визначається величинами максимального *кисневого боргу* та *кисневої ємності* (добутку часу роботи на швидкість споживання кисню).

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

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

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

- **витрати енергії на виконання зовнішньої механічної роботи** (подолання сил опору рухові та сил тяжіння, витрати на затухаючі коливання частин тіла, а також спортивного спорядження і ін.), які інколи досягають до 85% від загальних енерговитрат;

- **енерговитрати на переміщення частин тіла** (за кожен цикл рухів необхідно розганяти і гальмувати, а також піднімати і опускати певні частини тіла, як це має місце при ходьбі, бігу, веслуванні, плаванні, велоспорті тощо). При цьому, враховуючи неповну інтеркомпенсованість та рекуперованість м'язових джерел енергії, за кожен цикл рухів втрачається певна частка енергії біомеханічної системи, яка при виконанні вправ високої інтенсивності досягає 90% від загальних енерговитрат людини ;

- **витрати енергії на забезпечення утримуючої, фіксуючої та зміцнюючої роботи м'язів**, а також енерговитрати на роботу мимічних м'язів, витрати енергії на які досягають 5 – 7% ;

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

- витрати енергії на тертя, коливання внутрішніх органів і тканин (у висококваліфікованих спортсменів спеціальне керування м'язами, зміни в будові тканин та органів, що виникли внаслідок тривалого впливу специфічних навантажень, значно знижують величину цієї статті витрат енергії, особливо у гімнастів, легкоатлетів, борців тощо).

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

5. Біомеханічні критерії економізації спортивної техніки.

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

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

Перший шлях реалізується наступними способами:

- а) усуненням зайвих рухів та зайвих скорочень м'язів (наприклад, м'язів обличчя і т.ін.).
- б) зменшенням зовнішнього опору рухові (опір води, повітря, снігу тощо);
- в) зменшенням внутрішньоциклових коливань швидкості;

г) зменшенням ударних навантажень, що призводять до коливань в елементах спортивного обладнання і спорядження та у тканинах і органах організму людини;

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

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

6. Біомеханічні особливості активної та пасивної гнучкості.

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

Відрізняють *активну* та *пасивну гнучкість*.

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

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

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

У ряді випадків (стрибки на лижах з трампліна, біг на ковзанах, ривок штанги (у низькому сиді), практично в усіх видах плавання та ін.) Показники активної гнучкості при згинанні стопи тісно пов’язані з амплітудою змагальних вправ, і спортсмени з високими показниками гнучкості мають перевагу.

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

Лекція № 7.

Біомеханічні аспекти спритності. **Специфічні якості та відчуття.**

1. Біомеханічне обґрунтування спритності.

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

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

Розглядаючи структуру спритності, можна зробити висновок, що для повної реалізації своїх потенційних силових і швидкісних можливостей, витривалості і гнучкості, людина повинна володіти рядом відповідних якостей, до яких відносять рівень розвитку специфічних відчуттів, інтелектуальний розвиток та ін. Специфічні відчуття пов'язані з індивідуальними особливостями

сенсорики – зорового аналізатора, тактильної та м'язово-суглобової чутливості, нестибулярної та вестибуло-вегетативної реакції, оцінки просторових характеристик, мікроінтервалів часу і т. ін.

Специфічні якості визначають уміння швидко оволодівати новими діями, точно диференціювати та керувати різними характеристиками виконуваних дій, імпровізувати та комбінувати. Виявлено, що дівчата, які краще володіють відчуттям часу, успішніше навчаються техніці спортивної гімнастики. Застосування спеціальних вправ, спрямованих на розвиток відчуття часу, підвищує швидкість простої реакції, що дає перевагу при оволодінні деякими складнокоординаційними діями. Глибина різкості, гострота і периферійність зору – передумова досягнення успіху при оволодінні технікою спортивних ігор та одноборств. Здатність точно визначати віддаль до певних об'єктів необхідна усім спортсменам; обмеженість периферійного зору негативно відбивається на виконанні рухових дій у всіх видах спорту (крім бігу по доріжці).

На якість оволодіння технікою складнокоординаційних дій у певній мірі впливає рівень розвитку інтелекту людини, однак його роль у розв'язанні рухових завдань явно відрізняється від розв'язування пізнавальних задач. Так, запас знань, яким людина здатна оволодіти – одна з ознак її інтелектуального розвитку, у той час, коли кількість різноманітних рухових умінь (навичок), якими вона володіє, не дає підстав для категоричного ствердження про рівень її інтелекту. Здатність оволодіння технікою елементарних дій не вимагає високого рівня розвитку інтелекту; вивчення ж техніки складнокоординаційних рухових дій показує, що на ступінь досконалості оволодіння нею рівень розвитку інтелектуальної сфери має конкретний вплив.

При цьому велику роль відіграють:

- здатність до концентрації уваги на рухових діях, які виконуються, рухових відчуттях, які при цьому виникають та ситуаціях, супутніх цим діям;
- спостережливість – здатність утримувати в полі зору різні об'єкти;

- вміння уявляти виконувані рухові дії ("бачити їх внутрішнім оком" ще перед їх виконанням);

- винахідливість і швидкість мислення (здатність своєчасної та адекватної рухової орієнтації в ситуаціях, що змінюються, його критичність і точність асоціацій);

- точність сприйняття (схоплення);

- здатність стежити за чіткістю своїх дій при керуванні ними.

При навчанні руховим діям вирішальне значення має пам'ять – здатність запам'ятовувати образ рухів, які вивчаються, відповідний порядок їх відтворення, ситуації, типові для даної дії, а ще більше – рухова пам'ять – здатність безпомилково керувати своїм руховим апаратом, а саме – м'язами, зберігаючи сліди відчуттів від різноманітних характеристик виконаних рухових дій.

Гострота кінестезійних відчуттів обумовлює ступінь розвигку координаційних можливостей. Залежно від розвитку кінестезійної чутливості можна судити про так звану "рухову інтелігентність". Особи з більш розвиненими руховими відчуттями швидше оволодівають технікою складних рухових дій і виправляють допущені неточності. Їх рухи координованіші, спритніші, "розумніші".

Точна диференціація зусиль набувається лише у результаті багаторазових повторень. Часто лише після декількох тижнів занять у спортсменів раптово виникає чітке уявлення про спосіб виконання даної дії, якість "просвітління", і він стверджує, що лише тепер до кінця зрозумів, як потрібно діяти. З перших етапів навчання техніці рухової дії увагу учнів треба загострювати не лише на структурі рухових дій, що вивчаються, а й на тих відчуттях, які ці дії викликають у тій чи іншій частині тіла, групі м'язів, суглобах чи у тілі в цілому. Неточність інформації, яка отримується безпосередньо за рахунок кінестезійних відчуттів, виникає у кваліфікованих спортсменів через

притуплення внутрішньої уваги, яке може наступити в результаті втоми, гострих емоційних перевантажень, внесення у структуру виконуваних фізичних вправ нових деталей. Розвинута кінестезійна чутливість притупляється і в результаті довготривалих перерв у заняттях. Ступінь інформативності кінестезійних відчуттів у значній мірі залежить від рухового досвіду.

Найбільш інформативним фактором у керуванні руховими діями і відчуття від прикладених зусиль відносно їх швидкості та величини. Задача тренера-педагога полягає в тому щоб розвивати у свого учня не лише "відчуття руху" у даному виді рухової діяльності, а й, залежно від його спеціалізації, також специфічні відчуття: простору (дистанції) – у боксерів, фехтувальників, борців, тенісистів, лучників та ін.; величини зусиль – у штангістів, металників, стрибунів, бігунів на короткі дистанції, велосипедистів; відчуття часу (відчуття швидкості) – у бігунів на середні і довгі дистанції, ковзанярів та ін.; дії середовища (повітря) – у стрибунів на лижах з трампліна, парашутистів, планеристів; снігу та льоду – у лижників, ковзанярів та хокеїстів; води – у плавців та веслярів; приладу – у гімнастів, велосипедистів, автогонщиків, бобслеїстів тощо; м'яча – у баскетболістів, футболістів і т.д.; суперника чи партнера – у борців, фігуристів і ін.

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

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

В структурі спритності виділяють:

- *здатність оволодівати новими діями*, яка необхідна у складнокоординованих рухових діях та видах спорту (наприклад, у спортивних

іграх та одноборствах), тобто там, де рухова діяльність характеризується особливо широкою різноманітністю та підвищеною координаційною складністю;

- *уміння диференціюват і керувати різними характеристиками рухових дій*, яке проявляється при варіації силових, часових, просторових та просторово-часових характеристик рухових дій, при забезпеченні їх плавності чи збереженні рівноваги. Ці здатності важливі практично в усіх видах спорту і людської діяльності, незалежно від їх складності та багатогранності;

- *здатність імпровізувати і комбінувати* – важливий фактор, який визначає результативність рухових дій у спортивних іграх, одноборствах та у випадках долаття дистанції в умовах постійно змінюючихся обставин.

Високий рівень розвитку спритності дозволяє спортсмену раціонально використовувати власний обсяг рухових навичок та рухові якості – швидкісні, силові, витривалість та гнучкість, забезпечувати необхідну варіативність рухів залежно від конкретних обставин виконання тренувальних або змагальних вправ.

Спритність залежить:

а) від рухової підготовленості людини, від кількості, складності та різнобічності засвоєних нею рухових навичок;

б) від швидкості та оперативності сприйняття і обробки зовнішньої інформації;

в) від рівня розвитку спеціалізованих відчуттів.

2. Лабораторний та природний способи кількісної оцінки рівня розвитку спритності

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

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

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

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

Розроблена в лабораторіях нашого університету методика оцінки специфічних можливостей людини передбачає проведення ряду порівняно

простих в організації тестів, та пройшла успішну апробацію в умовах лабораторії та НТЗ спортсменів найвищої кваліфікації.

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

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

3. Специфічні якості та їх роль для техніки виконання фізичних вправ

Розглядаючи структуру спритності, можна зробити висновок, що для повної реалізації своїх потенційних силових і швидкісних можливостей, витривалості і гнучкості, людина повинна володіти рядом специфічних якостей. Вони визначаються умінням швидко оволодівати новими діями, точно диференціювати та керувати різними характеристиками рухових дій, що виконуються, імпровізувати та комбінувати, і т.ін.

В спорті у значній мірі ці уміння обумовлені загальним і бойовим (змагальним) обсягом техніки, а також оперативністю обробки інформації, засвоєння нових завдань, прийняття правильних рішень в умовах дефіциту часу та прогнозування розвитку ситуації за багатьма об'єктивними ознаками

(інгіципація у її широкому розумінні). При цьому особливого значення набуває рівень розвитку специфічних відчуттів простору, часу, швидкості, навантаження, пози, середовища, стану організму. На побутовому рівні їх часто називають "відчуттями" приладу (педалі, весла, штанги, опори), середовища (снігу, води), партнера, тощо.

Безперечно, в процесі тренувальної і змагальної діяльності органи і системи спортсмена, що відповідають за виконання вказаних вище функцій і в нормі не пристосовані до виконання інших, ніж стандартні, дій, адаптуються (включаючи і систему керування, і вегетативні можливості).

Проте нас, як педагогів, завжди цікавить більш глибока структура підготовленості та можливостей людини з метою підвищення ефективності відбору, прогнозування результатів рухової діяльності та індивідуалізації технічної і тактичної підготовки. У цьому плані цікаво оцінити специфічні можливості людини не лише у звичних (наприклад, змагально-тренувальних) умовах виконання рухових дій (абсолютний рівень адаптованих можливостей), а й у стандартних та абсолютно нових для неї ситуаціях, що дозволить визначити потенційні можливості конкретних спортсменів при подальшому вихованні і вдосконаленні їх специфічних здібностей, здійснювати об'єктивний контроль, прогнозування і спортивний відбір на різних етапах підготовки.

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

Найцікавіші серед них:

1. *Здатність швидко осмислювати, зрозуміти і опанувати новими для пацієнта завданнями*: швидко, точно, стабільно протягом тривалого часу і без збоїв реагувати на подразники різного характеру, а також розподіляти і концентрувати увагу на певних явищах, предметах та їх поведінці. Слід

зауважити, що у значній мірі це обумовлене рівнем розвитку інтелекту обстежуваного.

2. Можливість *точно визначити віддаль* до конкретних об'єктів *та вектор швидкості* їх руху – рівень розвитку *стереоскопічного зору*. Стереоскопічний (бінокулярний) зір – це підстава для оцінки *віддалі* до сусідніх транспортних засобі, різноманітних перешкод на шляху, до краю майданчика, до воріт, планки, суперника чи партнера і т.ін., а також *її зміни* (тобто вектора швидкості руху об'єктів, у т.ч. і власного тіла, відносно вибраної системи відліку).

3. *Точність кінестезійних сприйнять*, яка дозволяє об'єктивно самооцінювати і відтворювати позу (кути в суглобах) та вектори зусиль, які прикладаються (у т.ч. сили тяжіння та інерції, що діють на окремі частини тіла, опір середовища, дію людини на опору, предмети, інших людей тощо).

Враховуючи малу кількість в будові організму людини потрібних для цього рецепторів (*тактильні рецептори та "органи Гольджі"* на суглобових поверхнях) і величезне значення *тактильно-силової інформації* для успішного керування руховими діями, кінестезійні можливості відіграють у структурі спритності важливу роль.

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

3. Визначення рівня розвитку стереоскопічного зору.

Оцінка стереоскопічного зору здійснюється за допомогою спеціального стереометра (див.рис. 7.1.). Завдання спортсмена полягає у тому, щоб, спостерігаючи через відповідне віконечко за трьома стержнями однакової товщини, виставити попередньо розсунуті правий і лівий рухомі стержні на одну відаль від очей з нерухомим центральним стержнем. Розміри та пропорції усіх деталей стереометра повинні суворо відповідати стандартним.

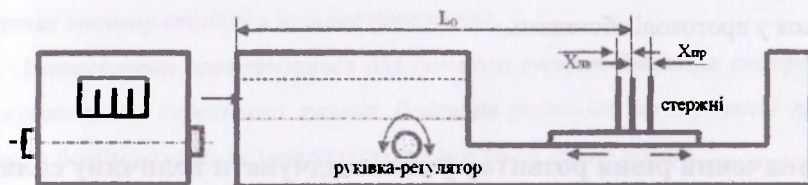


Рис. 7.1. Стереометр для оцінки стереоскопічного зору пацієнта

Завдання тесту: виконується три спроби з різними вихідними положеннями крайніх стержнів відносно центрального (рис. 7.2). Оцінка стереоскопічного бачення здійснюється за сумою відхилень обидвох стержнів у всіх трьох спробах за статистично розрахованою шкалою:

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

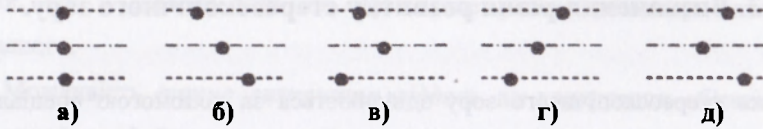


Рис. 7.2. Варіанти взаємного розташування стержнів стереометра.

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

5. Визначення рівня розвитку уміння відчувати величину сили

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

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

Приклад організації тестування кінестезійних можливостей водіїв:

Тест виконується індивідуально без урахування часу.

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

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

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

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

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

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

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

6. Оцінка властивостей уваги

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

Завдання тесту: протягом трьох хвилин необхідно відшукати якнайбільше з 32-х послідовних цифр, починаючи від 43, випадково розташованих у центрах квадратиків спеціальної таблиці (див. рис. 7.3), не пропускаючи жодної з них (тобто: 43, 44, 45, 46, 47, 48 . . . 74, 75, 76) і не допускаючи помилок, так як при оцінюванні тесту до уваги береться лише кількість правильних відповідей до першої помилки.

Умови проведення тесту: тест можна виконувати індивідуальним (група до 3-х осіб) або груповим (понад 3 особи) способами. У першому випадку пацієнти працюють з індивідуальними двосторонніми таблицями Поппелройтера формату А-4, у другому – з єдиною двосторонньою таблицею Поппелройтера формату А-1, яка вивішується на висоті 1,5 – 2 м і на віддалі 1,5 – 3 м від пацієнтів. При виконанні тесту кожен пацієнт підписує і заповнює спеціальний індивідуальний протокол. У протокол замість віднайдені основної, розташованої в центрі квадратику таблиці, записується службова цифра, яка розташована у нижньому правому його кутку.

Спочатку пацієнти виконують тренувальний тест без урахування часу за малою таблицею (див. рис. 9.4.): слід по черзі відшукати послідовні цифри (починаючи з 11 і закінчуючи 22-ма) в центрах квадратиків, які випадково розташовані у малій таблиці (основні цифри), записуючи замість них у протокол тесту службові цифри з цих-же квадратиків, які розташовані у правому нижньому їх кутку.

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

Рис. 7.3. Таблиця Поппелройтера для основного тесту.

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

Основний тест виконується протягом 3-х хвилин, час за секундоміром засікає експерт. Упевнившись у готовності всіх пацієнтів до виконання тесту, він перевертає таблицю з тренувальним тестом на інший бік і показує їм розташування початкової цифри "43". Під час виконання основного тесту пацієнти не повинні переписувати результати один в одного або списувати їх з шпаргалок, голосно повторювати цифри, заваджати один одному, робити помітки на тестовій таблиці; забороняється писати поряд з потрібною службовою цифрою ту основну, яку пацієнт відшукав. У випадку описки чи помилки, дозволяється за-

		15	21	
		33	16	
17	11	18	13	
21	36	14	31	
14	19	16	20	
40	24	36	29	
	22	12		
	17	41		

Рис. 7.4. Мала таблиця Поппелройтера для пробного тесту.

визначити невірний запис та написати поряд вірний, або виконати однозначне виправлення. Під час виконання основного тесту експерт не ходить по лабораторії, не заважає пацієнтам, не розмовляє з ними, нічого їм не підказує, не повідомляє, скільки залишилося часу до кінця тесту, а рівно через 3 хвилини негайно перевертає таблицю на інший бік і збирає протоколи.

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

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

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

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

7. Оцінка здатності швидко оволодівати новими діями та швидко засвоювати нові завдання

Здатність швидко оволодівати новими руховими діями та новими руховими завданнями при відсутності відповідної апаратури може оцінюватись за **тестом "R-W"**.

Даний тест вимагає від обстежуваного швидкого зрозуміння нового для нього завдання (точніше – засад розкодування та перекодування нової інформації згідно схеми – максимально – 64 варіанти), а також швидкої, точної та безпомилкової роботи протягом 50-ти секунд. Тестування може бути індивідуальним або груповим.

Умови виконання тесту:

Перед виконанням тесту пацієнти знайомляться із способом перекодування інформації: слід положення білого кільця відносно чорного, розташованих в одному квадратику, а саме: “вище”, “нижче”, “правіше” або “лівіше”, представити у вигляді “галочки” на хрестоподібній схемі (див. рис. 7.5.):

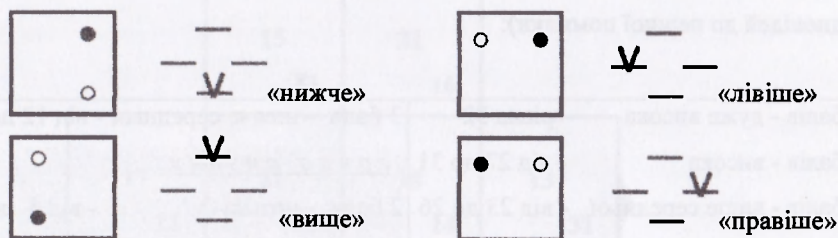


Рис. 7.5. Схема перекодування інформації

про положення білого кружечка відносно чорного (тест “R-W”)

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

Потім за сигналом експерта пацієнти відкривають четверту сторінку протоколу з варіантами і намагаються якнайшвидше, не допускаючи помилок,

перекодувати за 50 секунд якомога більшу кількість варіантів (стор. 4 – 7). Під час виконання тесту забороняється голосно повторювати про себе варіанти розташування кілець, заваджаючи іншим пацієнтам.

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

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

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

Таким чином контролюється здатність людини швидко орієнтуватися у нестандартних ситуаціях та безпомилково і точно діяти в умовах обмеженого часу (фактично – уміння імпровізувати, комбінувати, а також антиципувати (передбачати) розвиток ситуації, завчасно виконуючи випереджаючі дії).

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

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

Умови виконання тесту.

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

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

Після закінчення тестування на екрані з'являється загальний результат тесту у вигляді графічного зображення (гістограми) часу кожного вірного реагування, а також помилкові реагування пацієнта на жовті квадрати. При натисканні клавіші "S" (статистика) на екрані з'являється меню з написами "Average" (середнє значення часу реакції в тисячних долях секунди), "Variation" (коефіцієнт варіації результату в долях від одиниці), "Mistakes" (кількість помилкових реагувань на жовті квадрати) та ін. Натискання клавіші "Esc" виводить з програми тесту в загальне меню, а клавіші "Enter" – дозволяє повторити виконання тесту наступний раз.

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

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

Шкала оцінок:

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



РИБАК
Олег Юрійович

кандидат педагогічних наук, доцент
стаж викладацької роботи - 24 роки

Доцент кафедр
економіки, інформатики і кінезіології,
стрільби і технічних видів спорту ЛДУФК

МСМК з автомобільного спорту,
суддя національної категорії



РИБАК
Людмила Іванівна

магістр фізичного виховання
стаж роботи у сфері ФВ – 26 років

Заступник директора КДЮСШ «Колос»

Викладач кафедри
економіки, інформатики і кінезіології,

суддя першої категорії