

Придніпровська державна академія фізичної культури і спорту
Кафедра анатомії, біомеханіки і спортивної метрології

Дрегваль І.В., Самошкін В.В.

КУРС ЛЕКЦІЙ З БІОМЕХАНІКИ

Дніпро
2024

Представлено лекційний курс з дисципліни «Біомеханіка», зміст якого відповідає навчальній програмі і освітнім програмам: “Фізична терапія, ерготерапія”, “Тренерсько-викладацька діяльність”, “Вчитель фізичного виховання”, “Інструктор методист фізичної культури і спорту”, а також список використаних джерел. Розроблений навчально-методичний посібник повинен полегшити студентам вивчення теорії з біомеханіки спорту при аудиторної та самостійній підготовці.

Призначений для студентів спеціальностей “Фізична терапія, ерготерапія”, “Середня освіта”, “Фізична_культура і спорт” та фахівців з фізичної культури.

Дрегваль І.В., Самошкін В.В. «Курс лекцій з біомеханіки» [навчально-методичний посібник /для здобувачів ступеню вищої освіти “бакалавр” денної та заочної форм навчання спеціальностей 227 - “Фізична терапія, ерготерапія”, 014 - “Середня освіта”, 017 - “Фізична_культура і спорт”] // І.В. Дрегваль. В.В. Самошкін – Дніпро: ПДАФКіС, 2024. - 168с.

Укладачі: Дрегваль Ігор Володимирович – кандидат біологічних наук, доцент кафедри анатомії, біомеханіки і спортивної метрології Придніпровської державної академії фізичної культури і спорту.

Самошкін Владлен Валентинович - кандидат медичних наук, доцент завідувач кафедри анатомії, біомеханіки і спортивної метрології Придніпровської державної академії фізичної культури і спорту.

Навчально-методичний посібник для самостійної роботи студентів затверджено на засіданні кафедри анатомії, біомеханіки і спортивної метрології

(протокол № 10 від 05.06. 2024 р.

рекомендовано до друку Науково-методичною радою ПДАФКіС

(протокол № 13 від 24.06.2024 р.).

Зміст

ВСТУП	5
ВСТУП ДО БІОМЕХАНІКИ	6
1. Предмет біомеханіки	6
2. Взаємозв'язок біомеханіки з іншими навчальними дисциплінами	8
3. Історія розвитку біомеханіки	16
4. Роль наукових методів в розвитку біомеханіки	20
5. Практичне застосування методів сучасної біомеханіки	27
6. Біомеханіка фізичних вправ	28
7. Розвиток біомеханіки на сучасному етапі в Україні	29
8. Контрольні питання	33
БІОМЕХАНІЧНІ ХАРАКТЕРИСТИКИ РУХІВ ЛЮДИНИ	34
1. Кінематика рухів людини	37
2. Системи відліку відстаней і часу	42
3. Динаміка рухів людини	45
4. Лінійна швидкість руху	46
5. Статика. Центр ваги. Важелі та блоки	47
6. Контрольні питання	52
БІОМЕХАНІКА РУХОВОГО АПАРАТУ ЛЮДИНИ	53
1. Склад опорно-рухового апарату людини	53
2. Будова, функції і механічні властивості елементів ОРА людини	53
3. Види м'язової роботи і режими скорочення м'язів	57
4. Біомеханічні властивості м'язів	58
5. Біомеханічні особливості кісткової системи	60
6. Біомеханічні особливості м'язової системи	64
7. Залежність сили тяги м'яза від швидкості його скорочення (крива Хіла)	68
8. Контрольні питання	70
БІОМЕХАНІКА РУХУ	71
1. Біомеханічний аналіз рухових дій	71
2. Механічна робота і енергія при рухах людини	83
3. Форми прояву швидкісних якостей	84
4. Рухи навколо осей	86
5. Фази рухової реакції. Антиципація як передбачення розвитку ситуації	87
БІОМЕХАНІКА РІДКИХ СЕРЕДОВИЩ ОРГАНІЗМУ ЛЮДИНИ	93
1. Механічні властивості судин	97
2. Серцевий викид та фактори, що на його впливають	93
3. Кров'яний тиск	98
ЛОКОМОТОРНИЙ РУХ	101
1. Види спортивних локомоцій	121
2. Біодинаміка стрибка	105

3. Біодинаміка з опорою на воду (плавання)	106
4. Біодинаміка пересування з ковзанням (лижі)	107
БІОДИНАМІКА ПЕРЕСУВАННЯ З МЕХАНІЧНИМ	109
ПЕРЕТВОРЕННЯМ ЕНЕРГІЇ	
1. Передача зусиль на педалювання	109
2. Передача зусиль при академічного веслування	109
3. Рухи котрі переміщуються	110
4. Політ спортивних снарядів	110
5. Сила дії в переміщують рухах	113
6. Швидкість в переміщених рухах	113
7. Точність в переміщують рухах	115
8. Біомеханічні особливості стартових дій	117
УДАРНІ ДІЇ	118
1. Основи теорії удару	118
2. Біомеханіка ударних дій	120
ІНДИВІДУАЛЬНІ ТА ГРУПОВІ ОСОБЛИВОСТІ МОТОРИКИ	122
1. Статура і моторика людини	122
2. Онтогенез моторики.	126
3. Роль дозрівання і навчання в онтогенезі моторики	126
4. Руховий вік дітей	128
5. Спортивне довголіття і старість	128
6. Вплив віку та роль дозрівання на ефект навчання і тренування.	129
7. Контрольні питання	130
Література	145

ВСТУП

У підготовці спортсменів високої кваліфікації тренер або викладач фізичної культури, методист лікувальної фізичної культури повинен володіти глибокими знаннями з основних природничих дисциплін: фізики, біології і хімії, а також соціальних наук таких як психологія.

Будь-яке змагання – це боротьба. Чималу роль в перемозі грає не тільки фізична витривалість, але і психологічна стійкість. Недарма при підготовці спортсменів високої кваліфікації тренери приділяють велику увагу тактичній та психологічній підготовці своїх вихованців. З цієї причини навчання психології є обов'язковим компонентом у підготовці тренера.

Будь-який вид спорту пов'язаний з подоланням спортсменом сил тертя, тяжіння та інших сил фізичної природи. Щоб звести до мінімуму паразитне або шкідливу частину цих сил тренер повинен розбиратися у фізиці. Крім того, рух крові в організмі також підпорядковується фізичним законам. При вивченні характеру таких рухів і виникла наука, яку прийнято називати біомеханіка.

Як навчальний предмет «Біомеханіка» виконує кілька ролей.

По-перше, за допомогою «Біомеханіки» студент вводиться в коло найважливіших фізико-математичних понять, які необхідні для розрахунків швидкості, кутів відштовхування, маси тіла, розташування загального центру ваги тіла і його ролі в техніці виконання спортивних рухів.

По-друге, ця дисципліна має самостійне застосування в спортивній практиці, тому що представлена в ній система рухової діяльності з урахуванням віку, статі, маси тіла, статури дозволяє виробити рекомендації для роботи тренера, викладача фізичної культури, методиста лікувальної фізичної культури та ін.

Навчальний предмет «Біомеханіка» введений навчальним планом для обов'язкового вивчення студентами в період свого професійного навчання.

Мета курсу – ознайомити студентів з біомеханічними основами фізичних вправ, озброїти знаннями, необхідними для ефективного застосування фізичних вправ як засіб фізичного виховання і підвищення рівня спортивних досягнень.

Навчально-методичний комплекс розроблений на основі модульної технології навчання. Сутність модульного навчання полягає в тому, що воно дозволяє кожному студенту повністю самостійно (або за підтримки викладача) домагатися конкретних цілей навчально-пізнавальної діяльності. Засобом модульного навчання при цьому служать навчальні модулі.

Навчальний матеріал представлений у вигляді курсу лекційних занять, практичних робіт, а також матеріалу для самостійної підготовки.

Формами контролю є колоквіуми, міні-контрольні, реферати та практичні роботи. Для контролю за рівнем знань запропонована рейтингова система, яка є покроковою системою контролю успішності засвоєння студентами модулів, представлених в навчально-методичному комплексі. Курс дисципліни завершується здачею іспиту.

ВСТУП ДО БІОМЕХАНІКИ

Предмет біомеханіки

Біомеханіка – наука, що встановлює закономірності механічного руху живих об'єктів. Термін **біомеханіка** складений з двох грецьких слів: *bios* - життя і *mechanike* – наука про машини. Ця наука характеризується застосуванням основних принципів механіки, тобто науки про механічних рухах матеріальних тіл і взаємодіях, що відбуваються при цьому між ними, до живих організмів. Область досліджень, пов'язана з додатком механічних і біомеханічних закономірностей стосовно спорту, стала називатися спортивна біомеханіка на відміну від інших розділів біомеханіки, які мають швидше медичне застосування. Це дослідження рухів організму в цілому у просторі, відносних переміщень складових організм частин; механічних властивостей опорно-рухового апарату живої істоти, його тканин і рідин; пружних та пластичних властивостей м'язів; закономірностей руху крові, її клітин та багато іншого. Кожна з перерахованих областей має безпосереднє відношення до рухової активності живого організму, так як він є завжди цілісною системою, то при відсутності хоча б однієї зі згаданих складових живий організм буде не в змозі повноцінно функціонувати.

Головна відмінність руху біологічних об'єктів від неживих фізичних тіл – доцільність руху, тобто об'єкт живої природи завжди має мету власного переміщення у просторі або відносного руху складових його частин (Н.Б. Соцький, 2002). У нормі людина виробляє не просто рухи, а завжди дії (Н. А. Бернштейн); вони ведуть до певної мети, мають певний сенс. Тому людина виконує їх активно, цілеспрямовано, керуючи ними, причому всі рухи тісно взаємопов'язані – об'єднані у системи. У діях людини рухи виконуються зазвичай не весь час і не завжди у всіх суглобах. Частини його тіла іноді зберігають своє відносне положення майже незмінним. У активному збереженні положення, як і в активних рухах, беруть участь м'язи. Послідовно, людина здійснює рухові дії за допомогою активних рухів і зберігаючи при необхідності взаємне розташування тих чи інших ланок тіла. Системи активних рухів, а також збереження положень тіла при рухових діях і вивчаються в цьому курсі біомеханіки.

Предмет будь-якої науки розкриває:

- що саме вивчає наука (об'єкт пізнання);
- в яких межах, межі вивчає наука (область вивчення).

Об'єкт пізнання біомеханіки – рухові дії як системи взаємно пов'язаних активних рухів та положень тіла людини.

Область вивчення біомеханіки – механічні та біологічні причини виникнення рухів, особливості їх виконання в різних умовах.

Причини виникнення рухів людини і причини їх змін необхідно розглядати як з позиції механіки, так і з точки зору біології, враховуючи роль людської свідомості в управлінні рухами. У біомеханіки область вивчення визначається її завданнями. Загальна задача охоплює всю область знання в цілому; приватні

задачі важливі при вивченні конкретних питань виникнення рухів.

Загальне завдання біомеханіки полягає в оцінці ефективності докладання зусиль для досягнення поставленої мети. У ході її рішення виникають багато приватних задач, які не тільки передбачають безпосередню оцінку ефективності, але і ті що впливають із загальної задачі та їй підлегли.

Приватні завдання біомеханіки полягають у вивченні і поясненні:

- 1) самих рухів людини в тій чи іншій області його рухової діяльності;
- 2) рухів фізичних об'єктів, що переміщуються людиною;
- 3) результатів вирішення рухового завдання;
- 4) умов, в яких вони здійснюються;
- 5) розвитку рухів людини в результаті навчання і тренування

Біомеханіка як наука і як навчальна дисципліна характеризується накопиченими знаннями; вони формуються у певну систему основних положень – теорія біомеханіки. Разом з тим розробляються шляхи отримання знання – метод біомеханіки. Теорія і метод виражені відповідними поняттями та законами; вони і розкривають зміст біомеханіки.

Біомеханіка людини – розділ загальної біомеханіки значно вужче і включає в себе результати вивчення механічних закономірностей руху людини. І, хоча людина не птах, але є види спорту, де людина змушена літати та відчувати при цьому всі закони аеромеханіки (наприклад, стрибки на лижах з трампліну).

Людина не риба і не морська тварина, проте, плавці (в плаванні, в підводному плаванні) відчують на собі всі закони гідродинаміки.

Більшість же рухів людина здійснює в наземних умовах і підпорядковується законам наземних переміщень. Ось десь у цій області і розташовується специфічний та важливий для нас розділ біомеханіки спорту і фізичних вправ.

Біомеханіка фізичних вправ як навчальна дисципліна вивчає рух людини в ході виконання класичних спортивних рухів та великого числа загальних і спеціальних вправ, використовуваних в процесі навчання та вдосконалення рухових навичок.

Дії людини, які вивчаються в біомеханіки спорту, в першу чергу включають в себе механічне рух, як мета дії (здійснити стрибок, подолати перешкоду, перемістити снаряд). Але механічне рух здійснюється за провідної ролі вищих форм рухів (біологічної, соціальної ...) У зв'язку з цим біомеханіка ширше і набагато складніше, ніж механіка неживих тіл.

З механіки відомо, що причинами руху є сили (тяжкості, тертя, опору). Ці ж сили викликають і рух людини. Однак основний головною силою приводить людину і його ланки в рух є сили м'язової тяги, а робота м'язів управляється центральною нервовою системою, тобто обумовлена фізіологічними процесами.

У зв'язку з цим, щоб зрозуміти природу руху живого, необхідно вивчати не тільки механіку рухів, але і їх біологічну сутність. Саме вона лежить в основі організації механічних сил (живі об'єкти, в тому числі і людина, мають змінною жорсткістю, руху в суглобах поєднують обертальні і поступальні рухи, процеси стомлення, зміна зовнішніх умов визначають організацію рухів).

Таким чином, предмет біомеханіки спорту визначається об'єктом пізнання (що вивчається?), яким є рухові дії спортсмена (механічні, біомеханічні причини руху), а метою пізнання – вдосконалення і раціоналізація системи рухів, (підвищення коефіцієнта корисної дії (ККД) системи).

Виявлення складу системи рухів, визначення його елементів – перший етап пізнання цілісності рухової дії. Розглядаючи характеристики ми подумки ділимо цілісний рух, виявляємо роль і значення кожного елемента-в цьому полягає системний аналіз дій. Але визначити склад системи рухів для пізнання - цього мало. Необхідно визначити, аналізуючи характеристики, з'ясовуючи як елементи пов'язані один з одним, як вони впливають на результативність, тобто визначити причини цілісності. У цьому полягає системний синтез – невід'ємна частина пізнання будь-якої системи.

В основі сучасного розуміння рухових дій закладений системно-структурний підхід, який дозволяє розглядати тіло людини як рухову систему, а самі процеси руху – як системи що розвивають рухи.

Системно-структурний підхід до вивчення рухів людини реалізується в теорії структурності рухів на підставі наступних принципів:

- принцип структурності побудови систем рухів – всі рухи в системі взаємопов'язані; саме ці структурні зв'язки визначають цілісність та досконалість дій;

- принцип цілісності дії – всі рухи в руховій дії утворюють єдине ціле, цілісну систему рухів, спрямованих на досягнення мети. Зміна кожного руху так чи інакше впливає на всю систему;

- принцип свідомої цілеспрямованості систем рухів – людина свідомо ставить за мету, застосовує доцільні рухи та управляє ними для досягнення мети.

Метод біомеханіки – це основний спосіб дослідження, шлях пізнання закономірностей явищ. Теорія біомеханіки дає обґрунтування її методу. Метод визначає можливості отримання нових даних, розкриття нових закономірностей.

Метод біомеханіки у найбільш загальному вигляді має в своїй основі системний аналіз та системний синтез дій з використанням кількісних характеристик, зокрема моделювання рухів (Д.Д. Донський, В.М. Зациорский, 1979).

Функціональний метод широко застосовується в сучасних біомеханічних дослідженнях, при цьому вивчається функціональна залежність між властивостями і станом явищ.

Взаємозв'язок біомеханіки з іншими навчальними дисциплінами

Біомеханіка як один з наукових напрямків спирається на теоретичні дані ряду суміжних наук та власними дослідженнями збагачує їх. Спочатку біомеханіка розвивалася як розділ біофізики, що виник на стику фізичних і біологічних галузей знань.

Всі види спорту тісно пов'язані з рухом тіл. У деяких видах основним рушійним об'єктом є сам спортсмен, в якому поєднуються різні форми

переміщення об'єктів, як, наприклад, кістки і м'язи. Спринтерський біг та стрибки в висоту, наприклад, є тими видами спорту, у яких спортсмену необхідно якомога швидше переміщатися або якомога вище стрибнути. Однак в наведеному прикладі ми стикаємося і з переміщенням інших предметів, таких як взуття спортсмена або його одяг.

У деяких видах спорту найголовніше змусити переміщатися з максимальною швидкістю на можливо далеку відстань або ж з максимальною швидкістю не тіло спортсмена, а інші предмети (снаряди - диск, ядро, м'яч). У спорті використовується велика різноманітність таких предметів, для кожного з яких характерні свої типові, кількісні та конструкторські характеристики. У різних видах спорту зустрічається багато типів м'ячів.

В одних видах предмети переміщуються не самостійно, а за допомогою різних пристосувань, наприклад за допомогою бейсбольної біти, тенісної ракетки або гвинтівки. В інших же видах спорту спортсмену самому потрібно приводити в рух і управляти предметами, які є спеціальними атрибутами в конкретному виді спорту (наприклад, велосипед або яхта).

Сила здатна викликати або зупинити рух. Енергетичні системи забезпечують перетворення хімічної енергії в механічну, що проявляється в розвитку м'язами скорочувальної активності і, як наслідок, - прояві сили. У всіх видах спорту хтось (або щось) може перешкоджати поставленій меті. Спорт не може існувати без змагань, в зв'язку з чим завжди присутні фактори, що вимагають їх подолання. У деяких видах спорту ці фактори не пов'язані з безпосереднім контактом із суперником. Однак в інших видах, таких як силові єдиноборства, такий контакт має пряме відношення до взаємодії сил.

У багатьох видах спорту показники спеціальної працездатності спортсмена залежать від здатності розвиваються ним м'язових напружень долати зовнішні природні опору, що перешкоджають виконанню рухів. Найбільш значимі з таких сил є гравітація, сили тертя і сили фізичного опору руху тіл у воді і в повітрі. У деяких видах спорту раціональне використання цих сил може сприяти поліпшенню спортивної працездатності. Наприклад, під час спуск велосипедиста після подолання гірського підйому гравітація служить йому помічником.

Переміщення докільця (вода, повітря) може сприяти підвищенню показників спортивної працездатності (при супутньому потоці повітря або води). Тому, наприклад, рекордні результати в бігу на короткі дистанції або в стрибках в довжину фіксуються тільки при швидкості попутного вітру не більше 2 м / с. У деяких видах спорту такі потоки служать основним фактором, на якому базується тренувальна і змагальна діяльність. Стрибуни на лижах і гірськолижники тісно залежні від гравітаційних сил і потоків повітря, а ось яхтсмени - від перебігу води, від вітру і створюваних ним хвиль.

Як правило, зовнішні сили опору перешкоджають досягненню успіху в спорті. Так стрибун у висоту і з жердиною змагаються з гравітацією. Гірськолижник відчуває значний опір зустрічному потоку повітря, тоді як плавець-спринтер повинен подолати значний опір води. Істотно вплинути на спортивний результат можуть і сили тертя, як у разі погіршення ковзання лиж

при таненні снігу.

Тому в видах спорту, де результат багато в чому залежить від впливу зовнішніх сил на рух, як, наприклад, у вітрильному спорті, деякі дослідники акцентують свою увагу на шляхах підвищення ефективності використання цих сил (наприклад, шляхом поліпшення конструкції яхти). Однак частіше вивчаються можливості зниження опору води, повітря, сил гравітації та тертя.

Найбільш значна сила, що діє на людину – це сила земного тяжіння. Величина цієї сили залежить від двох чинників. Перший – це відстань від тіла до центру Землі. Чим ближче до центру, тим сила тяжіння більше. Отже, на значній висоті над рівнем моря і на певних географічних широтах спортивні результати в окремих видах спорту можуть бути поліпшені просто через меншої сили тяжіння.

Другий чинник – маса тіла, включаючи одяг. Зі збільшенням маси зростає і гравітаційна сила, тому для її подолання необхідно розвивати більше зусилля.

Опір рідкого та газоподібного середовища залежить від багатьох факторів. Одним з них є природа рідини або газу. Всі спортивні вправи виконуються в повітряному або водному середовищі, і оскільки щільність повітря менше щільності води, то опір повітря також менше.

Однак деякі зовнішні чинники можуть вплинути на щільність цих середовищ. На значних висотах над рівнем моря щільність повітря набагато менше, а значить його опір руху також менше. Оскільки з висотою знижується і сила тяжіння, то таке поєднання сприяє поліпшенню спортивних результатів. Наочний приклад - рекорд Боба Бімона в стрибках в довжину на Олімпійських іграх 1968 року в Мехіко. Мехіко розташований на висоті 2 300 метрів над рівнем моря.

Таким чином, для встановлення особистого рекорду спортсмен може брати участь в змаганнях, які проводяться у відповідних для цього умовах навколишнього середовища. Правда для перемоги цього може виявитися недостатньо, тому що суперники будуть знаходитися в аналогічних умовах.

Опір навколишнього середовища набуває особливого значення для спортсменів, які переміщуються з високою швидкістю. Опір повітря та води зростає не прямо пропорційно збільшенню швидкості руху спортсмена, а пропорційно квадрату швидкості. Таким чином, при збільшенні швидкості бігу в два рази з 5 м/с до 10 м/с опір повітря зросте в 4 рази. Це не означає, що спортсмену необхідно збільшити загальну енергопродукцію в 4 рази та слід мати на увазі, що зростаюча частина енергії організмом витратиться на подолання зростаючої опору повітря. Хоча кількість цієї енергії і незначна при помірній швидкості бігу, однак при високих спринтерських швидкостях, як, наприклад, у велосипедному спорті або швидкісному бігу на ковзанах, цей фактор набуває надзвичайно важливого значення.

Опір рідини або повітря часто називають гальмуванням. Два види гальмування, взаємопов'язаних зі швидкістю, мають важливе значення в спорті. Перший вид – гальмування, обумовлене площею перетину предмета, перпендикулярної силі впливає опору. Якщо висунути руку з вікна автомобіля,

що рухається і поставити її ребром до зустрічного потоку, то рух повітря не доставить великого занепокоєння. Якщо ж долоню розгорнути на всю поверхню перпендикулярно руху потоку повітря, то сила опору змусить прибрати руку з вікна. Цей простий приклад демонструє, як форма об'єкта може вплинути на опір повітря.

Поверхнєве гальмування представляє собою другий вид опору, багато в чому залежить від розмірів і та структури поверхні тіл. Як правило, чим більше та грубіше поверхню, тим сильніше гальмівний ефект. Це опір можна знизити, зменшуючи площу поверхні рухомих тіл або конструктивно зменшуючи поверхнєве гальмування. Для цього створювалися, наприклад, спеціальні костюми для спринтерів бігунів та плавців.

Ще одна сила опору, що виникає вже не між газоподібним чи рідким середовищем і твердим тілом, а між твердими тілами, – це сила тертя. Разом з тим, обидва види сил опору мають місце в різних видах спорту. Так, наприклад, велосипедисту доводиться долати не тільки опір повітря, що перешкоджає руху спортсмена і велосипеда, а й опір сил тертя між деталями самого велосипеда та між колесом і поверхнею дороги.

Сила тертя залежить, головним чином, від двох чинників. Одним з них є маса одного предмета, прикладеного до поверхні іншого. При цьому, чим більше маса (а точніше фізично - вага), тим вище сила тертя. Другим чинником, що впливає на силу тертя, є якість двох дотичних поверхонь: чим грубіше поверхні, тим сила тертя більше.

У спорті тертя несе подвійне навантаження. В одних випадках воно повинно бути якомога більшим, а в інших, навпаки, - можливо якомога меншим. Так, наприклад, для спринтера важливо, щоб між подошвою взуття та поверхнею бігової доріжки існувало певне тертя, що дозволяє спортсменові ефективно переміщатися вперед. Якщо це тертя дуже низьке, наприклад, через зношування шипів або через покриття доріжки піском або водою, то нога може прослизати, і ефективність просування вперед знижується. У той же час, якщо шипи кросівок будуть занадто довгими, то це призведе до значного збільшення сил тертя, що також негативно позначиться на швидкості бігу.

Таким чином ми показали механічну складову науки «спортивна біомеханіка». Далі розглянемо її біологічну частину.

Теоретично, існують два основних способи підвищення спортивної працездатності за рахунок модифікації біомеханічних характеристик організму спортсмена. Перший спосіб цього можна домогтися за рахунок ефективного використання сили більш досконалим способом. Спортсмен може мати високорозвиненими фізіологічними системами, але якщо виробляється в його організмі енергія використовується малоефективно, то і рівень прояву спортивної працездатності також може виявитися невисоким. Можна мати високо потужну лактатну енергетичну систему, яка дозволяє досягти чудових результатів у плаванні, однак якщо людина не вміє плавати, то вся ця його енергія буде витрачена тільки на те, щоб не потонути.

Другий спосіб поліпшення спортивної працездатності полягає в доданні

тілу спортсмена такого становища, якої б максимально сприяло зниженню опору повітря або води, що перешкоджають руху. Удосконалення положення тіла плавця у воді в різні фази гребка може зменшити опір води. Зменшення маси тіла знижує вплив гравітації, що може сприятливо позначитися на показниках спортивної працездатності в такому виді спорту, як спортивна гімнастика, де спортсмену доводиться постійно утримувати або долати свою вагу. Збільшення ж маси тіла сприяє зростанню сил тертя і гравітації, а це важливо в такому виді спорту як боротьба сумо.

Одним з головних напрямків в сучасних біомеханічних дослідженнях є розробка особливої спортивної техніки для того, щоб вироблювана спортсменом енергія найефективніше трансформувалася в його рухову функцію. Прості приклади такого розвитку: перехід від високого до низького старту при спринтерському бігу, зміна двох ударного кроля на шести ударний, стрибок у висоту «флоп» замість «перекидного».

Аналіз механічних зусиль рук плавця і весляра, взаємозв'язки рухів ніг та рук у лижника-гонщика, старт легкоатлета-спринтера, послідовність рухів ніг і рук у стрибуна у висоту під час виконання стрибка – ось кілька прикладів досліджень, які можуть сприяти становленню більш ефективної техніки спортивних вправ. Так, наприклад, положення кисті та передпліччя у плавця в різні фази гребка аналізується для того, щоб забезпечити найбільш ефективну площу поверхні і кута під час гребка. Це дозволяє максимально використовувати прикладену силу та забезпечити оптимальний підйомний ефект.

Залежно від виду спорту результати досліджень, проведених з використанням аеродинамічної труби, що моделює рух у заданому потоці повітря, свідчать про те, що положення або площа поверхні тіла може сприяти зниженню опору руху. У високошвидкісних видах спорту, таких як велосипедний спорт, швидкісний біг на ковзанах, швидкісний спуск на лижах та бобслей, вибір обтічного потоком повітря оптимального положення спортсмена може значно зменшити опір. У деяких видах спорту спортсмени намагаються надати своєму тілу вигнуту форму, аналогічну падаючої краплі. Така конфігурація зводить до мінімуму площу поверхні, підставлену повітрю, внаслідок чого потік повітря плавно огинає поверхню тіла спортсмена і зустрічний опір повітря при цьому знижується.

У високошвидкісних видах спорту використання такої техніки набуває надзвичайно важливого значення, оскільки близько 90% загального опору руху може припадати на опір повітряному потоку.

Експерименти показують, що опір повітря можна знизити і іншими способами, застосування яких в деяких видах спорту може виявитися досить ефективним. При їзді на високій швидкості велосипедист, який їде за спиною ведучого спортсмена, може економити 30% потужності, ніж той, хто йде попереду, який приймає головний удар повітряного потоку на себе. Результати досліджень свідчать про те, тактика за спиною ведучого може створювати певну перевагу і в бігу, зокрема при бігу на шосе проти вітру. У середньому при такому бігу для подолання опору повітря потрібно близько 6-7% загальних

енерговитрат, проте сильний зустрічний вітер може значно їх збільшити. В такому випадку спортсмен, що знаходиться позаду або в середині численної групи бігунів, перебуває в більш сприятливих умовах, оскільки буде відчувати менший опір повітря.

Крім технічних аспектів чималу роль відіграє маса та будова тіла. Організм людини складається з різних тканин, але з точки зору біомеханіки розглядаються тільки два основних компоненти – жирова та знежирена маса. Велика частина знежиреного компонента представлена м'язовою масою, яка приблизно на 70% складається з води. Таким чином, воду можна розглядати як третій компонент, який визначає масу тіла.

Хоча результати наукових досліджень і не виявили якоїсь особливої специфіки процентного співвідношення жиру та знежиреної маси, ідеального для конкретного виду спорту, все ж накопичена достатня кількість даних для того, щоб можна було зробити деякі узагальнені висновки. Наукові дослідження мають відомості про те, що надлишок жирового компонента тіла негативно впливає на показники спортивної працездатності в тих видах спорту, де потрібно здійснювати рухи швидко та ефективно, як, наприклад, у стрибках в висоту або біг на довгі дистанції. Масові обстеження виявили низький відсоток жирового компонента у таких спортсменів як бігуни на довгі дистанції, стрибунки у висоту, гімнасти, спринтери для яких надлишок жиру може виявитися певною перешкодою.

Хоча певна кількість жиру і необхідна для підтримки оптимального рівня здоров'я та нормального протікання фізіологічних процесів, все ж його надлишок в організмі є, в кращому випадку, просто зайвим багажем. Так, наприклад, у проведеному дослідженні було встановлено, що для марафонця, що має масу тіла 72 кг, щоб поліпшити результат у марафоні на 6 хвилин, необхідно схуднути на 5%, що еквівалентно втраті 3,6 кг жиру.

Однак, різке згання ваги може привести до вираженого зниження спортивної працездатності, особливо у видах, що вимагають витривалості. При цьому зменшується маса жирового компонента та помітно знижується м'язова маса. Отже, і в тих видах спорту, в яких провідними руховими якостями є сила та анаеробна витривалість, швидке зниження спортсменом маси свого тіла може негативно відбитися на показниках спортивної працездатності.

У той же час в спортивних вправах вибухового характеру, у яких спортсменом розвивається потужність спрямована на переміщення його тіла в просторі, як, приклад, в стрибках у висоту, різке зниження вмісту води в організмі при дегідратації може зробити сприятливий вплив на спортивний результат.

Таким чином, спортивна біомеханіка є досить багатогранною наукою, яка охоплює різні області тренувальної та змагальної підготовки спортсмена. Спортивна біомеханіка вивчає рухові дії людини при виконанні спортивних вправ. Це необхідно для забезпечення зростання спортивних результатів аж до рекордних для конкретного спортсмена або певного виду спорту, виявлення факторів що допомагають або перешкоджають вдосконаленню рухів.

Основні завдання спортивної біомеханіки полягають у наступному:

1. Удосконалення спортивної техніки, моделювання та конструювання її найбільш раціональних варіантів.
2. Біомеханічний контроль техніки окремих спортсменів.
3. Виявлення біомеханічних закономірностей вдосконалення рухових дій.
4. Прогнозування тенденцій зміни параметрів техніки виконання спортивних вправ у міру зростання спортивної майстерності для оцінки етапних та кінцевих показників.
5. Розробка тренажерів для спорту.
6. Удосконалення спортивного інвентарю.

Біомеханіка, як наука розділяється на три розділи: загальну, диференціальну та приватну.

Загальна біомеханіка вирішує теоретичні проблеми та допомагає зрозуміти як і чому людина рухається.

Диференціальна біомеханіка вивчає індивідуальні та групові особливості рухових можливостей та рухової діяльності в залежності від віку, статі, стану здоров'я, рівня фізичної підготовленості, спортивної кваліфікації.

Приватна біомеханіка розглядає конкретні питання технічної та тактичної підготовки в окремих видах спорту та масової фізкультури. Основне питання приватної біомеханіки – як навчити людину правильно виконувати рухи.

Закономірності механічного руху людини біомеханіка вивчає на трьох рівнях: рух, рухові дії, рухова діяльність.

На першому рівні фактичні дані для дослідження рухів отримують в експериментах з ізольованими м'язами та іншими частинами тіла тварин.

На другому рівні здорова людина виконує цілеспрямовані та мотивовані рухові дії. На цьому рівні біомеханіка вивчає та вдосконалює техніку рухових дій (наприклад, техніку удару, стрибка, кроку тощо).

Третій рівень біомеханіки присвячений тактиці рухової діяльності. При виконанні фізичних вправ рухова діяльність складається з рухових дій, як ланцюг з ланок (наприклад, біг складається з окремих кроків).

Рухові дії в такому колі взаємопов'язані і взаємозумовлені. Тому рухова діяльність – це система рухових дій.

В даний час склалися наступні напрямки біомеханіки (Г.І. Попов, 2005):

- **теоретична біомеханіка**, що пов'язана з математичним моделюванням рухів, вивченням закономірностей управління рухами;
- **інженерна біомеханіка**, що пов'язана з будівництвом роботів;
- **медична біомеханіка**, яка досліджує причини, наслідки та способи профілактики травматизму, міцність опорно-рухового апарату, питання протезобудування;
- **ергономічна біомеханіка**, що вивчає взаємодію людини з оточуючими предметами, розробкою спортивного інвентарю, обладнання, тренажерів та тренувальних пристосувань з метою раціоналізації їх конструкцій та оптимізації взаємодії з ними людини в процесі рухової діяльності;

- **спортивна біомеханіка**, що пов'язана з вивченням рухових дій людини в спорті;

- **біомеханіка фізичних вправ**, що пов'язана з усіма аспектами формування рухів в масових формах фізичного виховання населення, кондиційної підготовкою та спортом для всіх;

- **біомеханіка адаптивної фізичної культури**, пов'язана з рішенням широкого кола проблем інвалідного спорту, раціоналізацією середовища проживання інвалідів, розробкою пристроїв та рухових режимів, які підвищують їх рухові можливості при адаптації до навколишнього середовища.

Також можна виділити наступні основні наукові напрямки, з якими тісно пов'язана біомеханіка (В.І. Загrevський, 2003):

1) біологічні науки (анатомія, фізіологія, генетика, медицина). Зв'язок з цими науками сприяє розумінню конкретних специфічних особливостей форми, будови та функції тіла людини;

2) технічні науки (аналітична механіка та стійкість руху, динаміка механічних систем, теорія управління рухом, теорія машин та роботів). Ідеї та підходи технічних наук збагачують механіко-математичний апарат біомеханіки для аналізу і синтезу рухів біомеханічних систем, дають необхідне обґрунтування в області теорії управління руховими діями;

3) фізико-математичні науки:

а) математика (дискретна математика, диференціальні рівняння, математична кібернетика);

б) інформатика (математичне моделювання, теорія оптимізації, теорія програмування).

Знання математичних дисциплін та інформатики озброюють дослідників в області біомеханіки рухових дій власними методами досліджень – різні обчислювальні алгоритми кінематичних та динамічних характеристик спортивних вправ за допомогою засобів комп'ютерної техніки;

4) педагогіка. В останні роки широке поширення набув напрямок у навчанні руховим діям – педагогічна кінезіологія (Х.Х. Гросс), свого роду синтез, злиття біомеханіки та педагогіки, тобто:

- вивчаються особливості техніки видатних спортсменів;

- визначається раціональна організація рухових дій;

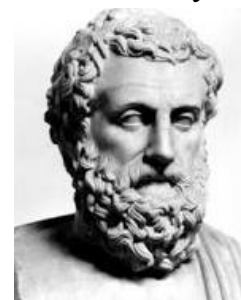
- розробляються методичні прийоми освоєння рухів, методи технічного самоконтролю та вдосконалення техніки.

Історія розвитку біомеханіки

Біомеханіка як єдина система знань сформувалася порівняно недавно, проте рухи людини та тварин завжди привертати увагу в історії світової науки. Ще у стародавній Греції за часів Аристотеля (384-322 рр. до н. е.). Аристотель першим ввів термін «механіка», описав важіль та інші найпростіші машини, намагався шляхом міркувань знайти причини рухів.

У фізичних трактатах «Фізика», «Про походження і знищення», «Про

небо», «Про метеорологічні питання», «Механіка» та інших він виклав свої уявлення про природу і рух, що підсумовують розвиток античної науки впродовж 15 століть. Фізика в нього за своєю основою уможлядна. Первинними якостями матерії він вважав дві пари протилежностей «тепле — холодне» і «сухе — вологе», основними (нижчими) елементами, чи стихіями, — землю, повітря, воду і вогонь (своєрідна «система елементів»), що є різними комбінаціями первинних якостей; з'єднанню холодного із сухим відповідає земля, холодного з вологим — вода, теплою із сухим — вогонь, теплою з вологим — повітря (рис. 1).



Аристотель

П'ятим, найбільш довершеним елементом Аристотель вважав ефір.

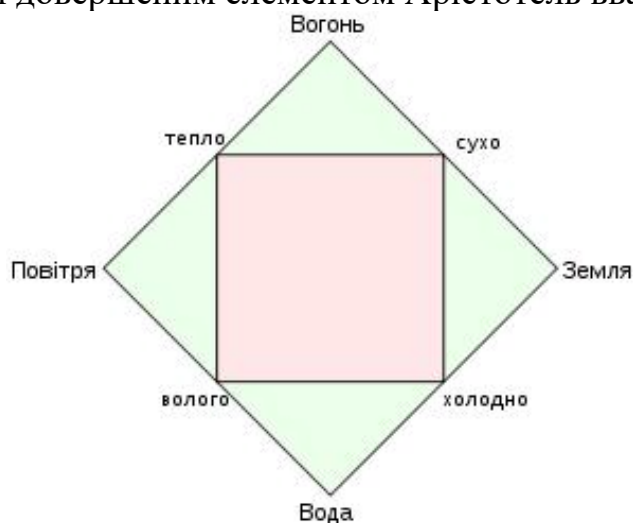


Рис. 1. Система елементів та стихій за Аристотелем.

Заслуга Аристотеля в натурфілософії полягала в тому, що він систематизував та узагальнив уявлення про природу, які склалися в рамках стародавнього суспільства. Водночас деякі з висновків Аристотеля були помилковими, що, зважаючи на його авторитет впродовж пізнього середньовіччя, створило певні складності для встановлення істини. Одним із таких висновків було положення про те, що рухається тільки рухоме — Аристотель не зумів збагнути принцип інерції.

Деякі його уявлення (наприклад, про залежність швидкості падіння в порожнечі тільки від ваги тіл, про необхідність постійної сили для підтримки постійної швидкості), не підтвержені досвідом, були згодом спростовані.

Набагато довговічніші виявились роботи Архімеда (287-212 рр. до н.е.), який заклав основи статички та гідродинаміки як точних наук. Вони зберегли своє значення до нашого часу.



Архімед

Розвитку механіки після довгого застою наук у середні століття сприяло дослідження Леонардо да Вінчі (1452-1519 рр..) з теорії механізмів, тертя та інших питань.

Леонардо да Вінчі

Аристотель (384—322 рр.. до н.е.), Клавдій Гален (130—201 рр.. н.е.) та Авіценна (980—1037 рр.. н.е.) спостерігали рухи людини та тварин і за своєю уявою описували та аналізували їх. Однак тільки Леонардо да Вінчі (1452—1519 рр..) першим звернув увагу на особливу роль механіки у вивченні рухів. Він, зокрема, писав: "Наука механіка тому є кориснішою за усі інші науки, що, як виявляється, усі живі тіла, котрі мають здатність до руху, діють за її законами".

Як художник, Леонардо да Вінчі велике увагу приділяв вивченню анатомії, особливо пропорцій людського тіла. Зберіглась величезна кількість малюнків Леонардо да Вінчі, присвячених дослідженню розташування м'язів і внутрішніх органів («Зошити з анатомії», рис. 2).

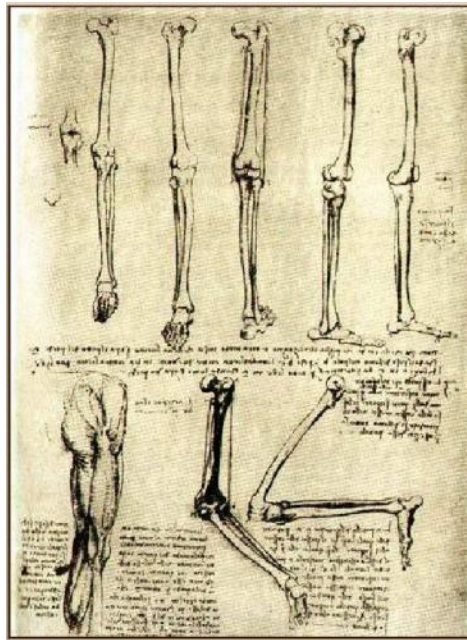


Рис. 2. Зошити з анатомії Леонардо да Вінчі

Леонардо да Вінчі надавав особливе значення точним наукам в вивченні функцій людини. «Нехай не читає мене в основах моїх той, хто не математик»? писав він. В анатомічних дослідженнях Леонардо да Вінчі, узагальнюючи результати розтинів, розглядав організм як зразок «природної механіки». Леонардо да Вінчі вперше описав функції деяких кісток та нервів, висловив новаторські припущення про антагонізм м'язів. У своїх дослідках з видаленням різних органів у тварин Леонардо да Вінчі прагнув ввести експериментальний метод в біологію. Як учений і інженер Леонардо да Вінчі збагатив проникливими спостереженнями майже всі області науки того часу, розглядаючи свої замітки та малюнки як підготовчі начерки до гігантської енциклопедії людських знань.

Скептично ставлячись до популярного в його епоху ідеалу вченого-ерудита, Леонардо да Вінчі був найбільш яскравим представником нового, заснованого на експерименті природознавства.

На єдність законів механіки для усіх тіл у природі, включаючи тіла тварин та людини, вказував також Галілео Галілей (1638 р.), який помітив, що зміни форми та внутрішньої структури тіла тварини обов'язково відбуваються через зміни його розмірів.



Галілео Галілей

Новітня історія біомеханіки починається з видатної праці італійського лікаря і математика Джовані Альфонсо Бореллі (1608—1679 рр.) "Про локомоції тварин". У цій праці представлено відомості про центр тяжіння тіла людини та дано першу класифікацію локомоторних рухів як активних переміщень тварин у просторі. Ісаак Ньютон вважав Бореллі своїм попередником у вченні про всесвітнє тяжіння. Сьогодні ми з повним правом можемо вважати Бореллі засновником сучасної біомеханіки.



Джовані Альфонсо Бореллі

Бореллі вчив, що скорочення м'язів залежить від набухання клітин внаслідок проникнення туди крові і духів, останні йдуть нервами довільно або мимоволі, як тільки духи зустрінуться з кров'ю, відбувається вибух і з'являється скорочення. У своїй книзі «De Motu Animalium» – («Рух тварин») Дж. Бореллі підвів підсумок накопичення досвіду в вивченні рухів, розвинув ідеї Леонардо да Вінчі та дав істотний поштовх дослідженням механіки рухів живих істот. Він розглянув з точки зору механіки умови рівноваги людського тіла, дав визначення загального центру тяжкості на основі експериментальних даних. Книга вийшла в світ у 1680 році в Римі після смерті Дж. Бореллі. Крім того, він розглянув роботу веретеноподібних та перистих м'язів (рис. 3), навів перші моделі м'язів (рис. 4), а також описав рух живих істот: ходьбу, біг, плавання, політ.

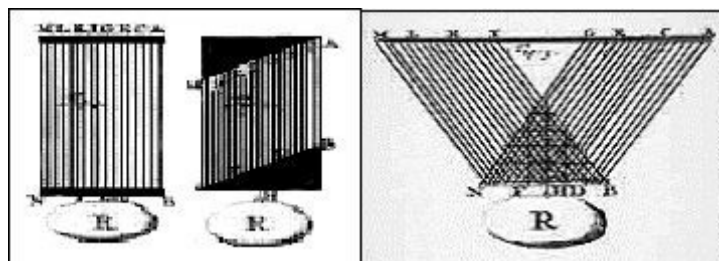


Рис. 3. Схема роботи веретеноподібних та перистих м'язів, (A. Borelli, 1680)

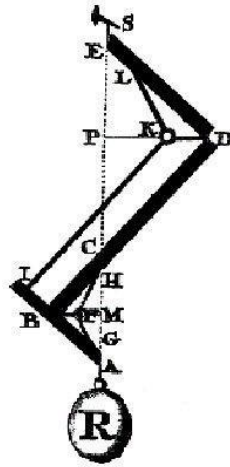


Рис. 4. Модель литкового м'яза, (А.Вореллі, 1680)

У ті часи математичні знання більш за все були пристосовані для вивчення статичних положень людини, так як знаменита книга Ісаака Ньютона «Математичні початки натуральної філософії», у якій були закладені основи диференціального та інтегрального числення. Вона була опублікована в 1686 році, через сім років після смерті Бореллі.

Значно пізніше, на початку ХІХ ст., німецький біолог Вільгельм Едуард Вебер на досить сучасному для свого часу рівні продовжив вивчення положення центра тяжіння у тілі людини, біомеханіки ходьби, бігу, стрибків та інших локомоцій. Вже наприкінці ХІХ ст. їх співвітчизники Вільгельм Браун та Отто Фішер удосконалили ряд методів вимірювань біомеханічних характеристик рухів та суттєво доповнили ці дослідження.

Значний внесок у розвиток біомеханіки як науки зробив видатний французький дослідник Етьєн-Жюль Марей (1830—1904 рр.). Працюючи укупі з відомим педагогом, автором одного з найфундаментальніших теоретичних та практичних курсів фізичного виховання Жоржем Демені, він винайшов хронофотографію, яку використав для вивчення рухів тварин та людини. У подальшому Марей її удосконалив, що привело до появи у біомеханіці нового кінематографічного методу дослідження.



Етьєн-Жюль Марей

Велику роль у розумінні єдності структури та функцій органів опори та руху людини відіграли праці І.М. Сеченова та П.Ф. Лесгафта. Кожний з цих видатних дослідників зі свого погляду зробив вагомий внесок у сучасне розуміння біомеханіки як науки. Лесгафт у 1874 р. опублікував відому працю "Основи природної гімнастики", котра поклала початок його курсу "Теорія тілесних рухів", де він встановив так звану абетку рухів тіла людини. У 1901 р. вийшла в світ монографія "Нарис робочих рухів людини", у котрій викладено основні положення біомеханіки трудової рухової діяльності людини.

Певними та вельми важливими віхами у розвитку біомеханіки стали праці

відомого анатома-функціоналіста М.Ф. Іваницького, який у 1928 р. видав "Записки з динамічної анатомії", а у 1938 р. опублікував монографію "Рухи тіла людини".

Роль наукових методів в розвитку біомеханіки

"... наука рухається поштовхами в залежності від успіхів, які робить методикою. З кожним кроком методики вперед, ми як би піднімаємося на ступінь вище, з якої відкривається нам більш широкий горизонт, з невидимими раніше предметами".

І.П. Павлов

Проникнення до біомеханіки справді наукових методів дослідження пов'язано з французьким винахідником **Жаком Луї Дагер** (1787 - 1851). У 1839 році їм був розроблений перший практичний спосіб фотографії.

Подальший крок впровадження наукових методів дослідження в біомеханіку був зроблений французьким фізіологом **Етьєном-Жюлем Маре** (1830-1904). Е.Ж. Маре розробив метод пневмографа – записи опорних реакцій з допомогою передачі тиску повітря. У підшви черевика людини вбудовувалися повітряні камери. Під час опори тиск повітря в камері підвищувався, воно передавалося трубочками на прилад, який випробуваний тримав у руці (рис. 5).

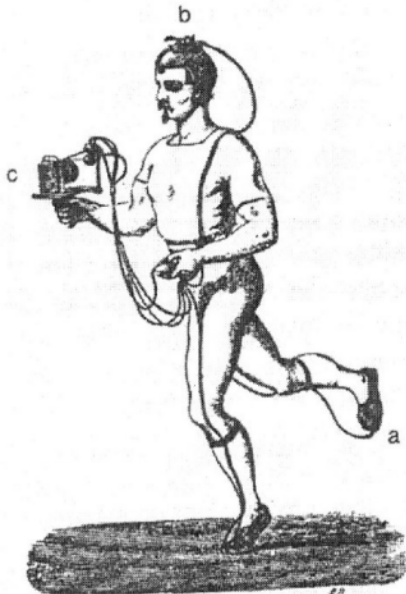


Рис. 5. Пневмографія за Е.Ж. Маре.

Це дозволило визначити тривалість періодів опори і польоту при ходьбі та бігу. Більш серйозним винаходом Е.Ж. Маре є силова платформа, яка дозволяє реєструвати величину реакції опори при відштовхуванні. У 1872 році американський фотограф **Едвард Майбрідж** (1830-1904), поставивши в ряд кілька фотоапаратів, отримав моментальні знімки послідовних фаз руху людини і тварин (рис. 6).

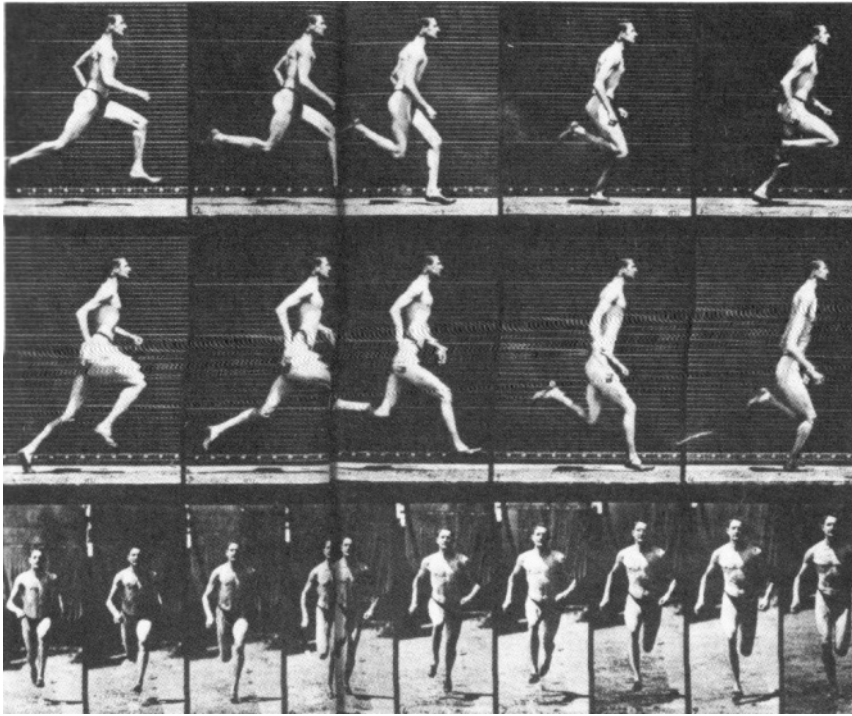


Рис. 6. Біг людини у трьох площинах. (фотозйомка Е. Майбріджа).

Е.Ж. Маре удосконалив цей метод, запропонувавши фотографічну рушницю (1882), яка дозволяла виробляти один за іншим 12 знімків. За допомогою «рушниці» він знімав та вивчав політ птахів і комах, ходьбу, біг, стрибки людини. У 1880 році Е.Ж. Маре винайшов хронофотограф – фотографування всього руху на одну платівку. Щоб це зробити, перед фотоапаратом встановлювався диск, що обертається, з прорізами. Коли проріз відкриває доступи світлового потоку до об'єктиву, на пластині фіксується положення людини. У результаті зйомки на одній пластині виходить ряд положень людини в послідовні моменти часу. Перші хронофотографи були дуже поганої якості (Рис. 7).

Рис. 7. Хронофотограма стрибка зроблена хронографом.

У подальшому Етьєн-Жюль Маре обмежив число знімальних точок рухомого об'єкта. «Він одягнув людину з голови до ніг у чорне трико і на голову накинув капюшон. З усієї поверхні тіла він залишив світлими тільки вузькі смужки уздовж осей ланок кінцівок, та голову зазначив світлою точкою. Смужки були зроблені з сріблястою галуном тасьми. Тепер на його фотографіях стали з'являтися паличкові схеми-чоловічків з сірників (рис. 8). Завдяки вузькості цих сірників він міг знімати фази руху набагато більш часто та не хвилюючись, що одна фігура належить на іншу. (Н.А. Бернштейн, 1990.- С. 252). Наступний крок вперед був пов'язаний зі зміною світлових смужок яскравими маркерами, які кріпилися на центри суглобів. Хронофотограф поступився місцем циклографії.

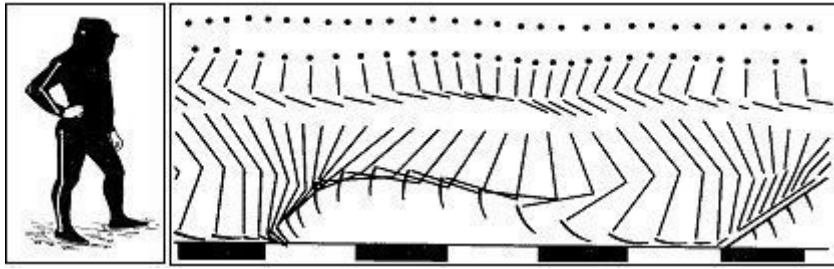


Рис. 8. Випробуваний, підготовлений для проведення експерименту (зліва) і хронофотограма бігу за Е.Ж. Маре.

У кінці XIX століття німецькі вчені **Вільгельм Брауна і Отто Фішер** досвідченим шляхом (на декількох заморожених трупах) визначили відносну вагу окремих частин тіла людини (голови, тулуба, плеча, передпліччя), а також положення центрів тяжкості ланок тіла. Це дозволило почати експериментальне вивчення динаміки рухових дій.

Таким чином, у першій половині XX ст. біомеханіка вже являла собою досить струнку систему знань, у котрій усе ще досить виразно та дещо відособлено виділялися морфологічні, фізіологічні та інструментально-технічні напрями. При цьому останній домінував у працях західноєвропейських фахівців, які активно працювали у галузі удосконалення методів вимірювання рухів людини. До кінця XX ст. цей напрям досяг надзвичайно високого рівня розвитку. Він не тільки увібрав у себе майже весь величезний потенціал сучасних технологій, але й сам у собі значною мірою стимулював розвиток цілих галузей виробництва найсучаснішої вимірювальної апаратури. Це явище можна віднести до безсумнівних успіхів біомеханіки як системи знань про живі системи, що відкриває серйозні перспективи розвитку методів їх моделювання у технологіях майбутнього. Однак, аналізуючи стратегію розвитку інструментально-технічного напрямку біомеханіки, необхідно зауважити на деяку його обмеженість. Це виявляється у тому, що фахівці, які працюють у цій галузі, сягаючи найвищої точності вимірювання рухів за допомогою сконструйованих ними технічних засобів, фактично тим самим часто упускають біологічну сутність вимірюваних живих об'єктів. Отже, у намаганні до якомога точнішого вимірювання витрачаються значні ресурси. У багатьох випадках це перетворюється на самоціль, але при її досягненні втрачається змістовна структура рухів людини, які вивчаються. Як відомо, кожному рівню точності вимірювань відповідає свій, цілком певний, притаманний тільки йому рівень організації рухів кожної живої системи. До цього можна додати, що представники цього напрямку результати своїх вимірювальних дослідів навіть не акцентують на розв'язанні будь-яких суцільно біомеханічних проблем, ігноруючи біомеханічну феноменологію, що розглядає рухи людини у їх взаємозв'язку з усіма іншими, включаючи психофізичні, відправленнями її організму.

На цьому тлі вигідно вирізняються оригінальні праці видатного біомеханіка ХХ ст. М.О. Бернштейна, причому насамперед тим, що рухи людини представлені не як суто фізичні, механічні явища, а як біологічні структури, організовані у системній єдності організму людини як живої цілеспрямованої системи. У своїх працях йому вдалося не тільки об'єднати у єдину систему анатомічні, фізіологічні, психологічні, фізичні та інші знання, а й на цій основі фактично синтезувати нову сучасну біомеханіку.



Мико́ла Олекса́ндрович Бернште́йн
(1896-1966 рр.)

Серія його дослідів, починаючи з 1939 р., завершилася фундаментальною працею "Про побудову рухів" (1947). Автором розглянуті рухи людини як найважливіший об'єкт досліджень у сучасній біології. У цій роботі представлено дані про походження рухової функції, про розвиток структур центральної нервової системи у зв'язку з виникненням у людини певних ієрархічно залежних рівнів побудови рухів. Зокрема, докладно описано субкортикальні рівні (руброспинальний рівень палеокінетичних регуляцій, рівень синергій та штампів або таламопалідарний рівень); кортикальні рівні (пірамідно-стриальний рівень просторового поля, тім'яно-пре-моторний рівень дій, вищі кортикальні рівні); розкрив механізми розвитку та розпаду рухів – виникнення та розвитку відповідних рівнів побудови, розвитку рухових навичок, вимоги до елементів координаційної структури рухів; явища, що зумовлюють прояв певних патологічних синдромів та механізми можливого їх виникнення у руховій системі людини.

Розвиток методики вивчення рухів

З ростом досягнень в техніці реєстрації характеристик рухів став накопичуватися великий матеріал який послужив основою подальших теоретичних узагальнень у біомеханіці.

Використання механічних пристроїв

Підвищення інтересу до рухів людини у зв'язку з бурхливим розвитком природознавства та промисловості сприяло використанню методів механіки при вивченні рухової діяльності. В першу чергу почали застосовувати найпростіші пристрої для визначення положення центру тяжіння тіла людини (Д. Бореллі, А. Базлер). Більш широко механічні пристосування стали використовувати брати В. і Е. Вебери (1836 р.), що вивчали ходьбу людини. Ж. Марей (80-і рр.. 19 ст.) запропонував пневмографічний запис тиску ноги на опору при допомозі повітряних камер, які знаходяться в черевиках, з передачею тиску повітря гумовими трубочками. У багатьох механічних приладів була невисока точність вимірювань, спостерігалися затримки. Тому в наукових дослідженнях вони поступово замінювалися більш досконалішими – світло-хімічними та електро-технічними. З поширенням біомеханічних досліджень у спорті (50-60-і рр.. 20

ст.) стали успішно застосовуватися багато механічних приладів (В.М. Абалаков), зокрема динамографи, безпосередньо пов'язані зі спортивними снарядами.

Електротехнічна апаратура у дослідженнях біомеханіки

Можливості сучасної електротехніки дуже великі, проте для потреб біомеханіки вони використовуються ще відносно мало. Першим на цьому шляху у вивченні рухів було тензометрування, широко використовується і в даний час. Тензодатчики ставлять на різні пристрої та спортивні снаряди за їх деформаціям вимірюють докладені зусилля (динамографічні платформи для реєстрації зусиль відштовхування в ходьбі, бігу, стрибку, динамографічні весла, лижі, ковзани, гімнастичні снаряди, штанга). В результаті подачі сигналів з двох тензосистем на промінь осцилоскопа на екрані виникає зображення зусилля, за яким можна визначити вектор сили (**вектординамографія**) (І.П. Ратов, 1960).

Далі стала застосовуватися електрогоніографія – вимірювання та запис суглобових кутів за допомогою гоніометра, прикріпленого до зчленованих ланок, а також акселерографія – вимірювання прискорень за допомогою датчика прискорень, що прикріплюється до прискорювальної точки. У всіх цих методах механічні характеристики за допомогою перетворення їх в електричні сигнали реєструються протягом виконання рухів з одночасною електричною відміткою часу.

У якості методу дослідження рухів стала застосовуватися електроміографія, дозволяє приблизно судити про початок, інтенсивність та закінчення електричної активності м'язів. Застосування цього методу при вивченні різних спортивних вправ (біг, плавання, метання, гімнастика) дає можливість вивчати спільні дії м'язів у складних умовах.

Вважаються перспективними складні стереофотоелектронні методи реєстрації координат точок з автоматичною обробкою даних та миттєвим визначенням координат, швидкостей і прискорень точок.

Багатоканальний запис різних характеристик забезпечує повну їх синхронізацію (точна взаємна відповідність у часі). Розрахункові методи отримання ряду характеристик (зусиль, прискорень) замінюються їх безпосередньою реєстрацією. Автоматичні пристрої, під'єднуються до реєструючих приладів, дозволяють негайно та з високою точністю визначити похідні характеристики, а також визначити кількісну міру їх взаємозалежностей. При суміщенні в кінокадрі спортсмена, що рухається, і екранів осцилоскопів забезпечується синхронна реєстрація картини руху і самих різних характеристик та показників. Нарешті, застосування електронних обчислювальних машин та комп'ютерної техніки відкриває можливості не тільки ретельної математичної обробки даних реєстрації, але і математичного моделювання в якості методу вивчення рухів.

У застосуванні електротехнічної апаратури не подолані ще багато труднощів, але можливості її використання дуже великі.

З використанням кожної нової методики, з накопиченням фактичних даних, з розвитком суміжних областей знання (механіки, анатомії, фізіології,

кібернетики) змінювалися критерії оцінки отриманих результатів, з'являлися висновки, поступово складаючи в нове розуміння явищ та процесів. Теорія біомеханіки, як узагальнення експериментальних даних у світі певних ідей розвивалася за декількома напрямками.

Механічний підхід до вивчення рухів людини дозволяє визначити кількісну міру рухових процесів, пояснити фізичну сутність механічних явищ, розкриває величезну складність будови тіла людини та його рухів з точки зору фізики. Хронологічно першим був механічний напрям у розвитку біомеханіки. Першу книгу з біомеханіки «Про рухи тварин» (1679 р.) написав учень Галілея італійський лікар і математик Джованні Бореллі. Дослідження дії та протидії, визначення центру тяжіння тіла людини, класифікація локомоторних рухів за джерелом сил проводились з позицій механіки. Фізіологи брати Вебер (1836 р.) вивчали ходьбу людини теж з позицій механіки, порівнюючи кроки з гойданням маятників (їх гіпотези в подальшому багато в чому не підтвердилися). Вивченню механічних характеристик рухів були присвячені дослідження В. Брауні і О. Фішера. Останнім часом розвиток механічного напрямку найбільш яскраво представлений у посібниках з біомеханіки Г. Хохмута, А. Новака та ін.

Застосування законів механіки в біомеханіці абсолютно необхідно, але воно недостатнє, якщо мова йде тільки про механіку незмінного тіла. Як біомеханічна система тіло людини суттєво відрізняється від абсолютно твердого тіла або матеріальної точки, які розглядаються в класичній механіці. Внутрішні сили, які при рішенні задач у механіці твердого тіла намагаються виключити, мають визначальне значення для рухів людини. Байдужість до джерела сили в механіці змінюється крайнім інтересом до цього питання в біомеханіці. Нарешті, поглиблене вивчення саме механічних закономірностей рухів організмів вимагає виявлення немеханічних причин особливої складності в прояві активності біомеханічних систем.

Функціонально-анатомічний підхід характеризується перевагою описаних аналізом рухів у суглобах, визначенням участі м'язів при збереженні положення тіла та в його рухах. Вивчаючи форму і будову органів опори, а також рух людини в тісному зв'язку з їх функцією, анатоми досліджували переважно руховий апарат. Аналітичне вивчення тіла людини переважало в роботах О. Фішера, Р. Фікка, Г. Браус, С. Молль та інших зарубіжних анатомів.

Разом з тим розширювалося вивчення функцій рухового апарату як цілого. Один із засновників функціональної анатомії П.Ф. Лесгафт розглядав всі системи і органи передусім у взаємодії, як частини єдиного цілісного живого організму. Високо оцінюючи можливості формотворного впливу функцій, П.Ф. Лесгафт одним з перших почав розробляти наукові основи фізичної освіти дітей та молоді. Функціонально-анатомічний напрямок розвивався учнями П.Ф. Лесгафта і продовжили його вчення А.А. Красуський, Е.А. Котикова, Є.Г. Котельникова та ін. Великий внесок у вчення про рух був зроблений М.Ф. Іваницьким, який розробляв розділ курсу анатомії – руховий апарат, як ціле (динамічна анатомія). У багатьох країнах наука про рухи – кінезіологія являє собою в даний час своєрідне поєднання механічного та функціонально-

анатомічного напрямків. Для анатомічного напрямку в цілому характерний описовий підхід, переважно якісні характеристики при незначному застосуванні кількісної міри. Мало використовуються електроміографічні методи та вимірювання механічних характеристик, що надає висновки у багатьох дослідженнях у цій області.

Фізіологічний напрямок у біомеханіці затвердив представлення про рефлекторний природний рух. На розвиток біомеханіки мали істотний вплив фізіологія нервово-м'язового апарату, вчення про вищу нервову діяльність і нейрофізіологія. Визнання рефлекторної природи рухових дій та механізмів нервової регуляції при взаємодії організму і середовища в роботах І.М. Сеченова, І.П. Павлова, Н.Е. Введенського, А.А. Ухтомського, П.К. Анохов, Н.А. Бернштейна та інших вчених складає фізіологічну основу вивчення рухів людини. Результати численних, проведених за останні десятиліття у багатьох країнах світу досліджень механізмів центральної нервової системи та нервово-м'язового апарату дозволяють найбільш повно представити високу складність управління рухами. Глибоке вивчення дійсних явищ в самому опорно-руховому апараті викликало особливу увагу до управління рухами. Виявлені особливості управління рухами показали, наскільки були невірні колишні спрощені пояснення механізму рухів.

Системно-структурний підхід у біомеханіці характеризується вивченням складу та структури систем як у руховому апараті, так і в його функціях. Цей підхід у певній мірі об'єднує механічні, функціонально-анатомічні та фізіологічні напрямки в розвитку теорії біомеханіки.

За сучасними уявленнями, опорно-руховий апарат розглядається як складна біомеханічна система руху людини, також вивчається як складна цілісна система. Поняття про систему, в якій безліч елементів (її склад) закономірно об'єднано взаємними зв'язками, взаємозалежністю (її структура), характерно для сучасного наукового уявлення про світ. Системно-структурний підхід вимагає вивчення системи як єдиного цілого, тому що її властивості не зводяться до властивостей окремих елементів. Важливо вивчати не тільки склад, але і структуру системи, розглядати у взаємозв'язку будову та функцію.

Ідеї про системність у вивчання рухової діяльності були запропоновані Н.А. Бернштейном. Кібернетичний, за суттю справи, підхід до рухів був їм здійснений більш ніж за 10 років до оформлення кібернетики, як самостійної науки.

Сучасний системно-структурний підхід не тільки не заперечує значення в біомеханіці всіх напрямів, а як би об'єднує їх. При цьому кожен напрям зберігає в біомеханіці своє значення.

Таким чином у проєсї тривалого розвитку біомеханіки склалися її сучасні теоретичні основи: визнання рефлекторної природи систем рухів при складному поєднанні довільного та автоматичного керування ними; пояснення механічної сторони рухів тіла людини (біомеханічної системи) з точки зору механіки не тільки абсолютно твердого тіла, але і деформованого тіла; розгляд рухових дій як систем, що складаються з безлічі взаємопов'язаних рухів; визнання

залежності виконання систем рухів та їх ефективності від поєднання безлічі взаємозалежних внутрішніх і зовнішніх факторів. Сучасна біомеханіка відноситься до біологічних наук нового типу, широко використовує фізико-математичний підхід та методи. Біомеханіка людини в цілому має педагогічну спрямованість: основна мета біомеханічних досліджень – удосконалити рухову діяльність людини в різних її проявах.

Біомеханічне дослідження вимагає спільного вивчення механічних і біологічних сторін рухів з можливо більш точної кількісної міри і розкриттям взаємозв'язків в системах рухів (їх структур). Методики біомеханічного дослідження мають відповідно до системності рухів комплексний характер. Вивчення рухів проводиться з синхронною реєстрацією ряду суспільних характеристик при високій точності й швидкості вимірювань. У методиках біомеханічного дослідження використовуються окремі методи реєстрації із суміжних наукових дисциплін, а також досягнення сучасної техніки. Вони дозволяють повніше відобразити специфіку рухів людини в її сучасному теоретичному розумінні.

Практичне застосування методів сучасної біомеханіки

Область рухової діяльності людини, де використовуються методи сучасної біомеханіки, обширні. В першу чергу вони використовуються там, де оцінка ефективності рухів найбільш важлива, наприклад в біомеханіці спорту.

Біомеханіка набуває все більшого значення у вивченні взаємодії людини і машини, в проблемах інженерної психології, що враховує специфіку рухової діяльності людини. В розробці проблеми людина – машина важливу роль відіграє біомеханіка праці, яка часто замикається з фізіологією праці (пристрій робочого місця, оцінка робочих операцій).

Діяльність людини в умовах космосу (в невагомості, особливо поза космічного корабля) потребує біомеханічного обґрунтування та контролю над оволодінням навичками в незвичайних умовах.

Біомеханіка нерідко відіграє провідну роль при відновленні втраченої працездатності, особливо в протезуванні інвалідів, забезпечуючи більш точне рішення поставлених завдань (оцінка функціональних можливостей, створення заміщають конструкцій, контроль над оволодінням рухами).

У меншій мірі використовується біомеханіка в мистецтві, де виразність рухів допускає більшу їх варіативність і не вимагає суворої кількісної точності.

Завдання зводиться до розкриття, подальшого вдосконалення та кращому застосуванню рухових можливостей людини, найбільший розвиток отримала біомеханіка фізичних вправ, особливо спортивних (біомеханіка спорту).

Біомеханіка фізичних вправ

Початок розвитку біомеханіки фізичних вправ поклав П.Ф. Лесгафт, розробивши курс теорії тілесних рухів. Він почав читати його в 1877 р. на курсах з фізичного виховання. Цей курс продовжували читати і вдосконалювати його учні. В інституті фізичного виховання ім. П.Ф. Лесгафта, цей курс входив в

предмет «Фізична освіта», а в 1927 р. був виділений в самостійний – під назвою «Теорія рухів» і в 1931 р. перейменованій в курс «Біомеханіка фізичних вправ».

З 30-х рр. в інститутах фізичної культури в Росії (Н.А. Бернштейн), (Е.А. Котикова, Є.Г. Котельникова), Тбілісі (Л.В. Чхаїдзе), Харкові (Д.Д. Донський) та ін. розгорнулася наукова та навчальна робота з біомеханіки спорту. З 1958 р. біомеханіка включена в навчальний план усіх інститутів фізичної культури, після чого почали створюватися кафедри біомеханіки. На кафедрах спортивних дисциплін інститутів фізичної культури широко ведуться біомеханічні дослідження спортивної техніки. Біомеханічні методи успішно застосовуються науковцями, тренерами для дослідження якості техніки і контролю над її вдосконаленням.

Викладання біомеханіки у вищих фізкультурних навчальних закладах та наукові дослідження здійснюються в НДР, Польщі, Югославії, Румунії, Чехословаччини, Болгарії, Венгрії та інших країнах. У ряді зарубіжних країн викладання цієї навчальної дисципліни для спеціалістів фізичного виховання ведеться під назвою «кінезіології», «Аналіз рухів» та ін. У складі наукового комітету з фізичного виховання і спорту при ЮНЕСКО створена робоча група з біомеханіки. Проводяться міжнародні наради і симпозіуми з біомеханіки.

Біомеханіка фізичних вправ сприяє теоретичному обґрунтуванню низки питань фізичного виховання. Біомеханіка спорту становить одну з основ теорії спортивної техніки. Вона допомагає обґрунтуванню найбільш раціональної техніки, шляхів оволодіння нею і технічного вдосконалення спортсменів.

Розвиток біомеханіки на сучасному етапі в Україні

Бурний розвиток біомеханіки у світі в 50–60-ті роки ХХ ст. значною мірою відбувався під впливом робіт М.О. Бернштейна, завдяки котрим були об'єднані в єдину систему знань раніше до деякої міри розрізнені та різнопланові відомості про рухові функції людини. На той час біомеханіка сформувалася як самостійна навчальна дисципліна, котру традиційно викладали в інститутах фізичного виховання та на відповідних факультетах педагогічних вузів і університетах. Цьому сприяло видання у 1957 р. учнем Бернштейна Д.Д. Донським спеціалізованого підручника з біомеханіки, а у 1979 р. – перевидання його у співавторстві з В.М. Заціорським.

У 40–50-ті роки ХХ ст. через військово-політичних подій у СРСР та Європі не можна було визнати успішними для розвитку біомеханіки як науки та навчальної дисципліни. Проте необхідно відмітити, що у той важкий час фахівці з біомеханіки працювали над підручниками та посібниками, зберігаючи й примножуючи досягнення, накопичені раніше ще П.Ф. Лесгафтом.

У своїй праці «Основи теоретичної анатомії», перше видання якої датується 1892 роком, П.Ф. Лесгафт розглянув ряд проблем, суміжних з біомеханікою: механічні властивості біологічних тканин; особливості будови та з'єднання кісток в залежності від діючих на них сил (рис. 9); особливості функціонування перистих м'язів; морфометричні характеристики м'язів (довжина волокна, площа поверхні опори, відстань від місця прикріплення м'яза

до осі обертання в залежності від протидії зовнішнім силам та функції в організмі).

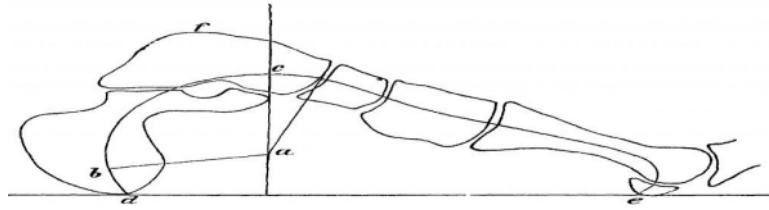


Рис. 9. Будова зводу стопи, П.Ф. Лесгафт, 1892.

На основі аналізу морфометричних характеристик м'язів П.Ф. Лесгафт запропонував нову класифікацію скелетних м'язів (м'язи сильні та м'язи спритні). П.Ф. Лесгафт писав: «... м'язи у перевазі сильні починаються і прикріплюються до великих поверхонь, віддаляючись у міру збільшення поверхні прикріплення від опори важеля, на якій він діє; фізіологічний поперечник таких м'язів малий, незважаючи на що вони можуть проявити велику силу при невеликому напрузі, тому і не так легко стомлюються. Вони діють переважно всією своєю масою і не можуть виробляти дрібних відтінків при русі; силу свою вони проявляють з відносно малою швидкістю і складаються частіше за все з коротких м'язових волокон. М'язи другого типу, що відрізняються спритністю в своїх діях, починаються та прикріплюються на невеликих поверхнях, близько до опори важеля, на який діють; фізіологічний поперечник їх великий, вони діють з великим напруженням, швидше за стомлюються, складаються частіше за все з довгих волокон і можуть діяти окремими своїми частинами, виробляючи різні відтінки рухів. Це будуть м'язи, що допускають головним чином спритні і швидкі рухи»

"Теорію тілесних рухів" як самостійну навчальну дисципліну Лесгафт читав у Петербурзі починаючи з 1877 р. Після заснування Інституту фізичної освіти ім. П.Ф. Лесгафта у 1919 р. проблеми теорії та історії фізичної освіти та теорії тілесних рухів було об'єднано у єдиний курс під назвою "Фізична освіта", котрий стала читати учениця Лесгафта А.А. Красуська.

Лесгафт Петро Францович
(1837-1909 рр.)

У 1927 р. з цього загального курсу було виділено курси "Теорія та методика фізичного виховання", "Історія фізичної культури" та "Теорія рухів".

Курс теорії рухів очолила Є.А. Котикова, за пропозицією котрої у 1931 р. його було перейменовано на курс "Біомеханіка фізичних вправ". У 1939 р. за її редакцією було видано перший у СРСР навчальний посібник з біомеханіки фізичних вправ, а у 1963 р. — підручник "Біомеханіка фізичних вправ" Є.К. Жукова, Є.Г. Котельникової, Д.А. Семенова. У Київському державному інституті фізичної культури (КДІФК) систематичне викладання біомеханіки почалося з 1960 р. на кафедрі анатомії (завідувач кафедри — П.З. Гудзь).

Наприкінці 60-х років ХХ ст. у КДІФК вже проводились широкомасштабні дослідження з біомеханіки. Наслідуючи традиції вітчизняних та зарубіжних

анатомів-функціоналістів, українські фахівці продовжували розвивати біомеханіку фізичних вправ. Так, у 1969 р. А.М. Лапутін розробив першу біомеханічну класифікацію опорно-рухового апарату, принципи біомеханічного моделювання його суглобів та окремих ланок; було сформульовано принципи аналізу так званих локомоторних механізмів. Це надало можливість на більш об'єктивній основі будувати біокінематичні схеми опорно-рухового апарату під час аналізу рухів людини. У практику вимірювань та аналізу біокінематичних характеристик Лапутіним (1970) було введено поняття про соматичну систему координат тіла людини, а також створено біокінематичні моделі хребетного стовпа людини. Аналогічні біокінематичні моделі було розроблено для верхніх та нижніх кінцівок людини.

З часом удосконалювалися інструментальні методи вимірювання рухів. Так, уперше в 1970 р. у практиці експериментальних досліджень з біомеханіки було застосовано трикомпонентні інерційні акселерометри (А.М. Лапутін, А.В. Чорній), багатокомпонентна гоніометрична вимірвальна система для хребетного стовпа, нижніх та верхніх кінцівок типу "екзоскелетон" (Лапутін, 1972) та ряд інших пристроїв та технічних засобів.

Успішний розвиток біомеханіки стимулював наукову громадськість до проведення на базі лабораторії біомеханіки кафедри анатомії КДІФК у 1974 р. першої Всесоюзної наукової конференції з біомеханіки. Підсумки цієї конференції показали, що біомеханіка не тільки стала теоретичною, фундаментальною наукою, але й почала суттєво впливати на різні галузі людської діяльності, зокрема промисловість, сільське господарство, військову справу, космонавтику, медицину та, звичайно, у фізичне виховання та спорт.

Укріплювалися творчі контакти співробітників лабораторії біомеханіки КДІФК та Академії наук України. Фахівці у галузі біомеханіки почали розробляти програмно-цільовий підхід в управлінні процесом формування рухів зі складною координаційною структурою. Велику допомогу у проведенні фундаментальних досліджень з біомеханіки надавали президент АН України академік Б.Є. Патон, віце-президент АН України академік В.М. Глушков, член-кореспондент АН України В.М. Малиновський та інші відомі вчені. Завдяки цьому вже у другій половині 70-х років ХХ ст. розпочалася комп'ютеризація біомеханічних досліджень. Фахівці в галузі біомеханіки спорту були залучені як здобувачі до Комплексного плану Ради з автоматизації наукових досліджень при Президії АН України на 1981–1985 рр. (керівник – А.М. Лапутін). У результаті виконання цього плану було розроблено автоматизовану систему управління спортивно-технічним навчанням та руховим удосконаленням (АСУ СТНРУ).

Наприкінці 70-х – початку 80-х років ХХ ст. у лабораторії біомеханіки А.М. Лапутіним та А.В. Поповим було розроблено спеціальний гравітаційний костюм для моделювання різних умов зовнішніх та внутрішніх динамічних взаємодій тіла людини у процесі спортивного тренування.

У 1981 р. в КДІФК було створено першу в Україні кафедру біомеханіки під керівництвом А.М. Лапутіна. Це стало поштовхом та справило великий позитивний вплив не тільки на розвиток біомеханіки як науки, як синтетичної

системи знань, але й на формування її як навчальної дисципліни, а монографія Лапутіна "Навчання спортивних рухів" (1986) стала узагальненням результатів багаторічної роботи у цьому напрямі.

У 80-ті роки ХХ ст. почали розробляти новий науковий напрям у галузі вивчення рухів людини – "дидактична біомеханіка". Це допомогло узагальнити досвід викладання рухів у різних галузях професійної рухової діяльності людини і на такій основі створити методологію ефективної побудови педагогічного процесу.

Тривав подальший розвиток біомеханічних досліджень з різних видів спорту завдяки працям науковців, зокрема В.В. Гамалія (легка атлетика), А.А. Тесленка (велосипедний спорт), Т.О. Хабінець (лижний спорт), О.А. Архипова (гімнастика), М.О. Носко (волейбол), В.П. Ляпі-на, З.Ю. Чочарай (вільна боротьба), В.М. Смирнова (дзюдо), А.А. Македона (вільна боротьба), В.І. Плисько, В.В. Кругова (військово-прикладні види єдиноборств), Лайуні Ріда Б. Шедлі (медична біомеханіка) та ін.

У той період подальшого розвитку набув прикладний напрям дидактичної біомеханіки – гравітаційне тренування. Концепція корекції гравітаційних взаємодій тіла людини відкрила обнадійливі перспективи підвищення ефективності та інтенсивності дидактичного процесу. Завдяки цьому сьогодні може кардинально змінитися не тільки методологія, але й конкретна технологія формування заданих систем рухів у руховій реабілітації, професійному навчанні та удосконаленні складних рухових навичок у спортивному тренуванні.

У 90-ті роки за цією тематикою найбільш цікаві біомеханічні дослідження були проведені В.О. Кашубою (кульова стрільба), В.І. Синіговцем (клінічна біомеханіка), Р.О. Зубриловим (лижні гонки, біатлон), Кхеліфа Ріадом (баскетбол), Фадхлун Мурадом (гандбол), Ю.О. Юхно, І.П. Закорко (дзюдо), Т.А. Поліщук (художня гімнастика), В.І. Бобровником (легка атлетика), А.М. Ратовим (лижний спорт) та ін.

У 1996–1997рр. колектив кафедри біомеханіки Українського державного університету фізичного виховання і спорту взяв участь у спільному українсько-американському проекті "ШАТЛ-97", що передбачав політ першого українського астронавта на американському космічному кораблі "Шатл". За успішну розробку та реалізацію програми гравітаційної підготовки українських астронавтів до їх першого польоту на американському кораблі "Шатл" Національним космічним агентством України та Федерацією космонавтики України у квітні 1998 р. А.М. Лапутіна, Т.О. Хабінець, Ю.О. Юхна нагороджено Почесними медалями ім. Ю. Кондратюка.

Наукова робота професора А.М. Лапутіна була відзначена Золотою медаллю ВДНГ України (1990), Золотою медаллю ім. акад. М.В. Келдиша АН СРСР та Федерації космонавтики СРСР (1990). На Міжнародному конкурсі фундаментальних наукових досліджень у галузі біології А.М. Лапутін отримав індивідуальний грант Міжнародного фонду Сороса (1995).

З середини 90-х років В.О. Кашуба під керівництвом А.М. Лапутіна почав розробляти новий науковий напрям у вивченні рухових можливостей людини –

дослідження динаміки зміни її геометрії мас в онтогенезі.

Розвиваючи власний оригінальний напрям у біомеханіці, фахівці повідної кафедри біомеханіки, використовуючи вже відомі, традиційні та широко апробовані методи дослідження онтогенетичного розвитку рухової функції людини, розробили та вдало застосували нові методи оцінки геометрії мас її тіла. Надзвичайно цінним є те, що при розробці методики об'єктивної оцінки геометрії мас організму, що розвивається, було виявлено закономірний зв'язок певних геометричних параметрів розподілу маси тіла з енергетикою організму людини. Це відкриває певні перспективи та можливості корекції енергетичного статусу організму у процесі онтогенетичного розвитку людини.

У останні роки до навчального плану зі спеціалізації "біомеханіка спорту" було включено кінезіологію, динамічну анатомію, психомоторику, клінічну біомеханіку спорту, вікову біомеханіку, біомеханічний аналіз, біометрію, ергономічну біомеханіку, технічні засоби у реабілітації і рекреації та експлуатацію тренажерних систем. Усі ці предмети органічно взаємопов'язані. Ця єдність інтегрується завдяки основному об'єкту дослідження та викладання – рухам, руховим діям людини. У зв'язку з цим було прийнято рішення об'єднати усі навчальні предмети під спільною назвою "кінезіологія".

Оцінюючи перспективи розвитку біомеханіки в Україні, слід відмітити виражені тенденції до розширення географії поширення центрів спеціальних досліджень у цій галузі, зокрема появи їх у Львові (О.Ю. Рибак, Б.О. Виноградський та ін.), Харкові (В.П. Бізін, С.С. Єрмаков та ін.), Чернігові (Н.О. Носко та ін.), Сумах (А.В. Брижаний, А.М. Ратов) та в інших містах країни. Намітилися позитивні перспективи міжнародного наукового співробітництва з колегами з США, Швеції, Фінляндії, Данії, Польщі, Франції та інших країн.

У майбутнє біомеханіки сьогодні можна дивитися з оптимізмом, оскільки у різних регіонах України та в інших країнах досягнуто досить значних успіхів у розвитку як фундаментальних, так і прикладних досліджень. Тому є усі підстави припускати, що найближчим часом з'являться нові, більш досконалі біомеханічні технології дослідження рухової функції людини.

Контрольні запитання

1. Що таке біомеханіка?
2. У чому полягає головна відмінність руху біологічних об'єктів від неживих фізичних тіл?
3. Що є об'єктом пізнання і областю вивчення біомеханіки?
4. Розвиток фізичних знань та зародження біомеханіки.
5. Розробка методики вивчення рухів.
6. Становлення теорії біомеханіки як науки.
7. Системно-структурний підхід і його значення для вдосконалення рухів.
8. Розвиток біомеханіки на сучасному етапі.
9. Загальні і приватні задачі біомеханіки.

10. Основні напрямки біомеханіки.
11. Взаємозв'язок біомеханіки з іншими навчальними дисциплінами.
12. Хто першим ввів термін «механіка»?
13. Хто автор першої книги з біомеханіки? Як вона називалася?
14. Виділіть основні етапи розвитку біомеханіки.
15. З іменами яких учених пов'язано виникнення і розвиток вітчизняної біомеханіки?
16. Що зумовило бурхливий розвиток біомеханіки у другій половині ХХ століття?

БІОМЕХАНІЧНІ ХАРАКТЕРИСТИКИ РУХІВ

Зміна руху відбувається у просторі, а простір описується у тих чи інших системах відліку. Для того щоб упорядкувати уявлення про довколишній простір, вводяться певні системи просторових координат, повний простір поділяють на частини — квадранти. Існують різні системи координат: прямокутні, косокутні, сферичні та ін. Розрізняють плоскі та просторові координати: плоскі дають змогу фіксувати положення точки на площині, а просторові — у просторі. Вивчення рухів біомеханічної системи тіла людини надзвичайно утруднене через складне просторове розташування її численних частин у різні моменти часу. Можна описати її рухи тільки для однієї площини (наприклад, сагітальної), але у цьому разі багато рухових механізмів більшості локомоторних актів залишаються невивченими, а загальна картина рухів буде викривленою.

Рух будь-якої точки тіла людини тільки тоді слід вважати за встановлене, коли спосіб визначення її положення у будь-який момент часу, у будь-якій площині простору відомий. Для об'єктивного вивчення характеристики рухів людини необхідно якимось чином моделювати її тіло. У біомеханіці існують два способи моделювання тіла людини: перший — уявити її тіло як матеріальну точку і другим — уявити тіло людини як систему матеріальних точок. Тіло людини можна уявити як матеріальну точку, якщо при дослідженні його розмірами можна знехтувати, припускаючи одночасно, що у матеріальній точці сконцентрована вся маса її тіла. Якщо при вивченні рухів розмірами тіла не можна знехтувати, то воно приймається як система матеріальних точок і може бути графічно зображене у вигляді біокінематичної схеми.

Існують різні способи визначення рухів тіла людини як матеріальної точки це: природний, координатний та векторний. При цьому використовуються кінематичні характеристики руху: траєкторія, швидкість, прискорення, форма руху точки (прямолінійна, криволінійна). При аналізі руху тіла як системи матеріальних точок, то використовують такі її характеристики: форма рухів (за формою рух може бути поступальним, обертальним або складним), швидкість, прискорення (розглядаються та співставляються характеристики рухів різних точок системи). Для визначення положення тіла людини у просторі, встановлюють місце його точок у просторі відносно обраної системи координат з урахуванням часу. Однак ця проблема ускладнюється тим, що біоланки його рухової системи переміщуються за власними траєкторіями і займають у просторі певне місце відносно усього тіла. При вивченні спортивної техніки, трудових процесів та управління часто виникає необхідність визначити не стільки положення усього тіла людини у просторі, скільки відносне взаємне розташування окремих його елементів та біоланок. Щоб визначити просторове розташування матеріальних точок тіла людини, необхідно прийняти певну систему відліку для вимірювання кінематичних характеристик складних рухів. Така система відліку має базуватися на цілком визначеній системі координат, об'єктивно відображати кінематику як окремих біоланок, так і усього тіла

людини. При її практичному застосуванні необхідно урахувати правила антропометрії та матеріали біомеханічної класифікації рухового апарату людини.

Закони механіки об'єктивно та зручно застосовувати для біомеханіки тоді, коли рух тіла людини розглядається у так званій інерціальній системі координат. Оскільки нерухомої системи координат практично не існує, то інерціальну координатну систему для тіла людини можна вважати умовно нерухомою системою відліку. Такою системою може бути географічна координатна система відліку, що являє собою прямокутний тригранник, вершина котрого співпадає з точкою земної поверхні, де у даний момент перебуває людина, одна вісь спрямована за дотичною паралельно на схід, друга — за дотичною до меридіана на північ, а третя — за вертикаллю у зеніт.

Географічний інерціальний тригранник має бути обов'язково пов'язаний з координатною системою людини, щоб можна було визначити істинну орієнтацію усіх частин та біологів її тіла. Система біологів хребетного стовпа людини у фронтальній площині у нормі відповідає напрямку істинної просторової вертикалі. Вісь симетрії проходить через фронтальну площину тіла у ділянці пупка спереду, п'ятого поперекового хребця ззаду й перетинає вертикаль у ділянці п'ятого поперекового хребця. У тому ж місці розташовано загальний центр мас тіла людини у випадку, якщо людина перебуває у положенні антропометричної стійки. Дана ділянка являє собою своєрідний геометричний центр симетрії основних мас тіла людини.

Найзручнішим місцем розміщення центра соматичного координатного тригранника є антропометрична поперекова точка, котра розташована на вершині остистого відростка п'ятого поперекового хребця. У цьому випадку числова координатна вісь Z відповідає напрямку істинної вертикалі, осі X та Y розташовуються під прямим кутом у горизонтальній площині та відповідають сагітальному (Y) та фронтальному (X) напрямкам (рис. 1).

Слід зауважити, що коли фігура людини перебуває у загальноприйнятому для анатомічних вимірювань положенні стоячи, то соматична система координат буде так само, як і географічна, умовно інерціальною системою. Тому визначити координати будь-якої точки її тіла відносно двох даних систем у такому положенні досить просто.

Застосування соматичної системи відліку створює зручний перехід від інерціальної системи до неінерціальної при переміщеннях тіла з прискоренням. Тоді соматична система, що визначає вихідне положення тіла, перетворюється з інерціальної на неінерціальну, у котрій значно простіше визначити відносний рух біологів. Надалі у разі необхідності можна визначити й абсолютні рухи окремих точок та біологів практично у будь-якій іншій системі відліку.

При застосуванні соматичної системи відліку з'являється можливість використання так званої просторової антропометрії — визначення будь-якої (антропометричної) точки у просторі за допомогою координатного методу.

Декартова система координат на площині складається з двох взаємно перпендикулярних осей — абсциси (X) та ординати (Y). Декартовою ж системою

координат у просторі вважається впорядкована трійка взаємно перпендикулярних осей координат із одним загальним початком (0) на кожній з них та з одним і тим самим масштабним відношенням. Для визначення координат будь-якої точки досліджуваних просторових фігур біологів необхідно застосовувати три числові осі: X (абсциса), Y (ордината) та Z (апліката). При цьому позитивна на піввісь X має сполучатися з позитивною напіввісю Y обертанням на 90° проти годинникової стрілки, якщо дивитися з позитивної напіввісі OZ. У результаті побудови трьох координатних осей у просторі можна розрізнити координатні площини, котрі проходять через дві будь-які координатні осі.

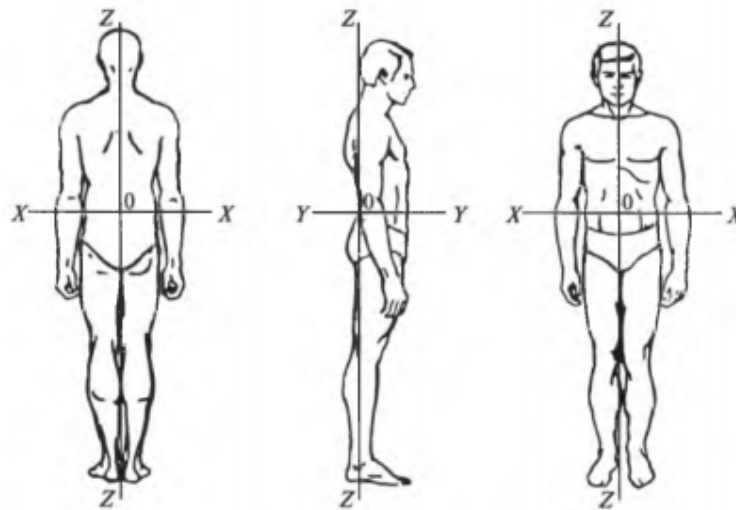


Рис. 1. Соматична система координат

Координатний метод дає змогу визначити положення на площині й у просторі не тільки окремих точок, але й різних ліній та поверхонь, котрими можуть бути, зокрема, окреслення частин тіла, поверхні обличчя, кінцівок тощо. Усі ці плоскі або просторові фігури можуть бути задані за допомогою чисел або числових співвідношень, над котрими можна виконувати практично будь-які математичні операції.

Окрім прямокутної декартової координатної системи для визначення просторових характеристик тіла людини можна застосовувати так звану **косокутну систему координат**, у котрій числові осі перетинаються не тільки під прямим кутом.

На цьому можливості координатного методу не вичерпуються. У деяких випадках доцільно застосовувати полярну та сферичну системи координат на площині та у просторі. У багатьох випадках доцільно вводити одночасно прямокутні, полярні та сферичні координатні системи. Це дозволяє розв'язувати різноманітні просторові завдання в антропометрії та біомеханіці.

Отже, у тій або іншій системі відліку усі точки тіла людини можуть бути описані такими біокінематичними характеристиками: 1) траєкторія руху; 2) форма руху; 3) шлях руху; 4) час руху; 5) швидкість руху; 6) прискорення руху.

Системи відліку (відстані) — умовно обране тверде тіло, відносно якого визначають положення інших тіл у різні моменти часу.

До системи відліку часу входить певний початок та одиниці відліку. В умовах змагань за початок відліку часу беруть суддівський час, тобто "секундоміри виставляють на нуль".

Часові характеристики розкривають рух у часі, коли він почався і коли закінчився (момент часу), як довго тривав (тривалість руху), як часто виконувався рух (темп), як рухи були побудовані у часі (ритм).

Разом з просторово-часовими характеристиками вони визначають характер рухів людини. Визначаючи, де знаходилася та чи інша точка тіла у просторі, слід визначити, коли вона там була.

Кінематика рухів людини

Механіка розглядає найпростіші форми руху матерії – механічні. Такий рух складається в зміні взаємного розташування тіл або їх частин в просторі з плином часу. При аналізі необхідно виходити з ряду основних понять. Розглянемо їх окремо.

Матеріальною точкою називається тіло, розміри і форма якого неістотні в розглянутій задачі. Наприклад, при вивченні швидкості проходження дистанції марафонцем немає ніякої необхідності розглядати частини тіла спортсмена окремо, оскільки розміри атлета і відстань, їм пройденої, відрізняються на чотири порядки величини.

Системою матеріальних точок або тіл (механічною системою) називається подумки виділена сукупність матеріальних точок або тіл, які в загальному випадку взаємодіють як один з одним, так і з тілами, які не включені до складу цієї системи. За певних умов біомеханіка розглядає тіло спортсмена саме як систему матеріальних тіл.

Класична механіка, тобто механіка, що має справу з тілами, які рухаються з малими швидкостями, на відміну від релятивістської або квантової механіки, що розглядає рух тіл зі швидкістю, близькою до світлової або рух елементарних частинок, складається з трьох основних відділів: статички, кінематики та динаміки.

У статичці досліджуються закони додавання сил та умови рівноваги твердих, рідких і газоподібних тіл. У кінематиці вивчається механічний рух тіл, поза зв'язку з визначенням її взаємодії між тілами. В динаміці розглядається вплив взаємодії між тілами на їх механічне рух.

Суттєвою характеристикою руху є переміщення точки. Залежно від розмірності простору воно може одно-, дво- або тривимірним (або об'ємним). Траєкторією називають умовну лінію, котру описує точка, що рухається у просторі. Ця лінія визначається поведінкою векторної величини - радіус-вектором - з деякою точки відліку.

Положення руху точки і деякий фіксований момент часу $t = t_0$ називається початковим становищем точки. Довжина шляху точки визначається відстанню між початковим становищем і становищем її в певний момент часу t і є скалярною функцією $s = s(t)$.

Рух матеріальної точки характеризується її швидкістю. У разі рівномірного руху (тобто коли точка за рівні проміжки часу проходить рівний шлях) швидкість визначається довжиною шляху, пройденого за весь час руху. У загальному випадку, коли рух нерівномірний і змінює свій напрямок, швидкість визначається як векторна величина \mathbf{v} , що дорівнює першій похідній від радіус-вектора \mathbf{r} руху точки:

$$\mathbf{v} = \frac{d\mathbf{r}}{dt} = \dot{\mathbf{r}}$$

Швидкість спрямована по дотичній до траєкторії в сторону руху точки і чисельно дорівнює першій похідній від довжини шляху у часі:

$$v = \frac{ds}{dt} = \dot{s}$$

Якщо точка рухається в тривимірному просторі, описуваному декартовою системою координат, то необхідно розглядати окремо проєкції вектора швидкості на кожен вісь (x, y, z). В цьому випадку:

$$v_x = \dot{x}, \quad v_y = \dot{y}, \quad v_z = \dot{z} \quad \text{або} \quad v = \sqrt{\dot{x}^2 + \dot{y}^2 + \dot{z}^2}$$

Швидкість зміни швидкості при нерівномірному русі характеризується прискоренням \mathbf{a} , яке визначається за формулою:

$$\mathbf{a} = \frac{d\mathbf{v}}{dt} = \dot{\mathbf{v}}$$

Вектор прискорення проходить через головну нормаль і дотичну до траєкторії та спрямований в бік угнутості траєкторії. Для тривимірного руху як і у випадку зі швидкістю необхідно працювати з кожною з координат.



Рух точки називається прискореним, якщо чисельне значення її швидкості зростає з плином часу і прискорення має позитивне значення. Рух точки називається уповільненим, якщо чисельне значення її швидкості зменшується з плином часу і прискорення має від'ємне значення.

Якщо під час руху тіла взаємне розташування матеріальних точок, що складають його, не змінюється, воно не деформується (не змінює форму і об'єм) і називається абсолютно твердим тілом. Для такого тіла характерні наступні види руху:

- поступальний, коли всі крапки мають однакові траєкторії переміщення;
- обертальний, коли рух відбувається навколо осі обертання;
- складне, коли рух складається з двох і більше простих рухів; наприклад, тіло може здійснювати обертальний рух, а вісь обертання може рухатися тим часом поступально.

Для поступального руху абсолютно твердого тіла справедливі закони, наведені вище. Обертальний рух розбивається на лінійну і кутову складові.

Кутовою швидкістю обертання твердого тіла називається вектор \mathbf{w} , чисельно рівний першій похідній від кута повороту за часом,

$$\mathbf{w} = \frac{d\varphi}{dt} = \dot{\varphi}$$

Напрямок вектора \mathbf{w} збігається з напрямком поступального руху рукоятки свердлика.

Лінійна швидкість \mathbf{v} довільної точки тіла, що обертається визначається за формулою Ейлера:

$$\mathbf{v} = [\mathbf{wr}], \text{ або } \mathbf{v} = \mathbf{wR}$$

в скалярному вигляді,
де R - відстань від вісі обертання до точки.

Циклоїда.

Якщо прикріпити катафот до самого обода колеса і простежити за його траєкторією. Отримані криві належать сімейству циклоїд.

Колесо при цьому буде виробляти кругом (або колом) циклоїди.

Якщо розглядати більш сучасну техніку. То на шляху байка попався камінчик, який застряг у протекторі колеса. Провернувшись кілька кіл з колесом, куди полетить камінь, коли вискочить з протектора? Проти напрямки руху мотоцикла або у напрямку?

Як відомо, вільний рух тіла починається по дотичній до тієї траєкторії, по якій воно рухалося. Дотична до циклоїди завжди спрямована у напрямку руху і проходить через верхню точку виробляє кола. У напрямку руху полетить і наш камінчик.

Пам'ятайте, як Ви каталися в дитинстві по калюжах на велосипеді без заднього крила? Мокра смужка на вашій спині є життєвим підтвердженням щойно отриманого результату.

Століття XVII - це вік циклоїди. Кращі вчені вивчали її дивовижні властивості.

Яка траєкторія приведе тіло, що рухається під дією сили тяжіння, з однієї точки в іншу за найкоротший час? Це була одна з перших завдань тієї науки, яка зараз носить назву варіаційне числення.

Мінімізувати (або максимізувати) можна різні речі - довжину шляху, швидкість, час. У задачі про Брахістохрона мінімізується саме час (що підкреслюється самою назвою: грец. Βράχιστος - найменший, χρόνος - час).

Перше, що спадає на думку, - це прямолінійна траєкторія. Давайте також розглянемо перевернуту циклоїду з точкою повернення у верхній із заданих точок. І, слідуючи за Галілео Галілеєм, - четвертинку кола, що з'єднає наші точки.

Зробимо бобслейні траси з розглянутими профілями і простежимо, який з бобів приїде першим.

Історія бобслею бере свій початок в Швейцарії. У 1924 році у французькому місті Шамоні проходять перші зимові Олімпійські ігри. На них вже проводяться змагання з бобслею для екіпажів двійок і четвірок. Єдиний рік,

коли на Олімпійських іграх екіпаж бобу складався з п'яти чоловік, був 1928. З тих пір в бобслеї завжди змагаються чоловічі екіпажі двійки і четвірки. У правилах бобслею багато цікавого. Звичайно ж, існує обмеження на вагу бобу і команди, але існують навіть обмеження на матеріали, які можна використовувати в ковзанах бобу (передня пара їх рухлива і пов'язана з кермом, задня закріплена жорстко). Наприклад, радій не може використовуватися при виготовленні ковзанів.

Дамо старт нашим четвірки. Який же боб першим приїде до фінішу? Боб зеленого кольору, котився по циклоїдальній гірці, приходить першим !

Чому ж Галілео-Галілей розглядав четвертинку кола і вважав, що це найкраща в сенсі часу траєкторія спуску? Він вписував в неї ламані і зауважив, що при збільшенні числа ланок час спуску зменшується. Звідси Галілей природним чином перейшов до окружності, але зробив невірний висновок, що ця траєкторія найкраща серед усіх можливих. Як ми бачили, найкращою траєкторією є циклоїда.

Через дві дані точки можна провести єдину циклоїду з умовою, що у верхній точці знаходиться точка повернення циклоїди. І навіть коли циклоїди доводиться підніматися, щоб пройти через другу точку, вона все одно буде кривою найшвидшого спуску !

Ще одне гарне завдання, пов'язане з циклоїдою, - завдання про таутохронність. У перекладі з грецької ταύτις означає «той же самий», χρόνος, як ми вже знаємо - «час».

Зробимо три однакові гірки з профілем у вигляді циклоїди, так, щоб кінці гірок збігалися і розташовувалися в вершині циклоїди . Поставимо три бобу на різні висоти і дамо відмашку. Дивовижний факт - все боби прийдуть вниз одночасно !

Завдання про таутохронність полягає в знаходженні такої кривої, що, починаючи з будь-якого початкового положення, час спуску в задану точку буде однаковим.

Християн Гюйгенс довів, що єдиною таутохронність є циклоїда.

Звичайно ж, Гюйгенса не цікавив спуск на крижаних гірках. У той час вчені не мали такої розкоші займатися науками з любові до мистецтва. Завдання, які вивчалися, виходили з життя і запитів техніки того часу. У XVII столітті відбуваються вже далекі морські плавання. Широту моряки вміли визначати вже досить точно, але дивно, що довготу не вміли визначати зовсім. І один із запропонованих способів вимірювання широти був заснований на наявності точних хронометрів.

Першим, хто задумав робити маятниковий годинник, які були б точні, був Галілео Галілей. Однак в той момент, коли він починає їх реалізовувати, він уже старий, він сліпий, і за рік, що залишився свого життя вчений не встигає зробити годинник. Він заповідає це синові, проте той зволікає і починає займатися маятником теж лише перед смертю і не встигає реалізувати задум. Наступною знаковою фігурою був Християн Гюйгенс.

Він зауважив, що період коливання звичайного маятника, що розглядався Галілеєм, залежить від початкового положення, тобто від амплітуди. Замислившись про те, якою має бути траєкторія руху вантажу, щоб час кочення по ній не залежало від амплітуди, він вирішує завдання про таутохронність. Але як змусити вантаж рухатися по циклоїді? Перекладаючи теоретичні дослідження в практичну площину, Гюйгенс робить «щічки», на які намотується мотузка маятника, і вирішує ще кілька математичних задач. Він доводить, що «щічки» повинні мати профіль тієї ж самої циклоїди, тим самим показуючи, що еволюта циклоїди є циклоїда з тими ж параметрами.

Крім того, запропонована Гюйгенсом конструкція циклоїдальних маятника дозволяє порахувати довжину циклоїди. Якщо синю ниточку, довжина якої дорівнює чотирьом радіусів виробляє кола, максимально відхилити, то її кінець буде в точці перетину «щічки» і циклоїди-траєкторії, тобто в вершині циклоїди-«щічки». Так як це половина довжини арки циклоїди, то повна довжина дорівнює восьми радіусів виробляє кола.

Християн Гюйгенс зробив циклоїдальний маятник, і годинник з ним проходили випробування в морські подорожі, але не прижилися. Втім, так само, як і годинник зі звичайним маятником для цих цілей.

Чому ж, однак, до сих пір існують годинникові механізми з звичайним маятником? Якщо придивитися, то при малих відхиленнях, як у червоного маятника, «щічки» циклоїдального маятника майже не впливають. Відповідно, рух по циклоїді і по колу при малих відхиленнях майже збігаються.

У спортивної біомеханіки закони кінематики діють в повному обсязі. Це, як правило, складний рух, пов'язаний з тим, що тіло спортсмена являє собою складний механізм. При розгляді кінематики зустрічається і складний рух в суглобах при виконанні тієї чи іншої вправи, та змінний рух при бігу, коли спортсмен розглядається як матеріальна точка.

Специфічною особливістю біомеханіки є біомеханічні характеристики рухів. Це показники кількісної оцінки, опису та аналізу механічного стану в результаті рухової діяльності. Дослідження рухів людини є процес реєстрації біомеханічних характеристик тіла (розміри, пропорції, розподіл мас, рухливість у суглобах та ін.), рухів всього тіла та його частин.

Біомеханічні характеристики – це заходи механічного стану біомеханічної системи та її зміни (поведінка системи).

При виконанні системного аналізу рухів (встановлення складу системи рухів) характеристики дозволяють розрізняти різні рухи. При здійсненні системного синтезу (визначенні структури системи рухів) біомеханічні характеристики дають можливість встановити ступінь впливу одних рухів на інші.

Кількісні характеристики вимірюються прямо (реєструються), або побічно (розраховуються).

Якісні характеристики описуються словесно, без вказівки кількісної заходи (наприклад, вільно, широко, повільно, плавно, стрімко).

Усі біомеханічні показники діляться на кінематичні, динамічні і енергетичні.

Кінематичні характеристики. Системи відліку відстаней і часу: початок, напрямок і одиниці відліку. Тіла відліку інерціальні та неінерційні.

Просторові характеристики: положення – координати точки, тіла і системи тіл (лінійні і кутові) та руху – траєкторія точки (шлях, переміщення, кривизна та орієнтація траєкторії, положення: початкове, проміжне та кінцеве).

Поступальний і обертальний рух тіла. Траєкторії прямолінійні і криволінійні (постійного та змінного радіуса кривизни).

Тимчасові характеристики: момент часу, тривалість руху тіла і його частин, темпу та ритму рухів.

Просторові характеристики: швидкості та прискорення точок і ланок тіла людини. Використання характеристик у біомеханічному обґрунтуванні спортивної техніки.

Швидкість: середня, миттєва (лінійна та кутова).

Прискорення: позитивне та негативне (лінійне та кутове), нормальне.

Кінематичні характеристики – це заходи положення і руху людини в просторі і в часі: просторові, тимчасові і просторово-часові. Кінематичні характеристики дають можливість порівнювати розміри тіла і його ланок, а також кінематичні особливості рухів у різних людей (спортсменів). Кінематика рухів тіла людини визначає геометрію (просторову форму) рухів і їх зміни в часі (характер) без урахування мас і діючих сил.

Системи відліку відстаней і часу

Система відліку відстаней – умовно вбрання тверде тіло, по відношенню до якого визначають положення інших тіл в різні моменти часу, а також напрямок відліку, одиниці відліку, пункт (лінія) відліку. Абсолютно нерухомих тіл не існує, всі матеріальні об'єкти рухаються. Але одні з них рухаються так, що зміни їх швидкості (прискорення) несуттєві і ними можна знехтувати - це інерційні тіла або інерційні системи відліку. Такими тілами є Земля і всі об'єкти, пов'язані з нею нерухомо. Інші тіла – неінерційні – рухаються з прискореннями, які суттєво впливають на рішення біомеханічного завдання.

З тілом відліку пов'язують початок і напрямок вимірювання відстані і встановлюють одиниці відліку. Система відліку відстаней включає в себе також пункт відліку (точка на досліджуваному тілі), або лінію відліку (при обертальному русі). У деяких випадках рух тіло розглядають як матеріальну точку.

Для опису (завдання) руху застосовуються природний, векторний, координатний способи.

Найпростішою системою відліку є **природний** спосіб відліку відстаней, коли за вихідну точку приймають точку на відомій траєкторії переміщення (кілометровий показчик на дорозі) (рис. 1а).

За природного способу положення точки відраховують від початку відліку, обраного на заздалегідь відомої траєкторії (траса, доріжка) (рис. 1б).

У **векторному** способі відліку відстаней положення точки визначають радіус-вектором R (рис. 1в), проведеним з центру «0» даної системи координат до точки що цікавить (використовується в навігації, орієнтуванні та ін.).

При **координатному** способі переміщення точки описується (задається), як відстань визначають довжиною вектора, а напрямок – кутом між вектором та прийнятим вихідним напрямком (полярна вісь) (рис. 1г) (використовується у вітрильному спорті та в спортивному орієнтуванні).

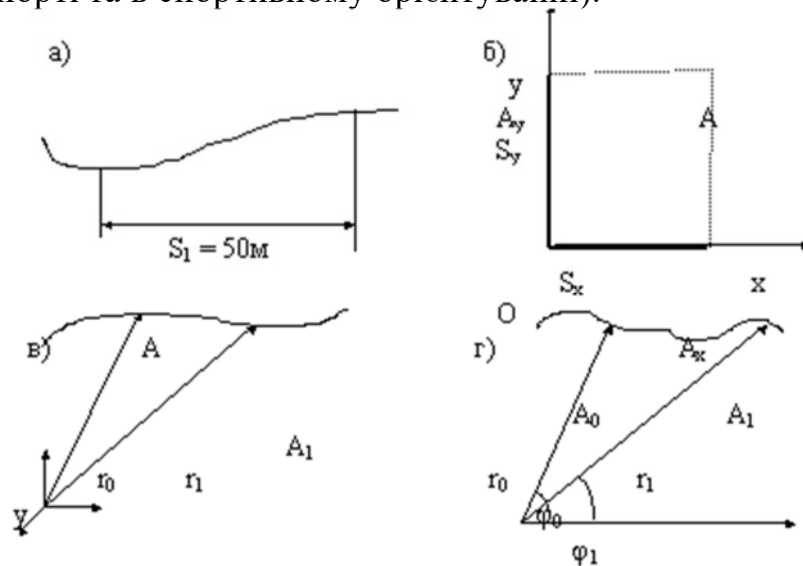


Рис. 1 Способи відліку відстаней.

а) прямокутних координат, б) природний, в) векторний, г) полярний.

Розрізняють лінійні та кутові одиниці вимірювання відстані. Основна лінійна одиниця один метр, Кутова - радіан (кут між двома радіусами кола, вирізати на окружності дугу, рівну радіусу), 1 радіан дорівнює $180^0/\pi$, приблизно 57^0 .

У систему відліку часу входять початок та одиниці відліку. У біомеханіки за початок відліку приймається момент початку руху або його частини, або момент початку спостереження за рухом. Протягом одного спостереження користуються тільки однією системою відліку часу. Одиниця відліку часу - 1 секунда. Час рухається від минулого до майбутнього. Але в біомеханічних дослідженнях можна відраховувати час у зворотному напрямку (наприклад, за 0,5 с до встановлення стопи на опорі).

Просторові характеристики дозволяють визначати положення (за координатами) і руху (за траєкторіями).

Залежно від завдань дослідження тіло людини розглядають як матеріальну точку (переміщення значно більших розмірів тіла); тверде тіло (можна знехтувати деформацією і не враховувати переміщення ланок); систему тіл (важливі особливості рухів ланок).

Координати точки, тіла, системи тіл. Координати точки – просторова міра розташування точки відносно системи відліку. Положення твердого тіла у просторі можна визначити за положенням (координатами) трьох його точок, які не лежать на одній прямій. Використовують також координати загального центру тяжіння тіла (ЗЦТ) та кутові координати щодо вихідного положення (нерухомої системи відліку) – Ейлерові кути. Положення системи тіл, які можуть змінювати свою конфігурацію, визначають за положенням кожної ланки в просторі. У цьому випадку зручно використовувати кутові координати, наприклад, суглобові кути або кути повороту ланок, і за ними встановлювати позу тіла як взаємне розташування ланок. При вивченні руху визначають вихідне положення, з якого рух починається, кінцеве становище, в якому рух закінчується, миттєві (проміжні) положення. Виділяють також початкове положення - положення в момент початку даного виміру.

Траєкторія точки – це геометричне місце положення рухається точки у даній системі відліку. На траєкторії виділяють її довжину, кривизну та орієнтацію в просторі. Таким чином, траєкторія дає просторовий малюнок руху точки. Відстань за траєкторії шляху точки. Кривизна траєкторії показує яка форма руху точки в просторі. Кривизна траєкторії - величина зворотна радіусу кривизни. Орієнтація траєкторії у просторі за однією її формою може бути різною. Орієнтацію прямолінійної траєкторії визначають за координатами точок вихідного (початкового) і кінцевого положень; орієнтацію криволінійної траєкторії – за координатами цих двох та третьої точки, яка не лежить з ними на одній прямій. Переміщення точки показує в якому напрямку і на яку відстань змістилася точка, тобто переміщення визначає розмах та напрямок руху. Лінійне переміщення тіла можна визначити за лінійним переміщенням будь-якій його точки, так як при цьому всі крапки тіла рухаються однаково – подібними траєкторіями, з однаковими швидкостями та прискореннями. Кутове переміщення тіла визначають за кутом радіуса повороту. Отже будь-яке переміщення тіла в просторі можна уявити як геометричну суму його поступальних і обертальних рухів.

Переміщення системи тіл (біомеханічної системи), що змінює свою конфігурацію, визначити досить складно. Тому його іноді розглядають як рух ЗЦТ, або зводять кілька ланок в одне. В даний час неможливо отримати повну картину переміщень всіх основних елементів тіла, включаючи внутрішні органи та рідкі тканини. У біомеханічних системах, що характеризуються невизначеністю рухів в зчленуваннях, ймовірність знайти закон руху всіх ланок тіла в цілому дуже невелика. Ця ймовірність дещо більше в тих вправах, де технічна майстерність проявляється в точному відтворенні задалегідь визначених деталізованих рухах.

Тимчасові характеристики розкривають рух в часі. До них відносяться. Момент часу - коли почалося і коли закінчилося рух. Тривалість руху - як довго воно тривало. Темп (частота) – як часто повторювалося рух. Ритм - як

співвідносилися частини руху по тривалості. Визначаючи положення точки в просторі, необхідно визначати і то, коли вона там була.

Момент часу – тимчасовий захід положення точки, тіла, системи тіл. Момент часу визначають проміжком часу до нього від початку відліку. Виділяють не тільки момент початку і закінчення руху, а й моменти істотно зміни руху - моменти зміни фаз.

Тривалість руху – це його тимчасовий захід, яка вимірюється різницею моментів часу закінчення та початку руху:

$$\Delta t = t_k - t_n.$$

Самі моменти, як кордони між двома суміжними проміжками часу тривалості не мають.

Величина зворотна тривалості руху називається темп або частота рухів. Вона вимірюється кількістю рухів, що повторюються в одиницю часу:

$$f = \frac{1}{\Delta t}$$

Таким чином, частота рухів – тимчасовий захід їх повторності. Частота рухів може служити показником підготовленості в циклічних видах спорту.

Ритм рухів (тимчасової) – це тимчасовий захід співвідношення частин (фаз) руху. Він визначається по співвідношенню тривалості частин руху:

$$\Delta t_{12}/\Delta t_{23}/\Delta t_{34}$$

Ритм величина безрозмірна. Щоб визначити часовий ритм руху виділяють фази, тобто частини рухової дії, що розрізняються за завданням руху, його напрямком, швидкістю та іншими характеристиками. Ритм пов'язаний з характером та проявом зусиль. Таким чином за ритмом можна в деякій мірі судити про ступінь досконалості рухів. У ритмі особливо важливі акценти - розміщення максимальних зусиль у часі.

Просторово-часові характеристики. За просторово-часових параметрів визначають, як змінюється положення та рух людини в часі, як швидко змінює людина своє положення (швидкість) та рух (прискорення).

Швидкість точки – просторово-часова міра руху точки (швидкість зміни її положення). Вона визначається відношенням шляху до часу, за яке він був пройдений:

$$V = dS/dt,$$

та за змінами координат в часі. Так як швидкість руху людини частіше за все не постійна, а змінна (рух нерівномірний і криволінійний), для розбору вправ визначають миттєві швидкості, тобто швидкості в даний момент часу або в даній точці траєкторії – це швидкості рівномірного руху на дуже малому відрізку траєкторії.

Швидкість величина векторна, тобто вона характеризує – що, куди та як швидко рухається. Лінійна швидкість точки в прямолінійній русі напрямком за траєкторією, тобто вектор швидкості збігається з вектором переміщення. У криволінійному русі вектор швидкості спрямований за дотичній до траєкторії в кожній розглянутій її точці.

Швидкість тіла визначають за швидкістю його точок. При поступальному русі тіла лінійні швидкості всіх його точок однакові за величиною та напрямком. При обертальному русі визначають кутову швидкість тіла, та як міру швидкості зміни його кутового положення:

$$\omega = \Delta\varphi/\Delta t = V/r \text{ (рад/с)}.$$

Звідси лінійна швидкість точки тіла, що обертається дорівнює добутку кутової швидкості на радіус обертання цієї точки. З цього випливає, що чим більше відстань від точки тіла до осі обертання, тим більше лінійна швидкість цієї точки.

Швидкості складного руху твердого тіла можна визначити за лінійної швидкості будь-якого полюса і кутової швидкості обертання тіла щодо цього полюса.

Для визначення швидкості системи тіл, що змінює свою конфігурацію, визначають лінійну швидкість ЗЦТ цієї системи, а також швидкості (кутові і лінійні) окремих ланок цієї системи.

Прискорення точки – просторово тимчасова міра зміни руху точки (швидкість зміни руху) – за величиною і напрямком швидкості. Кількісно прискорення визначається зі зміни швидкості точки в часі:

$$a = \Delta V/\Delta t = \Delta S/\Delta t^2.$$

Прискорення – величина векторна, що характеризує зміну швидкості за її величиною та напрямком в даний момент (миттєве прискорення). У разі криволінійного руху вектор прискорення можна розкласти на складові:

а) дотичне (тангенціальне) прискорення, спрямоване вздовж дотичної до траєкторії в даний точці:

$$a = \Delta V/\Delta t = r * \varepsilon ;$$

б) нормальне прискорення, спрямоване всередину кривизни перпендикулярно до вектора швидкості:

$$a_n = V^2/r = \omega^2 * r.$$

Дотичне прискорення буде позитивним, якщо швидкість окуляри зростає і негативним, коли швидкість зменшується. Лінійного прискорення в поступальному русі відповідає кутове прискорення в обертальному русі.

Кутове прискорення тіла визначається як міра зміни швидкості його кутової швидкості:

$$\varepsilon = \Delta\omega/\Delta t = \Delta^2 \varphi/\Delta t .$$

Лінійне і кутове прискорення точки пов'язані, як і швидкості точки:

$$\varepsilon = a/r. \text{ І навпаки, } a = \varepsilon * r.$$

Прискорення служить гарним показником якості (тобто величини і своєчасності) докладених зусиль. Одночасно найбільш авторитетні джерела говорять, що прискорення системи тіл, що змінює свою конфігурацію, визначається ще складніше, ніж швидкість.

Динамічні характеристики. Якщо вивчення кінематики дає відповідь на питання «як рухається точка, тіло, система тіл?», То для вивчення (розкриття

механізму) рухів – з'ясування причини їх виникнення та ходу зміни – досліджують динамічні характеристики.

До них відносяться:

1. інерційні характеристики, тобто особливості тіла людини і рухомих їм тіл (маса, центр мас, момент інерції тіла, радіус інерції);
2. силові характеристики - або особливості взаємодії ланок тіла та інших тіл (сила і момент сили, імпульс сили і моменту сили, кількість руху і кінетичний момент);
3. енергетичні характеристики - стану та зміни працездатності біомеханічної системи (робота сили, кінетична і потенційна енергія, енергія пружної деформації, потужність, коефіцієнт корисної дії).

Інерційні характеристики.

Фізична сутність явища інерції розкривається першим законом Ньютона: «Існують системи відліку, відносно яких швидкість тіла не змінюється, якщо на нього не діють інші тіла, або дії цих тіл взаємокомпенсуються». Такі системи відліку називаються **інерціальними**. Згідно із зазначеним законом Ньютона (законом інерції), якщо на тіло не діють інші тіла або дії інших тіл взаємокомпенсуються, то у випадку інерціальної системи відліку тіло знаходиться в спокої або рухається рівномірно та прямолінійно. Всі інерціальні системи відліку знаходяться в спокої або рухаються без прискорення ($= 0$)

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

Інерція – властивість тіл зберігати швидкість постійною при відсутності зовнішніх впливів. Сама інерція не має заходи (вимірювача). Але під дію сил різні тіла змінюють свою швидкість по-різному. Це їх властивість (інертність) – має міру. Інертність – властивість фізичних тіл, що з'являється при поступовій зміні швидкості з плином часу під дією сил.

Маса тіла – міра інертності тіла при поступальному русі. Вона вимірюється ставленням прикладеної сили до викликаного нею прискорення:

$$F = m * a.$$

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

Центром маси тіла (ЦМТ) називається точка перетину прямих, уздовж яких повинно бути спрямовано сили, щоб тіло рухалося поступально (без обертання). Ні в якому разі не можна казати, що це точка, в якій сконцентрована вся маса тіла, або що це точка, до якої прикладена сила тяжіння: ЦМТ – це чисто уявна, розрахункова точка. Розташування ЦМТ тіла людини обумовлюється анатомо-фізіологічними особливостями, позою, функціонуванням органів травлення, дихальної, транспортної та інших систем, що забезпечують переміщення певних речовин у організмі в процесі його життєдіяльності.

Визначення розташування (наприклад, координат) ЦМТ – дуже важливе завдання біомеханіки, адже траєкторія руху центра маси тіла та центрів маси окремих його частин у багатьох випадках є показниками досконалості техніки.

У абсолютно твердому тілі є три точки, положення яких збігається – центр мас (ЦМ), центр інерції (ЦІ) і центр тяжіння (ЦТ). Але це не тотожні поняття. У ЦМ перетинаються напрямки дії сил, кожна з яких викликає поступальний рух тіла. У поняттях ЦІ – точка докладання всіх фіктивних сил інерції. У ЦТ – точка докладання рівнодіюча всіх сил тяжкості.

Характеристики положень тіла людини у просторі

При рішенні різних завдань біомеханіки, біологічне тіло, у тому числі і тіло людини, розглядається як матеріальний об'єкт і залежно від співвідношення його розмірів з розмірами навколишніх тіл в просторі його приймають матеріальною точкою або матеріальним тілом (системою матеріальних точок). Так, наприклад, біологічне тіло вважають матеріальною точкою, якщо його розміри нехтує в порівнянні з розмірами інших, об'єктів, що оточують його, або його розміри несумірно з переміщеннями тіла в просторі. У ряді випадків біологічні тіла або їх окремі складові (сегменти), сполучені в суглобах, можна розглядати як абсолютно тверді тіла, якщо в дослідженні можна нехтувати змінністю відстаней між їх точками. В цьому випадку тіла і їх сегменти при русі приймають такими, що не деформуються або незмінними. У поширених у біомеханіці моделях, тіло людини приймають у вигляді механічної системи зі взаємозв'язаними між собою сегментами(ланками), а рух тіла і його ланок вивчають, вважаючи їх абсолютно твердими стержнями різної форми.

Хоча такі моделі біологічних об'єктів значно спрощують дійсність, практичне їх використання у біомеханіці підтверджує їх придатність для аналізу рухів біологічних тіл.

До основних біомеханічних характеристик тіл або біомеханічних систем, відносять:

- характеристики, що визначають положення тіла або біомеханічної системи в просторі;
- характеристики, що визначають розподіл маси тіла або біомеханічної системи в просторі, називають мас - геометричними характеристиками;
- характеристики, що визначають закони рухи тіл, називаються кінематичними і кінетичними характеристиками. Велике значення приділяється вимірам цих характеристик.

Для визначення положення тіла людини, його частин або характерних точок тіла зручно використати три взаємно перпендикулярні анатомічні площини і осі, а також нерухомі і рухливі системи декартих координат, показані на рис.1.

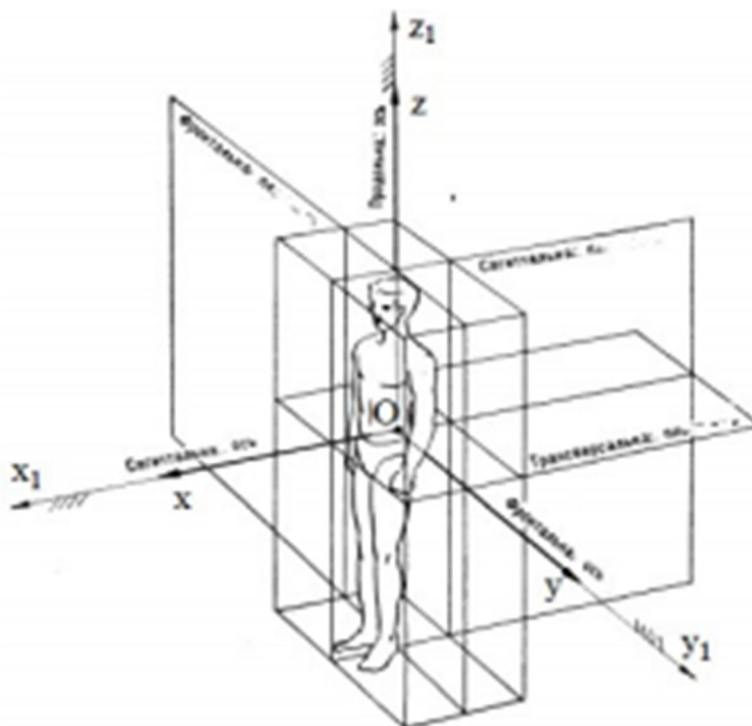


Рис. 1. Тіло людини в основній вертикальній стойці

Систему декартих координат $OXYZ$ жорстко зв'язують з тілом людини і поміщають її початок відліку в антропометричній точці, що належить вершині остистого відростка п'ятого поперекового хребця.

Нерухому систему координат $O_1X_1Y_1Z_1$ можна розмістити у будь-якому місці простору, зокрема поєднавши її початок в точці O , а її осі в початковому положенні раціонально орієнтувати, поєднуючи їх з осями рухливою координатною системою $OXYZ$.

Вертикальна площина, що проходить через «передню серединну» і хребетну лінії, а також будь-які площини, які паралельні їй або площини XOZ називаються сагітальними. Сагітальними площинами тіло розділяється на ліву і праву частині, а одна з них є площиною симетрії тіла.

Вертикальна площина, перпендикулярна сагітальною, і будь-які площини, паралельні їй або площини XOZ називаються фронтальними. Ці площини розділяють тіло на передню і задню частині.

Горизонтальна площина і будь-які площини їй паралельні, перпендикулярні сагітальної і фронтальною і називаються трансверсальними. Останні розділяють тіло на верхню і нижню частині.

Анатомічні осі - сагітальна, фронтальна і подовжня співпадають з напрямками координатних осей OX , OY , OZ , відповідно. Якщо вісь OY направити у бік лівої руки людини, то ці осі утворюють праву ортогональну систему координат.

Положення тіла в просторі характеризується його місцем, орієнтацією і позою.

Місце тіла визначає в якій частині простору знаходяться людина.

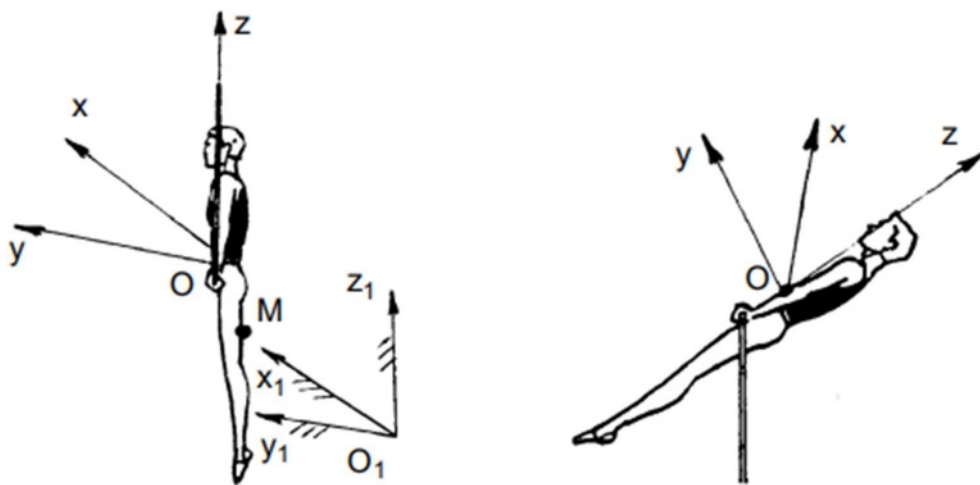


Рис. 2 Рис. 3.

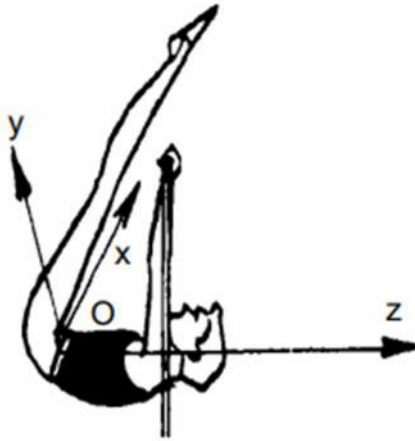


Рис. 4.

Орієнтація визначається поворотами тіла, а відповідно і поворотами рухливої системи координат OXYZ з ним пов'язаною, відносно нерухомою.

Нагадаємо, що усе вище перелічене справедливо для незмінного твердого тіла. Для біомеханічних систем, що складаються з сегментів, характерними є їх пози.

Поза людини визначається взаємним розташуванням його частин (ланок) в системі координат, пов'язаній з тілом. Так, наприклад, на рисунках 2 і 3 показані різні орієнтації тіла, але в однаковій позі. На рис. 4 поза людини змінена по відношенню до координатної системи, пов'язаної з тілом людини.

Пози людини у рамках такої моделі можна інтерпретувати, як розташування ланок моделі в системі координат OXYZ. У простому випадку модель тіла людини розташовують в якій або з анатомічних площини.

Зрозуміло, що у рамках плоскої моделі позу людини можна описати завданням координат крайніх двох точок кожної ланки моделі в системі координат, пов'язаній з тілом.

До мас - геометричним характеристикам (М. Г. Х.) біомеханічних систем відносять масу, моменти інерції, центр мас, площі поверхні і об'єми тіл, центри додатка рівнодійних гідростатичних сил, що діють в об'ємі або на поверхні тіла. Їх використовують при рішенні різних рухових завдань людини. Центром мас називається точка, координати якої обчислюються за формулами :

$$x_c = \frac{\sum m_k x_k}{M}; \quad y_c = \frac{\sum m_k y_k}{M}; \quad z_c = \frac{\sum m_k z_k}{M},$$

M – маса системи(тіла), m_k - маси її матеріальних точок.

У полі тяжіння центр мас співпадає з центром тяжіння. Центр мас людини займає різне положення залежно від пози людини.

Осьовий момент інерції характеризує розподіл мас і дорівнює сумі добутків маси кожної точки системи на квадрат її відстані до відповідної осі.

$$J_x = \sum m_k h_{kx}^2; \quad J_y = \sum m_k h_{ky}^2; \quad J_z = \sum m_k h_{kz}^2,$$

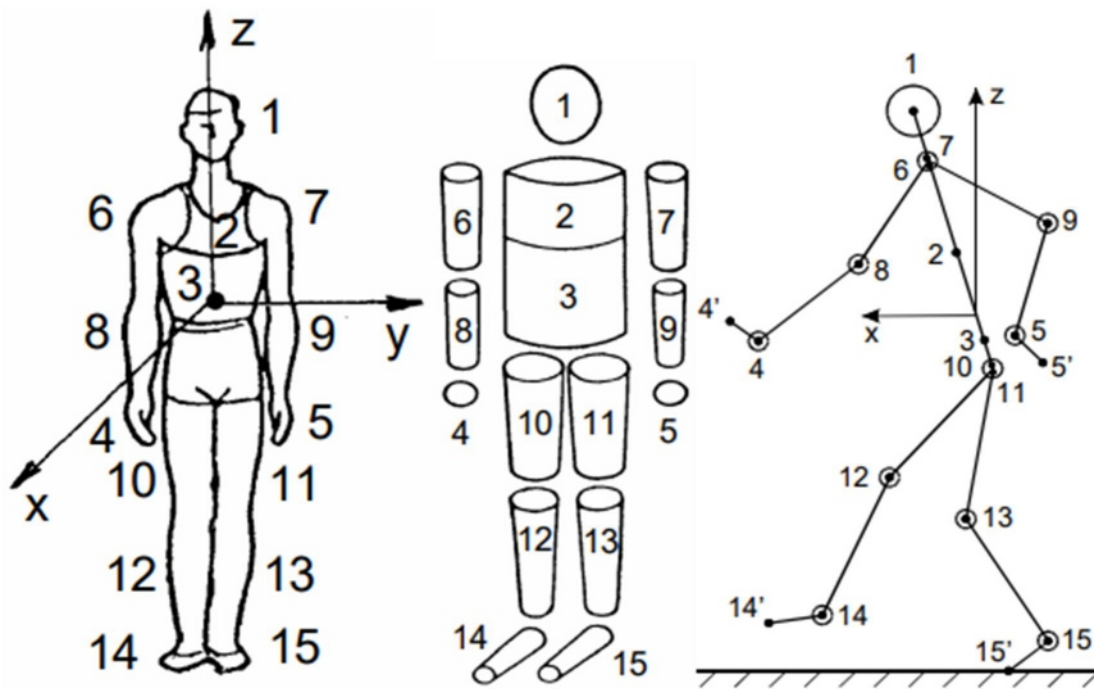
Розмірність осьового моменту інерції в СІ [кг.м²].

Площу поверхні тіла зазвичай визначають наступними експериментальними методами: викраяній, планіметричний, силуетний, лінійних вимірів, відео електронний і інші. Можна використати наближені номограми, приведені в [1]. Відомі для визначення площі поверхні тіла різні наближені формули. Наприклад, у формулі $S = 0,0485 m/h$, S - площа тіла [м²], m - маса тіла [кг]; h - довжина тіла [см].

Сила лобового опору тіла при його русі відносно зовнішнього середовища залежить від міделя $S\tau$ - величини проекції поверхні тіла на площину перпендикулярну до напрямку руху. Значення міделя при різних взаємодіях тіла із зовнішнім середовищем (вода, повітря) залежно від пози оцінюється у відсотках від загальної площі поверхні тіла. Для різних видів пересування тіла людини в середовищі найбільш раціональне значення міделя $S\tau$ - визначають по наступних залежностях: для ходьби - $S\tau = 0.31 S$; для бігу - $S\tau = 0.25 S$; для пересування на велосипеді (велоспорт) - $S\tau = 0.21 S$; для спуску на лижах (гірськолижний спорт) - $S\tau = 0.13 S$.

Для фізико-математичного моделювання біомеханічних систем, зокрема тіла людини, використовуються різні моделі.

Модель тіла людини представляють у вигляді механічної системи, наприклад, так, як показано на рис. 5.



Для визначення мас - геометричних характеристик використовують, наприклад, рівняння множинної регресії :

$$y = B_0 + B_1x_1 + B_2x_2,$$

де x_1 - маса тіла [кг], x_2 - довжина тіла [м], B_0 , B_1 , B_2 - коефіцієнти, значення яких представлені в спеціальних таблицях. Останні отримані методами статистичної обробки результатів обстеження великої вибірки різних груп людей.

Існують і інші методи для визначення мас - геометричних характеристик тіла людини. Так, наприклад, масу ланки, в % від загальної маси тіла, і положення центру мас на осі ланки можна визначити скориставшись даними Рисунок. 5.

Додатково у біомеханіці використовують такі поняття як центр об'єму і центр поверхні. Ці характеристики біомеханічної моделі тіла також відносяться до мас - геометричних характеристик

Зупинимося коротко на одній з таких моделей, найбільш задовільною для використання при вивченні рухових завдань біомеханіки людини. Для побудови такої моделі, тіло людини представляють тим, що складаються з п'ятнадцяти сегментів (ланок).

Кожна така ланка відповідає цілком певній частині тіла, як це показано на рис.5, де цифрами позначено: ланка 1 - голова і шия; ланка 2 - верхній відділ тулуба; ланка 3 - середній і нижній відділ тулуба; ланки 4 і 5 - кисті; ланки 6 і 7 -

плечі; ланки 8 і 9 - передпліччя; ланки 10 і 11 - стегна; ланки 12 і 13 - гомілки; ланки 14 і 15 - стопи.

Тут все п'ятнадцять, виділених вище сегментів тіла, моделюються жорсткими стержнями, маси яких зосереджені в окремих точках кожної ланки. Стержні прийняті сполученими шарнірно в суглобах тіла.

Механічна модель тіла складається з ланок(сегментів), що приймаються у вигляді циліндрів, усічених конусів і, можливо, інших геометричних фігур. На рис.6 позначено: 1 - голова, 2 - верхній відділ тулуба, 3 - середній і нижній відділи тулуба, 4, 5 - кисті рук, 6,7 - плечі, 8, 9 - передпліччя, 10,11 - стегна, 12,13 - гомілки, 14,15 - стопи. Для адекватності моделі розміри її ланок визначають антропометричними методами. За цими даними обчислюють М. Г. Х. ланок і тіла в цілому.

Центр об'єму тіла - це точка прикладення рівнодійної сил гідростатичного тиску. Із-за різної щільності багатьох частин тіла ця точка не співпадає з центром мас тіла. Для основної стійкі тіла центр об'єму знаходиться на декілька сантиметрів вище за його центр мас.

Центр поверхні тіла - це точка прикладення рівнодійної сил зовнішнього середовища.

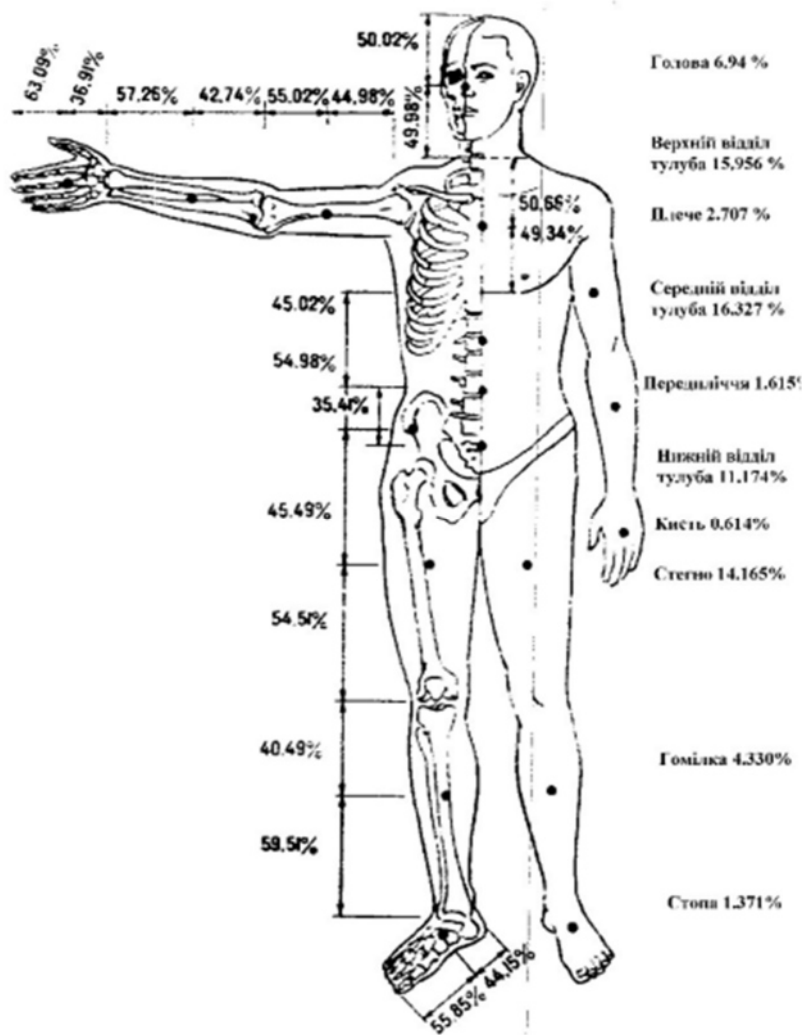
Визначення антропометричних точок тіла людини

Для забезпечення точності тіла людини використовують так звані антропометричні точки, що мають строгу локалізацію: кісткові виступи, відростки, горби, виростки, краї кісток, які зчленовуються, постійні складки шкіри, специфічні утворення (соски грудних залоз, пупок й так далі). Місцезнаходження тієї або іншої антропометричної визначають шляхом промацування і безболісного натискання з подальшим позначенням її демографічним олівцем. На поверхні тіла натурника позначають такі антропометричні точки:

- **верхівкову** – найбільш високу точку темряви при положенні голови в очно-ямково-вушній горизонталі;
- **верхньо-грудинну** – найглибшу точку грудини відносно серединної лінії тіла;
- **середньо-грудинну** – в області грудини на рівні верхнього краю 4-го грудина - реберного зчленовування відносно серединної лінії тіла;
- **акроміальну (плечову)** – найбільш виступаючу зовні на нижньому краю акроміального відростка лопатки при вільно опущених руках;

- променеву – саму верхню точку головки променевої кістки на латеральній (задній) стороні передпліччя в області плече-променевого суглоба;
- шилоподібну – саму нижню на шилоподібному відростку променевої кістки
- пальцеву – саму нижню на м'якоті дистальної фаланги 3-го пальця;
- передню клубово-остисту – найбільш виступаючу вперед точку переднього верхнього клубового остюка;
- лобкову – саму верхню точку по серединній лінії тіла;
- клубово-гребеневу – найбільш виступаючу латеральну в області гребеня клубової
- верхньо-берцову – точку, орієнтиром для якої служить щілина колінного суглоба з медіального боку зв'язки наколінника;
- нижньо-гомілкову (внутрішню) – саму нижню точку медіальної лоджки;
- п'яткову – найбільш виступаючу назад точку стопи;
- кінцеву – найбільш виступаючу наперед на м'якоті дистальної фаланги 1-го, а 2 або 3-го пальця стопи;
- плеснову медіальну – найбільш виступаючу медіальну точку 1-ї плеснової кістки
- плеснову латеральну – найбільш виступаючу латеральну точку 5-ї плеснової кістки;
- потиличну – найбільш виступаючу назад точку потиличного пагорба;
- шийну – найбільш виступаючу точку остистого відростка 7-го шийного хребця;
- грудну – найбільш виступаючу назад точку остистого відростка 7-го грудного хребця, який визначають 12-м ребром;
- поперекову – найбільш виступаючу точку остистого відростка 5-го поперекового хребця (найбільш глибоку точку поперекового лордоза);
- крижову – найбільш видатну назад на крижах відносно задньої серединної лінії тіла.

Після нанесення антропометричних точок на поверхню тіла вимірюють подовжні, поперечні та глибинні розміри тіла. Усі результати у спеціальну карту антропометричного обстеження. Основні з антропологічних точок тіла людини вказані на рис.6.



Позначення антропологічних точок людини

Основними подовжніми розмірами тіла людини є такі:

- довжина тіла – висота верхівкової точки над опори;
- ◆ довжина тулуба – різниця висот верхньо-грудинної і лобкової точок, тобто проекційна відстань між ними;
- ◆ довжина корпусу – довжина тіла за врахуванням довжини нижніх кінцівок;
- ◆ довжина верхньої кінцівки – різниця висот акроміальної і пальцевої точок, тобто проекційна відстань між ними;
- ◆ довжина плеча – різниця висот плечової і променевої точок, тобто проекційна відстань між акроміальною і променевою точками;
- ◆ довжина передпліччя – різниця висот променевої і шилоподібної точок, тобто проекційна відстань між ними;

◆ довжина кисті – різниця висот шилоподібної і пальцевої точок, тобто проекційна відстань між ними;

◆ довжина нижньої кінцівки – напівсума висот передньої клубовоостистої і лобкової точок;

◆ довжина стегна – довжина нижньої кінцівки за врахуванням висоти верхньо-берцової точки;

◆ довжина гомілки – різниця висот верхньо-берцової і нижньогомілковою точок, тобто проекційна відстань між ними;

◆ довжина стопи – відстань між п'яточною і кінцевою точками.

Вимір поперечних розмірів сегментів тіла людини

Поперечні розміри сегментів тіла людини визначають як відстань між , орієнтованими у трансверсальній площині, а глибинні розміри – як відстань між , орієнтованими в сагітальній площині. В поперечних і глибинних розмірів проводять товстотним циркулем або верхньою штангою антропометра. У 1-му випадку точність виміру складає 0.5 см, у другому – 0.1 см.

При цьому визначають в основному такі діаметри:

■ акроміальний (ширину плечей) – відстань між правою і лівою акроміальними точками;

■ тазовий (ширину тазу) – відстань між двома повздожно-гребневими точками;

■ поперечний (середньо-грудинний) – відстань між найбільш виступаючими частками ребер (по середніх пахвових лініях);

■ передньо-задній (середньо-грудинний) – найбільша відстань між середньо-грудинною та остистим відростком хребця, що лежить у цій же горизонтальній площині;

■ поперечний для дистальної плеча – найбільша відстань між латеральним і медіальним надмищелками плечової кістки;

■ поперечний для дистальної частки передпліччя – найбільша відстань між шилоподібними відростками променевої і ліктьової

■ поперечний для дистальної частини стегна – найбільша відстань між медіальним і латеральним надмищелками стегнової

■ поперечний для дистальної частини гомілки – найбільша відстань між виступаючими точками лодіжок великої берцової та малої гомілкової.

Визначення положення тіла людини у просторі та мас-геометричних характеристик біомеханічних систем необхідно для складання фізичних моделей тіла людини.

ЛЕКЦІЯ 2

Загальні дані про будову організму людини. Структури та функції біомеханічних систем. Біомеханіка м'язів і опорно – рухового (кістковом'язового апарату)

Із загальною будовою опорно - рухового апарату організму людини можна детально ознайомиться в [1].

Клітини - це структурні і функціональні одиниці живих організмів.

Тканини - це групи фізично об'єднаних клітин і пов'язаних з ними міжклітинними речовинами, певних функцій, що спеціалізуються на виконанні.

Кісткова тканина - це основний матеріал, з якого побудований скелет людини. Кость виконує опорні і захисні функції. Приблизно 30% основної її речовини утворене органічними сполуками, а інші 70% - неорганічними.

Хрящова тканина - це тверде і одночасно гнучке з'єднання. Основна речовина володіє опором деформаціям, пружністю, здатністю демпфувати ударні навантаження в між суглобових поверхнях кісток.

Гіаліновий хрящ - еластична тканина, що стискається, покриває суглобові поверхні кісток.

Органи складаються з декількох тканин. Органи, що виконують єдину функцію, ті, що мають загальний план будови і розвитку утворюють систему органів. Усі системи органів взаємозв'язані і утворюють цілісний організм.

Скелет людини, як і багатьох інших тварин, служить ним захистом від зовнішніх дій, сприймає сили ваги, бере участь в здійсненні силових рухів. Кісткові ланки (кістки) сконцентровані усередині організму під шаром м'язів, мають високу міцність на вигин і стискування при мінімальній вазі. Такий внутрішній скелет носить назву ендоскелета, на відміну від екзоскелета членистоногих. Ендоскелет, на відміну від екзоскелета, складається з живої тканини, і може безперервно рости в тілі.

За формою і будові розрізняють трубчасті, губчасті, плоскі і змішані кістки. Надалі при аналізі напруженості і рухів опорно-рухового апарату людини розглядаються кінцівки і хребет, які мають складовими елементами трубчасті і губчасті кістки. Тільки мозок, як найвідчутніший до ушкоджень, поміщений в кісткову оболонку. Суглоб це з'єднання кісток в скелеті. Суглоби бувають напіврухливі, нерухомі і рухливі (рис. 1).

Зчленовані поверхні на кінцях кісток покриті гладким гіаліновим хрящем, завтовшки 0,2-0,5мм, в якому відсутні посудини і нерви. Необхідні йому поживні речовини і кисень дифундують через синовіальну оболонку і синовіальну рідину. При русі хрящ зменшує тертя між кістками і завдяки своїй еластичності служить амортизатором при ударі.

Зв'язки, що оточують суглоб, утворюють щільну волокнисту сумку і фіксують кістки. Внутрішня порожнина суглобової сумки вистилає синовіальною оболонкою, яка виділяє в цю порожнину синовіальну рідину. Синовіальна рідина представляє діалізат крові і служить мастилом для суглобових поверхонь, зменшуючи між ними тертя.

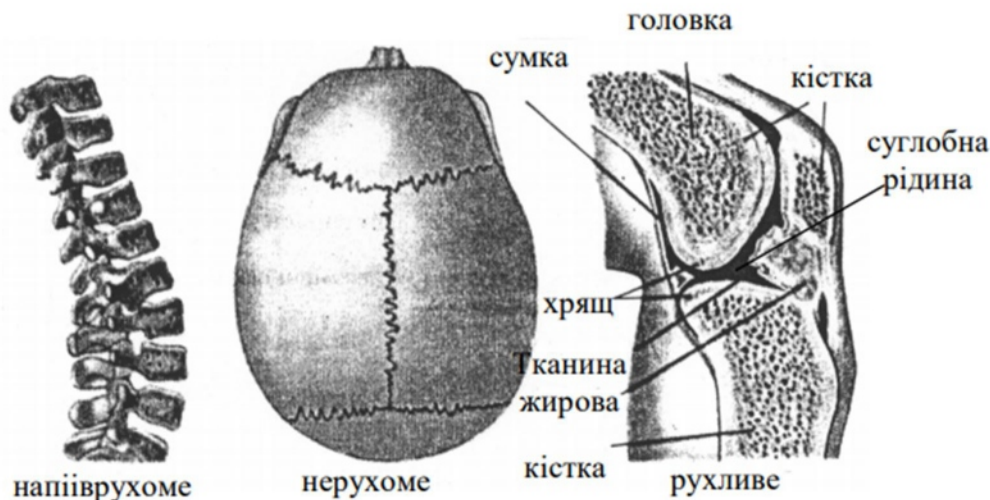


Рис. 1.

Біомеханіка м'язів, зв'язок і сухожиллів

М'язова тканина складає до 40% маси тіла і за характером іннервацій підрозділяється на три типи: гладка, поперечно-смугаста, сердечна.

Поперечно-смугаста м'язова тканина утворює скелетні м'язи, м'язи рота, глотки.

Скелетні м'язи називають поперечно-смугастими із-за їх періодичної смугастої структури. Ці м'язи іннервуються соматичною нервовою системою забезпечують рух організму. Скелетні м'язи прикріплюються до частин скелета за допомогою сухожиллю, щонайменше в двох місцях. Один кінець сухожилля переходить в зовнішню оболонку м'яза, інший - приєднаний до окістя.

Поперечно-смугастий м'яз складається з безлічі функціональних одиниць - м'язових волокон, що представляють результат злиття багатьох клітин. Вони

мають циліндричну форму, розташовані паралельно один одному і можуть досягати в довжину до 0,1 м і в діаметрі до 0,0001 м.

У м'язових волокнах міститься велика кількість міофібрил (м'язових ниток), які створюють поперечну покреслену.

Поперечна покреслена міофібрилл виглядає як правильне чергування світлих і темних смуг, викликаних зонами(дисками) відповідно I і A. По середині кожної зони проходить темна тонка лінія, це пояснюється певним розташуванням білкових ниток актину (тонких філаментів) і міозину (товстих філаментів), як показано на рис. 3.

Тут зона I розділяється на дві половинки лінією Z. Ділянка міофібрили A між двома лініями Z називається саркомером. Усі вони лежать паралельно один одному, утворюючи поперечні гексагональні ґрати, де в місцях перекриття актинових і міозинових ниток навколо однієї міозинової нитки розміщується шість актинових, що і призводить до появи дисків (смуг) в саркомері. Молекула міозину складається з довгого паличкообразного хвоста з двома голівками на кінці, які регулярно розташовуються по довжині нитки міозину.

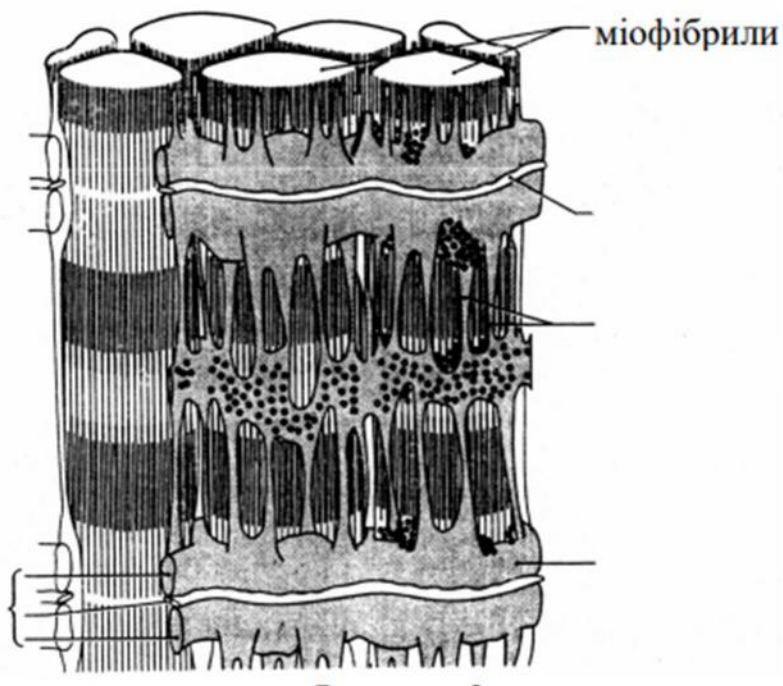


Рис. 2.

Кожен м'яз іннервується великою кількістю мотонейронів (рухових нейронів) - нервових клітин, локалізованих в спинному мозку. Зв'язок мотонейронів з м'язами здійснюється через аксони (довгі відростки, що відходять від мотонейронів). Система, що складається з мотонейрона, аксона і

групи м'язових волокон, і іннервуваних аксоном називається нейромоторною одиницею.

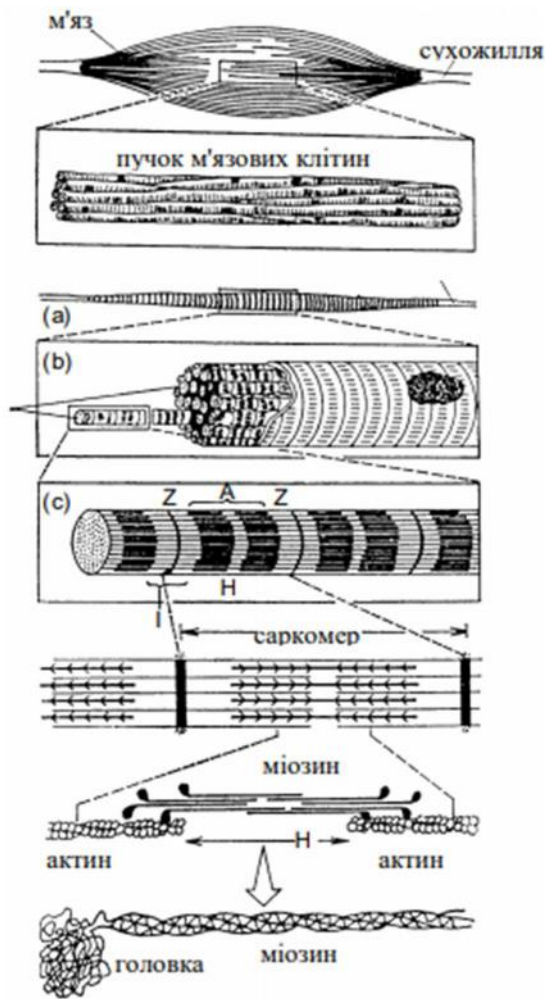


Рис. 3.

Теорія, що пояснює м'язове скорочення ковзанням ниток пояснена на рис.4.

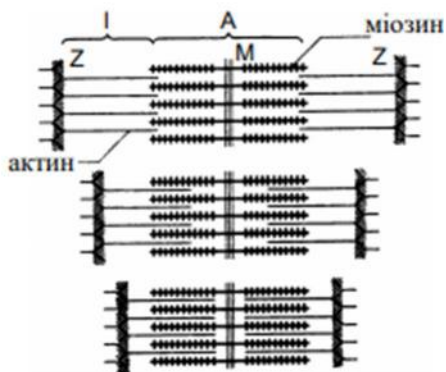


Рис. 4.

Є два набори ниток - актинові і міозинові і при зміні довжини саркомеру ці нитки ковзають один по одному, причому під час скорочення актинові нитки зрушуються у напрямку до середини саркомеру. Голівки міозинових ниток служать «гачками», що утворюють поперечні містки, які, прикріплюючись до актиновим ниток, втягують актинові нитки, потім відділяються від актина і прикріплюються до більше його віддалених ділянок. Саркомер здатний коротшати на 30 % своєї довжини.

Цикл приєднання поперечних містків може повторюватися з різною частотою.

При подразненні скелетного м'язового волокна його скорочення відбуватиметься лише у тому випадку, якщо стимулюючий імпульс досягне певної порогової величини або перевищить її. Таке явище називають реакцією типу «все або нічого».

Основою для вивчення рухових процесів біологічних тіл у біомеханіці являються різні фізико-механічні моделі біосистем, зокрема і тіла людини. Відмітимо, що скелет тіла людини утворений окремими рухливими і нерухомими кістками, загальна кількість яких налічується більше 200, причому 148 з них є рухливими. Кістки сполучені між собою суглобами, які оточені зв'язками і кріпляться до обох кісток суглоба.

Зв'язки регулюють положення кісток. У біомеханічних моделях рухливі кісткові ланки представляють ідеально-твердими стержнями з шарнірами в місцях їх з'єднання.

В середньому коефіцієнт тертя в суглобах складає величину, що набуває значення від 0,003 до 0,02, що передусім залежить від конкретного з'єднання кісткової ланки в суглобі і від фізіологічних особливостей людини.

Слід зазначити, що інтенсивний рух збільшує кількість синовіальної рідини в суглобах, а отже зменшує між суглобове тертя і покращує рухливість. Зв'язки відносяться до сполучних тканин і за механічними властивостями схожі з сухожиллями.

Зв'язки і сухожилля складаються з еластичних волокон колагену, які в початковому ненавантаженому стані гофровані і закручені. Діаграму, у вигляді залежності зусилля розтягування від подовження зв'язок і сухожиллів, $P=F(l)$ отримують при розтягуванні зразка з постійною швидкістю. Графічно ця діаграма представлена на рис. 5. На діаграмі, як правило, спостерігаються чотири типові зони.

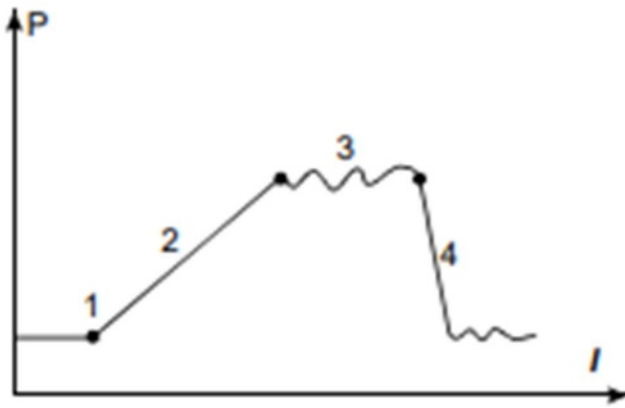


Рис. 5.

Зона 1, відповідає повільному мимовільному наростанню подовження волокон при постійному зусиллі P . Це явище пояснюється тим, що волокна колагену, з якого складаються зв'язки і сухожилля, в природному стані є гофрованими і під навантаженням відбувається їх випрямлення. Ця зона складає 1...4 % від початкової довжини волокна.

Зона 2, відповідає лінійній залежності між силою і подовженням, подібно до того, як це має місце при пружній деформації багатьох еластичних матеріалів. Ця зона складає 2-5 % від початкової довжини для сухожиллів і 20-40 % - для зв'язок. Пояснюється це тим, що при розтягуванні початкове закручування волокон колагену зменшується, і вони стають паралельними.

Зона 3, в якій порушується монотонність діаграми, відповідає початку процесів ушкодження зв'язок і сухожиллів. Як правило, тут реєструється їх гранична міцність.

Зона 4, відрізняється різким падінням зусиль в зв'язках і сухожиллях, що свідчить про їх нездатність сприймати прикладене навантаження, а отже про руйнування їх основних структур.

У ряді досліджень показано, що міцність зв'язок і сухожиллів істотно залежить від віку, фізичної активності людини. Міцність зв'язок і сухожиллів у представників жіночої статі менша, ніж у чоловічого і їх максимальна міцність досягається до 21-25 років. В той же час, міцність зв'язок і сухожиллів більш висока, ніж міцність в місці з'єднання з кістками. Тому при травмах в основному спостерігають не розриви зв'язок і сухожиллів, а їх відрив від місця кріплення.

Біокінематичні пари і ланцюги

Дві сусідні ланки, сполучених між собою суглобом, утворюють біокінематичну пару. Наприклад, біокінематичною парою є стегно і гомілка, сполучені колінним суглобом. Сполучені між собою біокінематичні пари

називають біокінематичним ланцюгом. Так, наприклад, на рис. 6а, бб. показані різні біокінематичні ланцюги.

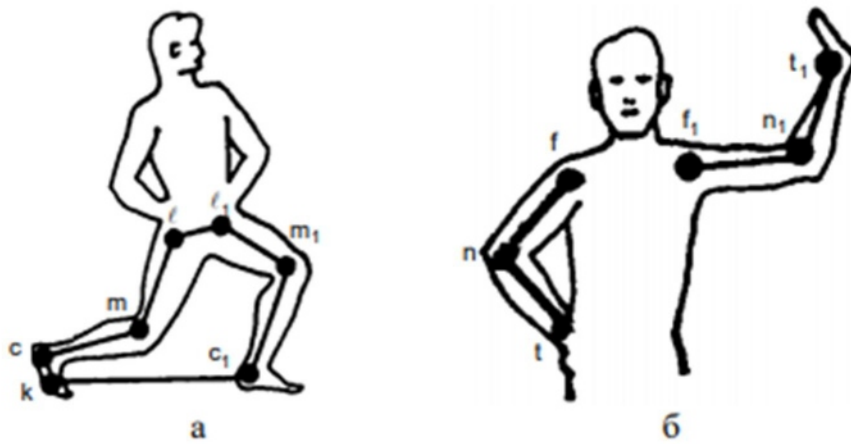


Рис. 6.

Як, легко помітити, такі ланцюги можуть бути замкнутими через опору, як, наприклад, ланцюг: k; c; m; l; l1; m1; c1 на рис.6а, замкнутими на себе, як наприклад, ланцюг: f, n, t і незамкнутими, як наприклад ланцюг: f1; n1; t1 на рис.6 б. Характерною для замкнутих ланцюгів є неможливість для них ізольованих рухів в окремих суглобах без залучення до руху інших з'єднань. У незамкнутих ланцюгах можливі ізольовані рухи в окремих суглобах.

Зрозуміло, що це спрощена модель тіла людини і може бути використана лише для вирішення різних завдань біомеханіки.

Трикомпонентна біомеханічна модель м'язів

У біомеханіці м'яз представляють трикомпонентною біомеханічною системою, що складається з наборів пружних компонент, що входять в структуру м'язів, які послідовно і паралельно сполучені між собою в єдину біомеханічну систему.

Послідовну пружну компоненту означають скорочено - ПосК, паралельно пружну компоненту - Парк і скорочувальну компоненту - СК.

Така модель м'язів представлена на рис. 7.

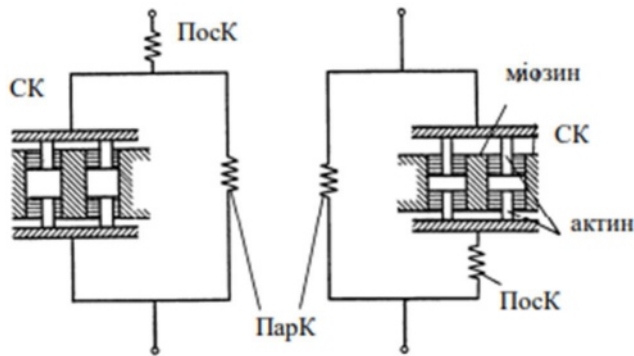


Рис. 7.

Відмітимо, що скорочувальні (контрактильні) компоненти (СК).

Послідовні пружні компоненти (ПосК) включають сухожилля м'язів, місця переходу міофібрил в сполучну тканину і окремі ділянки саркомерів.

У пружні паралельні компоненти (ПарК) об'єднані сполучно-тканинні утворення, що становлять оболонки м'язових волокон і їх пучків.

Компоненти виду ПосК і ПарК іноді називають пасивними пружними компонентами біомеханічної системи, що моделює м'язи. За своїми механічними властивостями ці компоненти аналогічні пружинам і демпфування в них практично несуттєве.

До основних біомеханічних характеристик м'яза відносять силу тяги, т. е. силу, реєстровану на кінці м'яза, подовження(скорочення), швидкість скорочення м'язів, потужність сил тяги, жорсткість і демпфування м'язів.

В той же час, збільшення площі поперечного перерізу м'яза, за інших рівних умов, збільшує силу тяги м'яза при однаковій зміні величини і швидкості її подовження(скорочення).

При збільшенні довжини м'яза зростає величина і швидкість скорочення м'яза при збереженні сили тяги.

Ненавантажений м'яз мимоволі прагне прийняти, так звану рівноважну довжину, і якщо довжина м'яза більша за рівноважну, то для її скорочення знадобиться велика сила тяги. В цьому випадку залежність між силою тяги і завдовжки м'язи нелінійна і помітно розрізняється для різних типів м'язів.

Довжина спокою м'яза відповідає максимальному значенню сили тяги і в цьому стані спостерігається максимум площі перекриття актинно-міозинових ниток.

При розтяганні м'язів за межею рівноважної довжини в Парк виникають пружні сили і при подальшому скороченні м'язів їх сила тяги зростає. В цьому випадку основний вклад у збільшення сили тяги вносить Парк. Чим більше в м'язі сполучно-тканинних утворень тим раніше в Парк виникають пружні сили.

Досягши цілком певного подовження або скорочення м'яза її сила тяги може як збільшуватися, так і зменшуватися. Наприклад, зменшення сили тяги пояснюється тим, що при певному зменшенні довжини м'яза актинові нитки в саркомері упираються одні в інші, а при цьому міозинові нитки упираються в "Z" диски, що приводить їх до вигину і контакт між нитками погіршується.

З іншого боку, збільшення довжини м'яза до певної величини призводить до зменшення площі перекриття актино-міозинових ниток, що також веде до зменшення сили тяги м'язів. У обох випадках погіршується контакт ниток через поперечні містки і, отже, зменшується ефективність взаємодії актиноміозинних ниток м'язів. Залежність між силою тяги і довжини саркомеру показана на рис.8.

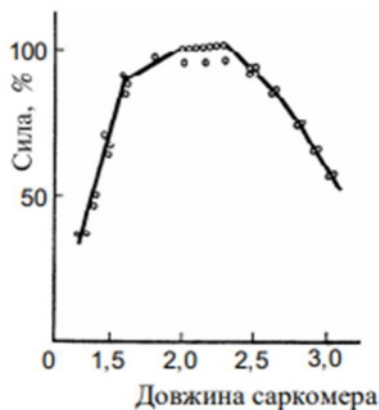


Рис. 8.

Залежність між силою тяги і швидкістю скорочення м'язів визначається з рівняння Хілла

$$(F + a) \cdot (V + b) = (F_0 + a) \cdot b = \text{const}$$

де F - сила тяги, реєстрована на кінці м'яза, V - швидкість укорочення, F_0 - максимальна ізометрична сила, яка може розвинути м'яз, а a і b - стали сили, що мають розмірність, і швидкості скорочення м'яза, відповідно.

З рівняння Хілла виходить, що між силою тяги і швидкістю скорочення м'яза має місце обернено пропорційна залежність

Жорсткість м'яза залежить від її натягнення і в початкових стадіях розтягання м'яза (при довжинах м'язів менших рівноважних) їх жорсткість вища. Це пояснюється тим, що в такому стані в м'язі збільшена кількість поперечних

актино-міозинних містків, що підвищують жорсткість м'яза. У початковій стадії залежність між жорсткістю і силою тяги має характер близький до лінійного. Це пояснюється тим, що в натягненні беруть участь тільки послідовні пружні компоненти. У цій стадії жорсткість м'яза не залежить від її довжини. Ця обставина використовується для накопичення енергії в процесі руху людини при різній довжині активних м'язів. Жорсткість активного м'яза в 4-5 разів більше жорсткості пасивного м'яза.

Демпфування м'язів - ця їх властивість розсіювати енергію. Величину демпфування(коефіцієнт демпфування) визначають по розсіюванню енергії в системі м'яза з суглобом. Якщо при русі визначається демпфування м'язів те демпфуванням в суглобі нехтують. Для великих суглобів тертям в суглобах можна нехтувати. Демпфування в дрібних суглобах віднімають із загального демпфування визначеного для системи м'яза з суглобом.

Моменти і плечі сил тяги м'язів.

Моментом сили тяги відносно осі суглоба ми називатимемо твір алгебри рівнодійною сил тяги усіх волокон м'яза на плече рівнодійної сили тяги. Плече - це перпендикуляр від осі суглоба, опущений на лінію дії рівнодійної цих сил. Очевидно, що значення моменту сил тяги залежатиме від розміру плеча, яке у свою чергу змінюватиметься залежно від значень між суглобових кутів. У загальному випадку визначення плечей рівнодійних сил тяги м'язів є дуже складним завданням. Тому спрощено приймають м'яз у вигляді нерозтяжної нитки, що сполучає серединні точки місць прикріплення м'язів. Потім визначають розміри плечей сил тяги для різних змін між суглобових кутів.

Дослідження біомеханіки м'язів і опорно-рухового (кістковом'язового апарату) допомагає вирішити задачі руху біомеханічних систем.

Для обертального руху поняттю маси відповідає уявлення про момент інерції. Момент інерції твердого тіла (власний або центральний) – це міра інертності тіла при обертальному русі. Він визначається як сума моментів інерції всіх вхідних в нього частинок:

$$I_0 = \sum m * r^2,$$

де r – радіус інерції точки (відстань від точки до осі обертання). Якщо вісь обертання не проходить через ЦМ тіла або взагалі не пов'язана з тілом, то момент інерції відносно цієї осі (повний момент інерції тіла) можна уявити що складається з двох доданків. А саме, центрального моменту інерції тіла щодо осі,

що проходить через ЦМ і паралельної цієї зовнішньої осі, і добутки маси тіла на квадрат відстані між цими осями:

$$I = I_0 + m \cdot r^2.$$

Центральний момент інерції системи тіл складається з суми центральних моментів інерції ланок системи та суми моментів інерції цих ланок щодо ЦМ системи:

$$I_{0s} = \Sigma I_0 + \Sigma m \cdot r^2.$$

Повний момент інерції системи тіл складається з її центрального моменту інерції щодо осі, що проходить через її ЦМ та паралельної цієї зовнішньої осі, і добутки маси тіла на квадрат відстані між цими осями:

$$I_{ps} = I_{0s} + m \cdot r^2.$$

Силові характеристики. Рух тіла може відбуватися як під дією прикладеної до нього сили, так і без неї (за інерцією), коли прикладена тільки гальмує сила. Рушійні сили діють не завжди, але без гальмують сил руху не буває. Сила не причина самого руху, а причина його зміни.

Сила – це міра механічного впливу одного тіла на інше. Її числова дорівнює добутку маси тіла на прискорення, викликане цією силою:

$$F = ma.$$

Хоча найчастіше мова йде про сили та результати їх дії, це може бути застосовано тільки до поступального руху тіла і його ланок. Тіло людини являє собою систему тіл, всі рухи якої – обертальні. Зміна обертального руху визначається моментом сили.

Момент сили – це міра обертальної дії сили на тіло. Він визначається добутком модуля сили на її плече:

$$M_z = F \cdot l = I\epsilon.$$

Момент сили вважається позитивним, якщо він викликає поворот тіла проти годинникової стрілки і навпаки. Момент сили – величина векторна: сила проявляє свою обертальну дію, коли вона прикладена на її плечі. Якщо лінія дії сили лежить не в площині перпендикулярній до осі обертання, то знаходять складову силу, що лежить в цій площині. Вона і викликає обертання, інші сили на обертання не впливають. Сила, що збігається з віссю обертання або паралельна їй, також не має плеча щодо осі, значить немає і її моменту.

Силу, що не проходить через точку в твердому тілі можна привести до цієї точки. Тоді видно, що така сила викликає не тільки кутовий, але і лінійне прискорення тіла.

Визначення сили або моменту сили, якщо відома маса або момент інерції тіла дозволяє дізнатися тільки прискорення, тобто, як швидко зміниться швидкість. Наскільки змінилася швидкість можна дізнатися визначивши імпульс сили.

Імпульс сили – міра впливу сили на тіло за даний проміжок часу (у поступальному русі):

$$S = F \cdot \Delta t = m \cdot \Delta v.$$

У разі одночасної дії декількох сил сума їх імпульсів дорівнює імпульсу їхньої рівнодіючої за той же час. Саме імпульс сили визначає зміну швидкості.

У обертальному русі імпульсу сили відповідає імпульс моменту сили – міра впливу сили на тіло відносно даної осі за даний проміжок часу:

$$S_z = M_z * \Delta t.$$

Внаслідок імпульсу сили та імпульсу моменту сили виникають зміни руху, що залежать від інерційних характеристик тіла та які проявляються в зміні швидкості (кількість руху і момент кількості руху - кінетичний момент).

Кількість руху – це міра поступального руху тіла, що характеризує здатність цього руху передаватися іншому тілу:

$$K = m * v .$$

Зміна кількості руху одно імпульсу сили:

$$\Delta K = F * \Delta t = m * \Delta v = S .$$

Кінетичний момент - це міра обертального руху тіла, що характеризує здатність цього руху передаватися іншому тілу:

$$K_{\text{я}} = I * \omega = m * v * r .$$

Якщо тіло пов'язане з віссю обертання, що не проходить через його ЦМ, то повний кінетичний момент складається з кінетичного моменту тіла щодо осі, що проходить через його ЦМ паралельно зовнішньої осі ($I_0 * \omega$) та кінетичного моменту деякої точки, що володіє масою тіла і віддаленої від осі обертання на такій же відстані, що і ЦМ:

$$L = I_0 * \omega + m * R^2 * \omega.$$

Між моментом кількості руху (кінетичним моментом) і моментом імпульсу сили існує кількісний взаємозв'язок:

$$\Delta L = M_z * \Delta t = I * \Delta \omega = S_z.$$

Таким чином, кількість руху і кінетичний момент є динамічними заходами руху. Вони відображають взаємозв'язок сил і руху.

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.

При русі людини сили, прикладені до його тіла на деякому шляху, здійснюють роботу і змінюють положення і швидкість ланок тіла, що змінює його енергію. Робота характеризує процес при якому змінюється енергія

системи. Енергія характеризує стан системи, що змінюється внаслідок роботи. Енергетичні характеристики показують, як змінюються види енергії при русі та протікає сам процес зміни енергії.

Робота сили – міра дії сили на тіло при деякому його переміщенні під дією цієї сили. Якщо величина сили, яка додається до твердого тіла (яке може бути прийнято за матеріальну точку), залишається постійною, то робота цієї сили на прямолінійній переміщенні розраховується за формулою:

$$A = F * S * \cos\alpha ,$$

де $F * \cos\alpha$ – проекція сили на напрямок переміщення, α – кут між вектором сили та вектором переміщення.

Так як сили в рухах людини зазвичай змінні, а рух точок криволінійний, робота сили являє собою суму елементарних робіт:

$$A = \sum F * \cos\alpha * \Delta S ,$$

де ΔS – нескінченно мале переміщення, виміряний вздовж траєкторії.

Сила може здійснювати позитивну і негативну роботу – збільшувати або зменшувати енергію тіла. Оскільки робота сили викликає зміна енергії системи, для розрахунку корисної механічної роботи може використовуватися вираз:

$$A = \Delta E_k + \Delta E_p ,$$

де ΔE_k – зміна кінетичної енергії тіла, ΔE_p – зміна потенційної енергії тіла.

Робота сили тяжіння тіла дорівнює добутку його ваги на різницю висот кінцевого і початкового положень:

$$A = m * g * h = P * h.$$

При опусканні тіла робота сили тяжіння позитивна і навпаки.

Робота сили пружності при подовженні (Δl) тіла з коефіцієнтом жорсткості (C) має вираз:

$$A_{\text{пр}} = -C \frac{\Delta l^2}{2} .$$

Робота сили тертя при притискає силі (сила нормального тиску – N), коефіцієнті тертя k на переміщенні ΔS дорівнює:

$$A_{\text{тр}} = - N * k * \Delta S.$$

Робота сили тяжіння та сила пружності не залежить від форми траєкторії тіла; робота сили тертя залежить від довжини шляху та від форми траєкторії.

При обертальному русі робота сили на кінцевому шляху залежить від моменту сили і кутового переміщення:

$$A_z = M * \Delta\varphi .$$

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

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

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

Основна складність розрахунку роботи на переміщення частин тіла пов'язана з тим, що тіло людини є так званою неконсервативною системою, в

якій одна частина механічної енергії розсіюється, а інша – зберігається та використовується у наступних рухах.

Розглянемо три можливі шляхи збереження енергії в тілі людини:

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

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

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

г) зворотне 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 згоряння, швейної машинки і ін., де усі частини механізму та їх рухи однозначно пов'язані), навряд чи можлива передача механічної енергії від однієї руки до іншої, чи від руки до ноги (крім окремих випадків, де ці частини тіла механічно зв'язані між собою (наприклад, ноги велосипедиста – кривошипом з педалями, а руки весляра – веслом). Це легко пояснити наявністю у кожній частині тіла індивідуальних рушіїв – м'язів, що нею рухають, на відміну від механізмів, де усі деталі приводяться в рух від одної з них. Так, не викликає сумніву неможливість переходу енергії від однієї руки до іншої під час їх поперемінного піднімання та опускання. Тому збереження енергії в тілі людини реально можливе лише за рахунок переходу кінетичної енергії конкретних його частин у їх потенціальну енергію, і навпаки (подібно перетворенню енергії при коливаннях маятника (рис.4).

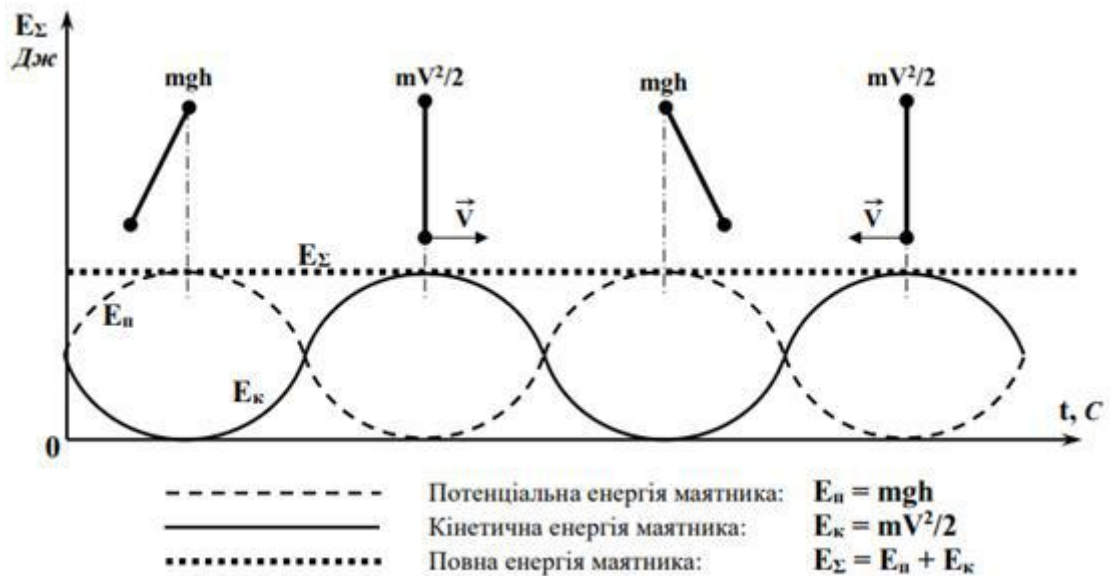


Рис. 4. Перетворення механічної енергії при коливаннях маятника.

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

Важливим показником, що характеризує швидкість здійснення роботи, є потужність сили – міра швидкості збільшення роботи сили. Потужність (N) характеризує роботу за час, протягом якого вона проводилася:

$$N = \frac{DA}{Dt} = F * V.$$

Ефективність докладання зусиль у механіці визначають за коефіцієнтом корисної дії (ККД) – відношення корисної роботи до всієї витраченої роботи рушійних сил:

$$\eta = \frac{N_n}{N} = \frac{A_n}{A}.$$

Механічна енергія тіла визначається швидкостями руху тіл в системі та їх взаємним розташуванням. Таким чином, механічна енергія це енергія руху та розташування.

Кінетична енергія тіла – це його енергія його механічного руху, що визначає можливість зробити роботу. У поступальному русі вона дорівнює половині добутку маси тіла на квадрат його швидкості:

$$E_{k(пост)} = m * \frac{V^2}{2}.$$

зміна кінетичної енергії завжди дорівнює роботі сил внутрішніх і зовнішніх по відношенню до цього тіла:

$$DE_{до(пост)} = F * \Delta S.$$

При обертальному русі кінетична енергія тіла має вираз:

$$E_{\text{к (оберт)}} = I * \frac{\omega^2}{2},$$

а її зміна одно:

$$\Delta E_{\text{к (оберт)}} = M * \omega.$$

Вираз кінетичної енергії системи тіл, що обертаються можна уявити як суму кінетичної енергії тіл, що обертаються навколо своїх ЦМ навколо осей паралельних основній осі обертання, із кінетичної енергії цих тіл відносно основної осі обертання:

$$\Sigma E_{\text{к (оберт)}} = \Sigma E_0 + \Sigma E.$$

Потенційна енергія тіла – це енергія його положення, обумовлена взаємним відносним розташуванням тіл або частин одного і того ж тіла і характером їх взаємодії. Потенційна енергія в полі сил тяжіння:

$$E_{\text{п(тяж)}} = m * g * h.$$

Потенційна енергія пружно деформованого тіла:

$$E_{\text{п(пруж)}} = C * \frac{Dl^2}{2}.$$

Потенційна енергія в полі сил тяжіння залежить від розташування тіла відносно Землі. Потенційна енергія пружно деформованої системи залежить від взаємного розташування її частин.

Повна кінетична енергія тіла людини дорівнює сумі кінетичної енергії ЦМ системи у поступальному русі та кінетичної енергії тіла в обертальному русі навколо ЦМ:

$$E_{\text{к}} = E_{\text{пост}} + E_{\text{оберт}}.$$

Динаміка рухів людини

Як ми дізналися на минулій лекції, динаміка розглядає вплив взаємодії між тілами на їх механічне рух. При цьому треба розрізняти:

- динаміку поступального руху, або динаміку матеріальної точки, і
- динаміку обертального руху, або динаміку твердого тіла.

Силою називається деяка фізична величина, що виражає взаємодію між розглянутим тілом і іншими тілами або полями. Тому всі сили можна розділити на дві основні категорії: сили, які проявляються при безпосередній взаємодії тіл, і сили, які діють без безпосереднього контакту. До другої категорії відносяться сили від полів: гравітаційного, електромагнітного та інших.

Прискорення тіла пропорційно силі, що діє на тіло: $\mathbf{F} \sim \mathbf{a}$. Тоді відношення величини сили, що діє на тіло, до придбаного тілом прискоренню, постійно для даного тіла і називається масою тіла: маса = сила / прискорення.

Маса тіла є незмінною характеристикою даного тіла, що не залежить від його місця розташування. Маса характеризує дві властивості тіла:

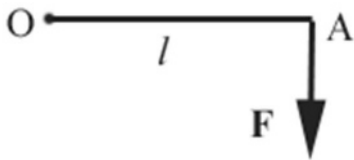
- Інерцію: тіло змінює стан свого руху тільки під впливом зовнішньої сили.
- Тяжіння: між тілами діють сили гравітаційного тяжіння.

Не плутати масу тіла (міра інертності) з вагою тіла (силою з якою воно тисне на опору). Приклад - поведінка тіл в невагомості. Тоді тіла не мають ваги (невагомість), але наявність маси не скасовує виконання законів Ньютона.

Маса характеризує інертність тіла при поступальному русі. При обертанні інертність залежить не тільки від маси, а й від того, як розподілена ця маса щодо вісі обертання. Чим більше відстань до вісі обертання, тим більший внесок в інертність тіла. Кількісною мірою інертності тіла при обертальному русі служить момент інерції:

$$J = m R_{in}^2,$$

де R_{in} - радіус інерції – середня відстань від вісі обертання (наприклад, від осі суглоба) до матеріальних точок тіла.



Сила, прикладена до твердого тіла, яке може обертатися навколо деякої точки, створює момент сили. Момент сили M дорівнює векторному добутку радіус-вектора r на силу F :

$$M = r * F = rF \sin (r; F).$$

Якщо на тіло, яке може обертатися навколо будь-якої точки, діють одночасно кілька сил, то для складання моментів цих сил слід скористатися правилом складання моментів.

Інший фізичною величиною, що зв'язує рух тіла з його інертністю, є імпульс тіла – добуток маси тіла на його швидкість $p = mv$. Для імпульсу справедливий закон збереження, тобто повний імпульс замкнутої системи залишається постійним. Повний імпульс такої системи векторну суму всіх імпульсів.

Для твердого тіла внаслідок обертання навколо деякої осі з'являється момент кількості руху (кутовий момент, момент імпульсу) - твір моменту інерції тіла на його кутову швидкість: $L = J\omega$. Зміна кутового моменту (при незмінному моменті інерції тіла) може відбутися тільки внаслідок зміни кутової швидкості і завжди обумовлено дією моменту сили.

Центром мас називається точка, де перетинаються лінії дії всіх сил, які не викликають обертання тіла. В поле тяжіння центр мас збігається з центром ваги. Положення загального центру мас тіла визначається тим, де знаходяться центри мас окремих ланок. Для людини це залежить від його пози, тобто просторового положення елементів тіла.

У людському тілі близько 70 ланок, але для біомеханічного моделювання найчастіше досить 15-ланкової моделі людського тіла (наприклад, голова, стегно, стопа, кисть та ін.). Знаючи, які маси та моменти інерції ланок тіла і де

розташовані їхні центри мас, можна вирішити багато завдань біомеханіки, в тому числі:

- визначити імпульс тіла;
- визначити момент кількості руху, при цьому треба враховувати, що величини моментів щодо різних осей неоднакові;
- оцінити, легко чи важко керувати швидкістю тіла або окремої ланки;
- визначити ступінь стійкості тіла та ін.

Приклад застосування цієї теорії. Фігурист може змусити себе обертатися швидше, обіймаючи себе руками, або повільніше, розставляючи руки в сторони. У другому випадку маса тіла залишається постійною, але збільшується радіус інерції i , отже, момент інерції i загальна інертність тіла.

Лінійна швидкість руху

Вектор – це математичне поняття, що характеризується величиною і напрямком, та додається до інших векторів за правилом паралелограма (рис. 2.).

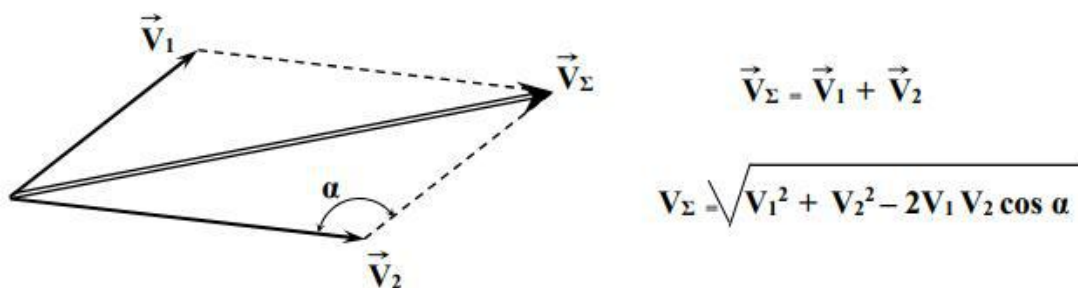


Рис. 2. Схема додавання векторів за правилом паралелограма

Більшість біомеханічних характеристик (лінійні та кутові швидкості і прискорення, сила, імпульс тіла та ін.) – вектори. Скалярні величини (що не мають напрямку) – це маса, об'єм, площа, вік тощо. Є низка характеристик, які крім величини мають і напрямок (наприклад, потоки транспорту); проте це не вектори, і їх не можна додавати за правилом паралелограма. Швидкість – це векторна величина, що характеризує інтенсивність та напрямок руху точки в даній системі відліку. Вектор лінійної швидкості завжди спрямований по дотичній до траєкторії руху точки (рис. 3). Модуль швидкості рівномірного прямолінійного руху дорівнює відношенню шляху S до часу t даного переміщення в просторі:

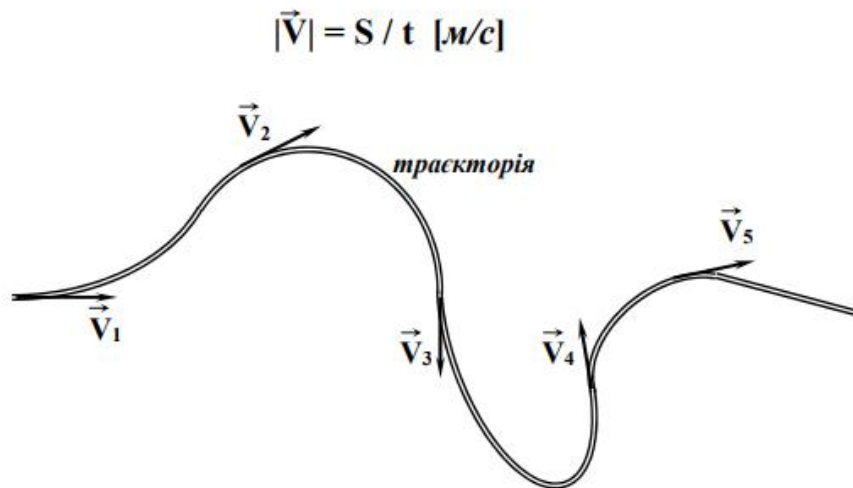


Рис. 3. Напрямок вектора лінійної швидкості.

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:

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

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

Статика. Центр ваги. Важелі та блоки

Статика — розділ механіки, в якому вивчають умови рівноваги нерухомих тіл.

Рівновагою тіла називається таке його положення, яке зберігається без додаткових впливів. Спираючись на рівняння динаміки поступального та обертального рухів, можна сформулювати такі умови рівноваги твердого тіла.

- Тіло не почне рухатися поступально, якщо сума сил, що діють на нього, дорівнює нулю:

$$F_1 + F_2 + F_3 + \dots = 0$$

- Тіло не прийде в обертний рух, якщо для будь-якої осі сума моментів сил, що діють на нього, дорівнює нулю:

$$M_1 + M_2 + M_3 + \dots = 0$$

Рівність називається *правилом моментів*.

Умовами рівноваги покоїться тіла є одночасна рівність нулю суми сил та суми моментів сил, що діють на тіло.

З'ясуємо, яке положення повинна займати вісь обертання, щоб закріплене на ній тіло залишалось в рівновазі під дією сил тяжкості. Для цього розіб'ємо тіло на безліч маленьких шматочків та намалюємо діючі на них сили тяжіння (рис. 2).

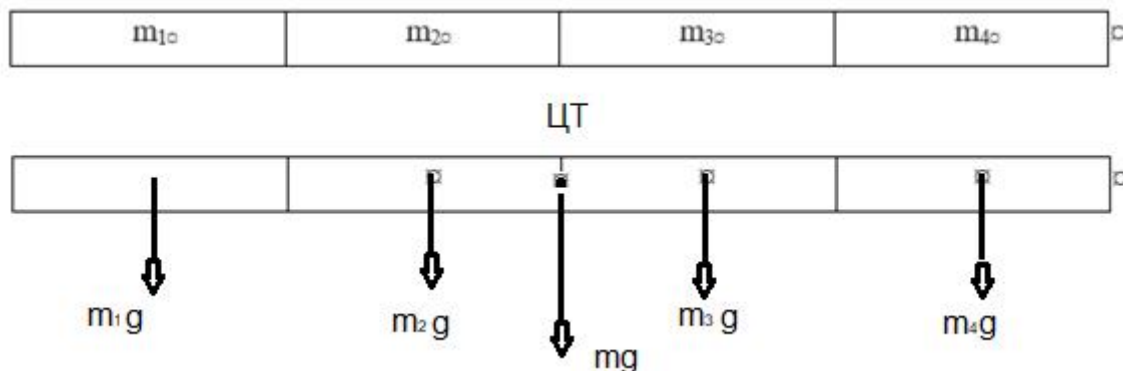


Рис. 2. Положення вісь обертання, щоб закріплене на ній тіло залишалось в рівновазі під дією сил тяжіння.

Момент всіх сил тяжіння mg відносно ЦТ дорівнює 0. Сили тяжіння mg прикладені до ЦТ. Відповідно до правила моментів для рівноваги необхідно, щоб сума моментів всіх цих сил щодо осі дорівнювала нулю. Можна показати, що для кожного тіла існує єдина точка, де сума моментів сил тяжіння відносно будь-якої осі, що проходить через цю точку, дорівнює нулю. Ця точка називається центром ваги (зазвичай збігається з центром мас). Центром тяжіння тіла (ЦТ) називається точка, відносно якої сума моментів сил тяжіння, що діють на всі частинки тіла, дорівнює нулю.

Таким чином, сили тяжіння не викликають обертання тіла навколо центра ваги. Тому всі сили тяжкості можна було б замінити єдиною силою, яка прикладена до цієї точки і дорівнює силі тяжіння.

Для тіла спортсмена часто вводиться загальний центр ваги (ЗЦТ).

Основні властивості центра ваги:

- 1) якщо тіло закріплене на осі, що проходить через центр ваги, то сила тяжіння не буде викликати його обертання;
- 2) центр ваги є точкою докладання сили тяжіння;
- 3) в однорідному полі тяжіння центр ваги збігається з центром мас.

Рівноважним називається таке положення тіла, при яких воно може залишатися в спокої як завгодно довго при відхиленні тіла від положення

рівноваги, сили, що діють на нього, змінюються, і рівновагу сил порушується. Існують різні види рівноваги (рис. 3) для тіла, що спирається на одну точку:

- стійка рівновага (рис. 3, а) – при малому відхиленні тіла від положення рівноваги виникає сила, яка прагне повернути тіло в початковий стан;
- байдуже рівновагу (рис. 3, б) – при малому відхиленні тіло залишається в положенні рівноваги;
- нестійка рівновага (рис. 3, в) – при малому відхиленні тіла з положення рівноваги виникають сили, які прагнуть збільшити це відхилення.

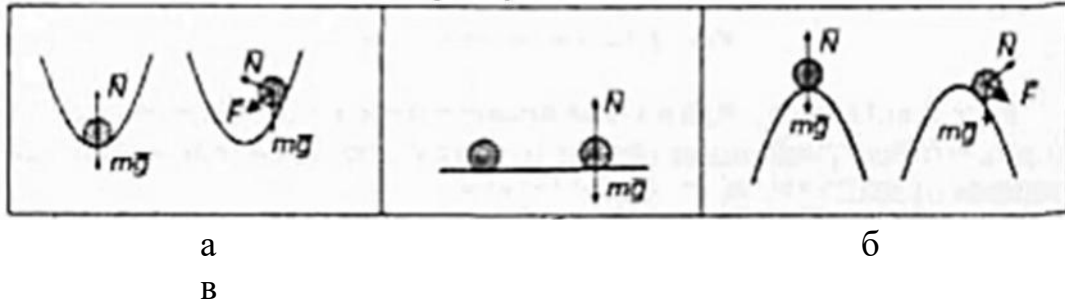


Рис. 3. Види рівноваги.

Прикладом байдужої рівноваги є рівновага тіла, закріпленого на осі, що проходить через його центр ваги. Якщо вісь проходить через іншу точку і центр ваги розташований вище осі, то можливо тільки нестійка рівновага. Рівновага буде стійким, якщо центр ваги розташований нижче осі.

У положенні стійкої рівноваги тіло володіє мінімальною потенційною енергією.

Розглянемо тепер рівновагу тіла, що спирається не на одну точку, як в прикладі з кулею, а на цілу майданчик. У цих випадках умова стійкості наступна: для рівноваги необхідно, щоб вертикаль, проведена через центр ваги, проходила всередині площі опори тіла.

Порушення цієї умови призводить до неможливості збереження рівноваги. Наприклад, циліндр, представлений на рис. 4, а, повинен перекинутися, бо стрімка лінія, проведена через ЦТ, проходить поза його заснування.

Людина що стоїть зберігає рівновагу до тих пір, поки прямовисна лінія з ЗЦТ знаходиться всередині майданчика, обмеженою краями його ступень, рис. 4, б.

Людина що сидить на стільці тримає тулуб вертикально, рис. 4, в. ЗЦТ тулуба знаходиться всередині тіла (біля хребта, приблизно на 20 см вище рівня пупка). Стрімка лінія, проведена з ЗЦТ вниз, проходить через площу опори, обмежену ступнями і ніжками стільця. У такому положенні можна сидіти. Однак, для того щоб встати, людина повинна перенести лінію дії сили тяжіння всередину площі, обмеженою ступнями. Для цього необхідно нахилити тулуб вперед і одночасно підсунути ноги назад (встати можна і не змінюючи положення ніг, якщо нахил вперед здійснити різко).



Рис. 4. Види рівноваги.

Види важелів

Кістки, з'єднані суглобами, при скороченні м'язів діють як важелі.

У біомеханіки виділяють важелі:

- важіль першого роду або «важіль рівноваги», двоплечий – точки опору і додатки м'язової сили знаходяться по різні боки від точки опору. прикладом є з'єднання хребта з черепом.
- важіль другого роду, одноплечий – обидві сили додаються по одну сторону від точки опору, на різній відстані від неї, розрізняють два види залежно від місця розташування точки прикладання сили і точки дії сили тяжіння:
 - перший вид – важіль сили – якщо плече додатка м'язової сили довше за плече опору (сили тяжіння); приклад – стопа під час підйому на пальці.
 - другий вид – важіль швидкості – плече додатка м'язової сили коротше, ніж плече опору, де прикладена сили тяжіння, що протидіє; (приклад - ліктьовий суглоб при згинанні).

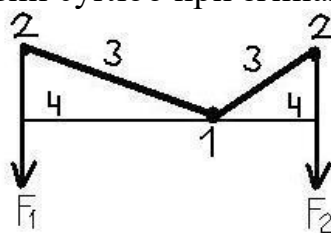


Рис. 5. Важіль першого роду має: 1) точку опору (вісь обертання), 2) точку прикладання сил, 3) плечі важеля, 4) плечі сил.

Найкоротша відстань від точки опору до лінії дії відповідної сили називається плечем. Надалі будемо позначати силу, що розвивається м'язом, F , а її плече a ; R - являє собою навантаження, проти якого працює м'яз, b - її плече. У якості навантажень найбільше часто виступає сила ваги окремих структурних компонентів організму (голови, плеча, тулуба та ін.). У апарату руху важелі першого роду використовуються відносно рідко. Типовим прикладом такого важеля може служити череп, що має точку опору на першому хребці. У цьому випадку вага черепа є навантаженням, прикладеним до центру ваги черепа.

Лінія дії цієї сили розташовується попереду від точки опори. Сила м'яза, що врівноважує навантаження, що й забезпечує збереження положення й рух черепа, розташовується позаду від точки обертання.

До важелів другого роду належать такі, у яких лінії діючих сил перебувають на одному боці від точки опори (рис.6). Ці важелі дуже широко представлені в опорно-руховому апараті. Усі елементи кінцівок (кисть, передпліччя, плече, стопа, гомілка, стегно) є важелями другого роду.

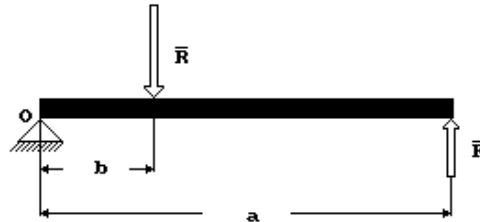


Рис. 6. Важелі другого роду.

Під перетворювачем швидкості розуміють важіль (рис. 7), для якого плече навантаження більше плеча м'язової сили $b > a$. Якщо при скороченні м'яза важіль рівномірно повертається на кут Q за час t , кутова швидкість обертання буде дорівнювати $\omega = Q/t$.

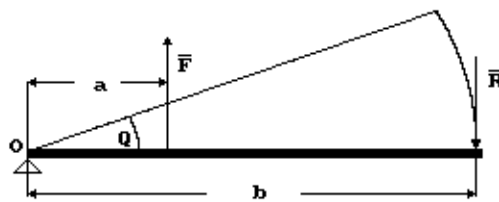


Рис. 7. Важелі перетворювачі швидкості.

Просторово – тимчасові характеристики дозволяють оцінити рух тіла одночасно в двох системах відліку (в просторі та у часі), до них відносяться швидкість і прискорення. Швидкість показує, як швидко змінюються координати тіла і його матеріальних точок.

Швидкість дорівнює відношенню переміщення тіла до проміжку часу, за який це переміщення відбулося:

- лінійна швидкість :

$$V = \frac{\Delta S}{\Delta t} \text{ (м/с)}$$

- кутова швидкість :

$$W = \frac{\Delta \varphi}{\Delta t} \text{ (град/с)}$$

Прискорення характеризує швидкість зміни швидкості:

- лінійне прискорення : $a = \Delta V / \Delta t \text{ (м/с}^2\text{)}$;

- кутове прискорення : $E = \Delta W / \Delta t \text{ (град/с}^2\text{)}$

Середня швидкість - це така швидкість, з якою тіло при рівномірному русі за якийсь час пройшло б все переміщення:

$$V_{\text{ср}} = \Delta S / \Delta t \text{ (м/с)}$$

Миттєва швидкість - це переміщення тіла за проміжок часу, що прагне до нуля. Це переміщення в даний момент часу.

$$V_{\text{митк}} = \lim_{\Delta t \rightarrow 0} \frac{\Delta S}{\Delta t} = \frac{dS}{dt} \text{ (м/с)}$$

Тимчасові характеристики розкривають рух в часі. До них відносяться момент часу, тривалість, темп і ритм руху.

Момент часу - це тимчасовий захід положення точки тіла в прийнятій системі відліку часу. Це проміжок часу прагне до нуля. Наприклад, момент старту і ін.

Тривалість руху - це тимчасовий захід, що визначається різницею часів закінчення і початку руху.

$$Dt = t_{\text{п}} - t_{\text{к}}$$

Темп руху - це тимчасовий захід повторення рухів. Вимірюється кількістю повторюваних рухів в одиницю часу.

$$N = \frac{1}{Dt} \text{ (1/с)}$$

Наприклад, кількість кроків в секунду відображає кількісну сторону руху.

Ритм руху - це тимчасова міра співвідношення частин руху. Величина безрозмірна, характеризує якісну сторону структури руху, наприклад, в відношення часу фази опори на часі фази польоту в бігу.

$$R = \frac{Dt_{\text{опори}}}{Dt_{\text{польоту}}}$$

Контрольні питання

1. Механічні властивості ланок та їх сполук.
2. Види з'єднання ланок та ланцюгів, важелі та їх види.
3. Замкнуті та незамкнуті ланки та ланцюги, вплив на ступені свободи рухів.
4. Ланки тіла як важелі, види важелів, роль важелів в рухах людини.

БІОМЕХАНІКА РУХОВОГО АПАРАТУ ЛЮДИНИ

Склад опорно-рухового апарату людини

Опорно-руховий апарат (ОРА) особи складається з двох частин: *пасивної та активної*.

Пасивна частина ОРА містить наступні елементи:

- Кістки скелета-206 кісток (85 в парі і 36 не в парі).
- Кісткові сполуки (неперервні, напіврозривні і розривні) – анатомічні утворення, які дозволяють об'єднувати кістки скелета в єдиному цілому, зберігаючи їх один одного і надаючи їм певну ступінь мобільності. Біомеханіка опорно-руховий апарат розглядає в основному розривні з'єднання кісток-суглобів.
- Зв'язки є еластичними утвореннями, які служать для зміцнення зв'язку кісток і обмежують рухливість між ними.

Активна частина ОРА містить такі елементи:

- Скелетна м'яз (більше 600).
- Моторні нервові клітини (моторні нейрони). моторні нейрони розташовані в сірому відношенні спинного мозку і довгасті мозком. на довгих процесах (axsony) цих клітин до м'язів надходять сигнали від центральної нервової системи (ЦНС).
- ОРА рецептори. Різні рецептори, розташовані в м'язах, сухожиль і суглобах, повідомляють центральну нервову систему про поточний стан елементів ОРА.
- Чутливі нейрони (afferent нейрони). на чутливі нервові клітини інформація від рецепторів м'язів, сухожиль і суглобів надходить у центральну нервову систему. органи чутливих нейронів знаходяться поза центральною нервовою системою і лежать в чутливих вузлах хребта і Черепних нервів (ганглії).

Біомеханічні функції ОРА:

- Підтримка-забезпечує підтримку м'яких тканин і органів, а також утримання верхніх сегментів тіла;
- **Локомоція** (Мотор) – забезпечує рух людського тіла в космосі;
- **Захисні**-захищає внутрішні органи від пошкоджень.

З точки зору біомеханіки, опорно-рухового апарату людини є контрольованою системою рухомих органів, що володіють певними розмірами, масами, моментами інерції і оснащені м'язовою двигунами.

Будова, функції і механічні властивості елементів ОРА людини

Кістка – елемент людського ОРА, який є жорсткою структурою декількох матеріалів, відмінних від механічних властивостей. в основному кістки складається з кісткової тканини, яка покрита на вершині сполучної тканини-окістя. Кісткова тканина формується щільною компактністю і пухкою губчаста речовина. Суглобова поверхня кістки покрита суглобової хряща.

Існують *механічні функції кістками скелета* (опори, опорно-рухову і захисну) та *біологічні* (участь у мінеральному обміні, імунних реакціях). У біомеханіці ОРА розглядаються *механічні функції, кістки та пов'язані з ними механічні властивості*.

Функція підтримки кісток пов'язана з їх центральною позицією в кожному сегменті людського тіла, що забезпечує механічну підтримку іншим елементам ОРА: м'язів і зв'язок. Крім того, кістки нижніх кінцівок і хребта забезпечують підтримку Верхні сегменти кузова. Скелетних м'язів причина важелів кісток, щоб рухатися або підтримувати рівновагу. Це дає можливість виконувати Мотор дії і статичні позиції. Це показує *локомоторна функція кісток*. Кістки черепа, грудей та тазу захищають внутрішні органи від пошкоджень. це є *захисна функція кісток*.

Механічні властивості кісток визначаються їхніми різними функціями. кістки ніг і рук складаються з щільної кісткової тканини. вони є довгасті і трубчасті в структурі, що дозволяє, з одного боку, протидіяти значних зовнішніх навантажень, та з іншого полягає у скороченні їх маси і моментів інерції більш ніж у два рази.

Основною механічною властивістю кісткової тканини є *міцність* – здатність матеріалу протистояти руйнуванню під впливом зовнішніх сил. довговічність матеріалу характеризується *граничною міцністю* навантаження, необхідної для повного розриву (перелом зразка) в області перетину його в точці розриву.

Існують чотири види механічних впливів на кістки: розтягування, стиснення, згинання та кручення.

Міцність кісткової тканини при розтяг від 125 до 150 МПа. це вище, ніж у дуба і майже так само, як з чавуна. міцність кісток ще вище, коли *стискаються*. їх значення дорівнюють 170 МПа. несуча здатність кісток *вигин* набагато менший. наприклад, стегнової кістки витримує вигин навантаження до 2500 н. Цей тип деформації широко поширений як у повсякденному житті, так і в спорті. наприклад, якщо спортсмен тримає "хрест" положення на кільцях Деформація кісток верхніх кінцівок від згину відбувається.

При русі кістки не тільки розтягується, стискаються і зігнуті, але і скручені. Міцність кістки при *кручення* становить 105,4 МПа. це найвища в 25-35 років. з віком ця норма знижується до 90 МПа.

Механічні навантаження, що діють на людину в спорті, перевищують повсякденні. Для того, щоб протистояти їм, є ряд змін в кістках: їх форма і розмір змінюються, і щільність кісток також збільшується. Наприклад, важкоатлети мають дуже різну форму плеча і ключицю. У тенісистів розміри кісток передпліччя збільшуються, у важкоатлетів і метальників диска потовщають кістки стегна, у бігунів і хокеїстів-кістки гомілки, у гравців-кістка стопи (В. І. Козлов, А.А. Гладяшева, 1977).

Суглоб є елементом ОРА, що забезпечує з'єднання кісткових зв'язків і створює рухливість кісток по відношенню один до одного. суглоби є найбільш досконалими типами кісткових з'єднань. у людини є близько 200 з'єднань.

Суглобу утворюються спільні поверхні шарнірно-кісткових зв'язків. Між суглобними поверхнями знаходиться суглобова порожнина, в якій надходить синовіальна рідина. Суглоб оточена спільною капсулою, що складається з щільної сполучної тканини.

Основна функція суглобів полягає у забезпеченні мобільності кісткових ланок у відношенні однієї до одної. При цьому поверхня суглобів змочується синовіальною рідиною (змащування), яка виділяється суглобовим хрящем при збільшенні навантаження на суглоб. Коли навантаження зменшується, синовіальна рідина поглинається суглобовим хрящем. Компенсувати руйнування суглобового хряща під час тертя в ньому постійно відбуваються регенерація процесів.

Наявність синовіальної рідини забезпечує низький коефіцієнт тертя в суглобі (від 0,005 до 0,02). Нагадаємо, коефіцієнт тертя при ходьбі (гумові на бетон) становить 0,75.

Міцність суглобового хряща становить 25,5 МПа. Якщо тиск на суглобовий хрящ перевершує ці параметри, змочування суглобового хряща синовіальною рідиною зупиняється і підвищує ризик його механічного стирання. У середній та старший вік секреція синовіальної рідини в суглобовій порожнині зменшується.

Людська кістково-м'язова система з позицій теорії машин і механізмів може розглядатися як складний біомеханічний, що складається з жорстких ланок (кісток) та кінематичних пар певних класів (суглобів). З цієї точки зору розрізняють:

Одноосьовий суглоби. Рухи в них відбуваються лише навколо однієї вісі. ці суглоби мають однакову ступінь свободи. в людському тілі є 85 з цих суглобів.

Дві осі швів. Рухи в них відбуваються навколо двох осей. ці суглоби мають два ступені свободи. у людському тілі 33 є подвійний вісь суглоба.

Багато осьові суглоби. рухи в них відбуваються навколо трьох осей. ці суглоби мають три ступені вільності. в організмі людини таких суглобів 29.

Для визначення кількості ступенів свободи ОРА до людини використовують формулу склад-Малишева.

Кількість ступенів свободи для людського тіла модель з 148 рухомих положень: $n = 6 \times 148 - 5 \times 85 - 4 \times 33 - 3 \times 29 = 244$. Це означає, що для того, щоб описати положення моделі людського тіла в будь-який момент часу, необхідно мати 244 рівнянь.

Для кількісних оцінок параметрів руху важливо знати положення миттєвої осі обертання в суглобі, так як це впливає на величину плечей окремих м'язів. Миттєві обертання в суглобах можуть бути зміщені. Це пов'язано з тим, що шви можуть здійснюватися трьома видами пересування спаровування поверхонь: ковзання, зрушуючи і капає. Можливість таких рухів обумовлена тим, що суміжні спільні поверхні не ідентичні за формою.

Під дією спортивної адаптації суглобів ОРА відбувається по-різному: у деяких суглобах збільшується рухливість, в інших-знижується. Таким чином, велосипедисти мають найбільшу рухливість в гомілковостопному суглобі і найменшому в стегно і плечі (М. Г. Ткачук, І. А. Степаник, 2010).

Сухожилля є компонентом м'язів, яка забезпечує його зв'язок з кісткою. основна функція сухожилля полягає в передачі м'язової сили кісток. Зв'язок-компонент суглоба, що забезпечує його стабілізацію, зберігши кістковий зв'язок в безпосередній близькості один з одним.

Сухожилля і зв'язки характеризуються наступними механічними властивостями: міцність, величина відносної деформації (ϵ), а також еластичність, що характеризується модулем поздовжньої пружності (Юнга модуля).

Модуль пружності під час розтягу — відношення нормального напруження до відповідної лінійної деформації за лінійного напруженого стану до границі пропорційності.

Позначається латинською літерою E (від англ. Elasticity), вимірюється в Н/м^2 (ньютонах на метр в квадраті) або Па (паскалях), переважно в гігапаскалях. Названо на честь англійського фізика XIX століття Томаса Юнга. Часто ще цю фізичну величину називають модулем пружності першого роду.

Модуль Юнга для випадку розтягу-стискання стрижня осьовою силою розраховується наступним чином:

$$E = \frac{F/S}{\Delta l/l} = \frac{Fl}{S\Delta l},$$

де: F — осьова сила;

S — площа поверхні (перерізу), по якій розподілена дія сили;

l — довжина стрижня, що деформується;

Δl — модуль зміни довжини стрижня в результаті пружної деформації.

Модуль Юнга встановлює зв'язок між деформацією розтягу й механічним напруженням направленим на розтяг.

$$\sigma = \frac{F}{S} = E \frac{\Delta l}{l} = E\epsilon,$$

де: σ — механічне напруження, визначається, як сила, що припадає на одиницю

площі поперечного перерізу тіла, $\epsilon = \frac{\Delta l}{l}$ — величина відносної деформації (відносне видовження).

Наведена формула справедлива при малих пружних деформаціях.

Сухожилля складається з пучків колагенових волокон, які становлять 94% від всього сухожилля. Клітини сухожиль (fibrocytes) розташовані між колагеновими волокнами при пошкодженні сухожилля, фіброцитозу

активуються і синтезують колаген для нових волокон колагену. Пучки колагенових волокон оточують вільну сполучну тканину, в якій кровоносні судини і нерви. Основною властивістю колагену є висока межа міцності і мала відносна деформація ($\epsilon \approx 10\%$).

Зв'язки, як сухожилля, складаються в основному з пучків колагенових волокон розташованих паралельно один з одним. Однак, на відміну від сухожиль, зв'язки включають достатню кількість волокна еластину. Еластин є пружним білком, який може сильно розтягуватися (відносна деформація становить 200-300%).

Механічні властивості сухожиль і зв'язок залежать від їх розміру та складу. Чим більший перетин і тим більший відсоток колагену волокон, тим вище сила. Чим довше зв'язки, і більш еластинових волокон в ньому, тим більше значення відносної деформації.

Міцність сухожиль складає 40-60 МПа, а зв'язок-25Мра. Слід зазначити, що межа міцності мотузки з бавовни до розтягування становить 30-60 МПа.

Суттєво знижує міцність зв'язок і сухожиль іммобілізації. І навпаки, при вивчення тварин знайшли зв'язок між рівнем фізичної активності та силою сухожиль і зв'язок. Доведено, що в переважній більшості випадків міцність сухожиль вище, ніж довговічність їх кріплення до кісток. Слід враховувати також, що в ході тренування сила сухожиль і зв'язок збільшується порівняно повільно. У прискореному розвитку високошвидкісних м'язових якостей може бути розбіжність між підвищеною швидко міцністю можливостей м'язового апарату та недостатньою міцністю сухожиль і зв'язок. Це загрожує потенційним травмах (а. с. Aruin, в. м. Zaziorskiy, в. н. Сельуянов, 1981).

Модуль Юнга (e) чисельно дорівнює напрузі, що збільшує довжину зразка на два рази. модуль Юнга для кісткової тканини становить 2000 МПа, а сухожилля 160 МПа. матеріал колагену характеризується значенням модуля Юнга, що дорівнює 10-100 МПа, і еластину – 0,5 МПа. Слід зазначити, що значення модуля Юнга для гуми становить 5 МПа, а для дерева-1200 МПа (в. і. Дубровського, н. в. Федорова, 2003).

Зв'язок і сухожиль характеризуються нелінійними властивостями – Модуль пружності змінюється як зміна їх довжини.

Біомеханічні властивості людського ОРА впливають на особливості її будови.

Перша особливість, кісткові зв'язки та спільні суглоби являють собою важелі це означає, що результуюча дія м'язів у обертальних рухах, а саме – рухів тіла ланок у людському тілі, визначається не силою, а *Момент сили* (робота м'язів тяги на її плечі). Момент м'язової сили буде максимальним, якщо максимальні величини плечей м'язів буде досягнуто в фазі руху, що відповідає максимальній величини м'язової сили. Однак, дослідження зміни довжини і плеча тягових сил при здійсненні моторних дій показали (І.І. Козлов, 1984), що опорно-руховий апарат людини та тварин влаштовується так, що більшість односуглобових м'язів (м'язів, що виступають у рух як одне спільне) зниження м'язової довжини (падіння тяги сили) компенсують збільшенням сили плеча. Це

дозволяє зберегти значення суглобових моментів незмінним над значним діапазоном змін у м'язовій довжині. Для двосуглобових м'язів (м'язів, які служать руху в обох суглобах) зменшення плеча сили тяги в одній артикуляції супроводжується збільшенням цього параметра відносно інших суглобів.

Друга особливість, ОРА людини та тварин влаштовується таким чином, що сила *м'язів* зазвичай наноситься на коротшу руку *важеля*. Таким чином, м'язи, що діють на кісткові важелі майже завжди мають втрату в силі, але перевагу в русі і швидкості (А.В. Самсонова, Е.Н. Комарова, 2011; Н.В. Kichaykina, А.В. Самсонова, 2014).

Третя особливість роботи ОРА людини та тварин проявляється в тому, що м'язи, які забезпечують рух у суглобах, можуть тільки тягнути, але не штовхати. Тому для того, щоб виконувати рухи в протилежних напрямках, необхідно, щоб рух тіла був здійснений *м'язами-антагоністами*. Слід зазначити, що м'язи-антагости забезпечують не тільки рух тіла в різних напрямках, а також високу точність дій. Це пов'язано з тим, що при певному русі необхідно не тільки рухатися, а й сповільнюватися в потрібний час.

Четверта особливість структури людини та тваринного ОРА є наявністю *м'язів-синергістів*. Наш опорно-руховий апарат влаштований таким чином, що рух кісткових зв'язків в одному напрямку може здійснюватися під впливом різних м'язів. *М'язи-синергісти* при русі в одному напрямку можуть функціонувати як разом, так і окремо. В результаті синергічної дії м'язів їх результуюча сила збільшується. Якщо м'язи є травмованими або втомилися синергісти будуть забезпечувати виконання моторної дії.

П'ята особливість структури ОРА людини та тварин є наявність м'язів з різною структурою: з *паралельною* та *перистою* архітектурою м'язових волокон. Завдяки своїй будові м'язи з паралельним та пір'ястим ходом пучків м'язових волокон значно різняться за своїми швидкісно-силовими характеристиками.

Перша відмінність функціонування м'язів з різним ходом пучків м'язових волокон полягає в тому, що перисті м'язи виграють у силі в порівнянні з веретеноподібними м'язами, що мають паралельний хід пучків м'язових волокон (при однаковому обсязі м'язи). Саме тому більшість антигравітаційних м'язів (тобто м'язів, протидіючих силі тяжіння) має перисту будову.

Існують формули розрахунку перевищення в силі м'язів з перистою архітектурою в порівнянні з веретеноподібними м'язами. На основі цих формул можна розрахувати, що камбалоподібний м'яз, завдяки своїй перистій архітектурі буде вигравати в силі більш ніж у 10 разів у порівнянні з м'язом, що має паралельний хід пучків м'язових волокон і такий же об'єм.

Друга відмінність м'язів з різним ходом пучків м'язових волокон полягає в тому, що при однаковому скороченні м'язового волокна ступінь укорочення перистих м'язів менше, ніж м'язів з паралельним ходом пучків м'язових волокон. У зв'язку з цим, перисті м'язи при однаковому часу скорочення програють м'язам з паралельним ходом пучків м'язових волокон в швидкості скорочення.

Біомеханічні властивості м'язів

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 механо-хімічної 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 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 (рис. 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.

Коли N саркомерів діють послідовно, тоді:

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

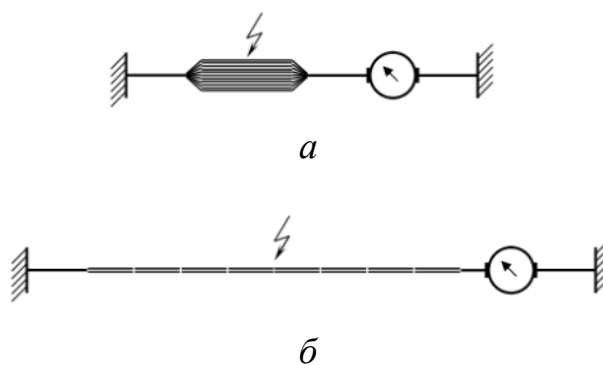


Рис. 1. Розрахункова схема «м'яза», утвореного з N саркомерів, що діють паралельно (а), та послідовно (б).

Таким чином 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.

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 (рис. 2).

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

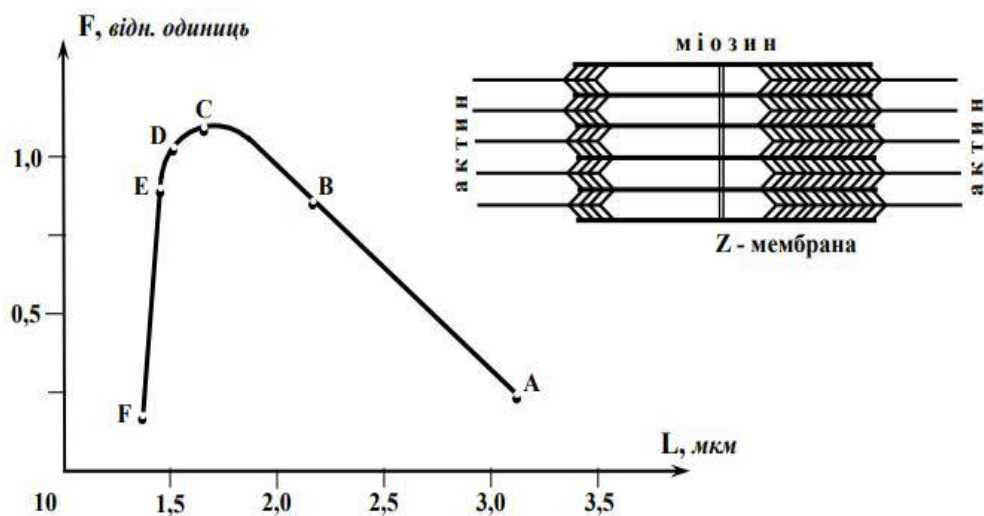


Рис. 2. Вплив довжини саркомера на напруження, що розвивається окремими м'язовими волокнами та схема перекриття міозинових та актинових ниток при різній довжині саркомера (за А.Гордон, 1962).

Крива а) на рис.3. 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) - с) = а) + в) - і відображає реальну залежність сили тяги м'яза від його довжини.

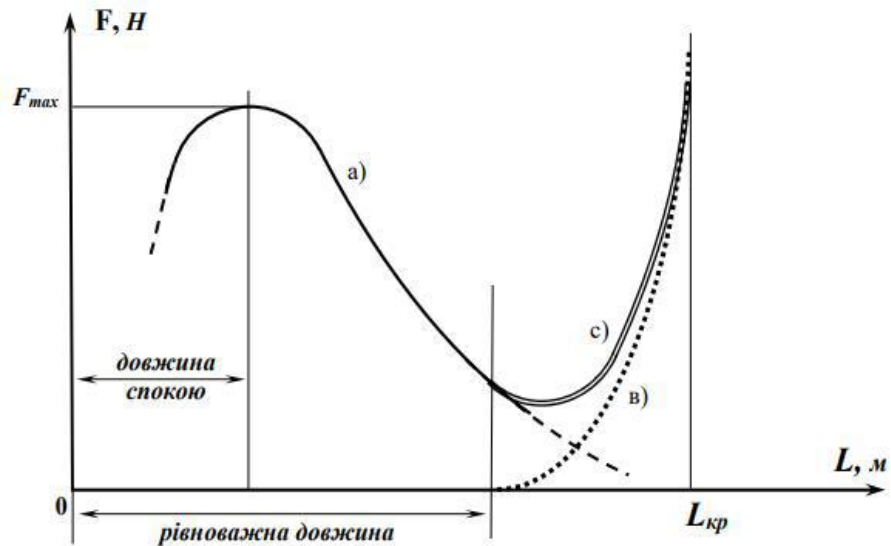


Рис.3. Залежність сили тяги м'яза від його довжини.

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 (рис.4.), що особливо характерне більшості м'язів нижніх кінцівок.

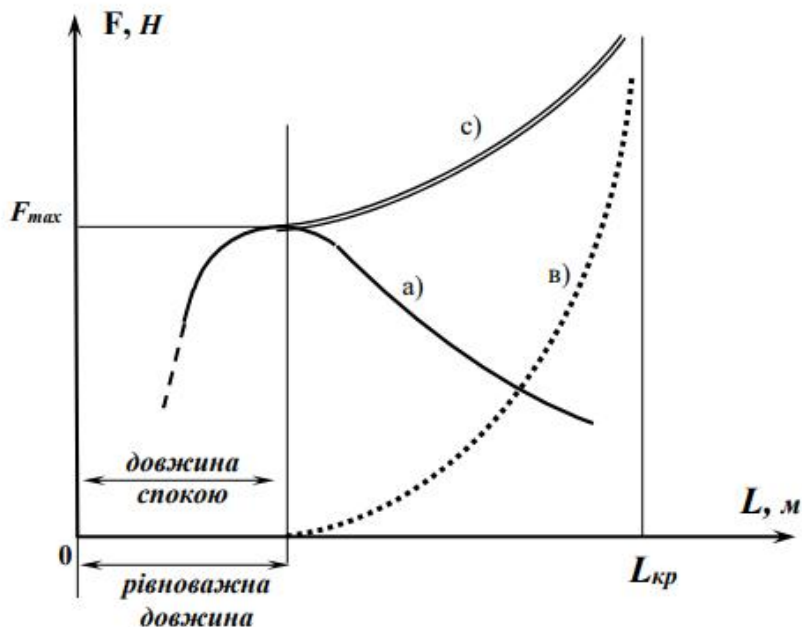


Рис. 4. Залежність сили тяги м'язів з великою кількістю з'єднувальної тканини від довжини.

Таким чином, збільшення максимальної сили тяги м'язів при їх великій довжині обумовлене не активною тягою саркомерів, а їх попереднім пасивним

розтягом за рахунок зовнішніх сил (наприклад, силами інерції тіла людини та його частин або інерцією спорядження та приладдя).

Види м'язової роботи і режими скорочення м'язів

Є два типи м'язової роботи:

- Статичні (посилання ОРА фіксуються, рух відсутній);
- Динамічний (ОРА посилання рухаються в відношенні один до одного).

Характер скорочень м'язів залежить від частоти імпульсації рухових нейронів. У відповідь на одиночний імпульс відбувається одиночне скорочення, що складається з декількох періодів:

- латентний період – час від початку дії подразника до початку відповіді. Являє собою суму тимчасових затримок, пов'язаних із збудженням мембрани м'язового волокна, поширенням ПД по Т-системі усередину волокна, підвищенням концентрації внутрішньоклітинного кальцію поперечних містків.

- фаза скорочення (напруги).

- фаза розслаблення – зменшується концентрація іонів Ca^{2+} і від'єднуються головки міозину від актинових філаментів.

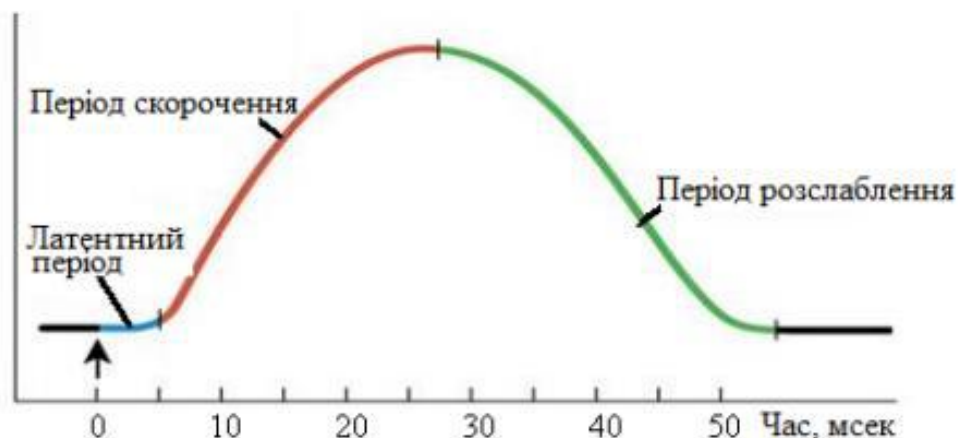


Рис. 5. Схема одиночного м'язового скорочення.

Тетанічне скорочення – відповідь на ряд послідовних імпульсів – сумація одиночних скорочень. При відносно малій частоті подразнення – зубчатий тетанус.

При високій частоті – гладкий тетанус.

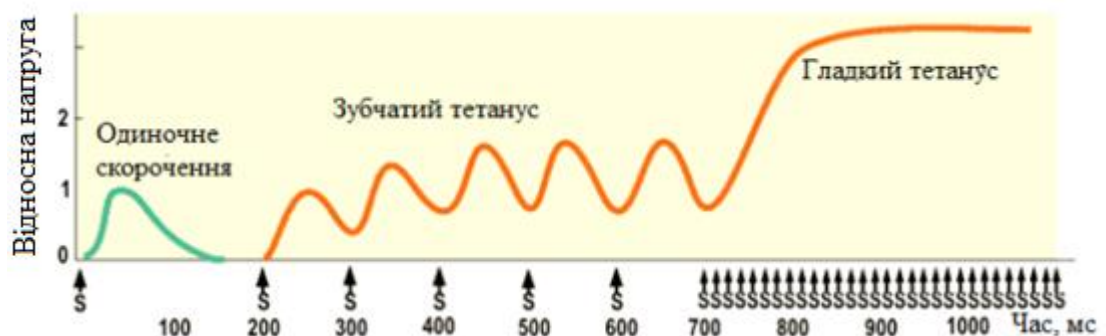




Рис. 6. Режими м'язового скорочення

ТИПИ М'ЯЗОВОГО СКОРОЧЕННЯ

<i>Тип скорочення</i>	<i>Характеристика</i>
<p>Ізотонічне</p> 	<p>Довжина м'яза змінюється, а напруга не змінюється (незначна маса вантажу)</p>
<p>Ізометричне</p> 	<p>Довжина м'яза не змінюється, а напруга зростає, це буває при закріпленні з двох сторін (велика маса вантажу)</p>

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. 7. показана залежність сили тяги скелетного м'яза людини від часу. У режимі поодинокого скорочення (один електричний імпульс збудження) сила тяги м'яза поступово зростає, а потім зменшується до нуля.

Якщо збуджуючі імпульси подаються на м'яз один за одним, м'яз може розвивати набагато більшу силу тяги, скорочуючись у так званому режимі тетануса. Для досягнення максимальної сили чи найвищої швидкості її зростання ці імпульси повинні бути певної форми, частоти та амплітуди. У висококваліфікованих фахівців якість керування своїми м'язами за рахунок досконалих збуджуючих імпульсів значно вища, ніж у новачків. Крім цього, їхні м'язи завдяки багаторічним тренуванням збуджуються значно краще, періоди розслаблення (а, значить, і витривалість людини) зростають, м'язи включаються і виключаються з роботи дуже вчасно (таку злагоджену картину м'язової роботи деколи називають м'язовим ансамблем). Звичайно максимальної сили тяги в режимі тетанічного скорочення скелетні м'язи людини досягають приблизно через одну секунду після початку їх збудження. Тому при виконанні більшості

фізичних вправ м'язи не досягають своєї максимальної сили тяги, а для виконання деяких дій, як уже згадувалось вище, м'язи починають активуватися завчасно перед виконанням роботи. Для практики спорту вміння людини швидко нарощувати силу тяги м'язів часто має більше значення, ніж максимальна сила.

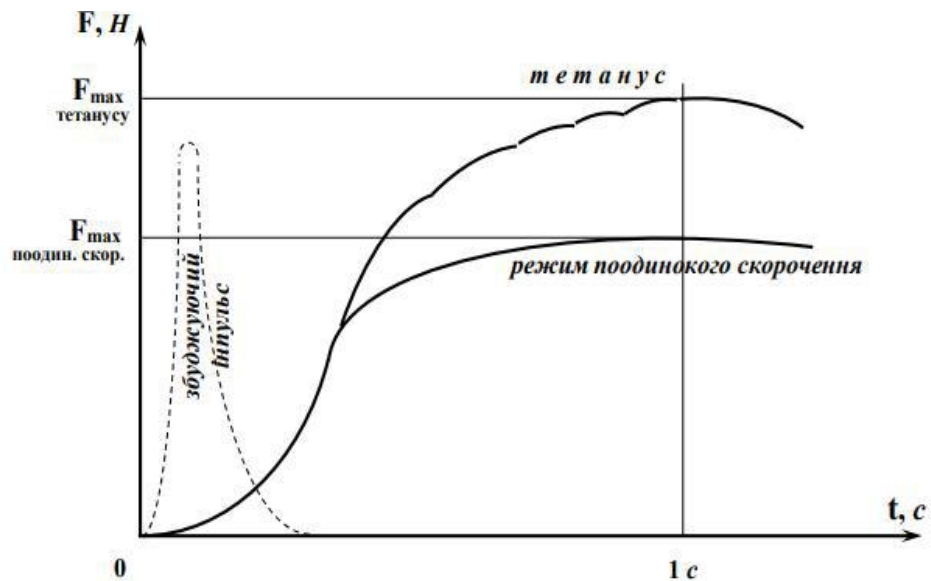


Рис. 7. Залежність сили тяги м'яза від часу.

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

Біомеханічні властивості скелетних м'язів є характеристиками, які записуються механічним впливом на м'язи.

Біомеханічні властивості м'язів включають: стійкість, жорсткість, в'язкість, міцність і розслаблення.

Протистійкість – здатність м'язів скоротити при збудженні, в результаті чого сила тяги. Скелетних м'язів Вони складаються з м'язових волокон. м'язові волокна складаються з міокозів. Міофільники складаються з саркомів саркомери складаються з щільної і тонкої ниток структура Sarkomers детально описується в статті О.В. Самсонова, G.A. Samsonov (2016).

Встановлено, що під час скорочення (скорочення) sarkomera довжина товстих та тонких ниток не змінюються. У той же час постійна особливість скорочення є центральним положенням товстого філе в sarcomere, посередині між Z-дисками, рис. 1.

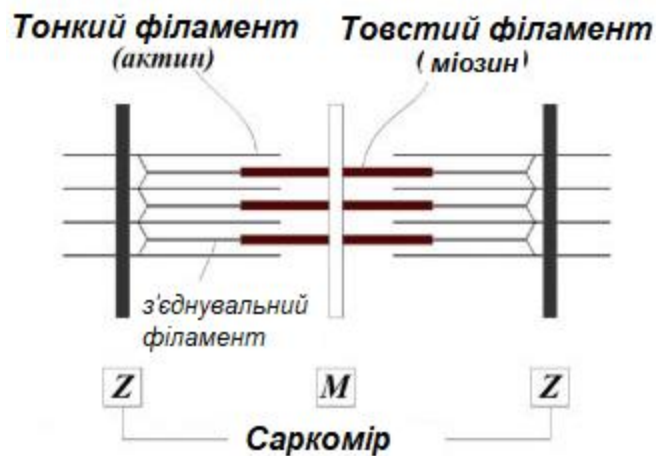


Рис. 1. структура Саркоміра (G.H. Поллак, 1990)

Виходячи з цих спостережень, був висунув "теорію розсувних ниток". Відповідно до цієї теорії, зміна довжини Sarkomera пов'язано з ковзанням товстої і тонкої нитки за відношенням однієї до одної (п. Гекслі, J. Hanson., 1954; А.Ф. Хакслі р. Нідерггерке, 1954). Процес скорочення м'язів полягає в наступному. При активації м'язів кріпиться до протилежного Z-мембран тонкі тирси ковзають по густому. Ковзання відбувається за рахунок наявності уступів (головок) на нитки Міозина, які називали поперечні мости. Як відстань між Z-мембрани зменшується, коли м'яз зменшується, довжина м'язи зменшується. Оскільки Саркомер не плоский, а Об'ємна конструкція, то скорочення м'язів не тільки скорочення її довжини, але і збільшення його поперечного перерізу (коли тонкі нитки втягнуті в товсту).

Встановлено, що залежність сили, розробленої Саркомер, залежить від його довжини. Встановлено, що існують критичні значення довжини Саркомів, в яких сила вона розвивається падає до нуля. Перша критична величина довжини Саркомів дорівнює 1,27 мкм. Вона відповідає максимальному скорочення м'язів. У цей стан м'язів порушується регулярність розташування ниток, вони згинаються. Друга критична довжина значення складає 3,65 мкм. Вона відповідає максимальному подовженню м'язів (перекриття товстих і тонких ниток не присутній). Якщо довжина Саркомів перевищує 1,27 мкм і менше 3,65 мкм, то значення сили відрізняється від нуля. З довжиною Sarkomera від 1,67 до 2,25 мкм, він розвиває максимальну міцність.

Існує граничне значення довжини sararis, при якому відбувається його розрив. Це значення дорівнює 3,60 мкм. Що немає розриву, при розтягуванні м'язових волокон захисну функцію набуває сам собі з'єднувальний філамент - титин. Завдяки своїм еластичним властивостям, він запобігає надмірному розтягненню Саркомів (м. й. альтер, 2001).

Жорсткість

Туго рухливість - характеристика тіла, що відбиває його стійкість до зміни форми в деформаційні ефекти (в. б. Коренберг, 2004). Чим більше жорсткість тіла, тим менше він деформується силою. Жорсткість тіла характеризується Коефіцієнт жорсткості (k). Жорсткість лінійної еластичної системи, наприклад, пружина, є постійним значенням на всіх етапах деформації.

На відміну від м'яза, це система з нелінійними властивостями. Це пов'язано з тим, що структура м'язів дуже складна. Міцність пружності, що виникає в м'язах, не пропорційна подовження. На початку м'язи легко розтягуються, а потім навіть за його невелике розтягування необхідно ставити все більше і більше сил. Таким чином, м'язи часто порівнюють з в'язаним шарфом, який спочатку легко розтягуватися, а потім стає майже нерозтягнутим. Іншими словами, жорсткість м'язів з продовжністю збільшується. Впливає, що м'яз являє собою систему, яка володіє змінною жорсткістю. Було встановлено, що жорсткість м'язів в активному стані в 4-5 разів більше жорсткі в пасивному стані. Коефіцієнт жорсткості м'язів варіюється від 2000 до 3000 н/м.

В'язкість

Крім жорсткості м'язів має ще одне важливе властивість-в'язкість. В'язкість-властивість рідин, газів і "пластикових" тіл для забезпечення неінерційного опору руху однієї частини по відношенню до іншого (переміщення суміжних шарів). Таким чином, частина механічної енергії проходить в інших видах, в основному в тепло. Ця властивість м'язів Контрс причини втрати енергії з м'язовим скороченням, збирається подолати в'язкий тертя. Передбачається, що тертя відбувається між нитками актина і міозіна при скороченні м'язів. Крім того, тертя відбувається між збудженими і не збудженими м'язовими волокнами (м'язові волокна різних типів розташовані в м'язах у вигляді мозаїки) у зв'язку з наявністю з'єднання м'язових волокон колагену фібрил. Тому, якщо всі м'язові волокна збуджені, тертя має зменшуватися. Показано, що при сильному збудженні м'язів, його в'язкість різко зменшується (Г. В. Ваюков, 1967).

М'язи, що володіють більшою в'язкістю, будуть характеризуватися більшою площею "гістерезис петля", ви знаєте, що при здійсненні вправ підвищується температура м'язів, збільшення м'язової температури пов'язане з еластичними властивостями м'язів і втрати м'язової маси на тертя. Прогрівання м'язів (розминка) призводить до того, що в'язкість м'язів зменшується.

Сила

Міцність м'язів оцінюється значенням розривної сили, при якій вона ламається. Встановлено, що межа міцності для міофібрил дорівнює 16-25 кПа, м'язів-0,2-0,4 МПа, фасцій-14 МПа. Довгий час вважалося (е. к. Жуков, 1969; в. Zziorskiy, 1979) що сталість довжини м'язів під час їх роботи в *ізометричному режимі* пов'язана з розтягуванням сухожилля, однак, А. А. Вейн (1990) вказав, що сила сухожилля (межа міцності сухожилля дорівнює 40-60 МПа) значно перевершує міцність м'язових волокон. Тому в приховному періоді збудження м'язів сухожилля практично не змінюють їх довжину, і тому, довжина м'язових волокон і жорстко пов'язаних мікозів залишається незмінною. Цілком можливо,

якщо деякі, слабкі елементи Miofilbril (sarcomers) будуть розтягуватися, і інші, більш сильні – скоротити, то зміниться їх довжина.

Релаксації

М'язового розслаблення є власністю проявляється у зниженні м'язової сили з плином часу на його постійну довжину.

Для оцінки релаксації використовують індикатор-тривалість релаксації (τ), тобто період часу, протягом якого м'язова сила зменшується в n -разів від початкового значення. численні дослідження виявили, що висота Стрибає з сидіння залежить від тривалості паузи між присідання і відштовхування. Чим більше ця пауза, то є, чим довше тривалість м'язів у ізометричного режиму, тим менше його міцність і як наслідок-висота стрибка.

Біомеханічні особливості кісткової системи

Рухова діяльність людини вимагає злагодженої роботи організму в цілому, але головна роль при цьому належить руховому апарату. З механічної точки зору руховий апарат людини являє собою механізм, що складається зі складної системи важелів, що приводяться в дію м'язами. Однак при вивченні рухів людини і причин, що їх викликають, було б неправильно обмежуватися тільки поданнями механіки. Для того, щоб зрозуміти пристрій рухового апарату і принцип його дії, необхідно мати на увазі біологічну природу "механізмів" людського тіла. Аналіз діяльності рухового апарату з біологічної точки зору дозволяє розкрити своєрідність пристрою і принципу дії "живих механізмів". Таким чином, вивчаючи рух людини, необхідно добре знати, як влаштований її опорно-руховий апарат з точки зору біомеханіки. Це означає, що слід чітко уявляти собі принципи будови його пасивної (кістки та їх сполуки) та активної (м'язова система) частин. На відміну від анатомії, яка вивчає всі деталі будови тіла, для біомеханіки важливо виявити саме ті особливості будови, від яких залежать властивості органів опори і руху, а також їх участь у виконанні рухової функції.

У біомеханічному дослідженні неможливо врахувати будову і функції тіла в усіх їх особливостей. Для вивчення рухів будують модель тіла - біомеханічну систему. Ця система має основні властивості для виконання рухової функції та не включає до себе безліч приватних деталей. Таким чином, **біомеханічна система** - це спрощена копія, модель тіла людини, на якій можна вивчати закономірності рухів.

Рухову частина людини становлять кісткова і м'язова системи.

Основною властивістю кісткової системи є властивість – пружність.

Пружність – здатність протидіяти навантаженням.

Навантаженнями називаються сили, прикладені до тіла що в сукупності викликають його деформацію. Розрізняють навантаження, що викликають розтягнення, стиснення, вигин та кручення.

Навантаження, що обумовлюють розтягнення, виникають, наприклад, при вагах або під час утримання вантажу в опущених руках.

Навантаження, що створюють стиск на кістки, зустрічаються найчастіше при вертикальному положенні тіла на опорі. У цьому випадку на скелет діють, з одного боку, сили тяжіння тіла і вага зовнішніх обтяжень, а з іншого – тиск опори.

Навантаження, що викликають вигин, зазвичай зустрічаються, коли кістки виконують роль важелів. У цих випадках додані до них сили м'язів і сили опору спрямовані поперек кісток і викликають вигин.

Навантаження, що обумовлюють кручення, найчастіше зустрічаються при обертальних рухах ланки навколо поздовжньої осі.

З'єднання ланок. З'єднання кісткових ланок обумовлюють різноманіття можливостей рухів. Від способу сполуки та участі м'язів в рухах залежить їх напрямок і розмах (просторова форма рухів).

Ступені свободи руху. Суглоби, пов'язуючи в єдине ціле частини тіла, зберігають можливості для їх рухів. Якщо частина тіла може рухатися тільки за однією траєкторією, причому можливості рухів за всіх інших траєкторій обмежуються зв'язками, то у механіці це одна ступень свободи, або ступінь рухливості.

Абсолютно вільне тіло має 6 ступенів свободи. Воно може обертатися навколо трьох основних взаємно перпендикулярних осей, а також рухатися уздовж кожної з цих.

Якщо закріпити тіло в одній точці, то у нього залишається тільки три ступені свободи: воно може обертатися навколо цієї точки в трьох основних напрямках (площинах). При закріпленні тіла ще в одній точці воно ніби насаджується на вісь, яка з'єднує обидві дані точки. У цьому випадку зберігається лише одна ступінь свободи: тіло може обертатися лише навколо вісі, що проходить через обидві закріплені точки.

Якщо ж закріпити тіло в третій точці, що не лежить на одній прямій з іншими двома точками, то воно втратить останню ступінь свободи: буде закріплено нерухомо.

Можливості рухів окремих точок тіла при закріпленні тіла дещо інша. При одній закріпленій точці будь-яка точка цього тіла має тільки два ступені свободи, тобто вона може рухатися тільки в двох напрямках за кульової поверхні. При двох закріплених точках тіла у будь-якій її точки буде лише одна ступінь свободи, тобто можлива одна траєкторія руху. Таким чином у тіла, закріпленого в трьох точках, немає жодної ступеня свободи. У абсолютно вільного тіла будь-яка точка має всього три ступені свободи, тобто може рухатися в будь-якому з трьох напрямків тривимірного простору.

Поняття про ступені свободи допоможе розібратися в питанні про рухливість частин тіла. Кілька рухомих з'єднаних ланок становлять кінематичні пари та ланцюги.

Біокінематичні пари – це рухливе (кінематичне) з'єднання двох кісткових ланок, в якому можливості рухів визначаються будовою сполуки та керуючим впливом м'язів.

Кінематичний ланцюг – це послідовне або розгалужене з'єднання ряду кінематичних пар. Кінематичний ланцюг, у якому кінцева ланка вільна, називають незамкненим, а ланцюг, у якому немає вільної кінцевої ланки, – замкненим.

У кожному з'єднанні незамкненого ланцюга можливі ізольовані рухи. Вони геометрично незалежні від рухів в інших з'єднаннях (якщо не враховувати взаємодії м'язів). Наприклад, вільні кінцівки, коли їх кінцеві ланки вільні, представляють незамкнуті ланцюги. Замкнутими кінематичними ланцюгами в тілі людини є, наприклад, грудина, ребро, хребет, ребро і знову грудина.

Такі замкнуті ланцюги розімкнути неможливо. Незамкнуті можуть замикатися, причому часто через опору. У складній піраміді, складеної кількома акробатами, утворюються навіть свого роду "мережі" (в площині) та "решітки" (у просторі) з дуже складною взаємною залежністю рухів ланок.

У замкнутому ланцюгу неможливо ізольований рух, тобто рух у одиночному зчленуванні. Так, згинаючи та випрямляючи ноги в випаді, можна переконатися в тому, що рух у будь-якому суглобі неодмінно викликає рух у інших.

Таким чином, рух у незамкнутих ланцюгах характеризуються відносною незалежністю ланок. У замкнутих ж, а також тих що замкнулися ланцюгах рухи одних ланок впливають на рухи навіть віддалених ланок (допомагають або заважають).

У замкнутих ланцюгах можливостей рухів менше, але управління ними точніше, ніж у незамкнутих.

У відкритого кінематичного ланцюга рухливість кожної наступної ланки дорівнює її власній рухливості плюс рухливість попередніх ланок. Так, якщо у стегна три ступені свободи, а у гомілки щодо стегна ще два ступені, то гомілка щодо таза має п'ять ступенів свободи. Найбільші можливості рухів – у кінцевих ланок ланцюга. Але більше шести ступенів свободи кінцева ланка ланцюга мати не може. Якщо ж при підрахунку ступенів свободи виходить, що кінцева ланка має їх більше шести, то це лише означає, що при фіксуванні цієї ланки проміжні ланки зберігають ступень свободи на шість ступенів менше. Так, кисть має відносно лопатки сім ступенів свободи (плечовий суглоб - 3, плюс ліктьовий - 2, плюс променево-зап'ястковий - 2). Якщо покласти кисть на стіл, то плече і передпліччя зберігають $7-6 = 1$ ступінь свободи.

Кістки, з'єднані рухом, утворюють основу біокінематичних ланцюгів. Додані до них сили (м'язові тяги та ін.) діють на ланки біокінематичного ланцюга, як на важелі. Це дозволяє передавати дію сили на ланцюгах, а також змінювати ефект докладання зусиль. Таким чином, важіль як найпростіший механізм служить для передачі руху і сили на відстань.

Розрізняють важелі першого роду (двоплечий) та другого роду (одноплечий). Перший характеризується тим, що дві групи сил докладено до обох боків від вісі (точки опори) важеля, а в другому випадку – до однієї сторони.

Незалежно від виду важеля в кожному з них виділяють:

- 1) точку опори;
- 2) точку прикладання сил;
- 3) плечі важеля (відстань від точки опори до місця докладання зусиль);
- 4) плечі сил (довжина перпендикуляра, опущеного з точки опори на лінію дії сили).

Мірою дії сили на важіль служить її момент відносно точки опори. Тому для рівноваги або рівномірного обертального руху ланки як важеля необхідно, щоб протилежно спрямовані моменти сил щодо вісі важеля були рівні. Для прискорення (гальмування) ланки один момент сили повинен бути більше іншого. Так, момент рушійних сил, переважаючи над моментом гальмуючих сил, надає ланці позитивне прискорення (у сторону руху). Якщо ж великим виявляється момент гальмуючих сил, то він викликає гальмування ланки.

За допомогою важеля можна виграти в силі. Для цього потрібно діяти м'язовою силою на більш довге плече. Згідно "золотого правила механіки", виграючи в силі, одночасно програємо в траєкторії та в швидкості. Навпаки, якщо діяти м'язовою силою на коротке плече, то можна виграти в траєкторії та в швидкості за рахунок програшу в силі.

У більшості випадків м'язи прикріплюються недалеко від суглоба і підходять до кістки під гострим кутом. Тому плече сили тяги м'яза, як правило, невелике. Зазвичай плече сили тяги м'язів менше плеча сили опори, і, отже, при роботі м'язів виходить програш у силі і виграш у траєкторії та в швидкості руху. Для деякого збільшення плеча сили тяги м'язів велике значення мають кісткові виступи, горби, сесамовидні кісточки, до яких м'язи прикріплюються або через які вони переходять. Виступи, горби, сесамовидні кісточки збільшують кут підходу м'язи до кістки як до важеля, тим самим збільшують плече сили тяги м'яза і момент обертання м'язової сили. Таким чином, можна виділити дві причини програшу в силі. Перша – прикріплення м'яза поблизу

суглоба, друга – тяга м'яза вздовж кістки під дуже гострим (або тупим) кутом.

Можна вказати ще й на третю причину деяких втрат у силі м'язів. При великих навантаженнях напружуються всі м'язи, що оточують суглоб. М'язи-антагоністи, створюючи моменти сил, які спрямовані протилежно, корисної роботи не виробляють, а енергію витрачають. Але в кінцевому рахунку в цьому є певний сенс: хоча і виникають втрати енергії, суглоб під час великих навантажень отримує зміцнення напругою м'язів, які його оточують.

У зв'язку з особливостями застосування м'язових тяг до кісткових важелів необхідні досить значні напруження м'язів для виконання не тільки силових, але й швидкісних рухів. При цьому слід пам'ятати, що входять в біокінематичний ланцюг ланки тіла утворюють системи складових важелів, у яких "золоте правило" механіки проявляється набагато складніше, ніж у простих одиночних важелях.

Біомеханічні особливості м'язової системи

Рухова діяльність людини відбувається за допомогою м'язової тканини, яка має скорочувальними структурами. Робота м'язів здійснюється завдяки скороченню (укорочення з потовщенням) міофібрил, які знаходяться в м'язових клітинах. Робота м'язів здійснюється за допомогою їх приєднання до скелету за допомогою сухожилць.

До біомеханічних властивостей м'язів відносять скоротність, пружність, жорсткість, міцність і релаксацію.

Скорочення – це здатність м'яза скорочуватися при збудженні. В результаті скорочення відбувається вкорочення м'яза та виникає сила тяги.

Пружність м'яза полягає в його здатності відновлювати первинну довжину після усунення деформуючої сили. Існування пружних властивостей пояснюється тим, що при розтягуванні в м'язі виникає енергія пружної деформації. При цьому м'яз можна порівняти з пружиною: чим сильніше розтягнута пружина, тим більша енергія в ній запасена. Це явище широко використовується в спорті. Наприклад, в хлестом попередньо розтягуються і паралельний, і послідовний пружний компонент м'язів, ніж накопичується енергія. Запасена таким чином енергія у фінальній частині руху (штовхання, метання та ін.) перетворюється в енергію руху (кінетичну енергію).

Аналогія м'язи з пружиною дозволяє застосувати до її роботи закон Гука, згідно з яким подовження пружини нелінійно залежить від величини сили, що розтягує. Криву поведінки м'яза в цьому випадку називають «сила-довжина». Залежність між силою і швидкістю м'язового скорочення («сила-швидкість») називають кривою Хілла.

Жорсткість – це здатність протидіяти прикладається силам. Коефіцієнт жорсткості визначається як відношення приросту відновлювальної сили до приросту довжини м'язи під дією зовнішньої сили: $K_{ж} = DF/Dl$ (Н/м).

Величина, зворотна жорсткості, називається **піддатливість м'яза**. Коефіцієнт податливості: $K_{п} = Dl/DF$ (м/Н) – показує, наскільки подовжиться м'яз при зміні зовнішньої сили. Наприклад, податливість згинача передпліччя близька до 1 мм/Н.

Міцність м'яза оцінюється величиною сили, що розтягує, при якій відбувається розрив м'яза. Сила, при якій відбувається розрив м'яза становить від 0.1 до 0.3 Н / мм². Межа міцності сухожиль на два порядки величини більше і становить 50 Н / мм². Однак, при дуже швидких рухах можливий розрив міцнішого сухожилля, а м'яз залишається цілою, встигнувши амортизувати.

Релаксація – властивість м'яз, що виявляється в поступовому зменшенні сили тяги при постійній довжині м'язи. Релаксація проявляється, наприклад, при стрибку вгору, якщо під час глибокого присідання спортсмен робить паузу. Чим пауза довший, тим сила відштовхування і висота вистрибування менше.

Існує два види групової взаємодії м'язів: синергізм та антагонізм.

М'язи-синергісти переміщують ланки тіла в одному напрямку. Наприклад, при згинанні руки в ліктьовому суглобі беруть участь двоголовий м'яз плеча, плечова і плече-променеви м'яз та ін. Результатом синергічної взаємодії м'язів служить збільшення результуючої сили дії. При наявності травми, а також при локальній втомі будь-якого м'яза його синергісти забезпечують виконання рухової дії.

М'язи-антагоністи мають, навпаки, різноспрямований дію. Так, якщо один з них виконує роботу, то інший – поступається. Існуванням м'язів-антагоністів забезпечується:

1. висока точність рухових дій;
2. зниження травматизму.

До біологічних властивостей м'язів відносять їх збудливість та скоротливість.

Збудливість м'яза – його властивість переходити в стан збудження, що проявляється в зміні його напруги, пружності, в'язкості та ін.

Скорочення м'яза – його властивість при подразненні скорочуватись. При тому ж навантаженні та нарузі змінювати довжину, зменшуватися.

При одній і тій же нарузі м'яза та однаковому навантаженні довжина м'яза внаслідок подразнення стає менше – м'яз скорочується. Якщо

зменшити збудження або ж збільшити навантаження, м'яз розтягується. Отже, зміни довжини м'язи – його скорочення і розтягування (подовження) – визначаються ступенем його збудження та величиною навантаження. Все це говорить про те, що прояв активності (режим роботи) м'яза визначається зміною його довжини, або його напруги, або того й іншого одночасно.

Розрізняють такі режими роботи м'язи:

- ізотонічний (напруга однакова - змінюється довжина м'яза);
- ізометричний (довжина м'язи постійна - напруга змінюється);
- ауксотонічний (і довжина і напруга змінюється).

У чистому вигляді в рухах людини ізотонічний режим роботи м'язи не спостерігається, так як завжди є опір, змінює напругу. Ізометричний режим характерний не для рухів, а для статичних положень. А в реальних рухах зазвичай спостерігається ауксотонічний режим, коли скорочення і розтягнення м'яза поєднуються зі збільшенням та зменшенням його напруги.

Механічна дія м'язів проявляється як тяга, прикладена до місця їх прикріплення. Величина сили тяги м'яза та її прояв у рухах людини обумовлені рядом причин і залежать від сукупності механічних, анатомічних та фізіологічних умов.

Основною механічною умовою, що визначає тягу м'яза, служить навантаження. Без навантаження для м'яза не може бути його напруги, не може бути його сили тяги. Навантаження може бути представлено вагою обтяження, а також його силою інерції та іншими силами.

З анатомічних умов прояву тяги м'яза треба назвати будову м'яза та його розташування (в даний момент руху). Фізіологічний поперечник м'яза визначає сумарну тягу всіх волокон з урахуванням їх взаємного розташування. Від розташування волокон залежить і величина їх пружної деформації при розтягуванні всього м'яза, а значить, і величина виникаючих пружних сил.

Розташування м'яза щодо вісі суглоба та ланки в даний момент руху впливає на величину плеча сили та величину моменту сили тяги. При гострих (менше 45°) та тупих (понад 135°) кутах обертаюча тяга менше зміцнюється. Також розташування м'яза впливає на напрямок тяги м'яза.

Фізіологічні умови, що визначають величину тяги м'яза, в основному зводяться до умов збудження м'язів та їх змін, зокрема при втомі. Як відомо, від кількості збуджених міонів в основному залежить сила тяги м'яза. Максимальне збудження найбільшої кількості міонів забезпечує найбільшу силу тяги м'яза. У зв'язку з втомою істотно змінюється працездатність м'яза. Це слід враховувати при біомеханічному дослідженні спортивної техніки.

Щоб визначити результат тяги м'яза, недостатньо встановити величину та напрямок цієї тяги. При різних умовах закріплення ланок одна і та ж тяга приводить до неоднакового результату – різним рухам ланок в суглобі. Тому слід пам'ятати, що результат застосування тяги м'яза в кінематичному ланцюзі залежить від: а) закріплення ланок; б) співвідношення сил, що викликають рух, і сил опору, в) початкових умов обертання. При цьому в кожному конкретному випадку лише сукупність всіх факторів визначає результат роботи м'язів в цілому.

Різновиди роботи м'язів визначаються поєднанням змін їх сили тяги та довжини. Загальновідомі види роботи м'язів (долає, поступається та утримує) визначаються тільки напрямком зміни довжини м'яза: скороченням, подовженням, збереженням довжини. Для цих трьох видів роботи (перші дві - динамічні, останні - статичні) існує можливість щонайменше трьох варіантів зміни сили тяги м'язів у порівнянні з ізометричним: її наростання, зменшення, збереження без змін. Хоча робота м'язів і проявляється тільки через їх тягу, різновиди роботи різні та результати тяги в залежності від конкретних умов дуже різноманітні. В результаті схематично можна виділити дев'ять типових різновидів роботи м'язів. Крім того, не всі різновиди однаково часто зустрічаються.

При збереженні положення тіла частіше зустрічається постійна фіксація (різновид 5). У рухах найбільш звичайний розгін (3) та гальмування (7). У точних рухах характерно пригальмування (9). Силова робота виконується з напругою в рухах "до відмови" (1) і посиленням фіксації (4). При виконанні однієї і тієї ж дії можуть мати місце зміни (іноді неодноразові) різновидів роботи у одному і тому ж м'язі.

М'язи, що впливають на рухи біокінематичних ланцюгів, як правило, функціонують не ізольовано, а групами. Взаємодія здійснюється між м'язами всередині груп, а також між групами м'язів. В результаті робочі тяги м'язів (динамічна робота) обумовлюють виконання рухів, а опорні тяги м'язів (статична робота) створюють необхідні для цього умови.

Як відомо, через кожен суглоб проходить не один м'яз, а кілька. Рух в суглобі є результат групової взаємодії м'язів, що проходять через нього. Прийнято розрізняти два види взаємодії м'язів – синергізм та антагонізм.

М'язи, які виконують спільну роботу, беручи участь в одному і тому ж русі, тобто м'язи, розташовані на одній стороні даної вісі суглоба, називаються **синергістами**.

М'язи, які беруть участь у різних рухах, протилежних одне одному, називаються **антагоністами**.

Необхідно мати на увазі наступні дві обставини: 1) будь-якого справжнього антагонізму в роботі м'язів немає, тому що не тільки м'язи

співдружньої (синергічного), та протилежної (антагоністичного) дії працюють злагоджено, спільно забезпечуючи виконання даного руху. Особливо велика роль збудження антагоністів у регулюванні руху. За допомогою точного дозування напруги антагоністів регулюється швидкість руху та розвивається при цьому результуюча сила, проводиться гальмування руху перед його закінченням, досягається плавний перехід руху з однієї фази до іншої. В основі точного регулювання протидії антагоністичних м'язів лежить автоматично діючий вроджений рефлекс на розтягування: чим більше розмах руху, тим більше розтягуються м'язи-антагоністи, тим сильніше подразнюються їх пропріорецептори, тим більше зростає в них рефлекторне напруження. Цей спинальний рефлекс тонко регулюється вищими відділами центральної нервової системи та доповнюється спеціальними впливами центрів на м'язи-антагоністи.

2) необхідно пам'ятати, що синергетичні та антагоністичні відносини між м'язами не є постійними. Функціональна анатомія дає численні приклади того, що багато м'язів змінюють свою функцію зі зміною вихідного положення та при русі в перехідних вісях багатовісних суглобах. М'язи, які є для даного руху синергістами, для іншого руху можуть ставати антагоністами. Зміна характеру взаємодії між м'язами є важливим фактором використання суглоба з багатьма ступенями свободи, як повно зв'язний механізм, що працює в напрямку тієї чи іншої, але певною мірою свободи.

Перебудова використання м'язів досягається завдяки координуючій роботі нервових центрів. Розподіл зусиль в групі м'язів даного суглоба в ході руху змінюється. Слід додати, що практично неможлива абсолютно точне дозування величини тяги кожного м'яза, швидкості наростання тяги, часу "включення" та "вимикання" м'яза. Тому завжди в тій чи іншій мірі виникають неузгодженості тяг м'язів, що є однією з головних внутрішніх перешкод в управлінні рухами. Навчитися долати неузгодженості тяг м'язів дуже непросто. Це одна з головних задач при оволодінні рухами, шлях до найбільшої економічності і точності рухів.

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

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

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

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

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

де F - сила тяги на кінці м'яза; V - швидкість скорочення м'яза; F_0 - максимальна ізометрична сила; a та $b = \text{const}$ - сталі величини.

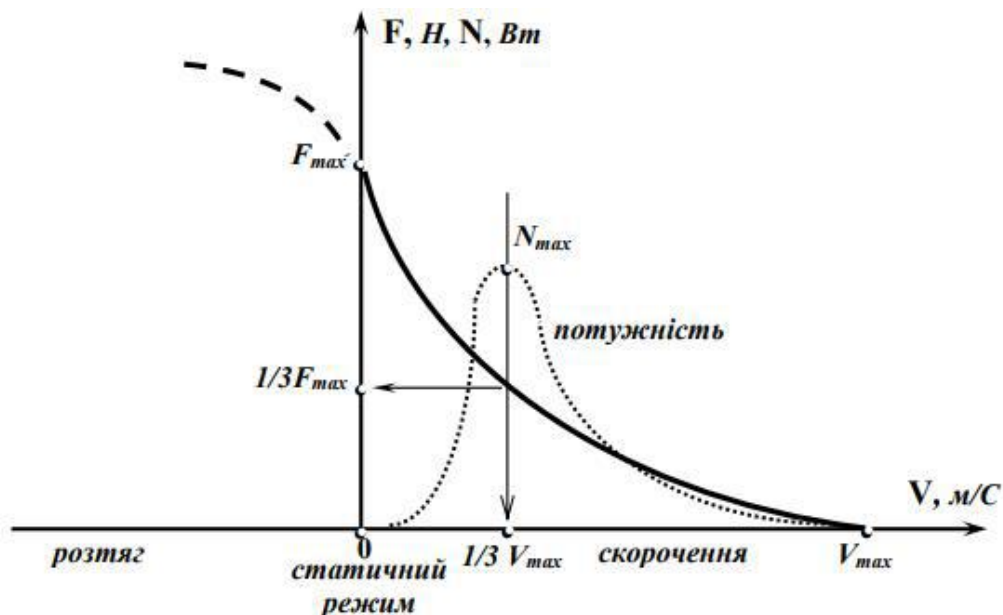


Рис. 2. Залежність сили тяги м'яза від швидкості його скорочення (крива Хілла).

Як видно з рис. 2, 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:

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.2, проте в основному її загальний характер зберігається, що активно використовуються при виконанні різних фізичних вправ. Наприклад, велосипедисти-спринтери використовують частоту педалювання 135–150 об/хв, в той час як їх колеги-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 приходиться 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%).

Контрольні питання

1. Яка схема пристрою рухового апарату людини?
2. Що таке кінематична пара і кінематичний ланцюг?
3. Які міри свободи в кінематичних ланцюгах тіла людини?
4. Дайте поняття про ланки тіла як важелі.
5. Як проявляється "золоте правило" механіки в тілі людини?
6. Які механічні та біохімічні властивості м'язів?
7. Що впливає на силу м'язів?
8. Що спричиняє скорочення м'язів?
9. Який механізм м'язового скорочення?
10. Який механізм розслаблення м'язів?
11. Що таке сила, робота й потужність м'язів?
12. Як в організмі узгоджується діяльність різних груп м'язів?
13. Що таке втома м'язів?
14. Які існують види робіт м'язів?
15. Як проявляється групова дія м'язів?

БІОМЕХАНІЧНИЙ АНАЛІЗ РУХОВИХ ДІЙ

Між різними біокінематичними характеристиками руху тіла людини існує тісний взаємозв'язок. Пройдений шлях, швидкість, прискорення та деякі інші характеристики залежать від часу: з плином часу шлях збільшується, швидкість та прискорення можуть змінюватися (збільшуватися або зменшуватися) або лишатися постійними. Таким чином залежність пройденого тією чи іншою точкою тіла шляху від часу відображає закон руху.

Будь-яка точка тіла, якщо їй дозволяють механічні зв'язки, може рухатися рівномірно, прямолінійно. Рух, при котрому матеріальна точка переміщується по прямій і за рівні проміжки часу проходить однакові відрізки шляху, називається рівномірним, прямолінійним. Шлях, пройдений цією точкою, є пропорційним часові руху. Рух, при котрому ця точка за рівні відрізки часу проходить нерівні ділянки шляху, називається перемінним і нерівномірним. Рух, при котрому швидкість зростає, називається прискореним. Нерівномірний рух з постійним прискоренням називається рівномірно-змінним. Шлях тієї чи іншої точки при такому русі є пропорційним квадрату часу.

Рух будь-якої рухомої системи відліку відносно Землі у механіці розглядають як переносний рух (наприклад, рух човна по дистанції); рух тієї чи іншої точки тіла людини, що знаходиться у човні, відносно човна буде відносним рухом, а рух цієї самої точки тіла відносно Землі (нерухомих об'єктів на березі) слід вважати абсолютним (або складним). Абсолютна швидкість руху цієї точки у такому випадку виражається діагоналлю паралелограма, побудованого на векторах відносної та переносної швидкості.

Одним з найпоширеніших рухів точок тіла людини є криволінійний рух. Вектор швидкості точки у криволінійному русі безперервно змінює свій напрямок відповідно до форми її траєкторії, залишаючись постійно дотичною до неї. Прискорення, що характеризує зміни вектора швидкості за напрямком, називається нормальним або доцентровим прискоренням.

Прискорення точки — це просторово-часова міра зміни руху точки. Прискорення руху такої точки дорівнює першій похідній за часом від швидкості цієї точки у системі відліку, що розглядається:

$$\bar{a} = \frac{d\bar{v}}{dt} = \frac{d^2\bar{s}}{dt^2} = \bar{s}''; [a] = \text{LT}^{-2}.$$

Звичайно прискорення такої точки визначається за змінами її швидкості у часі. Прискорення — величина векторна, що характеризує швидкість зміни швидкості за її величиною і напрямком у даний момент (миттєве прискорення).

Прискорення системи тіл, що змінює свою конфігурацію, визначається ще складніше, ніж швидкість. Прискорення є показником якості докладених зусиль.

У біомеханічному аналізі рухових дій найчастіше оцінюється рух не тільки окремих точок, але й усієї системи точок тіла. Найпростішим рухом усього тіла

людини як абсолютно твердого тіла є поступальний рух (усі точки тіла при цьому мають однакові траєкторії).

Момент часу — це часова міра положення точки тіла щодо початку відліку. Момент часу (t) визначають проміжком часу до нього від початку відліку:

$$[t] = T$$

Визначають момент часу не тільки для початку та закінчення руху, але й для інших важливих миттєвих положень. Насамперед це моменти суттєвої зміни руху: закінчується одна частина руху і починається наступна. За моментами часу визначається тривалість руху.

Тривалість руху — це часова міра, котра вимірюється різницею моментів часу закінчення і початку руху і являє собою проміжок часу між двома моментами часу, що його обмежують. Знаючи тривалість рухів, визначають також їх темп і ритм.

$$\Delta t = t_{\text{зак}} - t_{\text{поч}}; [\Delta t] = T$$

Темп рухів — це часова міра їх повторюваності. Він вимірюється кількістю рухів, що повторюються, за одиницю часу (частота рухів):

$$N = \frac{1}{\Delta t}; [N] = T^{-1}.$$

Темп — величина, обернена тривалості рухів. Чим більша тривалість кожного руху, тим менший темп, і навпаки. У вправах із циклічною структурою рухів темп може бути показником досконалості техніки. Так, спортсмени високої кваліфікації можуть підтримувати необхідний темп протягом усієї дистанції.

Ритм рухів (часовий) — це часова міра співвідношення частин руху. Ритм — величина, що не має розміру і визначається за співвідношенням тривалості частин рухів:

$$\frac{\Delta t_1}{\Delta t_2}$$

Ритм рухів характеризує, наприклад, відношення часу опори до часу польоту у бігу або часу амортизації до часу відштовхування при опорі. Окрім часових можна визначити ще просторові показники ритму (наприклад, відношення довжини бігових кроків у стартовому розбігу спринтера).

Ритм відображає зусилля, що докладаються, і залежить від їхньої величини, часу докладання та інших особливостей рухів. Тому за ритмом рухів певною мірою можна судити про їх досконалість. У ритмі особливо важливими є акценти — великі зусилля та прискорення, їх розміщення у часі. При оволодінні вправами краще спочатку задати ритм, ніж докладно описувати деталі рухів. Це допомагає скоріше зрозуміти особливості вправи, що вивчається, її побудову у часі.

За просторово-часовими характеристиками рухів визначають, як змінюються положення і рухи людини у часі, як швидко людина змінює свої положення (швидкість) і рухи (прискорення).

Швидкість точки — це просторово-часова міра руху точки (швидкості зміни її положення). Швидкість дорівнює першій похідній за часом від радіуса-вектора у системі відліку, що розглядається:

$$\mathbf{v} = \frac{d\mathbf{s}}{dt} = \dot{\mathbf{s}}; [\mathbf{v}] = \text{LT}^{-1}.$$

Визначається швидкість точки за змінами її координат у часі. Швидкість — величина векторна і характеризує швидкість руху та його напрямок.

Миттєва швидкість — це швидкість у даний момент часу або у даній точці траєкторії, немов швидкість рівномірного руху на дуже малій ділянці траєкторії коло даної точки траєкторії.

Середня швидкість — це швидкість, з якою точка у рівномірному русі за той самий час пройшла б увесь розглядуваний шлях. Середня швидкість дозволяє порівнювати нерівномірні рухи.

Швидкість руху тіла визначають за швидкістю руху його точок.

При поступальному русі тіла лінійні швидкості всіх його точок однакові за величиною і напрямком. При обертальному русі визначають кутову швидкість тіла як міру швидкості зміни його кутового положення. Вона дорівнює за величиною першій похідній за часом від кутового переміщення:

$$\omega = \frac{d\varphi}{dt}; [\omega] = \text{L}^0\text{T}^{-1}.$$

Швидкість системи тіл, що змінює свою конфігурацію, не можна визначити так само, як кутову швидкість твердого тіла. У цьому випадку визначають лінійну швидкість загального центра мас (ЗЦМ) системи. Часто визначають лінійні швидкості точок ланок тіла (проекції осей суглобів на поверхню тіла). Окрім того, при змінах пози визначають кутові швидкості ланок тіла щодо осей суглобів; ці швидкості звичайно змінюються у процесі руху. Для біомеханічного обґрунтування рухів необхідно у кожному випадку вибрати, які швидкості і яких ланок та точок слід визначити.

Більш складним є обертальний рух тіла (усі точки тіла при цьому описують кола різного радіуса, але мають одну загальну вісь обертання). Цей рух також може бути рівномірним та перемінним. Біокінематичними характеристиками цього руху є кутові переміщення (φ), кутова швидкість (ω) та кутове прискорення (ε). При обертальному русі кожна точка тіла людини описує коло і проходить відповідний шлях, величина якого за одиницю часу характеризує лінійну швидкість (v) даної точки, котра тим більша, чим на більшій відстані від осі обертання (r) вона знаходиться (лінійна швидкість точки тіла при даній кутовій швидкості прямо пропорційна її відстані до центра обертання тіла):

$$V = \omega r$$

Рівномірний обертальний рух тієї чи іншої точки тіла, що вивчається, характеризується нормальним лінійним прискоренням (a_n), котре дорівнює відношенню квадрата її лінійної швидкості до радіуса обертання:

$$a_n = \frac{V^2}{r}$$

У цьому виразі можна замінити лінійну швидкість на кутову, тоді отримаємо

$$a_n = \omega^2 r$$

Якщо обертання тіла перемінне, а його швидкість змінюється за величиною та напрямком, воно характеризується ще і дотичним прискоренням:

$$a_t = \frac{dV}{dt}$$

$$a_t = r \frac{d\omega}{dt}$$

Оскільки відношення кутової швидкості до часу є кутовим прискоренням, то можна записати

$$a_t = \varepsilon r$$

Тоді повне прискорення даної точки тіла людини, котре обертається, дорівнює геометричній сумі нормального та дотичного прискорень:

$$a = \sqrt{a_n^2 + a_t^2} = \sqrt{(\omega^2 r)^2 + (\varepsilon r)^2}$$

$$a = r \sqrt{\omega^4 + \varepsilon^2}$$

У ряді випадків тіло людини може здійснювати так звані плоскопаралельні рухи. Це спостерігається, коли усі точки тіла рухаються у площинах, паралельних одній нерухомій площині (наприклад, з певними допущеннями таким рухом можна вважати біг спортсмена по дистанції, що регламентується вертикальним положенням та простором, обмеженим біговою доріжкою). При цьому усі точки тіла мають неоднакові траєкторії та швидкості (на відміну від поступального руху). Такий рух може бути проаналізований шляхом розкладання на складові руху: поступальний зі швидкістю будь-якої довільно взятої точки тіла та обертальний рух інших точок тіла навколо цієї точки. Дана точка у механіці називається полюсом обертання. Якщо за полюс береться точка, швидкість у котрій на даний момент часу дорівнює нулю, то полюс є миттєвим центром.

Миттєвий центр швидкостей у плоско паралельному русі описує лінію, що називається центроїдою. Положення цього полюса на центроїді у кожний момент часу називається миттєвим центром обертання тіла людини. Рух полюса

відносно нерухомої площини розглядається як переносний рух. Рух точок навколо полюса у такому випадку вважається відносним рухом.

Розділ біомеханічного аналізу — біодинаміка (від грецьк. *bios* — життя, *dynamis* — сила) вивчає дію сил, що надають руху тілу людини та іншим біологічним системам. Динаміка — це розділ механіки, що вивчає механічні причини руху усіх матеріальних тіл у природі.

У динаміці розв'язуються два основних завдання: за заданими (відомими) силами визначається закон руху (пояснюється, яким чином рухається тіло даної маси під дією сил); за відомим законом руху визначається величина та напрямок діючих сил.

Усі завдання динаміки реалізуються на основі використання трьох основних законів механіки. Згідно з першим законом (закон інерції), усяке тіло намагається зберегти стан спокою або прямолінійного та рівномірного руху, поки вплив з боку інших тіл не змусить його змінити цей стан. За другим законом — прискорення, котре отримує тіло під дією сили, прямо пропорційне силі та обернено пропорційне масі тіла:

$$a = \frac{F}{m} .$$

Із третього закону випливає, що у разі взаємодії тіл виникають рівні за величиною, але протилежно напрямлені сили (дія дорівнює протидії).

Рухи людини здійснюються внаслідок дії сил. Власне вони є наслідком взаємодій тіла людини з іншими тілами. Біодинамічні характеристики дозволяють розкрити основні особливості цих взаємодій.

Біодинамічні характеристики включають: інерційні характеристики (особливості тіла людини та тіл, котрі воно рухає); силові (особливості взаємодії біоланок тіла та інших тіл); енергетичні (стани та зміни працездатності біомеханічних систем).

Інерційні характеристики найповніше розкриваються у першому законі Ньютона. Інертність — властивість фізичних тіл. Вона виявляється у поступовій зміні їх швидкості з плином часу під дією сил.

Інакше кажучи, тіло зберігає швидкість, поки її не змінять сили, що діють на нього.

Будь-які тіла зберігають швидкість незмінною, якщо відсутні зовнішні впливи. Ця властивість не має міри і її прийнято називати інерцією. Різні тіла змінюють швидкість під дією сил по-різному. Отож, ця якість має міру. Саме цю властивість називають інертністю. Саме інертність і викликає інтерес у тих випадках, коли необхідно оцінити, яким чином змінюється швидкість тіла.

Збереження швидкості незмінною за реальних умов можливе лише тоді, коли усі зовнішні сили, прикладені до тіла, взаємно зрівноважені.

В інших випадках незрівноважені зовнішні сили змінюють швидкість тіла відповідно до міри його інертності.

Маса тіла — це міра інертності тіла при поступальному русі. Вона вимірюється відношенням величини прикладеної сили до прискорення, котре вона викликає:

$$m = \frac{F}{a}; [m] = M,$$

де m — маса; F — сила; a — прискорення. Вимірювання маси тіла тут ґрунтується на другому законі Ньютона. Маса тіла залежить від кількості речовини цього тіла і характеризує його властивість — як саме прикладена сила може змінити його рух. Одна й та сама сила надає більшого прискорення тілу, що має меншу масу, ніж тілу з більшою масою.

При дослідженні обертальних рухів слід ураховувати не тільки величину маси, але й її розподілення у тілі. На розподіл матеріальних точок у тілі вказує місцерозташування мас тіла.

Момент інерції тіла — це міра його інертності при обертальному русі. Момент інерції тіла відносно осі дорівнює сумі добутків мас усіх матеріальних точок тіла на квадрати їхніх відстаней від даної осі:

$$I = \sum_{i=1}^n m_i r_i^2; [I] = ML^2.$$

де n — кількість елементів (часточок) у системі; m_i — маса кожного елемента у системі; r_i — відстань кожного елемента до осі обертання.

У системі тіл, що деформується, коли її частини віддаляються від осі обертання, момент інерції системи збільшується. Інерційний опір збільшується з віддаленням частин тіла від осі обертання пропорційно квадрату відстані. Оскільки матеріальні точки у тілі розташовані на різних відстанях від осі обертання, для розв'язання ряду завдань зручно вводити поняття радіуса інерції.

Радіус інерції тіла — це порівняльна міра інертності даного тіла відносно різних осей обертання. Його можна виміряти, добуваючи корінь квадратний із відношення моменту інерції (відносно даної осі) до маси тіла:

$$R_m = \sqrt{\frac{I}{m}}; [R_m] = L.$$

Знання моментів інерції тіла спортсменів під час розв'язання різних рухових завдань є дуже важливим для розуміння закономірностей рухів тіла, хоча точне кількісне визначення цієї величини у конкретних випадках нерідко утруднене.

Відомо, що рух тіла може відбуватися як під дією прикладених до нього рушійних сил, так і без рушійних сил (за інерцією, коли прикладена тільки гальмівна сила). Рушійні сили прикладені не завжди; без гальмівних сил руху не буває. Сила — причина не руху, а зміни руху; силові характеристики розкривають зв'язок дії сил зі зміною рухів.

Сила — це міра механічної дії одного тіла на інше; за числовим виміром сила визначається добутком маси тіла на його прискорення, спричинене даною силою.

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

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

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

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

Зміна сили, так само як і маси, ґрунтується на другому законі Ньютона. Сила, що прикладена до даного тіла, спричиняє його прискорення. Хоча найчастіше йдеться не про силу, а про результат її дії, це можна застосовувати тільки до найпростішого поступального руху тіла. У рухах людини як системи тіл, де усі рухи частин тіла є обертальними, зміна обертального руху залежить не від сили, а від моментів сил.

Сили, що діють на тіло людини, при біомеханічному аналізі можна поділити на декілька груп: дистантні, що виникають на відстані без безпосереднього зіткнення тіл — сили земного тяжіння, та контактні, що утворюються при зіткненні тіл (пружні сили та сили тертя). Виходячи з того, який вплив справляють ті або інші сили на рух тіла, можна виділити сили активні (що задаються) та реакції зв'язку, котрі накладають певні обмеження на рух тіла (вони не спричиняють рух, а протидіють активним силам або зрівноважують їх). Залежно від обраної системи відліку щодо тіла людини (від складу системи) розрізняють сили зовнішні та внутрішні. Зовнішні сили виникають іззовні тіла людини (наприклад, сила земного тяжіння).

Внутрішні сили утворюються внаслідок внутрішніх взаємодій у системі тіла людини (наприклад, сила м'язів, сили внутрішньої взаємодії мас тіла). Стосовно до простору, що займає тіло людини та окремі його утворення, діючі сили можуть розглядатися як зосереджені (прикладені в одній точці) або розподільні (поверхневі, об'ємні). Залежно від тривалості дії на тіло людини сили можуть бути постійними (наприклад, сила гравітації) та змінними (практично всі інші сили).

При біомеханічному аналізі великого значення набуває визначення джерела діючих сил. У зв'язку з цим необхідно враховувати, що джерелом сили в інерціальній системі відліку для тіла, що вивчається, завжди слугує інше матеріальне тіло. Залежно від способу вимірювання та системи відліку розрізняють сили статичні та рушійні. Статичне вимірювання сили відбувається за допомогою будь-якої зрівноважуючої її сили (при цьому прискорення тіла дорівнює нулю). Статична дія сили завжди спричиняє деформацію тіла. Рушійні сили визначаються за прискоренням тіла, що з'явилося внаслідок дії цієї сили. Рушійна сила, як правило, збігається з напрямком руху тіла або утворює з ним гострий кут (при цьому вона може здійснювати позитивну роботу і збільшувати енергію тіла).

У реальній дійсності на тіло людини при його русі діє ще цілий комплекс сил довколишнього середовища. Ті сили, котрі спрямовані проти його руху або утворюють з його напрямком тупий кут, називаються гальмівними силами. Відносно тіла людини вони здійснюють від'ємну роботу. Залежно від того, як спрямовано силу відносно вектора швидкості, можна виділити ще сили, котрі відхиляють (відхильні) рух та завертають (завершальні). Від того, яким буде результат дії тих чи інших сил, їх можна також розглядати як сили прискорювальні, сповільнювальні або такі, що повертають рух у зворотному напрямку (повертальні).

У рухах людини як системи тіл зміна обертального руху кожної біоланки залежить не від сили, а від моменту сили.

Момент сили — це міра обертальної дії сили на тіло; він визначається добутком модуля сили на її плече.

Момент сили відносно осі вважають додатним, якщо сила спричиняє поворот тіла проти годинникової стрілки, а від'ємним — при повороті тіла за годинниковою стрілкою (з боку спостерігача).

Момент сили — величина векторна (сила виявляє свою обертальну дію, коли вона докладена на її плечі). Інакше кажучи, лінія дії сили не повинна проходити через вісь обертання. Якщо сила лежить не у площині, що перпендикулярна до осі, то знаходять складову сили, котра лежить у цій площині: вона й викликає момент сили відносно осі. Решта складових на нього не впливають. Зрозуміло, що сила, котра співпадає з віссю або паралельна їй, також не має плеча відносно осі, а отже, нема і її моменту.

Визначення сили або моменту сили, якщо відома маса або момент інерції, дає змогу дізнатися тільки про прискорення, тобто як швидко змінюється швидкість. Треба ще дізнатися, наскільки саме зміниться швидкість. Для цього має бути відомо, як довго докладалася сила, тобто слід визначити імпульс сили (або її моменту).

Імпульс сили — це міра впливу сили на тіло за даний проміжок часу (у поступальному русі). За скінченний проміжок часу він дорівнює певному інтегралу від елементарного імпульсу сили, де межами інтегрування є моменти початку та кінця проміжку часу дії сили.

В обертальному русі момент сили, діючи протягом певного часу, створює імпульс моменту сили. Імпульс моменту сили — це міра впливу сили відносно даної осі за даний проміжок часу (в обертальному русі).

Внаслідок імпульсу як сили, так і моменту сили виникають зміни руху, що залежать від інерційних властивостей тіла і виявляються у зміні швидкості (кількість руху, кінетичний момент).

Кількість руху — це міра поступального руху тіла, котра характеризує його здатність передаватися іншому тілу у вигляді механічного руху. Кількість руху тіла вимірюється добутком маси тіла на його швидкість:

$$\vec{K} = m\vec{v}; [K] = \text{MLT}^{-1}.$$

Кінетичний момент — це міра обертального руху тіла, що характеризує його здатність передаватися іншому тілу у вигляді механічного руху. Кінетичний момент дорівнює добутку моменту інерції відносно осі обертання на кутову швидкість тіла:

$$\vec{K}_z = I\vec{\omega}; [K_z] = \text{ML}^2\text{T}^{-1}.$$

При рухах людини сили, прикладені до її тіла на певному шляху, здійснюють роботу і змінюють його енергію. Робота характеризує процес, під час якого змінюється енергія системи. Енергія вже характеризує стан системи і змінюється внаслідок роботи. Механічна енергія — це специфічна фізична величина, що характеризує здатність тіла здійснювати роботу. Енергія відображає кількісну міру та якісну характеристику руху матерії в усіх її можливих проявах. Енергетичні характеристики показують, як змінюються види енергії під час рухів та як відбувається перебіг самого процесу зміни енергії.

Робота сили — це міра дії сили на тіло при деякому його переміщенні під дією цієї сили. Робота перемінної сили у поступальному русі на кінцевому шляху дорівнює певному інтегралу від елементарної роботи сили на шляху її докладання:

$$A = \int_{s_0}^s F_y ds; [A] = \text{ML}^2\text{T}^{-2},$$

де F_y — проекція сили F на напрямок швидкості v . Оскільки сили у рухах людини звичайно є перемінними, а рухи точок тіла криволінійні, то робота сили являє собою суму елементарних робіт.

Якщо сила спрямована у бік руху (або під гострим кутом до його напрямку), то вона здійснює додатну роботу, збільшуючи енергію тіла людини, що рухається. Коли ж сила спрямована назустріч руху (або під тупим кутом до його напрямку), то робота сили є від'ємною і енергія руху тіла людини зменшується.

Робота сили тяжіння тіла дорівнює добутку його ваги на різницю висот (h) початкового і кінцевого положень:

$$A_{\text{тяж}} = P\Delta h.$$

При опусканні тіла робота сили тяжіння є додатною, а при підйомі — від'ємною.

Окрім роботи сили тяжіння (роботи підйому), можна виділити роботу розтягування та роботу прискорення. Робота розтягування здійснюється проти пружної сили (наприклад, таку роботу виконує рука людини, розтягуючи тязиву лука тощо). Роботу прискорення добре видно на прикладі метань молота, списа, штовхання ядра тощо.

У процесі роботи людина проявляє певну працездатність (робота перетворюється на працездатність).

Таким чином, поняття роботи являє собою міру зовнішніх впливів, прикладених до тіла на певному шляху, що викликають зміни механічного стану тіла.

Механічна енергія тіла людини визначається як запас його працездатності, тобто швидкостями рухів тіла та їхнім взаємним розташуванням. Це енергія переміщення та взаємодії.

Кінетична енергія тіла людини — це енергія його механічного руху, що визначає можливість здійснити ту чи іншу роботу. При поступальному русі вона вимірюється половиною добутку маси тіла людини на квадрат його швидкості:

$$E_{\text{к(пост)}} = \frac{mv^2}{2}; [E_{\text{к(пост)}}] = \text{ML}^2\text{T}^{-2}.$$

При обертальному русі кінетична енергія тіла людини може бути виражена за допомогою формули:

$$E_{\text{к(об)}} = \frac{I\omega}{2}; [E_{\text{к(об)}}] = \text{ML}^2\text{T}^{-2}.$$

Потенційна енергія тіла людини — це енергія його положення, обумовлена взаємним відносним розташуванням тіл або частин того самого тіла та характером їх взаємодії. Потенційна енергія у полі сил тяжіння

$$E_n = mgh = Gh,$$

де G — сила тяжіння; h — різниця рівнів початкового та кінцевого положення над землею, відносно котрого визначається енергія.

У рухах людини одні види руху переходять в інші. При цьому енергія як міра її руху переходить з одного виду в інший. Так, хімічна енергія у м'язах перетворюється на механічну (внутрішню потенційну пружно деформованих м'язів). Породжена останньою сила тяги м'язів здійснює роботу і перетворює потенційну енергію на кінетичну енергію рухомих ланок тіла та зовнішніх тіл. Механічна енергія зовнішніх тіл (кінетична) передається при їх дії на тіло людини, перетворюється на потенційну енергію м'язів-антагоністів, що розтягуються, та на теплову енергію, котра розсіюється.

Системні уявлення про рухи дають можливість вивчати окремі біомеханічні характеристики рухів у їх взаємозв'язку, взаємозумовленості та взаємозалежності. Це й визначає поняття "структура руху". Біомеханічна структура руху дає уявлення про те, яким чином окремі його частини об'єднуються в одне ціле.

У звичайному житті та при розв'язанні різноманітних спеціальних рухових завдань тіло людини може набувати різних фіксованих на деякий час у просторі відносно нерухомих положень.

За певних умов, здійснюючи активні відносні рухи своїх окремих ланок, людина, однак, у цілому все ж може зберігати місце розташування свого тіла у просторі відносно довколишніх об'єктів. Такі рухи у біомеханіці називаються рухами на місці. У біомеханічному аналізі фіксованих положень тіла людини та її рухів на місці звичайно застосовуються біостатичні характеристики. Зміни, аналіз та вивчення біостатичних характеристик відносять до біостатики тіла людини.

Біостатика, у свою чергу, базується на основних фундаментальних положеннях спеціального розділу теоретичної механіки — статички.

Статику іноді називають окремим розділом динаміки. Вона вивчає рівновагу тіл, що перебувають під дією системи сил. Під рівновагою у статисти прийнято розуміти таке положення тіла, коли сили, що діють на нього, зрівноважені. Зрівноваженими можуть бути не тільки нерухомі тіла, але й ті, котрі продовжують рівномірний рух під дією сил. І у тому і в іншому випадках діючі сили не змінюють швидкості руху тіл (швидкість нерухомих тіл дорівнює нулю, а швидкість тіл, що рухаються, зберігається постійною). У статисти можна розв'язати два основних завдання: замінити систему прикладених до тіла сил однією (рівнодією) силою або системою еквівалентних сил; встановити умови, за яких дане тіло (система тіл) може бути зрівноваженим. У першому випадку застосовуються методи додавання сил, у другому — метод розкладання сил на їх складові. Для цього складають та розв'язують відповідні рівняння рівноваги з урахуванням заданих сил.

Таким способом знаходиться сила, котра у взаємодії із заданими силами дозволяє даному тілу бути зрівноваженим. Методи статички дуже важливі для біомеханічного аналізу стійкості тіла людини, вивчення можливостей вибору її раціональних положень у просторі при розв'язанні різноманітних рухових завдань.

Силу, з котрою тіло людини внаслідок його тяжіння до землі діє на опору або підвіс, називають його вагою. Це сила, котра докладена не до тіла, а до опори або підвісу. Вага людини та її сила тяжіння — не рівнозначні поняття. Вага і сила тяжіння завжди прикладені до різних тіл. У полі земного тяжіння центр маси тіла людини збігається з його центром тяжіння (з точкою прикладання сили тяжіння, що діє на тіло).

Поняття маси тіла входить до другого закону Ньютона. Ця маса називається інертною (є мірою інертності тіла людини, характеризує здатність тіла зберігати швидкість незмінною за відсутності сил, а також отримувати прискорення під дією сили). Гравітаційна маса — це маса, що визначає силу взаємного тяжіння тіл і входить до закону всесвітнього тяжіння. За сучасними фізичними уявленнями, чисельно ці величини збігаються.

Для об'єктивної біомеханічної оцінки положення тіла людини у просторі необхідно знати можливості переміщення центра мас її тіла та пов'язані з цим

наслідки. Важливим показником цього процесу є кількість руху, або імпульс тіла. Кількістю руху тіла масою m , що рухається зі швидкістю V , називається вектор mv .

Необхідно враховувати також тривимірність простору. У зв'язку з цим очевидно, що закон може діяти для однієї осі (по котрій сума проєкцій імпульсів є постійною) і не виконуватися для другої осі.

Форма тіла та розміщення у ньому його маси визначають місце розташування центра тяжіння. Центр тяжіння може знаходитися і за межами об'єму тіла. Центр тяжіння — не матеріальне тіло, а умовна точка (геометричний образ), через котру проходить лінія тяжіння. Положення центра тяжіння відносно опори впливає і на ступінь стійкості тіла та умови його рівноваги.

Рівновага тіла людини спостерігається тоді, коли всі сили, що діють на нього, і моменти сил є зрівноваженими (будь-які його прискорення дорівнюють нулю). У цьому положенні тіло може бути у спокої, рухатися прямолінійно та рівномірно або рівномірно обертатися навколо осі, що проходить через центр його тяжіння. Рівновага тіла людини має місце тоді, коли геометрична сума векторів усіх прикладених до тіла сил також дорівнює нулю.

Рівновага тіла може бути стійкою, нестійкою та байдужою. Сстійкою рівновагою називають таке положення тіла, при виведенні з котрого воно повертається у вихідне положення під впливом виключно сили тяжіння (рис. 1а). І навпаки, при нестійкій рівновазі (рис. 1б) воно не може повернутися у вихідне положення без додаткової дії зовнішніх сил. У випадку, коли тіло повертається у вихідне положення і не втрачає рівноваги, воно набуває положення байдужої рівноваги.

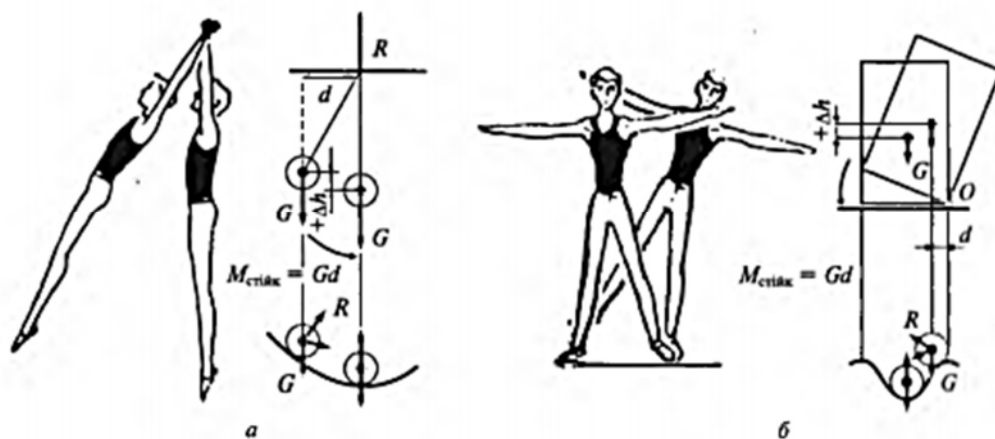


Рис. 1. Сстійка (а) і обмежено стійка (б) рівновага тіла.

З позицій біостатики необхідно розрізняти два поняття: положення тіла та поза тіла. Положення тіла визначається фіксацією усієї його біомеханічної системи відносно системи відліку, що пов'язана з тілами довколишнього середовища (наприклад, положення тіла стоячи, сидячи, лежачи тощо). Поза тіла визначається фіксацією окремих відносно рухомих ланок тіла людини щодо

систем відліку, котрі пов'язані з біомеханічною системою його власного тіла (положення — стоячи; поза — руки на поясі, ноги на ширині плечей тощо).

Тіло людини та окремі його ланки можуть набувати положення стійкої рівноваги. Характерними прикладами найбільш стійкого положення тіла людини можуть бути положення лежачи на горизонтальній площині (нижня опора), вис на перекладині (верхня опора). Займаючи звичне ортоградне положення у просторі, тіло людини перебуває у нестійкій рівновазі. Положення байдужої рівноваги у природних умовах тіло людини набути не може.

До основних критеріїв стійкості належать: висота розташування загального центра мас тіла над опорою; місце проходження лінії тяжіння відносно опори; величина його площі опори; кути стійкості тіла у різних площинах простору, котрий воно займає; відповідні цим площинам моменти стійкості та перекидні моменти, а також його коефіцієнт стійкості. Визначення усіх цих критеріїв обов'язкове й при біомеханічному аналізі положень тіла людини, яка перебуває у рівновазі. До всіх названих критеріїв слід додати критерії, що важко піддаються кількісному аналізу, такі, як ступінь відносної рухомості біоланок тіла людини; особливості функціонування життєво важливих систем організму, що обслуговують рухову систему та забезпечують відповідні силові можливості м'язової системи, а також деякі інші чинники.

Під площею опори розуміють площу, обмежену крайніми точками опори тіла. Чим більша площа опори, тим тіло є більш стійким.

Вона, однак, рідко набуває правильної форми. Лінія тяжіння (перпендикуляр, опущений з центра тяжіння тіла на площу опори) рідко перетинає площу опори через центр. Тому стійкість тіла не в усіх напрямках однакова. Так, у важкоатлета, який зафіксував штангу на прямих руках над головою, у передньозадньому напрямку ступінь стійкості буде меншою, у фронтальному — більшою. Для точнішої оцінки цього положення тіла визначають кути стійкості. Кутом стійкості називається кут між лінією тяжіння та похилою лінією, проведеною із ЗЦМ до будь-якої точки межі площі опори тіла. Чим більший кут стійкості, тим більшу стійкість має тіло у даному конкретному напрямку (рис. 2).

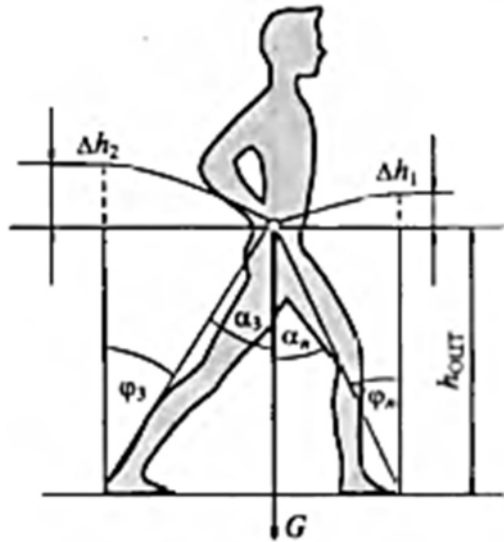


Рис. 2. Визначення кута стійкості.

Момент стійкості тіла визначається добутком ваги тіла на плече його прикладання (величину перпендикуляра, проведеного від межі площі опори до лінії тяжіння — радіуса стійкості). Чисельно він залежить від двох величин: ваги тіла (P) та радіуса стійкості (r) у даному напрямку.

Чим більшими є ці величини, тим більшим буде момент стійкості, а відповідно і ступінь стійкості усього тіла:

$$M_{\text{стійк}} = Pr.$$

Механічна робота і енергія при рухах людини

Якщо на частку подіяти силою F і перемістити її на відстань s , то сила виконає роботу $A = Fs = Fs \cos(\mathbf{F}; \mathbf{s})$ (кут $(\mathbf{F}; \mathbf{s})$ між напрямком сили і переміщення розглядається тоді, коли ці вектора не збігаються з напрямку). Одиницею вимірювання роботи є Джоуль (в системі СІ) або кіловат-годину.

Потужністю називається робота, що здійснюються за одиницю часу, або $\mathbf{W} = \mathbf{A}/t = \mathbf{Fv}$. За останній формулі можна визначити потужність коротких інтенсивних рухів (ударів по м'ячу, боксерських ударів і інших ударних дій), коли механічну роботу визначити важко, але можна виміряти силу і швидкість. Одиниця виміру потужності – ват (Дж/с) (СІ) або кінська сила.

Якщо матеріальна точка знаходиться в полі (гравітаційне, електромагнітне), на неї діє сила F від цього поля, що має можливість здійснювати певну роботу. Цей запас роботи, зумовлюваний становищем точки в поле, є її потенційної енергією. Прийнято вважати, що якщо сили, що діють на матеріальну точку, здійснюють позитивну роботу, то її потенційна енергія убуває.

При розгляді тіла, що деформується часто використовують поняття «внутрішньої потенційної енергії», яка дорівнює роботі деформації, взятої з протилежним знаком.

Будь-яке рухоме з поступальною швидкістю v тіло масою m має кінетичної енергією, яка дорівнює $E_k = (1/2) mv^2$.

Аналогічну формулу можна записати для обертового з кутовий швидкістю ω твердого тіла з центром інерції J : $E_k^{об} = (1/2) J \omega^2$.

Повна енергія рухомого тіла дорівнює сумі його потенційної енергії і кінетичної енергії в поступальному і обертальному рухах:

$$E = mgh + \frac{mv^2}{2} + \frac{J\omega^2}{2}$$

Якщо ми розглядаємо замкнуту систему, тобто систему, а яку не роблять вплив зовнішні сили, то для такої системи справедливо перший початок термодинаміки: енергія в заданій замкнутій механічній системі зберігається. Інакше - це закон збереження енергії.

Якщо на систему діють зовнішні сили і вона переходить з одного стану в інший, то зміна повної механічної енергії при цьому переході дорівнює роботі зовнішніх сил. У деформуються тілах повна енергія дорівнює сумі внутрішньої і кінетичної енергій.

Перехід одного виду механічної енергії в інший називається рекуперацією механічної енергії. Простий приклад – обертання гімнаста на перекладині, коли обертальна кінетична енергія переходить цілком у потенційну у верхній точці і навпаки – у нижній.

Оцінка енергетичних показників діяльності спортсмена здійснюється з використанням різного роду датчиків і тестів. З їх допомогою можна оцінити фізичний стан спортсмена і рівень його потенційних можливостей.

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 втомі не настає.

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

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

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

Якщо час моторної реакції можна скоротити за рахунок часу обробки інформації та прийняття рішення, а частота рухів у процесі тренування може

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

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

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

У багатьох рухових завданнях, які виконуються з максимальною швидкістю, розрізняють дві фази: стартовий розгін та фазу відносної стабілізації швидкості на дистанції (рис. 3.):

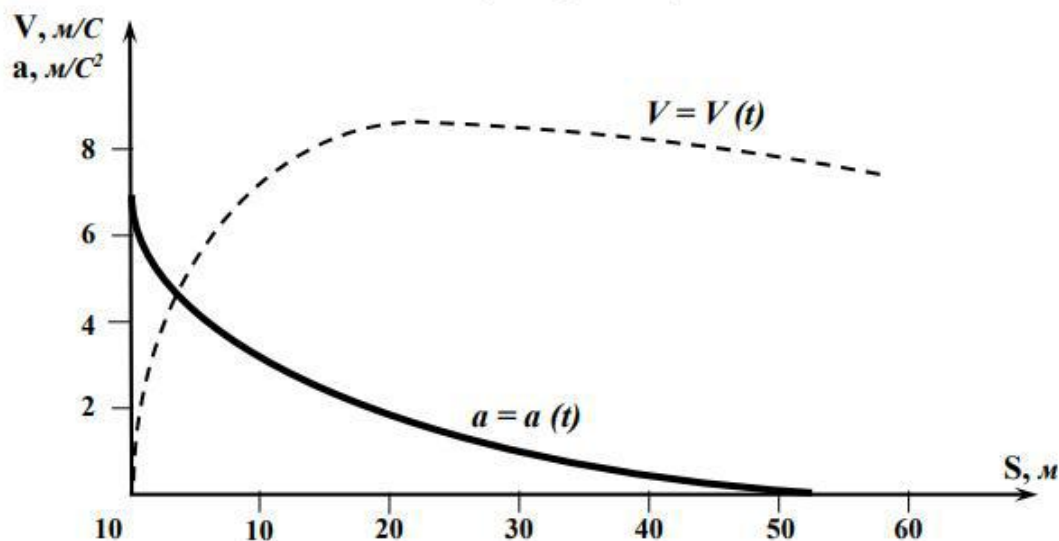


Рис. 3. Швидкість та прискорення в спринтерському бігу (за Ю. М. Прімаковим).

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

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

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

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

Рухи навколо осей

Як ми вже знаємо, тіло людини можна розбити на 15 ланок, які мають між собою зчленування та представляються важелями або маятника. Тому одним з основних є інтерес біомеханіки до руху ланки в точці зчленування - суглобі.

Розглянемо важіль першого роду. В цьому випадку його рух можна описати як обертальний рух навколо точки, при якому одна його точка O (точка зчленування) залишається нерухомою, а всі інші точки рухаються по поверхнях сфер, що мають центр в точці O . При такому обертальному русі тіла будь-яке його елементарне переміщення являє собою елементарний поворот навколо деякої осі, що проходить через точку O і званої миттєвої віссю обертання. Оскільки зчленування відноситься до тіла спортсмена, то воно безперервно змінює своє положення в просторі. В результаті обертальний рух тіла складається з серії елементарних поворотів що довкола безперервно міняють свій напрямок миттєвих осей.

Подібно до того як причиною прискореного руху матеріальної точки або прискореного поступального руху твердого тіла може бути тільки прикладена до них сила, причиною початку, зміни або припинення обертального руху твердого тіла (при цьому обертальний прискорення не дорівнює нулю) щодо будь-якої осі є момент сили M щодо цієї осі.

Нехай є тіло, яке може обертатися навколо нерухомої осі, і до нього в якійсь точці прикладена сила F . Знайдемо проекцію F_n прикладеної до тіла сили F на площину, що проходить через точку прикладання сили перпендикулярно до осі обертання, а також найкоротша відстань r від осі обертання до лінії дії сили F_n , яке носить назву плеча сили. Момент сили F відносно осі обертання визначається як фізична величина, чисельне значення якої дорівнює добутку проекції F_n діючої на тіло сили на довжину плеча r : $M = F_n r$.

Якщо проекція доданої до тіла сили F на площину, перпендикулярну до осі обертання, дорівнює нулю ($F_n = 0$), що можливо, коли сила F паралельна осі обертання, або якщо лінія дії сили F перетинає вісь обертання, то в цих випадках сили не зможуть змінити обертального руху тіла, не зможуть з'явитися причинами відмінного від нуля кутового прискорення.

Таким чином, сила не є величиною, достатньою для опису і розрахунку обертального руху тіла. Необхідно розглядати також її просторове напрямки.

Умовою рівноваги твердого тіла, яке може здійснювати обертальний рух навколо будь-якої вісі, є рівність сум моментів сил, що обертають тіло навколо

цієї осі у напрямку руху M_i і в протилежному напрямку M_j : $M_1 + M_2 + M_3 + \dots = M_1 + M_2 + M_3 + \dots$

Таким чином, з вищесказаного можна зробити простий висновок: щоб ланка людського тіла привести в обертальний рух, то напрямок дії сили не повинно бути паралельно осі обертання цієї ланки або проходити через точку з'єднання.

Іншим важливим поняттям є центр ваги тіла або системи тіл - єдина точка, відносно якої сума моментів сил тяжіння всіх частинок тіла або системи тіл дорівнює нулю. При цьому не можна забувати, що центр ваги іноді знаходиться поза геометричних меж тіла. Центр тяжкості має велике значення при оцінці виду рівноваги тіла. Залежно від розташування точки опори або опорної поверхні по відношенню до центру тяжкості розрізняють стійке, нестійке і байдуже рівновагу.

Опорною поверхнею будемо називати поверхню того тіла, рівновагою якого ми цікавимося, а не поверхня будь-якого іншого тіла, з яким вперше стикається. (Наприклад, опорною поверхнею для важкоатлета буде поверхню підошов взуття, а не вся поверхня помосту.) Тіло знаходиться в стійкій рівновазі, якщо його центр ваги розташовується нижче точки опори або нижче горизонтальної опорної поверхні, причому лінія дії сили тяжіння проходить через точку опори або перетинає горизонтальну опорну поверхню; в нестійкій рівновазі, якщо центр тяжіння знаходиться вище горизонтальної опорної поверхні, причому лінія дії сили тяжіння не перетинає опорної поверхні, і в байдужому рівновазі, якщо центр ваги збігається з точкою опори. Рівновага тіла буде стійким і в тому випадку, якщо центр тяжіння знаходиться вище горизонтальної опорної площини, але лінія дії сили тяжіння тіла перетинає цю площину.

Таким чином, якщо спортсмен стоїть, то рівновага його тіла буде стійким, оскільки хоча центр ваги і знаходиться вище опорної площини, але лінія дії сили тяжіння проходить через центр ваги спортсмена. При відхиленні від вертикального положення, особливо з навантаженням в руках, рівновагу спортсмена зі стійкого переходить в нестійкий через зміну лінії дії сили тяжіння відносно центра ваги.

Для обертового твердого тіла через центр ваги (центр мас) можна провести як завгодно багато осей обертання. Однак, виходячи з геометричної форми тіла та розподілу маси в ньому, можна виділити дві взаємно перпендикулярні вісі з найбільшим та найменшим моментами інерції. Сталий обертання незакріпленого тіла можливо лише навколо цих осей. Сталий обертання тіла навколо вісі, перпендикулярної двом першим, неможливо. Всі три вісі називаються головними вісями інерції даного тіла.

Будь-який контакт з опорною поверхнею додає додаткову точку або вісь обертання, що позначається на характер руху спортсмена.

Фази рухової реакції. Антиципація як передбачення розвитку ситуації
В рухових реакціях розрізняють наступні фази:

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

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

Розрізняють прості та складні рухові реакції.

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

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

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 реагування на об'єкти, що рухаються, 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 таких дій різко знижується.

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

Звукування сутності поняття **антиципація** до відгадування дій суперника не розкриває його істинного значення. Але власне антиципація дозволяє кваліфікованим фахівцям досягати вершин у більшості видів людської діяльності: підсвідомо (бо свідомість постійно зайнята вирішенням тактичних і стратегічних завдань, а часто і переробкою вербальної інформації) аналізуючи безліч на перший погляд неголовних чинників, вони приймають рішення про свої майбутні дії значно раніше від молодих недосвідчених конкурентів, часто

виконуючи незрозумілі їм випереджуючі дії, що дає можливість діяти винахідливіше, надійніше, несподівано, значно швидше й безпечніше. Власне антиципація дає людині можливість максимально повно проявити усі свої рухові якості, можливості й навички.

БІОМЕХАНІКА РІДКИХ СЕРЕДОВИЩ ОРГАНІЗМУ ЛЮДИНИ

До системи кровообігу відносяться: серце, яке виконує функцію насоса, і периферичні кровеносні судини - артерії, вени і капіляри. Кров, що викидається серцем, розноситься до тканин через артерії, артеріоли (дрібні артерії) і капіляри, а потім повертається до серця венулами (дрібні вени) та великими венами.

Стінки артерії складаються з декількох шарів. Гладкі м'язи мають здатність до розширення та звуження судин. Під м'язовими шарами проходять судини і нерви. Подразнення симпатичних нервів призводить до скорочення гладких м'язів і звуження судин. Колагенові волокна не володіють пружністю, вони здатні розтягуватися. (рис. 1)

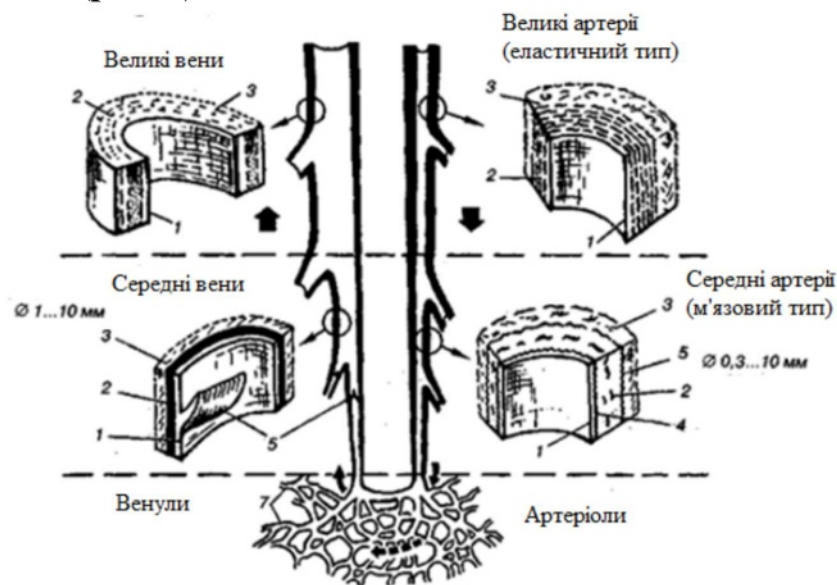


Рис. 1. Будова основних ділянок кровеносних судин: 1 - внутрішня оболонка (інтіма), 2 - середня оболонка (медія), 3 - зовнішня оболонка (адвентіція), 4 і 5 - внутрішня і зовнішня еластичні мембрани, 6 - венозний клапан, 7 – капіляри

Діаметр кровеносних судин і тканинний склад їх стінок різні в залежності від типу судини. Як правило, у стінках артерій більше еластичної тканини і менше колагенових волокон, ніж у стінках вен; вени ж, навпаки, більш багаті на колагенові волокна, ніж на еластичні.

Кров, яку викидає серце, рухається судинами різного калібру, розтяжності та опору. Так як до складу крові входять формені елементи, вона в'язка, і її гідродинамічний опір більше, ніж у води.

Рівняння Пуазейля описує всі фактори, що визначають гідродинамічний опір:

$$R = \frac{P}{Q} = \frac{8\eta l}{\pi r^4},$$

де η – в'язкість (в Пуаззах), Q – об'ємна швидкість кровопотоку, P – тиск, r – радіус судини, l – довжина судини.

Взаємовідношення між тиском, об'ємною швидкістю та опором можна узагальнити таким чином:

1. Об'ємна швидкість прямо пропорційна висоті гідростатичного напору та радіусу судини (r^4).

2. Об'ємна швидкість зворотно пропорційна довжині судини (l) та в'язкості рідини (η).

3. Гідродинамічний опір прямо пропорційний довжині судини та в'язкості рідини.

4. Гідродинамічний опір обернено пропорційний радіусу судини (r^4).

Периферичний опір судинної мережі людини становить 1700 дін на $\text{с}/\text{см}^5$.

Потік крові так само, як і потік води в струмені, може бути або ламінарним, або турбулентним. Можна уявити, що проточна рідина складається з тонких шарів, що ковзають один відносно одного. На кожен з цих шарів діє напруга або зусилля зсуву, що уповільнює швидкість його пересування.

Середня лінійна швидкість течії крові в аорті людини (діаметр 2 см, площа перерізу 3 см^2 , об'ємна швидкість кровотоку - $84 \text{ мл} / \text{с}$) обчислюється таким чином:

$$V = \frac{Q}{S} = \frac{84 \text{ мл} / \text{с} (\text{см}^3 / \text{с})}{3 \text{ см}^2} = 28 \text{ см} / \text{с}.$$

У більш дрібних артеріях лінійна швидкість значно вище, у венах більшого діаметра нижче.

При зростанні лінійної швидкості до деякої величини в струмені утворюються завихрення (як в швидкому потоці води), що супроводжуються шумом - протягом перетворюється з ламінарного в турбулентний. Ця величина визначається числом Рейнольдса (Re):

$$Re = \frac{vDP}{\eta},$$

де v - лінійна швидкість потоку рідини, D - діаметр судини, P - щільність рідини, η - в'язкість рідини. (рис. 2)

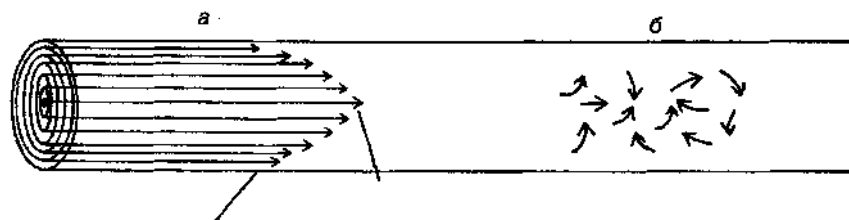


Рис. 2. а - розподіл швидкостей в струмені з ламінарним потоком рідини. Швидкість зростає від нуля в пристінковому шарі до максимального значення в центрі трубки, б - турбулентний потік, що характеризується завихненнями та воронками

При артеріосклерозі завихрення більше. Добре відомо, що в дрібних артеріях та навіть капілярах завихрення утворюються набагато рідше. Це можна пояснити їх малим діаметром. Відповідно до закону Лапласа, тиск (P) в порожнистій посудині дорівнює відношенню напруження в його стінці (T) до радіуса судини (r) (рис. 3).

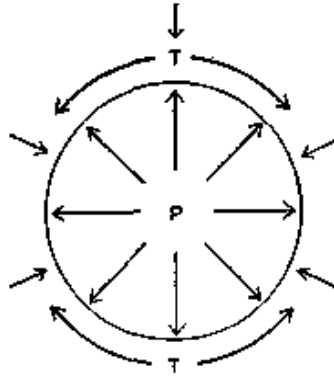


Рис. 3. Залежність між тиском всередині посудини (P) і напругою в його стінці (T), тобто сила, що оберігає його від розриву (закон Лапласа).

Таким чином, для кровоносних судин справедлива залежність:

$$P = \frac{T}{r}; T = Pr.$$

Це означає, що:

1. Підвищення тиску (P) призводить до зростання напруги (T).
2. Оскільки тиск (P) обернено пропорційний радіусу, більш дрібні судини можуть витримати більший тиск.
3. Напруги (T) прямо пропорційне радіусу (r) ($T = P \cdot r$): чим більший радіус, тим більше напруги, і навпаки.

Відповідно до закону Лапласа дрібні судини, а також судини серця невеликих розмірів здатні витримати більший тиск, ніж більш великі судини і ймовірність їх розриву менше.

Активна напругеність пов'язана зі скороченням гладких м'язів судини, що призводить до її звуження і зменшення кровотоку в ній. Якщо нерви, що закінчуються на цих м'язах, подразнювати зі зростаючою частотою, тиск у судинах буде збільшуватися, а кровотік падати.

Виникнення внутрішньо-серцевих шумів можна пояснити фізичними закономірностями перебігу рідини трубкою.

Для виникнення шуму в трубці мають значення наступні фактори:

- 1) зміна просвіту трубки, звуження, рідше - розширення;
- 2) швидкість струму рідини;
- 3) склад рідини.

Якщо рідина тече з певною швидкістю через трубку з однаковим перетином, то протікати вона буде безшумна. (рис. 4, а)

Якщо на обмеженій ділянці трубки є звуження і через нього пропустити рідину з тією ж швидкістю, то перед звуженням та після нього в трубці виникнуть вихрові рухи (рис. 4, б), які і спричинять утворення шуму в цьому місці. Такий шум спостерігається над склеротичною бляшкою.

Якщо на обмеженій ділянці є розширення судини і через нього пропустити рідину з тією ж швидкістю, то при русі з вузької до розширеної частини трубки виникнуть вихрові потоки, які і створюють умови для виникнення шуму (рис. 4, в). Такий шум спостерігається при аневризмі аорти та інших судин.

Шум може також виникнути якщо пропускати рідину через трубки, які мають між собою сполучення (рис. 4, г).

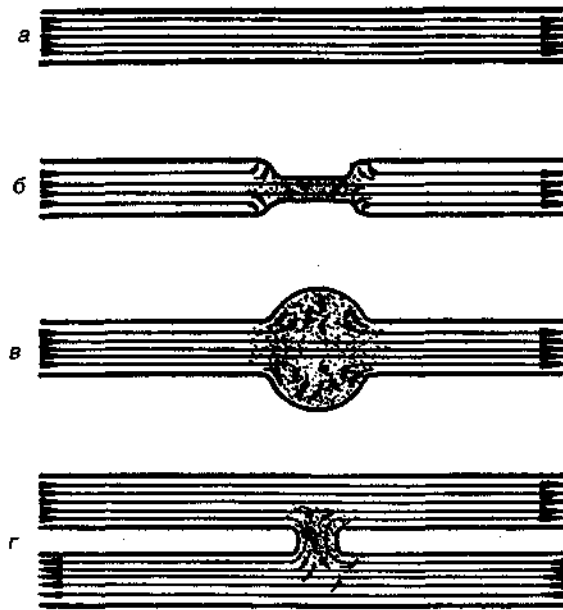


Рис. 4. Схема виникнення серцевих шумів: а - відсутність шуму, б-виникнення шуму при звуженні судини, в - виникнення шуму при розширенні судини, г - виникнення шуму при сполученні судин

Такий шум спостерігається при незарощеній боталовій протоці та при артеріально-венозній аневризмі. Крім звуження просвіту трубки, велике значення у виникненні шуму має швидкість струму рідини: чим вона більша, тим шум сильніше і навпаки.

Для виникнення шуму мають значення і властивості рідини, зокрема, її в'язкість.

Точно такі ж умови можуть виникнути і при розвитку патологічних процесів на клапанах серця (рис. 5).

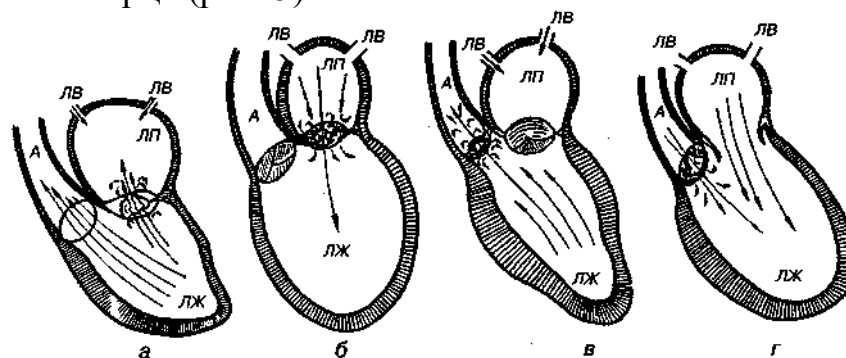


Рис. 5. Механізм виникнення шумів при вадах серця: а - недостатність мітрального клапана, б - мітральний стеноз, в - звуження гирла аорти, г - недостатність клапанів аорти: ЛВ - легенева вена, ЛП - ліве передсердя, ЛЖ - лівий шлуночок, А – аорта.

МЕХАНІЧНІ ВЛАСТИВОСТІ СУДИН

Судини є важливими елементами в цілісному організмі. Залежно від морфологічної будови стінок кровоносні судини діляться на еластичні (з переважанням еластичної тканини), м'язові (з переважанням гладко м'язової тканини) та змішані.

Капіляри мають ендотеліальний шар, але їх стінки позбавлені м'язової та сполучної тканини. Стінки всіх великих артерій мають три оболонки: внутрішню, середню і зовнішню.

Ендотеліальні клітини, що вистилають судину зсередини, відіграють важливу роль у гемодинаміці, порушення їх цілісності веде до ризику виникнення тромбів.

Стінки кровоносних судин постійно піддаються періодичному навантаженню пульсуючим тиском. У матеріалі стінок, розглянутому як лінійно-в'язко-пружний та схильним дії періодичної напруги, що змінюється за певним законом, результуючі деформації будуть запізнюватися на певну фазу $\Delta\phi$, величина якої залежить від властивостей досліджуваного матеріалу.

Міцність на розрив стінки артеріального судини визначається двома характеристиками: руйнівними напруженнями та деформацією, які в кінцевому рахунку залежать від швидкості деформування перед розривом. Зі збільшенням швидкості деформування руйнівні напруги збільшуються в порівнянні зі статичною напругою, а руйнівні деформації можуть досягати 100%. З віком механічні властивості артеріальних судин людини змінюються. Руйнівні напруження до 60-ти років зменшуються в 2-2,5 рази, у порівнянні з двадцятирічним віком, а руйнівні деформації - на 20-30% в залежності від типу судини.

СЕРЦЕВИЙ ВИКИД ТА ФАКТОРИ, ЩО НА ЙОГО ВПЛИВАЮТЬ

Серцевий викид (СВ) являє собою кількість крові, що викидається лівим шлуночком в аорту за 1 хв і залежить від наступних фізіологічних факторів:

- кількості крові, яка притікає до правого передсердя («венозне повернення»);
- нагнітальної функції серця, обумовленої головним чином скорочувальною здатністю міокарда;
- загального периферичного опору (ЗПО).

Ефективність серця як насоса визначається тим, наскільки повно воно здатне перекачувати об'єм крові, що надходить системою порожнистих вен.

У нормальних умовах серце за 1 хв перекачує 5-6 л крові.

Підвищення периферичного опору (при постійних інших умовах, тобто при постійній величині венозного повернення та постійній скорочувальній функції міокарда) приводить до зниження серцевого викиду.

Серцевий викид знаходиться також в залежності від частоти серцевих скорочень. Встановлено, що оптимальні величини серцевого викиду за умови постійності тиску в правому передсерді спостерігаються на частоті 80-90 скорочень серця за хвилину. При різкому збільшенні частоти серцевого ритму, так само як і при його уповільненні, наприклад, при повній поперечній блокаді, серцевий викид зменшується.

Серцевий викид з віком змінюється. Так, до десяти років серцевий індекс швидко зростає, а потім до старості поступово зменшується (табл. 1).

Таблиця 1

Зміни серцевого індексу з віком

Вік, роки	Серцевий індекс, л/хв/м ²
10	4,3
20	3,6
40	3,0
60	2,7
80	2,5

На серцевий викид впливають захворювання та порушення, при яких зменшується приплив крові до серця венами (венозне повернення). При значному зменшенні об'єму крові (наприклад, при кровотечах) венозного повернення та внаслідок цього серцевий викид падає. При розширенні та ослабленні серця (наприклад, при серцевій недостатності) серцевий індекс також зменшується через зниження скоротливості міокарда.

КРОВ'ЯНИЙ ТИСК

Кров діє на стінку судини з тиском. Артеріальний тиск є величиною, яка утворюється та регулюється в наслідок зміни серцевого викиду та периферичного опору. Згідно формули Пуазейля, при збільшенні серцевого викиду і незмінному судинному опорі АТ підвищується, а при зниженні серцевого викиду - знижується. При незмінному серцевому викиді підвищення периферичного опору також призводить до підвищення артеріального тиску і навпаки.

Таким чином, можна сказати, що АТ є функцією серцевого викиду і периферичного опору, і змінюється прямо пропорційно змінам цих величин.

Артеріальний тиск (АТ) вимірюють з метою оцінки стану серцево-судинної системи як у здорових людей, так і у хворих.

Під АТ слід розуміти тиск, який чиниться рухомою кров'ю на внутрішню поверхню артерій та на кров, що знаходиться попереду неї. АТ залежить від припливу крові в артеріальну систему, від еластичності судинних стінок, від в'язкості крові та багатьох інших факторів.

Розрізняють АТ систолічний (максимальний), діастолічний (мінімальний) і пульсовий. Систолічний АТ - це тиск, що виникає в артеріальній системі після систоли лівого шлуночка, тобто тиск у момент максимального підйому пульсової хвилі. Діастолічний АТ виникає в період діастоли серця, коли має місце спадання пульсової хвилі. Різниця між величинами максимального та мінімального тиску називається пульсовим тиском.

Бічний (справжній систолічний) тиск – це тиск, який чиниться на бічну стінку артерії в період систоли шлуночків.

Ударний тиск, або гемодинамічний удар, являє собою кінетичну енергію рухомого струменя крові.

Різниця між величиною максимального і величиною мінімального тиску називається пульсовим тиском. Однак справжнім пульсовим тиском слід вважати різницю між величинами бічного і мінімального тиску.

У дрібних тонкостінних судинах тиску всередині судини частково протидіє тиск зовні; ця різниця між внутрішнім і зовнішнім тиском називається трансмуральним тиском.

Підвищені цифри артеріального тиску (гіпертонія) можуть бути при багатьох захворюваннях: гіпертонічної хвороби, гострому та хронічному нефриті, пухлинах кори надниркових залоз та гіпофіза. При цих захворюваннях систолічний АТ може підніматися до 200-250 і вище мм рт. ст., діастолічний - до 120-160 мм рт. ст.

Зниження артеріального тиску називається гіпотонією. Воно може спостерігатися при шоці, колапсі, різних інтоксикаціях.

Показник артеріального тиску є інтегральним і прямо пропорційний серцевому викиду і загальному периферичному опору.

$$P = Q \cdot R,$$

де P - артеріальний тиск, Q - серцевий викид, R - загальний периферичний опір.

Серцевий викид є найціннішим показником гемодинаміки і заснований зазвичай на використанні принципу Фіка, згідно з яким:

$$\text{Серцевий викид [л / хв]} = \frac{\text{Загальне споживання } O_2}{\text{Ар}tO_2\text{-вен. } O_2 \text{ [мл / л]}}$$

Принцип Фіка заснований на логічному припущенні, що обсяг крові, який викидається лівим шлуночком в аорту, повинен бути рівним кількості крові, що протікає за хвилину через легені.

Якщо розглядати кровообіг в цілому, то стає очевидним, що величини серцевого викиду, периферичного опору і артеріального тиску знаходяться у взаємному зв'язку і залежності. Ця залежність визначається правилом Пуазейля, згідно з яким:

$$R = \frac{P}{Q},$$

де R - загальний периферичний опір судин; P - тиск крові в судинах; Q - серцевий викид.

Виходячи з цього, величину загального периферичного опору (ЗПО) розглядають на підставі відомих даних серцевого викиду і артеріального тиску за формулою:

$$\text{ЗПО} = \frac{\text{сред. АД—ВД (мм рт. ст.)} \cdot 1332 \cdot 60}{\text{серцевий викид (мл/с)}}$$

У нормі ЗПО коливається в межах 1200-1600 дін. с. см⁵. При гіпертонічній хворобі ця величина може збільшуватися майже в 2 рази проти норми і складає 2200-3000 дін. с. см⁵. Найбільший периферичний опір створюють артеріоли (2-1010), Аорта створює периферичний опір - 6.4-1010. Артеріоли мають високу чутливість до нервових та гуморальних впливів. Зміна периферичного опору перш за всією впливає на рівень діастолічного тиску.

Показник загального судинного периферичного опору має досить важливе значення, оскільки визначає навантаження на міокард лівого шлуночка, характер і ступінь перфузії тканин і, в кінцевому рахунку, умови та рівень метаболізму.

ЛОКОМОТОРНИЙ РУХ

У всіх локомоторних рухів загальне рухове завдання - зусиллями м'язів пересувати тіло людини щодо опори або середовища. Серед пересувань щодо опори (наземних пересувань) найбільшого поширення мають крокові. У водному середовищі застосовується як відштовхування, так і притягання. У деяких видах спорту (спортивних іграх, єдиноборствах, гімнастики) локомоторні рухи відіграють допоміжну роль.

Відштовхування від опори виконується за допомогою:

- а) власне відштовхування ногами від опори;
- б) махові рухи вільними кінцівками та іншими ланками.

Ці рухи тісно взаємопов'язані в єдиній дії – відштовхування. Від їх узгодження в значній мірі залежить досконалість відштовхування.

При відштовхуванні опорні ланки нерухомі щодо опори, а рухливі ланки під дією сили тяги м'язів пересуваються в загальному напрямку відштовхування. Під час відштовхування легкоатлета від опори стопа зафіксована на опорі нерухомо. Шипи туфель, занурюючись у покриття доріжки або брусочок, забезпечують надійне з'єднання з опорою. На стопу як на опорну ланку з боку гомілки діє тиск прискорених ланок тіла, спрямоване назад і вниз. Через стопу воно передається на опору. Протидією цьому тиску служить реакція опори. Вона прикладена до стопи в напрямку вперед та вгору.

Сили м'язових тяг відштовхування ноги випрямляють її. Оскільки стопа фіксована на опорі, гомілку і стегно передають прискорений вплив відштовхування через таз іншим ланкам тіла. При прискореному русі рухомих ланок на них впливають гальмують сили (ваги й інерції) інших ланок, а також сили опору м'язів-антагоністів. Реакція опори при відштовхуванні є тією зовнішньою силою, яка забезпечує прискорення тілу спортсмена і пересування його центру мас.

Однак, тіло людини – це само рухлива система. У такій системі сили тяги м'язів прикладені до рухомих ланкам. Щодо кожної ланки сила тяги м'яза, доданий до нього ззовні, служить зовнішньою силою. Отже, прискорення центрів мас рухомих ланок обумовлені відповідними зовнішніми для них силами, тобто тягою м'язів.

Реакція опори не є джерелом роботи. Згідно із законом збереження кінетичної енергії зміна кінетичної енергії дорівнює сумі робіт зовнішніх і внутрішніх сил. Оскільки робота зовнішніх сил (опори) дорівнює нулю, то кінетичну енергію спортсмена змінює тільки робота внутрішніх сил (м'язів).

Реакція опори при відштовхуванні під кутом, що відрізняється від прямого (не перпендикулярно до опорної поверхні), нахилені до опорної поверхні та мають вертикальні і горизонтальні складові. Вертикальні складові обумовлені динамічним вагою, тобто сумою ваги та сил інерції рухомих ланок, що мають прискорення (або його складову), спрямоване вертикально вгору від опори. Горизонтальні складові реакції опори обумовлені горизонтальними складовими

сил інерції рухомих ланок. Контакт опорних ланок з опорою не точковий, тому можуть з'явитися і обертальні зусилля, що ускладнюють схему реакції опори.

Махові рухи при відштовхуванні – це швидкі рухи вільних ланок тіла за напрямком з відштовхуванням ногою від опори. У махових рухах переміщуються центри мас відповідних ланок тіла, що веде до переміщення загального центру мас (ЗЦМ) всього тіла. Так, при стрибках у висоту в результаті махових рухів руками та вільною ногою ЗЦМ до моменту відриву від опори піднімається вище, ніж без махових рухів. Якщо прискорення ланок тіла, що виконують махові рухи, збільшується, то прискорення ЗЦМ збільшується. Таким чином, махові рухи, як і відштовхування ногою, здійснюють переміщення та прискорення ЗЦМ.

У махових рухах в фазі розгону швидкість ланок збільшується до максимуму. З наростанням її наростає і швидкість ЦМ всього тіла. Отже, чим вище швидкість махових ланок, тим вона більше позначається на швидкості ЗЦМ. У фазі гальмування м'язи-антагоністи, розтягуючись, напружуються і цим уповільнюють руху махових ланок, здійснюючи негативну роботу (в поступається режимі), швидкість їх зменшується до нуля.

М'язові тяги перерозподіляють швидкості ланок тіла; рух всередині системи передається від одних ланок до інших. Тому для досягнення більш високої швидкості ЗЦМ потрібно намагатися продовжити фазу розгону на більшій частині шляху матового переміщення.

Коли прискорення махових ланок спрямовані від опори, виникають сили інерції цих ланок, спрямовані до опори. Спільно з вагою тіла вони навантажують м'язи опорної ноги і цим збільшують їх напругу. Додаткове навантаження уповільнює скорочення м'язів та збільшує їх силу тяги, в результаті чого м'язи відштовхової ноги напружуються більше і скорочуються щодо довше. У зв'язку з цим збільшується і імпульс сили, що дорівнює добутку сили на час її дії, а більший імпульс сили дає більший приріст кількості руху, таким чином більше збільшує швидкість.

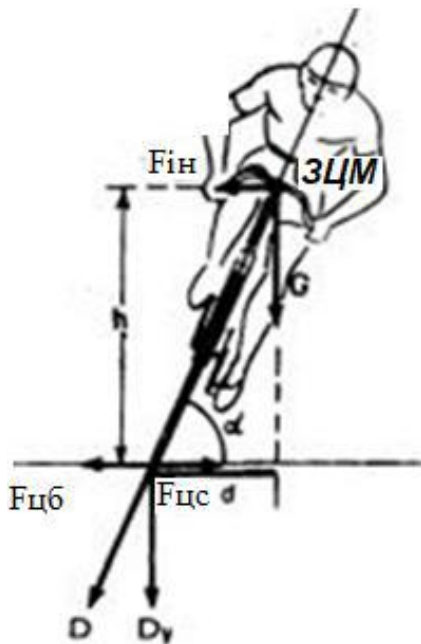
У фазі гальмування махових ланок їх прискорення спрямовані до опори, а сили інерції – від неї. Отже, навантаження на м'язи при відштовхуванні ноги в цей час зменшується, сила тяги м'язів падає, але швидкість скорочення збільшується. Скорочуючи швидше, вони можуть додавати швидкість в останні моменти відштовхування.

Так, махові рухи сприяють просуванню ЗЦМ тіла при відштовхуванні, збільшують швидкість ЦМ, збільшують силу і подовжують час відштовхування ногою і, нарешті, створюють умови для швидкого завершального відштовхування.

Кут нахилу динамічної опорної реакції дає уявлення про деякі особливості направлення відштовхування від опори в даний момент часу.

При випрямленні ноги під час відштовхування від опори відбувається складання обертальних рухів ланок тіла.

За координатами ЗЦМ тіла людини за час відштовхування можна розрахувати лінійне прискорення ЗЦМ в кожен момент часу. Однак супутні руху, в тому числі махові, обумовлюють крім лінійного прискорення ЗЦМ ще й кутові прискорення багатьох ланок.



Тому кут відштовхування як кут нахилу динамічної складової реакції опори характеризує не повністю загальний напрямок відштовхування в кожен даний момент часу. Якби існувала зовнішня рушійна сила відштовхування, то кут її нахилу до горизонту можна було б вважати кутом відштовхування. Однак в саморушній системі до кожної ланки прикладені сили, які в сукупності визначають рух саме даної ланки. Замінити всю систему безлічі сил, прикладених до різних ланок, рівнодіюча рушійною силою в цьому випадку неможливо.

У русі з повороту в наземних локомоціях спортсмен знаходиться в нахилі всередину повороту. Притискає сила D , прикладена до опори під гострим кутом (α), може бути розкладена на вертикальну складову (D_y) і горизонтальну складову (D_x), спрямовану по радіусу від центру повороту (рисунок). Протидія останньої і є доцентрова сила ($F_{цс}$), що викликає доцентрове прискорення і викривляє траєкторію в русі по повороту. В інерціальній системі відліку (Земля) відцентрова сила – реальна сила інерції ($F_{цб}$) – і є вже названа складовою притискає сили, прикладена до опори. У неінерціальній системі відліку (тіло спортсмена) відцентрова сила – фіктивна сила інерції ($F_{ін}$) – прикладена до ЗЦМ. Вона утворює щодо опори момент сили ($F_{ін} h$), який врівноважує момент сили тяжіння (Gd). Кут нахилу тіла (α) залежить від співвідношення сили тяжіння ($G=mg$) та відцентрової сили:

$$F_{цб} = \frac{mv^2}{r},$$

$$\operatorname{tg} \alpha = \frac{G}{F_{цб}} = \frac{mgr}{mv^2} = \frac{gr}{v^2}$$

де r - радіус кривизни повороту, v - лінійна швидкість тіла.

Розглянемо також стартові дії з точки зору локомоторного руху. Стартові дії зазвичай спрямовані на те, щоб почати пересування і швидко збільшити швидкість. Стартовими діями починається подолання усіх дистанцій, а також пересування в єдиноборствах, спортивних іграх та інших групах видів спорту.

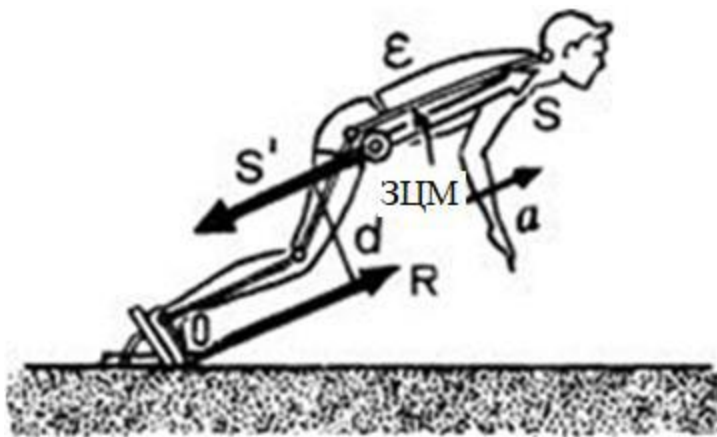
Стартові положення – це вихідні пози для подальшого пересування, які забезпечують найкращі умови розвитку стартового прискорення. Стартові дії (при старті з місця) починають зі стартового положення. Воно зазвичай

визначено правилами змагань і відповідає біомеханічних вимогам, що впливають із завдань старту.

Стартова позиція забезпечує виникнення з першим рухом прискорення ЗЦМ тіла в заданому напрямку. Для цього проекція ЗЦМ тіла на горизонтальну поверхню наближена до передньої кордоні площі опори. За інших рівних умов висування ЗЦМ тіла вперед та більш низьке його положення збільшують горизонтальну складову початкової швидкості. Так, в низькому старті для бігу кут початкової швидкості ЗЦМ тіла менше, ніж у високому.

Суглобові кути в стартовому положенні повинні відповідати індивідуальним особливостям співвідношення важелів, силовий підготовленості спортсмена і умов стартового дії. Розташування всіх ланок тіла залежить від умови стартового дії.

Стартові рухи – це перші рухи зі стартового положення, які забезпечують



приріст швидкості і перехід до наступного стартового розгону. При старті ЗЦМ тіла спортсмена має прискорення, обумовлене м'язовими зусиллями. Як внутрішні сили спрямовані в протилежні сторони: вперед - прискорюючи рухливі ланки, назад – притискаючи опорні ланки до опори. Це можна зробити лише допустивши

умовно, що біомеханічна система тіла людини затверділа, а реакція опори грає роль зовнішньої рушійної сили (малюнок). Перенесена сила тут умовно розглядається як стартова сила (S), що викликає стартове прискорення ЗЦМ. За правилом приведення сили до заданої точки треба з перенесенням сили в ЗЦМ додати пару сил (R і S'), яка створює стартовий момент. Його дія спрямована на зменшення нахилу тіла (наприклад, у спринтера в стартовому розгоні). Стартова сила і момент – це тільки умовні заходи впливу, яке викликає складне рух всієї біомеханічної системи.

Стартовий розгін забезпечує збільшення швидкості до такої, яка потрібна для пересування по дистанції. У спринтерських дистанціях за час стартового розгону швидкість збільшують до максимальної. У зв'язку з цим розгін в спринті здійснюється довше і на більшій відстані, ніж на більш довгих дистанціях, де завдання розгону – досягнення тільки оптимальної для даної дистанції швидкості, і тому необхідна швидкість досягається на перших же кроках. У стартовому розгоні від циклу до циклу відбувається зміна системи рухів від стартових до оптимальних для заданої швидкості. У бігу, наприклад, це проявляється в збільшенні довжини кроків і зменшенні загального нахилу тіла. Всі стартові дії відрізняються приватними особливостями рухів, що залежать від виду локомоцій.

ВИДИ СПОРТИВНИХ ЛОКОМОЦІЙ

Види локомоцій залежать від видів спорту та біодинаміки пересувань спортсмена в рухах ациклічного (стрибки) та циклічного характеру: з фіксованою опорою (ходьба і біг), з ковзанням (лижний хід), у водному середовищі (плавання), а також з механічним перетворенням рухів на опорі (велосипед) та на воді (академічний човен).

Біодинаміка стрибка

У стрибках відстань долається польотом. При цьому досягається або найбільша довжина стрибка (стрибок у довжину з розбігу, потрійний стрибок), або найбільша висота (стрибок у висоту з розбігу, стрибок з жердиною), або значна і довжина і висота (опорний стрибок в гімнастиці). Траєкторія ЗЦМ тіла спортсмена в польоті визначається формулами:

$$l = \frac{v^2 \sin 2\alpha}{g}, \quad h = \frac{v^2 \sin^2 2\alpha}{g},$$

де l - довжина і h - висота траєкторії ЗЦМ (без урахування його висоти в моменти вильоту і приземлення), v - початкова швидкість ЗЦМ у польоті, α - кут нахилу вектора швидкості до горизонталі в момент вильоту і g - прискорення вільно падаючого тіла.

Як видно з формул, особливо важлива величина початкової швидкості ЗЦМ та кут його вильоту. Початкова швидкість ЗЦМ створюється при відштовхуванні, а також при підготовці до нього. Таким чином, у спортивних стрибках різняться підготовка до відштовхування, відштовхування від опори, політ та амортизація (після приземлення). У підготовку входять розбіг та підготовчі рухи на місці відштовхування. Біодинаміку основних дій у стрибку розглянемо на прикладі стрибка в довжину з розбігу, порівнюючи його, з біодинамікою стрибка у висоту.

Розбіг

У розбігу вирішуються два завдання: створення необхідної швидкості до моменту приходу на місце відштовхування та створення оптимальних умов для опорної взаємодії. У стрибках у довжину досягають максимальної швидкості розбігу. Перед постановкою відштовхнутої ноги на місце відштовхування останні кроки змінюються: кілька кроків подовжуються, що знижує положення ЗЦМ, а останній крок робиться швидше і зазвичай коротше. У стрибках у висоту не потрібна велика горизонтальна швидкість, розбіг коротше (7-9 бігових кроків замість 19-24) при меншій швидкості. На місце відштовхування нога ставиться стопорить рух. Це зменшує горизонтальну швидкість та збільшує вертикальну, дозволяє зайняти вихідне положення з оптимально зігнутою відштовхнутою ногою, у якій м'язи розтягнуті та напружені, доцільно розташовано ЗЦМ та необхідна швидкість для завершення розбігу.

Відштовхування

Відштовхування від опори в стрибках відбувається за рахунок випрямлення ноги, що відштовхується, махових рухів рук та тулуба. Завдання відштовхування – забезпечити максимальну величину вектора початкової швидкості ЗЦМ та оптимальний її напрямок. Після відштовхування, у польоті, тіло спортсмена завжди здійснює рухи навколо осей. Тому у завдання відштовхування входить також і початок управління цими рухами.

З моменту постановки ноги на опору починається амортизація – присідання на ногу, яка відштовхується. М'язи-антагоністи розтягуються та напружуються, кути в суглобах стають близькими до раціональних на початку відштовхування. ЗЦМ тіла приходить у початкове положення на початку прискорення відштовхування (подовження шляху прискорення ЗЦМ). Поки відбувається амортизація (згинання ноги в колінному суглобі) і місце опори знаходиться ще попереду ЗЦМ, спортсмен, активно розгинає ногу, яка відштовхується в тазостегновому суглобі, та активно допомагає просуванню тіла уперед (активний переكات).

Протягом амортизації горизонтальна швидкість ЗЦМ знижується, під час відштовхування створюється вертикальна швидкість ЗЦМ. До моменту відриву ноги від опори забезпечується необхідний кут вильоту ЗЦМ.

Випрямлення ноги, яка відштовхується та махові рухи, створюють прискорення ланок тіла вгору та вперед, викликають їх сили інерції, що спрямовані вниз і назад. Останні разом з силою тяжіння обумовлюють динамічну вагу – сила дії на опору та викликають відповідну реакцію опори. Відштовхування вперед відбувається тільки в останні соті частки секунди; основні зусилля стрибун спрямовані на відштовхування вгору, щоб отримати необхідний для довгого стрибка більший кут вильоту ЗЦМ.

У стрибках у висоту в порівнянні зі стрибками в довжину зусилля спрямовані на забезпечення максимальної вертикальної швидкості, стопорить рух більш значно (більш гострий кут постановки ноги), завдання зменшення втрат горизонтальної швидкості немає.

Політ

У польоті траєкторія ЗЦМ зумовлена величиною та напрямком вектора початкової швидкості ЗЦМ (кутом вильоту). Рухи є руху ланок навколо осей, що проходять через ЗЦМ. Завдання зводиться до максимально далекого приземлення, утримуючи стопи якомога вище. Крім того, істотно важливо просування тіла вперед після приземлення. Спортсмени прагнуть до моменту приземлення підняти вище витягнуті вперед ноги та відвести руки назад: це обумовлює можливість після приземлення ривком рук вперед з подальшим розгинанням просунути вперед від місця приземлення.

Біодинаміка з опорою на воду (плавання)

Способи плавання засновані на взаємодії плавця з водою, при якому створюються сили, які просувають його в воді і утримують на її поверхні.

Взаємодія виникає внаслідок занурення в воду та активних рухів плавця. Специфічні особливості біодинаміки плавання пов'язані з тим, що сили, які гальмують просування, значні, змінні і діють безперервно. Постійної ж опори для відштовхування вперед у плавця немає, вона створюється під час веслування і залишається змінною за величиною.

У всіх рухах веслування гребні ланки рухаються щодо інших частин тіла назад, а останні щодо гребних ланок – уперед. На початку веслування спортсмен пливе на дистанції з деякою початковою швидкістю. Внаслідок гребка тулуб просувається вперед зі швидкістю більшою, ніж початкова. Гребні ланки рухаються відносно тулуба назад швидше, ніж щодо води. Таким чином, механізм динамічного взаємодії плавця з водою заснований на змінах опору води, обумовлених в першу чергу швидкістю руху частин тіла щодо води.

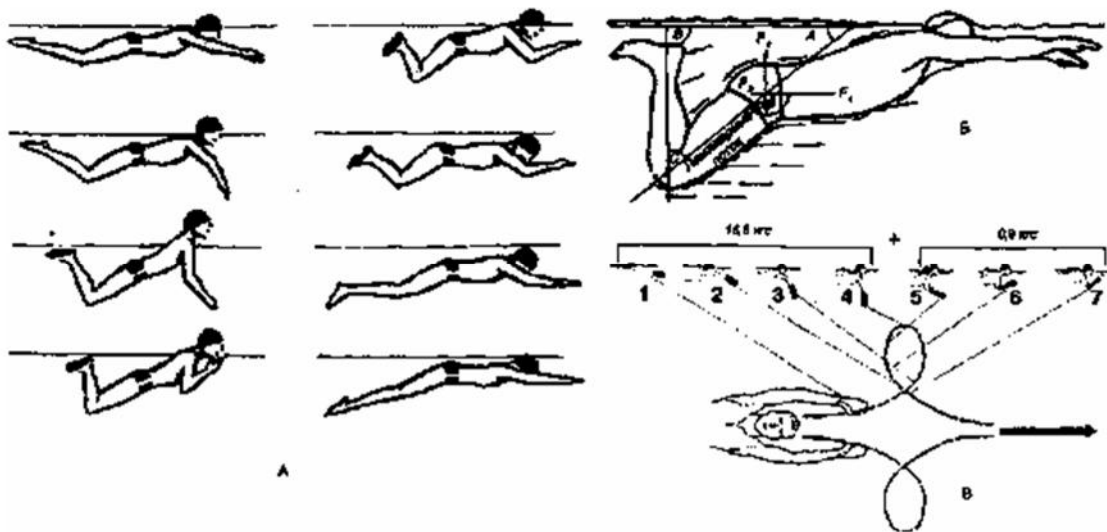


Рис. 1. Варіанти плавання брасом (А - Е. Schramm та ін., 1987; Б, В - Є.І. Іванченко, 1997): Б - ефективне вихідне положення перед виконанням робочої фази руху ніг брасистів - $\text{РА} = 40^\circ$; В - ефективний варіант техніки руху рук брасистів: 1-4 -руки створюють рушійну силу на кшталт весла, а в положенні 5-7 - як лопата гвинта. Перевага нового елемента в техніці руху рук брасистів полягає в тому, що з його допомогою до 20% подовжується робочий шлях руху рук і до мінімуму зводиться підготовча фаза руху верхніх кінцівок.

Якщо розглянути техніку плавання брасом, то з вихідного положення для гребка з зігнутими та розведеними ногами плавець робить сильний удар ногами назад, випрямляючи їх у колінних суглобах (фаза І). Руки протягом цієї фази витягнуті вперед. Після закінчення удару ногами відбувається пасивне ковзання у воді при витягнутому положенні тіла (фаза І а). Чи не допускаючи значної втрати швидкості, плавець починає розводити кисті рук в сторони, поступово згинаючи руки в ліктьових суглобах і опускаючи їх вниз (фаза ІІ). Фаза гребка руками завершується при максимальній швидкості просування кистей назад щодо тіла. Один за одним слідує гребковий рух ніг (удар) та рук, викликаючи

в двічі збільшення швидкості пересування тіла вперед. У фазах I і II плавець прагне збільшити швидкість, у фазі Ia, надаючи обтічну форму тіла, - менше втрачати швидкість.

Із закінченням гребка руками починається виведення їх вперед зі згинанням у ліктьових суглобах (фаза III), а також згинання ніг. Це підготовка до веслування в наступному циклі. Рухи починаються повільно, щоб не створювати значній швидкості рухів назустріч потоку води. Одночасно виконуються і підготовчі рухи ніг - згинання та рух вперед. У наступній фазі (фаза IV) руки розгинаються в ліктьових суглобах і витягуються вперед, а ноги завершують підтягування вперед до повного згинання в колінних суглобах. У фазі III необхідно уникати різкого зниження швидкості, а в фазі IV - якомога менше втрачати її.

Таким чином, з п'яти фаз циклу тільки дві - I і II - представляють собою послідовні гребки (ногами, а потім руками), при яких нарощується швидкість. В інші три фази швидкість знижується, причому IV і V одночасно готують наступні гребкові рухи в черговому циклі.

В останні роки відзначається збільшення частоти веслування, підвищення його темпу зі збереженням високої швидкості просування та невеликих перепадах його в циклі. Значні «піки» на кривій швидкості привели б до різкого підвищення опору води.

Як і у всіх локомоторних вправах, у плаванні шукають оптимальне співвідношення між тривалістю циклу (темп рухів) та відстанню, подоланням за один цикл («крок циклу»). Довший «крок» вимагає більшого часу, знижує темп; вищий темп вкорочує «крок». І те й інше може знизити швидкість. У оптимальному співвідношенні темпу та «кроку» досягається найвища можлива швидкість.

Біодинаміка пересування з ковзанням (лижі)

Лижник збільшує швидкість пересування завдяки відштовхуванню лижами та палицями від снігу в поєднанні з маховими рухами рук і ніг (до відштовхування ногою та рукою приєднані махи рукою та ногою) і кидком тіла вперед (поворот таза вперед та ривок тулуба вгору). У поперемінному двох кроковому ході трохи пізніше відштовхування палицею завершується відштовхування лижі, починається ковзання на іншій лижі. Вільне ковзання (фаза I) відбувається при гальмує вплив тертя лижі на снігу та незначному опорі повітря. Щоб менше втрачати швидкість, не можна робити рух з прискоренням ланок, спрямованими вгору; це активує сили інерції, спрямовані униз, які притиснуть лижу до снігу та збільшиться тертя. Уповільнення ж рухів вгору рук та переносної ноги (після попереднього відштовхування лижі «на зліт»), навпаки, знизить тиск на лижу та зменшить тертя. Вільне ковзання закінчується постановкою палиці на сніг: після уповільненої завершення махового виносу руки вперед лижник, злегка зігнувши її та зафіксувавши суглоби руки і тулуб, енергія удару ставить палицю на сніг.

Починається фаза ковзання з випрямлення опорної ноги (фаза II). Посилюючи нахилом тулуба на палицю, лижник прагне підвищити швидкість ковзної лижі. Стопа опорної ноги, трохи висунута вперед, попереджає втрату енергії на амортизацію та передчасний пережат. Опорна нога випрямляється, готуючись до подальшого підсідання на ній.

Підсідання починається ще при ковзанні лижі (фаза III), яка при енергійному розгинанні опорної ноги в тазостегновому суглобі швидко втрачає швидкість та зупиняється. У фазі I необхідно якомога менше втрачати швидкість, у фазі II – збільшити швидкість ковзної лижі, у фазі III – швидше зупинити лижу.

Лижа, що стоїть нерухомо на снігу, завдяки силі тертя (статичної) служить опорою для відштовхування ногою і махових рухів (рукою, ногою і тулубом). Підсідання, розпочато в фазі III, триває та завершується в фазі IV, супроводжується випадом – рухом переносної ноги вперед від носка стопи опорної ноги. Із зупинкою лижі тіло лижника продовжує прискорене просування вперед (пережат) завдяки: а) початку розгинання стегна опорної ноги в тазостегновому суглобі («активний пережат»); б) випадку переносної ногою; в) маху вільною рукою; г) початку повороту таза вперед; д) посиленому до максимуму тиску на палицю в найбільш нахиленому положенні тіла.

Із закінченням підсідання починається випрямлення відштовхнутої ноги в колінному суглобі (фаза V), супроводжуване завершується випадом. Відштовхування ногою та ривок тулубом вгору забезпечують загальний напрямок відштовхування «на зліт», що знижує тертя в фазі I наступного змінного кроку. Зниження швидкості випадку через гальмування розтягнутих м'язів-антагоністів тазостегнового суглоба компенсується, наскільки можливо, прискореним поворотом таза вперед та енергійним завершенням відштовхування палицею (до випрямлення руки і палиці в одну лінію). У фазі IV необхідно підвищити швидкість випадку, у фазі V – менше втрачати швидкість стопи в випаді.

Характерними особливостями сучасної техніки вважаються прагнення зменшити тертя лижі об сніг завершеним відштовхуванням лижі («на зліт») і опорою на палицю, а також високий темп кроків. У добре підготовлених лижників темп кроків досягає 110-120 за хвилину.

З підвищенням швидкості ходу змінюється ритм змінного кроку: щодо скорочення часу відштовхування лижі; підсідання та випрямлення відштовхнутої ноги робиться швидше.

БІОДИНАМІКА ПЕРЕСУВАННЯ З МЕХАНІЧНИМ ПЕРЕТВОРЕННЯМ ЕНЕРГІЇ

Політ спортивних снарядів

Траєкторія (зокрема, дальність) польоту снаряда визначається:

- а) початковою швидкістю вильоту,
- б) кутом вильоту,
- в) місцем (висотою) випуску снаряда,

г) обертанням снаряда

д) опором повітря, яке, залежить від аеродинамічних властивостей снаряда, сили та напрямку вітру, щільності повітря (в горах, де атмосферний тиск нижче, щільність повітря менше і спортивний снаряд при тих же початкових умовах вильоту може пролетіти більшу відстань).

Початкова швидкість вильоту є тією основною характеристикою, яка закономірно змінюється з ростом спортивної майстерності. За відсутності опору повітря дальність польоту снаряда пропорційна квадрату швидкості вильоту. Збільшення швидкості вильоту, скажімо, в 1,5 рази має збільшити дальність польоту снаряда в 1,52, тобто в 2,25 рази. Наприклад, швидкість вильоту ядра 10 м/с відповідає результату в штовханні ядра в середньому на 12 м, а швидкість 15 м/с - результату близько 25 м.

У спортсменів міжнародного класу максимальні швидкості вильоту снарядів рівні: при ударі ракеткою (подача в тенісі) і ключкою (хокей) - понад 50 м/с, при ударі рукою (нападаючий удар в волейболі) і ногою (футбол), метанні списа - близько 35 м/с. Через опір повітря швидкість в кінці польоту снаряда менше початкової швидкості вильоту.

Кути вильоту. Розрізняють такі основні кути вильоту:

1. Кут місця - кут між горизонталлю і вектором швидкості вильоту (він визначає рух снаряда у вертикальній площині: вище - нижче).

2. Азимут - кут вильоту в горизонтальній площині (правіше - лівіше, вимірюється від умовно обраного напрямку відліку).

3. Кут атаки - кут між вектором швидкості вильоту і поздовжньою осі снаряда. Метальники списа прагнуть, щоб кут атаки був близький до нуля («потрапити точно в спис»). Метальникам диска рекомендується випускати диск з негативним кутом атаки. При польоті м'ячів, ядра і молота кута атаки немає.

Висота випуску снаряда впливає на дальність польоту. Дальність польоту снаряда збільшується приблизно на стільки, на скільки збільшується висота випуску снаряда.

Обертання снаряда та опір повітря. Обертання снаряда надає подвійний вплив на його політ.

Перше, обертання як би стабілізує снаряд у повітрі, не даючи йому «перекидатися». Тут діє гіроскопічний ефект, подібний до того, який дозволяє не падати обертаючись вовчком.

Друге, швидке обертання снаряда викривляє його траєкторію (так званий ефект Магнуса). Якщо м'яч обертається (таке обертання нерідко називають спіном, від англ. Spin - обертання), то швидкість повітряного потоку на різних його сторонах буде різною. Обертаючись, м'яч захоплює прилеглі шари повітря, які починають рухатися навколо нього (циркулювати). У тих місцях, де швидкості поступального та обертального рухів складаються, швидкість повітряного потоку стає більше; з протилежного боку м'яча ці швидкості

віднімаються і результуюча швидкість стає меншою. Через це і тиск з різних сторін буде різним: більше з того боку, де швидкість повітряного потоку менше.

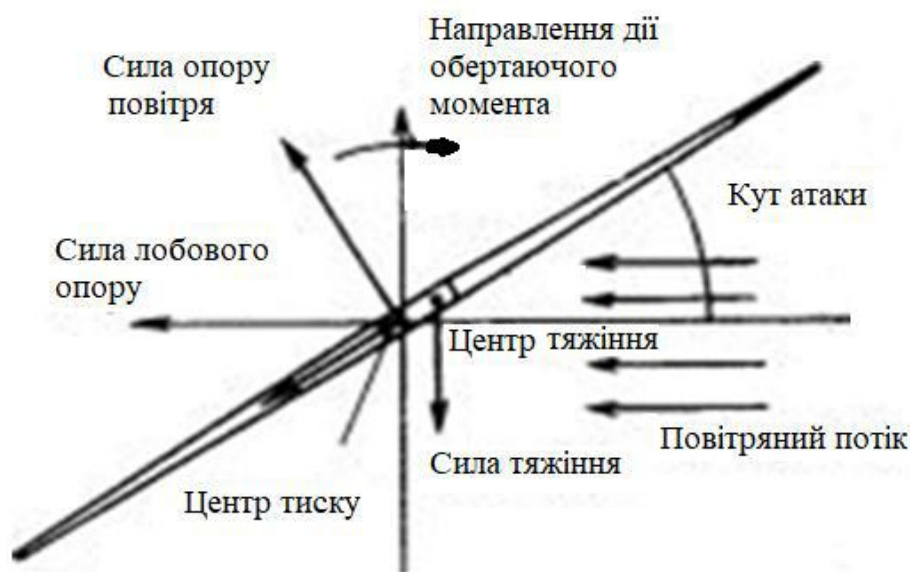


Рис. 2. Схема напрямку кутів атаки повітряного потоку та сил прикладених до списа в період польоту.

Це впливає з відомого закону Бернуллі: тиск газу або рідини обернено пропорційно швидкості їх руху (цей закон можна застосувати до випадку на малюнку). Ефект Магнуса дозволяє, наприклад, виконуючи кутовий удар у футболі, послати м'яч у ворота. Величина бічної сили, що діє на обертовий м'яч, залежить від швидкості його польоту і швидкості обертання. Вплив обертання м'яча на його траєкторію тим вище, чим більше поступальна швидкість. Намагатися надати повільно летучому м'ячу велике обертання, щоб впливати на напрямок польоту, недоцільно. Тенісні м'ячі при відповідних ударах обертаються зі швидкістю вище 100 об/с, футбольні та волейбольні – значно повільніше.

Якщо напрямок обертання м'яча збігається з напрямком польоту, такий м'яч в спортивній практиці називають крученим, якщо не збігається, - різаним (кручений м'яч котиться на землі в напрямку свого польоту, а різаний – назад до гравця, який послав м'яч).

Якщо повітряний потік обтікає снаряд під деяким кутом атаки, то сила опору повітря спрямована під кутом до потоку (рис. 2). Цю силу можна розкласти на складові: одна з них спрямована потоком – це лобовий опір, інша перпендикулярна до потоку – це підйомна сила. Необхідно пам'ятати, що підйомна сила не обов'язково спрямована вгору; її напрямок може бути різним. Це залежить від положення снаряда та напрямку повітряного потоку щодо його. У тих випадках, коли підйомна сила спрямована вгору і врівноважує вагу снаряда, він може почати планувати. Планування списа та диска істотно підвищує результати в метанні.

Якщо центр тиску повітряного потоку на снаряд не збігається з центром ваги, виникає обертальний момент сили, і снаряд втрачає стійкість. Аналогічна

картина та проблема збереження стійкості виникають у польотній фазі в стрибках на лижах. Відсутність обертання досягається вибором правильної пози, з якої центр ваги тіла та центр його поверхні (центр тиску повітряного потоку) розташовані так, що обертальний момент не створюється.

Передача зусиль на педалювання

Велосипед як апарат для передачі зусиль на опору створює особливі умови для докладання зусиль велосипедиста та використання зовнішніх сил.



Тиск ноги велосипедиста на педаль у системі велосипедист - велосипед – це внутрішня сила, вся система саморушна з внутрішнім джерелом рухомих сил. Тиск на педаль створює момент сили відносно осі ведучої шестерні. Через ланцюг ця сила передається на провідну шестерню заднього колеса. Під дією цієї сили колесо, коли у нього немає опори, обертається навколо своєї осі: верхня точка обода вперед, нижня – назад. На опорі завдяки зчепленню покриття колеса з поверхнею траси сила тертя, спрямована уперед, врівноважує дію обода на покриття, спрямованого назад; в результаті колесо не прослизає і рухає вперед ось колеса. Точка, щодо якої вона рухається – місце опори колеса.

Джерело рушійної сили - м'язи ніг спортсмена, що передають зусилля через педаль, шатун, провідну шестерню, ланцюг на задню шестерню. Нижня точка обода заднього колеса не може зміститися назад та фіксована на опорі за допомогою сили тертя (необхідна зовнішня сила). Тому ось від пов'язаної з нею задньої шестерні отримує прискорення вперед. Сила тертя ковзання (статична) не дає прослизати покриттю заднього колеса назад на ґрунті. Вона є тією зовнішньою силою, без якої прискорення системи на горизонтальній поверхні неможливо.

Передача зусиль при академічному веслуванні



Найхарактернішим в академічному веслуванні є значне переміщення весляра щодо човна за допомогою рухомого сидіння (банки), що переміщається на роликах вздовж поздовжньої осі човна на полозках.

Виносні кочети збільшують плече важеля (відстань від осі обертання весла до місця хвата рукою). Весляр докладає зусиль руками до рукоятки весла та ногами до підніжки, яка укріплена нерухомо.

При проводці весла лопать зустрічає опір води. Спочатку підтягуючи човен веслом, а потім відштовхуючи її від води, захопленої лопатою, весляр просуває човен вперед. За час проведення весляр переміщається на банку вперед, до носа човна. Початок гребка виконується одночасно з швидким і рівним тиском ніг на підніжку у вигляді «стрибка» у бік носа човна. Цей «стрибок» як би гальмується на рукоятці весла, що збільшує силу, прикладену через весло до води.

Після закінчення гребка наступна фаза занесення весел. Цей рух є підготовчим для наступного гребка і відбувається за допомогою переміщення на банці до корми; весла в цей час заносяться лопатями до носа. Зусилля гребка цієї фази прикладені до човна та спрямовані в бік руху човна. Підтягуючи себе до підніжки за носкові реміні, весляр виштовхує з під себе човен вперед. ЗЦМ системи весляр-весла-човен від переміщення назад свою швидкість змінити не може (якщо не враховувати збільшення опору води в залежності від швидкості човна). Але човен щодо весляра та води отримує прискорення вперед. Наявність його зменшує падіння швидкості човна, ковзної за інерцією. Це робить швидкість ходу човна більш рівномірною, що вигідно для просування проти опору води. Таким чином, активні зусилля гребка прикладені через весла до води в одному напрямку, а через підніжку до човна («стрибок» від підніжки та переміщення).

Рухи котрі переміщаються

Рухи котрі переміщаються в біомеханіки називають рухи, завдання яких - переміщення будь-якого тіла (снаряда, м'ячі, суперника, партнера). Переміщувані рухи різноманітні. Прикладами в спорті можуть бути метання, удари по м'ячу, кидки партнера в акробатиці та ін.

До переміщених рухів у спорті зазвичай пред'являються вимоги досягти максимальних величин:

а) сили дії (при підйомі штанги), б) швидкості переміщуваного тіла, (у метаннях), в) точності (штрафні кидки в баскетболі). Непоодинокі й випадки, коли ці вимоги (наприклад, швидкості і точності) пред'являються спільно. Серед переміщуваних розрізняють рухи:

- а) з розгоном переміщуються тіла (наприклад, метання списа),
- б) з ударною взаємодією (наприклад, удари в тенісі або футболі).

Оскільки більшість спортивних переміщуваних рухів пов'язано з наданням швидкості вильоту якомусь снаряду (м'ячу, снаряду для метання).

Сила дії в переміщуваних рухах

Сила дії в переміщуваних рухах зазвичай проявляється кінцевими ланками багатоланкового кінематичного ланцюга. У цьому окремі ланки можуть взаємодіяти двома способами:

1. Паралельна – коли можлива взаємна компенсація дії ланок; якщо сила, що проявляється однією з ланок, недостатня, інша ланка компенсує це більшою силою. Наприклад, у кидках в боротьбі недостатня для виконання прийому м'язова сила однієї руки може компенсуватися більшою силою іншої руки. Паралельна взаємодія можлива лише в розгалужених кінематичних ланцюгах (дії двох рук або двох ніг).

2. Послідовна – коли взаємна компенсація дії ланок неможлива. У послідовній взаємодії ланок багатоланкового кінематичного ланцюга нерідко виявляється одна ланка більш слабкою, ніж інша та обмежує прояв максимальної сили. Дуже важливо вміти розпізнавати таке відставання ланки з метою або її цілеспрямовано зміцнити, або змінити техніку руху таким чином, щоб дана ланка не обмежувала ріст результатів. Наприклад, штовхачі ядра, у яких м'язи гомілковостопного суглоба і стопи відносно слабкі, роблять стрибок перед фінальним зусиллям з опорою на всю стопу; спортсмени із сильною стопою можуть виконувати стрибок з приходом на носок. Включення в роботу слабких ланок (якщо вони можуть бути вимкнені) є технічною помилкою, яка призводить до зниження спортивного результату.

Швидкість у переміщених рухах

Необхідне певне поєднання в часі рухів окремих ланок тіла. Кожна з цих ланок бере участь у обертальному русі щодо осі суглоба та в поступальному русі цього суглоба, який можна розглядати як переносний. Наприклад, у ударі ногою по м'ячу гомілка переміщається за рахунок розгинання в колінному суглобі (рух у відношенні до стегна та колінного суглобу) та за рахунок руху стегна та самого колінного суглоба (переносний рух).

Обертальний рух ланок рухового апарату людини обумовлено:

1) дією моменту сили тяги м'язів, що проходять через суглоб, наприклад згиначів і розгиначів його;

2) прискореним рухом самого суглоба. Він викликається силою, лінія дії якого проходить через суглобову ось (так званої суглобової силою).

Якби суглоб був нерухомий, то, звичайно, під дією цієї сили руху щодо осі не виникало б. Адже не можна ж розгойдати гойдалки, натискаючи на їх ось.

Але якщо ось під дією сили зміщується, то підвішена до неї ланка повертається навколо осі.

На практиці було досліджено, що закручені в момент випуску м'ячі змінюють у польоті напрямок своєї початкової траєкторії руху. Пояснення цього феномену – у різниці швидкостей потоків обтікання м'яча з різних його сторін (рис. 3). Обертаючись, м'яч затуляє за собою потік поверхневого шару повітря. Таким чином швидкість потоку обтікання м'яча зустрічним потоком з лівого боку менша, ніж з правого внаслідок геометричного додавання власної швидкості потоку до лінійної швидкості обертання поверхневого шару повітря. Згідно закону Бернуллі, у зоні підвищеної швидкості виникає понижений тиск (розрідження), що й спричиняє відхилення траєкторії руху м'яча праворуч.

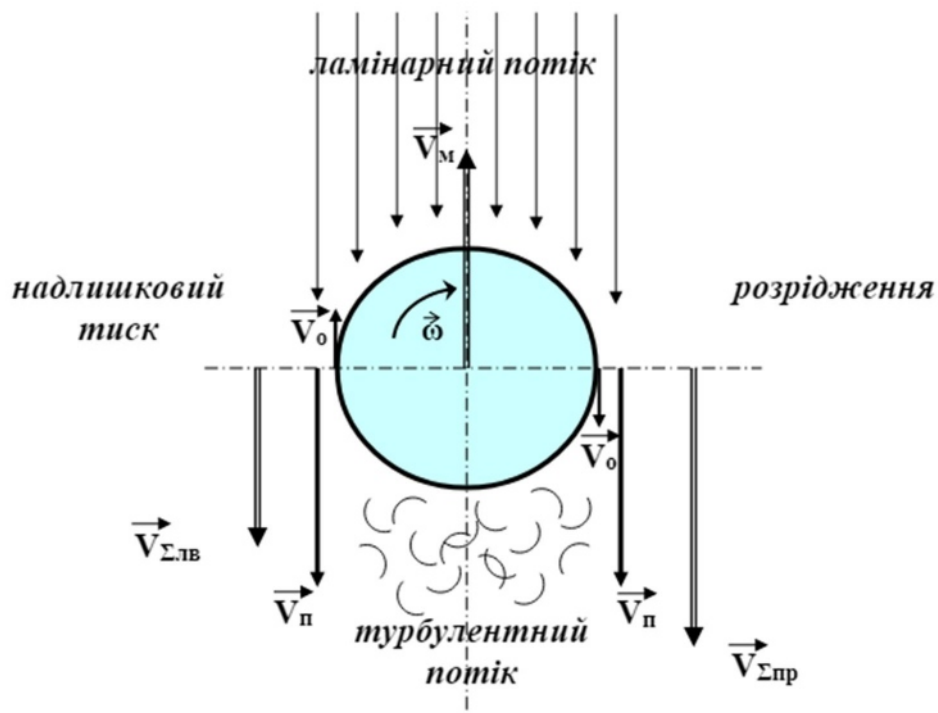


Рис. 3. Схема траєкторії польоту м'яча після крученого удару.

У здорової людини гомілка при ходьбі рухається як за рахунок руху коліна, так і за рахунок сили тяжіння м'язів колінного суглоба. Подібне виконання обертального руху в спортивній практиці нерідко називають «хлестом». Він широко використовується в швидких переміщувальних рухах. Виконання рухів «хлестом» засноване на тому, що проксимальний суглоб спочатку швидко рухається в напрямку метання або удару, а потім різко гальмується. Це викликає швидкий обертальний рух дистальної ланки тіла. На рис. показано, як послідовно рухається хвиля таких негативних прискорень від нижніх кінцівок до верхніх у метанні.

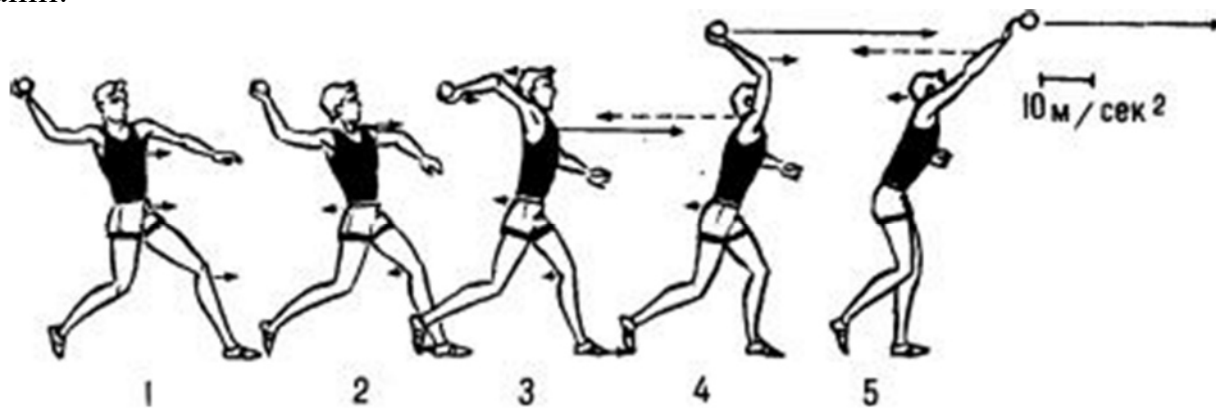


Рис. 4. Горизонтальні прискорення основних суглобів при метанні м'яча 150 г (результат 95 м 20 см) (Е.Н. Матвеев).

На рисунках 4,3 та 4,4, видно, як швидко змінилося прискорення плечового суглоба з позитивного на негативне.

При виконанні рухів «хлестом» максимуми переносний та відносній швидкості не збігаються в часі, таким чином рухи виконують не так. Справді, гальмування проксимальних ланок (наприклад, тулуба і плеча на рис. 4), звичайно, знижує їх швидкість. Однак це підвищує швидкість (відносну) дистальних ланок, так що, незважаючи на зниження переносної швидкості, абсолютна швидкість кінцевої ланки, яка дорівнює сумі переносній та відносній швидкості, може виявитися вище. У разі переміщення тіл з розгоном (метання, кидки) збільшення швидкості снаряда зазвичай проходить у три етапи:

1. Швидкість передається всій системі «спортсмен-снаряд», від чого вона набуває певну кількість руху (розбіг в метанні списа, повороти при метанні диска та молота).

2. Швидкість передається тільки верхній частині системи «спортсмен-снаряд»: тулубу і снаряду (перша половина фінального зусилля; в цей час обидві ноги стоять на опорі).

3. Швидкість передається тільки снаряду та металевій руці (друга половина фінального зусилля).

Швидкість вильоту снаряда є сумою швидкостей, придбаних ним на кожному з цих етапів. Однак вектори швидкостей стартового і фінального розгонів зазвичай не збігаються за напрямком, тому їх підсумовування може бути тільки геометричним (за правилом паралелограма). Значна частина стартової швидкості втрачається. Наприклад, найсильніші штовхачі ядра можуть штовхнути ядро з місця на 19 м, що відповідає швидкості вильоту снаряда близько 13 м/с. У стрибку вони повідомляють ядру швидкість до 2,5 м/с. Якби ці швидкості вдалося скласти арифметично, то швидкість вильоту ядра була б дорівнює $13 + 2,5 = 15,5$ м/с, що дало б результат близько 26 м – приблизно на 4 м вище за світовий рекорд.

Для збільшення швидкості вильоту снаряда прагнуть збільшити шлях впливу на нього в фінальному зусиллі. Наприклад, у найсильніших у світі штовхальників ядра – фіналістів олімпійських ігор – відстань між ядром і землею на старті зменшилася з 105 см у 1960 р. до 80 см у 1976 р. Для збільшення шляху впливу на снаряд використовують так званий обгін ланок.

Точність в переміщують рухах

Під точністю руху розуміють ступінь його близькості до вимог рухового завдання. Взагалі кажучи, будь-який рух може бути виконано лише в тому випадку, якщо він досить точний. Якщо, наприклад, під час ходьби людина буде виконувати рух дуже неточно, то йти вона не зможе. Однак тут йдеться про точність у більш вузькому сенсі слова – про точність робочої ланки тіла (наприклад, кисті) або керованого цією ланкою снаряда (фехтувальної зброї, м'яча, ручки для письма).

Розрізняють два види точних завдань. У першому необхідно забезпечити точність руху на всій його траєкторії (наприклад - обов'язкова програма у фігурному катанні на ковзанах, де потрібно, щоб слід коника був ідеальною геометричною фігурою). Такі рухові завдання називають завданнями

спостереження. У другому виді завдань неважливо, яка траєкторія робочої точки тіла або снаряда, необхідно лише потрапити до обумовленої мети (в мішень, ворота, вразити частину тіла супротивника). Такі рухові завдання називають завданнями попадання, а точність – цільова точність.

Цільова точність характеризується величиною відхилення від мети. Залежно від конкретного виду рухового завдання використовують різні способи оцінки точності. Якщо стоїть, наприклад, задача кинути м'яч на певну відстань і помилка може виражатися тільки в перельоті або недольоті (відхилення вправо або вліво значення не мають), то при великій кількості кидків м'яч буде приземлятися, звичайно, не в одне і теж місце. У цьому середня точка попадання може відхилятися від центру мішені. Це відхилення називається систематичною помилкою попадання. Крім того, місця приземлення м'яча будуть мати розсіювання щодо середньої точки попадання. З балістики відомо, що це розсіювання підкоряється закону нормального розподілу. Нормальний розподіл характеризується середньою величиною та стандартним (середнім квадратичним) відхиленням (рис. 5). Стандартне відхилення вказує величину випадкової помилки попадання. Величина, зворотна стандартному відхиленню, називається щільністю попадання. Систематична помилка та щільність разом характеризують цільову точність. Якщо систематична помилка дорівнює нулю, це якщо спортсмен потрапляє в центр мішені, цільова точність характеризується тільки щільністю. Коли мають значення відхилення від центру мішені не тільки, вперед-назад (вгору-вниз), але і вправо-вліво, наприклад у кульовій стрільбі або при ударах по воротах, розрізняють вертикальну та горизонтальну точність. Для оцінки кожної з них треба знати систематичну та випадкову помилки, це є всього чотири показники.

Часто зручніше оцінювати точність за кількістю вдалих спроб – влучень у ціль. Якщо систематична помилка відома (зокрема, якщо вона дорівнює нулю), то, користуючись статистичними таблицями – нормального розподілу, за відсотком влучань легко обчислити величину стандартної помилки.

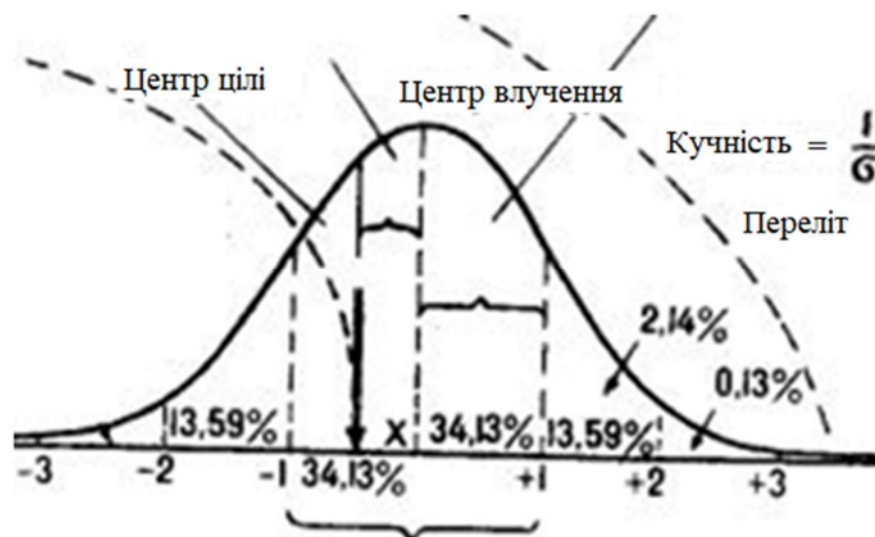


Рис. 5. Показники, що використовуються в оцінці цільової точності.

Відхилення від центру мішені вправо та вліво залежать від азимута, а відхилення вперед-назад (вгору-вниз) - від кута місця та швидкості вильоту снаряда. Снаряд влучає в ціль лише при строго визначеному поєднанні кута та швидкості вильоту. Зміна однієї з цих характеристик з постійного значення іншого призводить до промаху. Дослідження показують, що головні труднощі в досягненні високої цільової точності як раз і полягають у тому, щоб забезпечити правильне поєднання кута і швидкості вильоту. Наприклад, відхилення (дисперсія) початкових характеристик вильоту м'яча - кута і швидкості - у баскетболістів - "снайперів" такі ж, як у тих, хто не відрізняється високою точністю кидків. Але у перших обраний кут вильоту відповідає швидкості, а у других такої відповідності немає. У досягненні високої цільової точності істотну роль грає техніка виконання вправи, зокрема така організація рухів, при якій полегшується виправлення помилок, допущених при спробі.

Оскільки подібна корекція відбувається до того, як стає очевидним підсумковий результат дії, її називають попередньою або прелімінарною (від лат. Pre - перед і limin - поріг) корекцією.

Наприклад, при виконанні баскетбольних кидків з різних дистанцій велика частина швидкості вильоту м'яча створюється рухом ніг, руки ж забезпечують тонкі коригувальні добавки.

Показаний також відсоток влучень при відхиленні снаряда на різні відстані від центру попадання (крива нормального розподілу).

Особливо важко домогтися необхідної точності при ударних діях. Наприклад, у футболі при ударі з 20 м досить помилитися в точці прикладання удару всього на 1 см, щоб м'яч відхилився від мети майже на 2 м. Тому більш точні ті удари, які виконуються на відносно великій площі зіткнення з м'ячом. Так, у ударах внутрішньою стороною стопи («щічкою») легше домогтися необхідної точності, ніж у ударах носком. Найбільш важко домогтися високої точності у ударах з рухомим м'ячом («в один дотик»). Біомеханічна основа цих, труднощів полягає в наступному.

М'яч, б'ючись о площину під певним кутом, відскакує від неї приблизно під тим же кутом. Отже, якщо підставити, наприклад, ракетку під м'яч вертикально на різних ділянках його траєкторії, то він відіб'ється по-різному. Щоб відобразити м'яч у потрібному напрямку (не б'ючи його), потрібно підставити площину ракетки (або ноги) перпендикулярно до лінії, яка ділить кут між напрямками польоту м'яча до та після відскоку приблизно навпіл.

При ударних діях до первісної швидкості м'яча додається швидкість, що вноситься ударом. Вони складаються геометрично (за правилом паралелограма). У результаті виявляється, що м'яч після удару рухається не в напрямку дії сили удару. М'яч потрапляє в ціль лише в тому випадку, якщо напрямок і сила удару будуть строго відповідати напрямку та швидкості м'яча, що летить. Домогтися такого відповідності важко.

Цільова точність знижується при значному збільшенні швидкості рухів. Невеликі коливання швидкості від спроби до спроби на точність попадання в

ціль не впливають. Цільова точність залежить також від відстані та напрямку до мети.

Біомеханічні особливості стартових дій

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

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

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

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

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

УДАРНІ ДІЇ

Основи теорії удару

Ударом у механіці називається короточасна взаємодія тіл, у результаті якої різко змінюються їх швидкості на кінцеву величину. У таких взаємодіях виникають настільки великі сили, що дія неударних сил за час удару будуть величинами дуже малими і ними практично можна знехтувати. Прикладами ударів є:

- удари по м'ячу, шайбі. В даному випадку відбувається швидка зміна швидкості за величиною та напрямком. Подібні удари з наступним відскоком часто зустрічаються в переміщуваних спортивних рухах;

- приземлення після стрибків та зіскоків (швидкість тіла спортсмена різко знижується до нуля). Особливо доцільно розглядати приземлення як удар, якщо воно відбувається на випрямлені ноги або пов'язане з падінням;

- виліт стріли з лука, акробата в цирку з підкидної дошки. У таких випадках швидкість до початку взаємодії дорівнює нулю, а потім різко зростає.

Зміна ударних сил у часі відбувається приблизно так (рис. 1). Спочатку сила швидко зростає до найбільшого значення, а потім падає до нуля. Максимальне її значення може бути дуже великим. Однак основною мірою ударної взаємодії є не сила, а ударний імпульс, числом рівний заштрихованій площі під кривою $F(t)$ на рисунку.

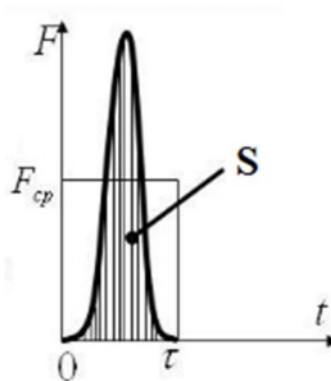


Рис. 1. Ударна сила при взаємодії двох тіл.

Ударний імпульс може бути обчислений як інтеграл:

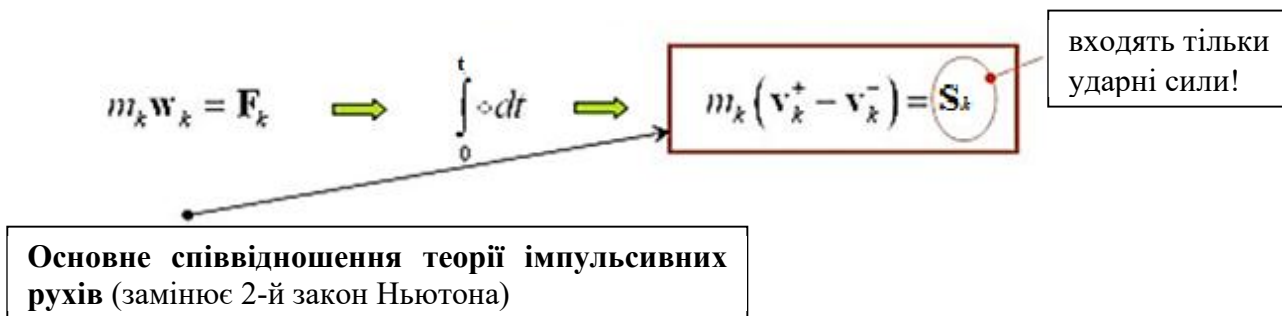
$$S = \int_{t_1}^{t_2} F(t) dt$$

де S - ударний імпульс, t_1 і t_2 - час початку і кінця удару, $F(t)$ - залежність ударної сили F від часу t .

Таким чином, удар, як явище, викликається силами великої величини, що діють на систему протягом малого проміжку часу при якому точки системи не встигають переміститися, яким-небудь, помітним чином. Такі сили називають ударними. Рух системи під дією ударних сил називають імпульсивним рухом. При аналітичному поданні імпульсивного руху проміжок часу протягом якого

воно відбувається, вважається нескінченно малим, ударна сила - нескінченно великою, а її імпульс (ударний імпульс) – кінцевої величиною.

Так як точки системи під час удару (t) мають кінцеві швидкості, то при $t \rightarrow 0$ їх переміщеннями можна знехтувати і характеризувати імпульсивний рух векторами швидкостей точок в моменти, що передують за наступним ударам. Ці швидкості називаються швидкістю до удару V^- та швидкістю після удару V^+ .



Інші аксіоми теорії імпульсивних рухів аналогічні звичайним аксіомам динаміки:

1) ударні імпульси, що передаються від одного до іншого двома матеріальними точками, рівні за величиною і спрямовані вздовж прямої, що з'єднує ці точки, у протилежні сторони;

2) два ударних імпульсу, прикладених до точки, складаються за правилом паралелограма;

3) повний ударний імпульс для кожної точки системи складається з ударних імпульсів активних сил і ударних імпульсів реакцій зв'язків.

Мета дослідження імпульсивного руху полягає у визначенні кінематичного стану системи після удару, якщо відомий її стан до удару.

При цьому розрізняють два основні завдання:

1) у заданих ударних імпульсах визначити зміну швидкостей точок системи;

2) у заданих змінах швидкостей точок системи визначити ударні імпульси.

Іноді потрібно також визначити ударні імпульси реакцій зв'язків.

За час удару швидкість тіла, наприклад м'яча, змінюється на певну величину. Ця зміна прямо пропорційна ударному імпульсу і обернено пропорційна масі тіла. Іншими словами, ударний імпульс дорівнює зміні кількості руху тіла.

Послідовність механічних явищ при ударі така: спочатку відбувається деформація тіл, при цьому кінетична енергія руху перетворюється на потенційну енергію пружної деформації, потім потенційна енергія переходить у кінетичну. Залежно від того, яка частина потенційної енергії переходить у кінетичну, а яка розсіюється в вигляді тепла, розрізняють три види удару:

1. Цілком пружний удар – вся механічна енергія зберігається. Таких ударів в природі немає (завжди частина механічної енергії при ударі переходить у тепло). Однак в деяких випадках удари, наприклад удар більярдних куль, близькі до цілком пружного удару.

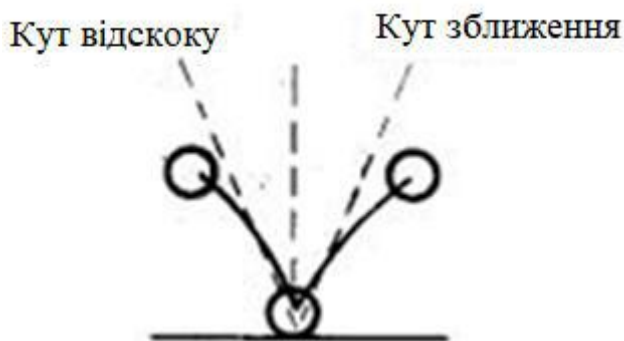
2. Непружний удар – енергія деформації повністю переходить у тепло. Приклад: приземлення в стрибку та зіскок, удар кульки з пластиліну в стіну. При непружному ударі швидкості взаємодіючих тіл після удару рівні (тіла об'єднуються).

3. Не цілком пружний удар – лише частина енергії пружною деформації переходить у кінетичну енергію руху.

Ньютон запропонував характеризувати не цілком пружний удар так званим коефіцієнтом відновлення. Він дорівнює відношенню швидкостей взаємодіючих тіл після та до удару. Коефіцієнт відновлення можна виміряти так: скинути м'яч на жорстку горизонтальну поверхню, виміряти висоту падіння м'яча (h_0) та висоту, на яку він відскакує (h_1). Коефіцієнт відновлення дорівнює:

$$K = \sqrt{\frac{h_1}{h_0}} = \frac{v_{\text{після удару}}}{v_{\text{до удару}}}$$

Коефіцієнт відновлення залежить від пружних властивостей тіл що вдаряються. Наприклад, він буде різний при ударі тенісного м'яча о різні ґрунти або ракетки різних типів та якостей. Коефіцієнт відновлення залежить і від швидкості ударної взаємодії: зі збільшенням швидкості він зменшується. Наприклад, за міжнародними стандартами тенісний м'яч, скинутий на тверду поверхню з висоти 2 м 54 см (100 дюймів), повинен відскакувати на висоту 1,35-1,47 м (коефіцієнт відновлення 0,73-0,76). Але якщо його скинути, скажімо, з висоти в 20 разів більшою, то навіть без опору повітря відскік зросте менше ніж у 20 разів.



Залежно від напрямку руху м'яча до удару розрізняють прямий та косий удари; в залежності від напрямку ударного імпульсу – центральний та дотичний удари.

У прямому ударі напрямок польоту м'яча до удару перпендикулярний до площини вдаряемого тіла або перешкоди.

Приклад: падіння м'яча зверху на горизонтальну поверхню. У цьому випадку м'яч після відскоку летить в зворотному напрямку.

У косому ударі кут зближення (рис.) відмінний від нуля. В ідеально пружному ударі кути зближення та відскоку рівні. У реальних (не цілком пружних) ударах кут відскоку більше кута зближення, а швидкість після відскоку від нерухомої перешкоди менше, ніж до удару.

Центральний удар характеризується тим, що ударний імпульс проходить через ЦМ м'яча. В цьому випадку м'яч летить не обертаючись. У дотичному ударі ударний імпульс не проходить через ЦМ м'яча – м'яч після такого удару летить з обертанням. Обертання м'яча змінює траєкторію його польоту. Змінюється також відскік м'яча. Наприклад, у настільному тенісі поступальна швидкість крученого м'яча (кульки) після відскоку нерідко вище, ніж до зіткнення зі

столом: частина кінетичної енергії обертання переходить в енергію поступального руху.

При центральному ударі двох пружних тіл (наприклад, двох більярдних куль) кількість руху в системі цих тіл залишається незмінним:

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

де $m_1 v_1 + m_2 v_2 = m_1 u_1 + m_2 u_2 = \text{const}$. де m_1 та m_2 – маси першого та другого тіла, v_1 та v_2 – їх швидкості до удару; u_1 та u_2 – їх швидкості після удару.

Якщо швидкість одного з тіл до удару дорівнює нулю, то після удару вона стане:

$$u_2 = \frac{2m_1}{m_1 + m_2} \cdot v_1$$

З формули видно, що швидкість після удару буде тим більше, чим більше швидкість та маса вдаряемого тіла (ударна маса). У більш складних випадках (нецентральних та не цілком пружний удар) картина складніше, однак швидкість після удару буде тим вище, чим більше ударна маса і швидкість тіла, що завдає удару.

Біомеханіка ударних дій

Ударними в біомеханіки називаються дії, результат яких досягається механічним ударом. В ударних діях розрізняють:

1. Замах – рух, що передуює ударному руху та призводить до збільшення відстані між ударним ланкою тіла і предметом, за яким наноситься удар. Ця фаза найбільш варіативна.

2. Ударний рух – від кінця замаху до початку удару.

3. Ударна взаємодія (або власне удар) – зіткнення тіл, що вдаряються.

4. Після ударний рух – рух ударної ланки тіла після припинення контакту з предметом, за яким наноситься удар.

При механічному ударі швидкість тіла (наприклад, м'яча) після удару тим вище, чим більше швидкість вдаряємої ланки безпосередньо перед ударом. При ударах у спорті така залежність є необов'язковою. Наприклад, при подачі в тенісі збільшення швидкості руху ракетки може привести до зниження швидкості вильоту м'яча, так як ударна маса при ударах, виконуваних спортсменом, непостійна: вона залежить від координації його рухів. Якщо, наприклад, виконувати удар за рахунок згинання кисті або з розслабленим пензлем, то з м'ячем буде взаємодіяти тільки маса ракетки та кисті. Якщо ж в момент удару вдаряє ланка закріплена активністю м'язів-антагоністів і являє собою як би єдине тверде тіло, то в ударній взаємодії братиме участь маса всієї ланки.

Іноді спортсмен завдає два удари з однією і тією ж швидкістю, а швидкість вильоту м'яча або сила удару виявляється різною. Це відбувається через те, що ударна маса неоднакова. Величина ударної маси може використовуватися як критерій ефективності техніки ударів. Оскільки розрахувати ударну масу досить складно, її оцінюють так:

$$\text{Ефективність ударного взаємодії} = \frac{\text{швидкість м'яча після}}{\text{швидкість вдаряє сегмента до удару.}}$$

Цей показник різний в ударах різних типів. Наприклад, у футболі він змінюється від 1,20 до 1,65. Залежить, він і від ваги спортсмена.

Деякі спортсмени, які володіють дуже сильним ударом (в боксі, волейболі, футболі), великою м'язовою силою не відрізняються. Але вони вміють надавати велику швидкість вдаряемому сегменту та в момент удару взаємодіяти з вдаряємим тілом великою ударною масою.

Багато ударні спортивні дії не можна розглядати як «чистий» удар. В теорії удару в механіці передбачається, що удар відбувається настільки швидко і ударні сили настільки великі, що всіма іншими силами можна знехтувати. Часом удару все-таки знехтувати не можна; шлях ударної взаємодії, за яким під час удару рухаються разом тіла що вдаряються, може досягати 20-30 см.

Тому в спортивних ударних діях можна змінити кількість руху під час зіткнення за рахунок дії сил, не пов'язаних з самим ударом. Це легко пояснити на такому прикладі. Уявімо, що автомобіль, що їде зі швидкістю 30 км/год, вдаряється о рухливу перешкоду. У цьому можливі три ситуації:

1. Автомобіль їде з непрацюючим двигуном та невиключеними гальмами. В системі «автомобіль - перешкода» діють тільки ударні сили.

2. Двигун включений, більш того автомобіль рухається прискорено. Тоді в кінці удару його швидкість буде більше, ніж на початку, кількість руху (імпульс) системи зросте, а на вдаряєме тіло подіє ще додаткова сила, викликана дією двигуна автомобіля.

3. Двигун вимкнений, а гальмівна система включена. Швидкість та кількість руху автомобіля зменшуються через включені гальма.

Описаний приклад можна порівняти з дією м'язів людини при ударах. Якщо ударна ланка під час удару додатково прискорюється за рахунок активності м'язів, ударний імпульс і відповідно швидкість вильоту снаряда збільшуються; якщо вона довільно гальмується, ударний імпульс та швидкість вильоту зменшуються (це буває потрібно при точних укорочених ударах, наприклад при передачах м'яча партнеру). Деякі ударні рухи, у яких додатковий приріст кількості руху під час зіткнення дуже великий, або взагалі є чимось середнім між метаннями та ударами (так іноді виконують другу передачу в волейболі).

Координація рухів при максимально сильних ударах підпорядковується двом вимогам:

1) надання найбільшої швидкості вдаряємої ланки до моменту зіткнення з вдаряємим тілом. У цій фазі руху використовуються ті ж способи збільшення швидкості, що і в інших переміщуваних діях;

2) збільшення ударної маси в момент удару. Це досягається «закріпленням» окремих ланок вдаряемого сегмента шляхом одночасного включення м'язів-антагоністів та збільшення радіусу обертання. Наприклад, в боксі та карате сила удару правою рукою збільшується приблизно вдвічі, якщо вісь обертання

проходить поблизу лівого плечового суглоба, у порівнянні з ударами, при яких вісь обертання збігається з центральною поздовжньою віссю тіла.

Час удару настільки короткий, що виправити допущені помилки вже неможливо. Тому точність удару у вирішальній мірі забезпечується правильними діями при замаху та ударному русі. Наприклад, у футболі місце постановки опорної ноги визначає у початківців цільову точність приблизно на 60-80%.

Тактика спортивних ігор нерідко вимагає несподіваних для противника ударів («прихованих»), які виконуються без підготовки (іноді навіть без замаху), після обманних рухів (фінтів). Біомеханічні характеристики ударів таким чином змінюються, так як вони виконуються за рахунок дії лише дистальних сегментів (кистьові удари).

ІНДИВІДУАЛЬНІ ТА ГРУПОВІ ОСОБЛИВОСТІ МОТОРИКИ

Індивідуальні та групові особливості рухів та рухових можливостей людей вивчають у розділі біомеханіки, званому диференціальною біомеханікою.

Статура та моторика людини

Як рухові можливості людей, так і багато індивідуальних рис спортивної техніки в значній мірі залежать від особливостей статури. До них у першу чергу відносять:

а) тотальні розміри тіла – основні розміри, що характеризують його величину (довжина тіла, вага, окружність грудної клітини, поверхня тіла);

б) пропорції тіла – співвідношення розмірів окремих частин тіла (кінцівок, тулуба та ін.);

в) конституціональні особливості.

Тотальні розміри тіла у людей істотно різняться. В одному і тому ж виді спорту (наприклад, у боротьбі або важкій атлетиці) можна зустріти спортсменів з вагою тіла менше 50 та понад 150 кг. Рухові можливості цих спортсменів будуть різними.

При однаковому рівні тренуваності люди більшої ваги можуть проявляти більшу силу дії. З цим, зокрема, пов'язані розподіл на вагові категорії в таких видах спорту, як боротьба, бокс, важка атлетика.

Для порівняння силових якостей людей різної ваги зазвичай користуються поняттям «відносна сила», під яким розуміють величину сили дії, що припадає на 1 кг власної ваги. Силу дії, яку спортсмен проявляє в будь-якому русі безвідносно до власної ваги, іноді називають абсолютною силою:

$$\text{Відносна сила} = \frac{\text{абсолютна сила}}{\text{Власна вага}}$$



У людей приблизно однакової тренуваності, але різної ваги абсолютна сила зі збільшенням ваги зростає, а відносна падає (рис.). Аналогічні закономірності спостерігаються і щодо деяких інших функціональних показників (наприклад, максимального споживання кисню - МСК). У той же час висота підйому ЗЦТ у стрибках або дистанційна швидкість бігу не залежать від тотальних розмірів тіла, а максимальна частота рухів та стартове прискорення зменшуються з їх збільшенням.

Біомеханічна основа цих явищ

полягає в наступному.

Припустимо, що два спортсмена (А і Б) однаково тренувані і у всіх відношеннях рівні один одному, але один з них у 1,5 рази більший іншого: у одного з них зріст 140 см, а в іншого – 210 см. Порівняємо лінійні (h – довжина, ширина, глибина), поверхневі (h^2 - площа перетинів, поверхня тіла) та об'ємні (h^3 – обсяг та вага тіла) розміри цих людей:

	А	Б
Лінійні розміри	1	1,5
Поверхневі розміри (площі)	$1^2 = 1$	$1,5^2 = 2,25$
Об'ємні розміри	$1^3 = 1$	$1,5^3 = 3,375$

Якщо довжина тіла зростає у 1,5 рази, то площі перетинів (h^2 , наприклад, фізіологічні поперечники м'язів) збільшаться у 2,25 рази, а, скажімо, вага тіла – у 3,375 рази. Оскільки при інших рівних умовах сила тяги м'язів визначається величиною їх фізіологічного поперечника, то спортсмен Б буде в 2,25 рази сильніше, ніж спортсмен А (наприклад, підніме вагу в 2,25 рази більше). Але якщо цим людям треба піднімати власне тіло (виявляти відносну, а не абсолютну силу), то перевага буде у спортсмена А: адже він легше в 3,375 рази.

Величина механічної роботи пропорційна одночасно силі (фізіологічному поперечнику h^2) та шляху дії сили (h). Тому вона пропорційна лінійним розмірам тіла в третьому ступені (h^3).

Висота підйому ЗЦМ тіла у стрибку вгору (висота стрибка) прямо пропорційна тій максимальній роботі, яку м'язи можуть зробити при відштовхуванні (h^3) та обернено пропорційна вазі тіла (h^3). У результаті висота стрибка не залежить від розмірів тіла, а висота планки, яку може подолати спортсмен, залежить.

При оцінці максимальних показників потужності людей різних тотальних розмірів тіла треба враховувати, що час виконання руху (наприклад, одного

кроку або випрямлення ноги при відштовхуванні або навіть час дихального або серцевого циклу) при інших рівних умовах залежить від розмірів тіла. Це можна математично описати за другим законом Ньютона ($\mathbf{F} = m\mathbf{a}$). Розглянемо, наприклад, крок при ходьбі. Довжина кроку (l) пропорційна лінійним розмірам тіла (h); середня швидкість ноги l/t , де t – час одного кроку; прискорення (a) пропорційна l/t^2 . Підставляючи це до формули другого закону Ньютона, отримаємо:

$$\mathbf{F} = ml/t^2.$$

Оскільки м'язова сила пропорційна h^2 , вага тіла h^3 , а довжина кроку h , має місце наступна пропорційність: $h^2 = h^3 h/t^2$.

Звідси випливає, що $t^2 = h^2$ і $t = h$, зі збільшенням лінійних розмірів тіла час окремих рухів збільшується. Наслідком цього є те, що максимальна потужність (робота, поділена на час) пропорційна $h^3/h = h^2$. Максимальна частота рухів обернено пропорційна часу виконання рухів, таким чином максимальна частота h^{-1} . Оскільки максимальна швидкість бігу дорівнює добутку довжини та частоти кроків, то вона пропорційна $h h^{-1} = h_0 = 1$. не залежить від розмірів тіла.

Інші показники, що характеризують рухові можливості людини, можуть бути проаналізовані подібним чином (табл.1).

Таблиця 1

Теоретично передбачені зміни рухових можливостей та деяких морфофункціональних показників людини зі збільшення тотальних розмірів тіла (h)

Показник	Пропорційний
Абсолютна сила	h^2
Відносна сила	h^{-1}
Механічна потужність	h^2
Частота рухів	h^{-1}
Висота стрибка	h^0
Швидкість бігу	h^0
Стартове прискорення	h^{-1}
Життєва ємність легень	h^3
Максимальна легенева вентиляція	h^2
Максимальне споживання кисню	h^2
Систолічний об'єм крові	h^3

Часто за основу такого аналізу беруть не лінійні розміри, а вагу тіла, яка сама пропорційна кубу цих розмірів. Тоді, наприклад, для м'язової сили можна записати:

$$\mathbf{F} = k w^{-2/3},$$

де F - максимальна сила дії, яку може проявити спортсмен, w - його вага, k - параметр, що характеризує підготовленість спортсмена.

Зрозуміло, подібного роду рівняння та залежних типів наведених у табл. 1 не можуть бути ідеально точними. Адже вони не враховують багато характеристик. Наприклад, люди великих тотальних розмірів геометрично не цілком подібні до людей маленького зросту і ваги (скажімо, якщо одна людина важче іншої в 2 рази, вага її голови або кистей не обов'язково буде в 2 рази більше). Не враховуються також фізіологічні відмінності цих людей (скажімо, різна активність гіпофіза, що, можливо, і було однією з причин великих відмінностей у розмірах тіла), а також психологічні чинники (помічено, що діти, які відрізняються за тотальними розмірами від своїх однолітків, менше беруть участь у іграх і, отже, мають менше можливостей для розвитку моторики). Проте численні перевірки показали, що дані, наведені в табл. 1, мають середні значення і тому справедливі.

Пропорції та конституціональні особливості тіла, як і тотальні розміри, впливають на вибір виду спорту, вузької спеціалізації в рамках даного виду, використовуваного варіанта спортивної техніки, а також тактики дій на змаганнях (наприклад, у єдиноборствах).

Так, техніка підйому штанги різна у важкоатлетів однієї і тієї ж вагової категорії та приблизно з однієї довжини тіла, але з різними пропорціями (довгі ноги – короткий тулуб або короткі ноги – довгий тулуб). У боротьбі спортсмени більш низького зросту (у порівнянні зі своїм противником) не показують високу результативність, застосовуючи, скажімо, такі прийоми, як кидки прогином; кидки через спину та підхоплення в цьому випадку, як правило, більш ефективні.

У спортсменів високого класу навіть окремі дрібні особливості статури можуть мати значення. Наприклад, у важкоатлетів довга кисть дозволяє захопити штангу у ривку всіма пальцями; при короткій кисті захоплення виконується лише трьома пальцями, що знижує його силу. Тому у більшості рекордсменів світу в ривку довжина кистей вище середніх розмірів.

У практичній роботі тренери повинні враховувати неоднакові рухові можливості людей з різною будовою тіла.

Онтогенез моторики

Онтогенезом моторики називається зміна рухів та рухових можливостей людини протягом його життя. Новонароджений – істота, що не володіє навіть найпростішими рухами. З віком його рухові можливості розширюються, досягають розквіту в молодості та поступово знижуються до старості.

Роль дозрівання і навчання в онтогенезі моторики

Два основні чинники визначають розвиток моторики – дозрівання та навчання. Дозріванням називаються спадково обумовлені зміни анатомічної будови та фізіологічних функцій організму, що відбуваються протягом життя людини: збільшення розмірів та зміна форми тіла дитини в процесі її росту, зміни, пов'язані із статевим дозріванням, старінням та ін. У ранньому дитинстві величезне значення має дозрівання нервово м'язового апарату (зокрема, кори великих півкуль головного мозку, яка до моменту народження ще не

сформувався). В основних рисах руховий апарат дитини формується лише до 2-2,5 років.

Під навчанням розуміють освоєння нових рухів або вдосконалення їх під впливом спеціальної практики, навчання або тренування.

Не завжди легко визначити, що лежить в основі тієї чи іншої зміни рухових показників – дозрівання або навчання, особливо в дитячому та дошкільному віці (до 3 років). Наприклад, чому немовля починає сам сидіти, стояти, ходити? Тому, що воно навчився цього або внаслідок того, що його нервова система та м'язовий апарат настільки дозріли, що воно виявляється в стані це зробити без навчання і тому навчати його подібним рухам зовсім не треба?

Подібні питання часто досліджують на ідентичності близнюків: одного з них навчають, а іншого ні. Виявляється, є такі пози та рухи (сидіння, стояння, ходьба, довільне сечовипускання), спеціальне навчання яким у дитячому віці практично не прискорює оволодіння ними. Приходить час, і діти, що не піддавалися спеціальному тренуванню, наздоганяють своїх братів і сестер. Такого роду факти привели деяких вчених до думки про те, що головне в онтогенезі моторики в ранньому дитячому віці – дозрівання. Вони припускали, що всі основні рухи успадковуються дитиною від батьків та виявляються зовні у міру того, як дозріває її нервова система та руховий апарат. Ця теорія є неправильною. Також неправильна і протилежна точка зору, згідно з якою дитину в будь-якому віці можна навчити чому завгодно, лише б була відповідна методика навчання. Дослідники, які стоять на цій точці зору, зовсім заперечують роль дозрівання.

Насправді ж навчання ефективно лише тоді, коли досягнута необхідна ступінь анатомо-фізіологічної зрілості організму, і зовсім без навчання (хоча б у вигляді можливості спостерігати правильний зразок) оволодіння новими рухами неможливо. Це доводиться, зокрема, тим, що діти, вимкнені з людського суспільства, що не опановують типовими для людини рухами, наприклад прямоходінням.

Таким чином, онтогенез моторики визначається взаємодією дозрівання та навчання. При спробах, зокрема, роздільного навчання близнюків було показано, що терміни оволодіння деякими рухами (наприклад, початок ходьби) не змінювалися під впливом навчання і допомоги; інші рухи освоювалися набагато швидше звичайного (наприклад, можна навчити дитину катання на роликів ковзанах одночасно з початком ходьби, а навчити плавати навіть раніше, ніж ходити). Однак іноді надмірно раннє навчання заважає оволодінню рухом. Наприклад, однорічні діти, щодня навчалися протягом півроку їзді на триколісному велосипеді, гірше їздили на ньому згодом через неправильний навичок та втрати інтересу, ніж діти, які вперше сіли на велосипед у більш пізньому віці.

Дозрівання у дітей проявляється, зокрема, у їх зростанні, збільшення тотальних розмірів та зміні пропорцій тіла. Збільшення тотальних розмірів має різний вплив на рухові показники. Одні з них (наприклад, швидкість бігу, висота стрибка) не залежить від розмірів тіла, інші (наприклад, відносна сила, величина МСК, яка припадає на 1 кг ваги тіла, і залежить від неї критична швидкість)

знижуються зі збільшенням тотальних розмірів. Збільшення розмірів тіла у дітей у процесі росту теж мало б приводити до таких змін. Однак тут картина більш складна. Якщо говорити, наприклад, про відносну силу, то дозрівання дитини виражається у її зростанні, має призводити до зниження відносної сили. Але в процесі дозрівання відбуваються такі анатоμο-фізіологічні перебудови в організмі, які викликають збільшення силових можливостей. У результаті нерідко відносна сила у дітей тривалий час не змінюється, абсолютні силові показники ростуть в тій же мірі, що і власна вага дитини (якщо, звичайно, вона не займається спеціально силовими вправами). Тому юні гімнасти при відповідному рівні підготовки можуть піднімати своє тіло так само успішно, як і дорослі спортсмени. Абсолютно аналогічна картина спостерігається і щодо інших показників, які змінюються пропорційно квадрату лінійних розмірів тіла (h^2 , де h – лінійний розмір тіла, наприклад довжина тіла). У дітей шкільного віку такі показники змінюються мало.

У дітей одного віку, але з різними розмірами тіла залежність спортивних результатів від довжини тіла, в принципі, така ж, як і у дорослих. Наприклад, максимальна швидкість бігу не залежить від тотальних розмірів. Однак є й істотна відмінність. Велика довжина тіла нерідко свідчить про більш ране дозрівання, зокрема про настання статевого дозрівання, що супроводжується дуже великими перебудовами в організмі. Тому в 14 років у хлопчиків (вік статевого дозрівання) відзначається позитивна залежність між довжиною тіла та максимальною швидкістю бігу. У 11 та 18 років такої залежності немає. Якщо ж порівнювати дітей різного віку, які мають однакову довжину тіла, то старші діти біжать швидше, що, звичайно, абсолютно, природно.

Зростання пов'язане зі зміною пропорцій тіла. Це також впливає на показники моторики. Наприклад, при одній і тій же довжині тіла діти більш старшого віку роблять при бігу кроки більшої довжини. Частково це пояснюється тим, що у них в середньому довші ноги.

Руховий вік дітей

Якщо виміряти результати в будь-яких рухових завданнях великої групи дітей одного віку, то можна визначити середні досягнення, які вони показують. Знаючи потім результати окремої дитини, можна встановити, якому віку в середньому відповідає даний результат. Таким чином визначають руховий вік дітей.

Звичайно, не всі діти одного і того ж віку показують однакові результати. Дітей, у яких руховий вік випереджає календарний, називають руховими акселерантами. Дітей, у яких руховий розвиток відстає, називають руховими ретардантами. Наприклад, якщо підліток у віці 14 років і 2 місяці стрибає в довжину з місця на 170 см, він руховий ретардант (у цій вправі), а якщо його результат більше 210 см, – руховий акселерант.

Акселеранти в одних рухових завданнях можуть бути ретардантами в інших. Повні акселеранти або ретарданти зустрічаються рідко.

Методи математичної статистики дозволяють точно визначити, який відсоток людей у змозі показати той чи інший результат. Подібного роду дані використовують при відборі талановитих у спортивному відношенні дітей.

Якщо дитина чомусь потрапляє в несприятливі умови (хвороба, недостатнє харчування), то темпи розвитку моторики у неї сповільнюються. Однак після усунення цих шкідливих впливів, якщо вони не були надмірними, її рухові можливості розвиваються прискореними темпами, так що дитина повертається до тих показників, які притаманні її розвитку. Подібна властивість живих організмів (воно стосується не тільки рухів, але і інших показників) називають каталізуванням або **гомеорезом**.

Спортивне довголіття та старість

З 18-ти до 30-ти років відбувається розквіт моторики людини. Власне у цьому віці спортсмени демонструють найвищі спортивні досягнення. Хоча видатних успіхів у деяких видах спорту можна досягти і в 12 років (рульові в академічному веслуванні) або в 60-65 років (виїздка у кінному спорті, вітрильний спорт, гольф), все-ж у переважній більшості видів спорту найбільш сприятливий для досягнення високих спортивних результатів віковий діапазон лежить у межах 20–30 років. Наприклад, для фігурного ковзання, плавання, гімнастики – це 18–20 років, для спортивних ігор, боксу та гірських лиж – це 20–22 роки, для веслування, бігу на ковзанах та хокею 22–24 роки, для лижних перегонів, фехтування, біатлону та сучасного п'ятиборства – 26–28 років, для вітрильного, стрілецького, автомобільного та ін. – це вік після 30-ти років (наведені вікові дані, розраховані за середнім віком фіналістів олімпіад та чемпіонатів світу останніх років).

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

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

Найбільше значення для збереження високого рівня рухових можливостей та здоров'я має тренування у віці старше 40 років: раціональні заняття фізичними вправами, збалансоване харчування, поміркований спосіб життя, екологічно

чисті умови і відповідний психологічний клімат можуть загальмувати процес старіння на 10–15 років і довше (спортивне довголіття).

Контрольні питання

1. Що таке біомеханічна система?
2. Чим зв'язуються між собою біоланки біомеханічної системи?
3. Що таке біокінематичний ланцюг?
4. Яких видів бувають біокінематичні ланцюги?
5. Чим відрізняються важелі першого і другого роду?
6. Що таке ступені свободи у суглобі?
7. Що таке центр маси тіла?
8. Від чого залежить сила інерції тіла?
9. Які сили дії на тіло людини відносять до зовнішніх сил?
10. Від чого залежить сила тертя?
11. Що таке обертовий рух тіла?
12. Від чого залежить кінетичний момент тіла?
13. Що таке стійкість тіла, системи, явища або процесу?
14. Якими характеристиками характеризується площа опори людини?
15. Яке завдання локомоторних рухових дій?
16. За рахунок чого відбувається відштовхування людини від опори?
17. Яка роль махових рухів у відштовхуванні людини від опори?
18. Які Ви знаєте елементи стартових дій?
19. Яке завдання переміщаючи рухових дій?
20. Від чого залежить дальність польоту спортивних приладів?
21. Завдяки чому виникає підйомна або відхиляюча сила?
22. Чи однакові кут падіння та кут відбивання м'яча від опори?
23. Які Ви знаєте безумовні вроджені рефлекси?
24. Що таке пубертатний період?
25. Що таке сенситивний період?
26. Яка роль дозрівання та навчання у розвитку моторики людини?
27. Яка основна різниця між моторикою чоловіків і жінок?

Література

1. Дубровський В.І., Федорова В.Н. Біомеханіка: Учеб. для середн. і вищ. навчальних завідомо суперечною інтересам з фізичної культури.- М.: ВЛАДОС-ПРЕС, 2003. - С. 59-116, 127-136.
2. Лапутина А.М. Біомеханіка спорту. – К.: Олімпійська література, 2001. – 320с. Біомеханіка спорту : навч. посіб. / за заг. ред. А.М. Лапутина. – Київ : Олімп. література, 2001. 318 с. 4. Біомеханіка фізичного виховання і спорту : навч. посіб. / Носко М. О., Бріжатиий О. В., Гаркуша С. В., Бріжата І. А. Київ : [МП Леся], 2012. 286 с.
3. Біомеханіка: навчально-методичний посібник / укл. Мединський С.В. Чернівецький нац. ун-т, 2004. 138 с. 6. Біомеханічні аспекти руховий якостей : вибрані лекції з кінезіології : метод. посіб. для студ. ЛДУФК / О. Ю. Рибак, Л.І. Рибак. Львів : ЛДУФК, 2012. Ч. 1. 72 с.
4. Вибрані лекції з кінезіології : метод. посіб. / розроб.: Олег Юрійович Рибак, Людмила Іванівна Рибак. Львів : ЛДУФК, 2009. Ч. 1 : Біомеханічні аспекти рухових якостей. 109 с.
5. Кашуба В. Biological preconditions for the development of the formation concept of spatial organization of body of the children with vision deprivation / Віталій Кашуба, Світлана Савлюк // Journal of Education, Health and Sport formerly Journal of Health Sciences. Kazimierz Wielki University in Bydgoszcz. Poland, 2017. Vol. 7. N 7. S. 1095–1112.
6. Кашуба В. О., Голованова Н. Л. Інноваційні технології в процесі професійно-прикладної фізичної підготовки учнівської молоді : монографія. Луцьк : Вежа-Друк, 2018. 208 с.
7. Кашуба В. О., Попадюха Ю. А. Біомеханіка просторової організації тіла людини: сучасні методи та засоби діагностики і відновлення порушень: монографія. К.: Центр учбової літератури, 2018. 768 с.
8. Кашуба В. О., Голованова Н. Л. Інноваційні технології в процесі професійноприкладної фізичної підготовки учнівської молоді : монографія. Луцьк : Вежа-Друк, 2018. 208 с.
9. Основи біомеханіки руху: навчальний посібник / укл. А. В. Гакман. Чернівці : Чернівецький нац. ун-т, 2019. 144 с.
10. Романенко С. С. Навчальний посібник «Теорія і методика навчання фізичної культури в ЗЗСО з основами біомеханіки фізичних вправ» для здобувачів освіти за спеціальністю 014 Середня освіта (Фізична культура), вчителів фізичної культури, вчителів початкової школи / С. С. Романенко, Л. А. Прокоф'єва. - Одеса, 2023. - 154 с.