

**МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ
«ХАРКІВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ»**

В.М. Адашевський

КОНСПЕКТ ЛЕКЦІЙ З БІОМЕХАНІКИ СПОРТУ

для студентів спеціальності - 017 «Фізична культура і спорт»
інституту соціально-гуманітарних технологій

Харків НТУ «ХПІ» 2019

Рецензенти:

С.С. Ермаков, д-р пед. наук, професор,
Харківська державна академія дизайну та мистецтв;

Ю.М. Андрєєв, д-р техн. наук, професор,
Національний технічний університет «ХПІ»

Адашевський В.М.

Конспект лекцій з біомеханіки спорту

[Текст] для студентів спеціальності -
017 «Фізична культура і спорт» інститу-
ту соціально- гуманітарних технологій –
Харків : НТУ «ХПІ», 2019.– с

Іл. . Табл. . Библиогр.: назв.

© В.М. Адашевський, 2019

ISBN

ВСТУП

Закони природи справдавна цікавлять людину, але лише в останні століття громадського розвитку сформувалася наука, що представляє систему знань про закони природи і людину. Умовно наука розділена на окремі дисципліни за ознакою вивчення в них основної форми руху матерії. Не дивлячись на кількісні і якісні відмінності між формами руху матерії, вони пов'язані між собою і в спостережуваних в природі процесах можуть переходити одна в іншу.

Найбільш простою з них є механічна форма руху, під якою розуміють зміну в часі положення одних матеріальних тіл відносно інших або зміну положення частин тіла.

Механічні явища і моделі виявляються дуже плідними при вивченні законів природи і сприяють поясненню нових досягнень науки в різних галузях знань, де природно реалізуються сучасні підходи до наукового пізнання, у зв'язку з переважно математичним моделюванням механічних і біологічних процесів.

Біомеханіка - це наукова дисципліна, що вивчає механічні форми руху біологічних систем, тіл або їх частин.

Біомеханіка включає: загальні закони і основні поняття класичної механіки, опис структур і функцій окремих частин і цілісного організму, способи моделювання і теорії, що пояснюють складні біологічні процеси для основних механізмів контролю, вимірів і управління механічними рухами. Розглядаються закони перетворення енергії при простих механічних переміщеннях і складних формах руху біологічних тіл.

Фундаментальне значення біомеханіки для розвитку природознавства, фізичної культури і спорту, космонавтики, медицини добре відомо і пов'язано з тим, що її закони і способи моделювання широко використовуються в практичних розробках для кожного з цих напрямів науки.

У лекційному курсі основна увага приділена біомеханіки і метрології в спорті.

Метрологія у спорті (спортивна метрологія) – це наука про вимірювання у фізичному вихованні та спорті.

У теперішній час спортивні виміри тісно пов'язані з науковими розробками, що дозволяє ефективно їх використання для підвищення спортивних показників. Саме спортивна метрологія дає можливість вимірювання та дослідження механічних і біологічних об'єктів. Таким чином біомеханіка і метрологія в спорті тісно пов'язані дисципліни. Більш детальніше та глибше з матеріалами курсу можливо ознайомитись в [1,3].

ЛЕКЦІЯ 1

Предмет, об'єкт, задачі та методи біомеханіки у спорті. Основні положення. Визначення положення тіла людини у просторі. Фізичні моделі тіла людини. Мас-геометричні характеристики біомеханічної системи.

Справжня дисципліна вивчає механічні форми рухів живих біомеханічних систем.

Об'єктами вивчення є спортсмени, що взаємодіють з різними механічними системами.

Завдання біомеханіки в спорті, це вивчення рухів спортсмена, їх коригування і вибір раціональних дій для підвищення результативності.

Методи досліджень включають аналіз і синтез дій за допомогою реалізацій фізико-математичних моделей.

Механічні характеристики біосистем використовують у біомеханіці як для опису властивостей різних фізико-математичних моделей, які розробляються і застосовуються у біомеханіці, так і для дослідження руху і взаємодії біологічних тіл, зокрема тіла людини, із зовнішнім довкіллям.

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 нехтують в порівнянні з розмірами інших, об'єктів, що оточують його, або його розміри несуттєво 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 руху 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.

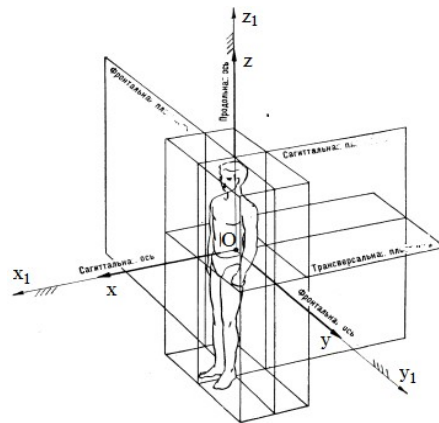


Рисунок 1

Розглянемо тіло людини в основній вертикальній стойці, як показано на рис. 1.

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 $O1X1Y1Z1$ 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 частини, 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 частини.

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

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.

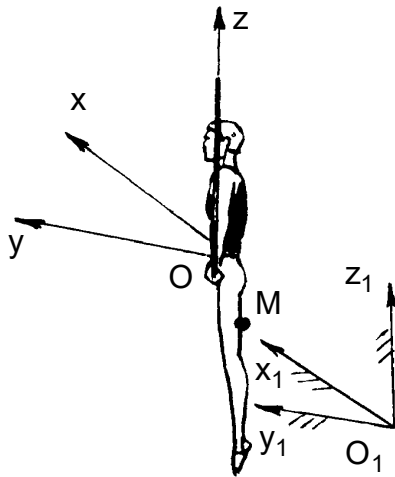


Рисунок. 2.

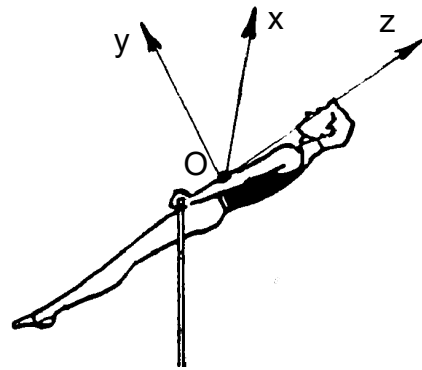


Рисунок. 3.

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.

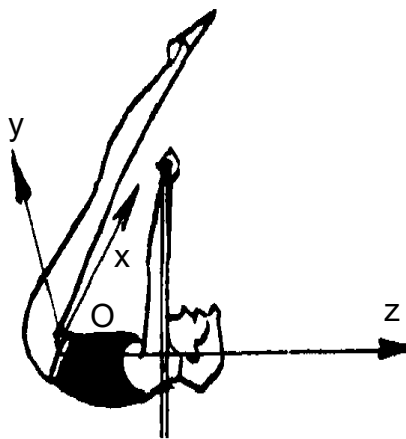


Рисунок. 4.

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 заданням 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 по формулах :

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

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.

$$J_x = \sum m_k h_{k_x}^2; \quad J_y = \sum m_k h_{k_y}^2; \quad J_z = \sum m_k h_{k_z}^2.$$

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 St - величини проєкції 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 St - визначають по наступних залежностях: для ходьби - $St = 0.31 S$; для бігу - $St = 0.25 S$; для пересування на велосипеді (велоспорт) - $St = 0.21 S$; для спуску на лижах (гірськолижний спорт) - $St = 0.13 S$.

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.

Зупинимося коротко на одній з таких моделей, найбільш задовільною для використання при вивчення 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 -

гомилки, 14,15 - стопи.

Для адекватності моделі розміри її ланок визначають антропометричними методами. За цими даними обчислюють М. Г. Х. ланок і тіла в цілому.

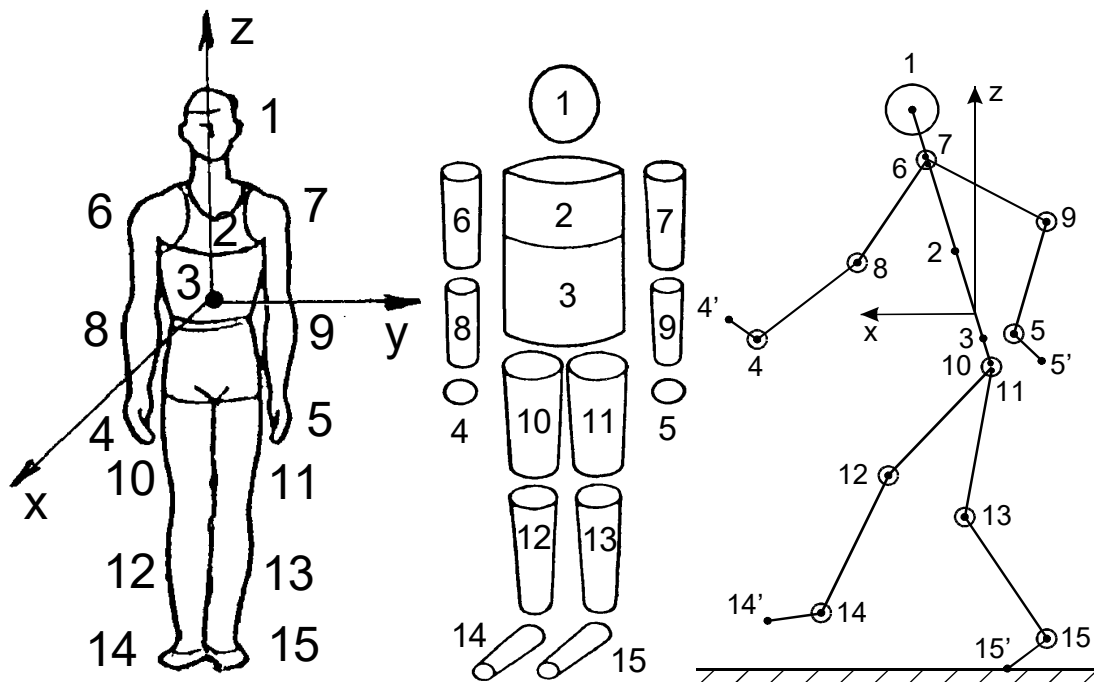


Рисунок. 5

Для визначення М. Г. Х. 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 М. Г. Х. 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 М. Г. Х.

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 грудного ребра зчленування 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 кар-

ту антропометричного обстеження. Основні з антропологічних точок тіла людини вказані на рис.6.

Визначення подовжніх розмірів тіла

В антропометрії подовжні розміри тіла людини визначають як відстань між антропометричними точками, орієнтованими відносно вертикальної вісі. Вимі можна проводити двома приладами:

▲ *антропометром*, яким визначають висоту всіх антропометричних над опорною поверхнею, де знаходиться випробовуваний. Потім, віднімаючи висоту однієї з висоти іншої, знаходять довжину відповідних сегментів тіла;

▲ *штанговим циркулем*, яким безпосередньо вимірюють довжину того або іншого сегменту тіла між його крайніми. Зазвичай 1-й спосіб застосовують для подовжніх розмірів тіла та його сегментів, а 2-й – для поперечних розмірів.

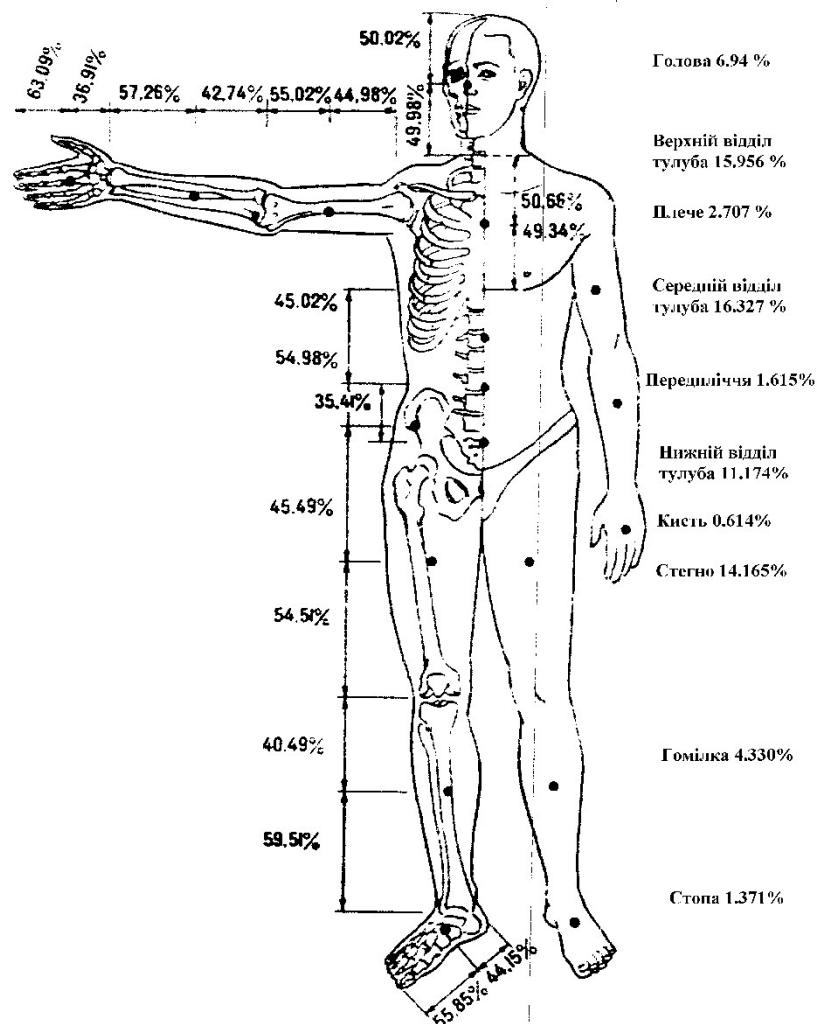


Рисунок. 6. Позначення антропологічних точок людини

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 клубово-остистої 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 повздожньо-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 лодижок 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 (кістково-м'язового апарату)

Із загальною будовою опорно - рухового апарату організму людини можна детально ознайомитися 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 їй 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 найвідчутливіший 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 судини 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.

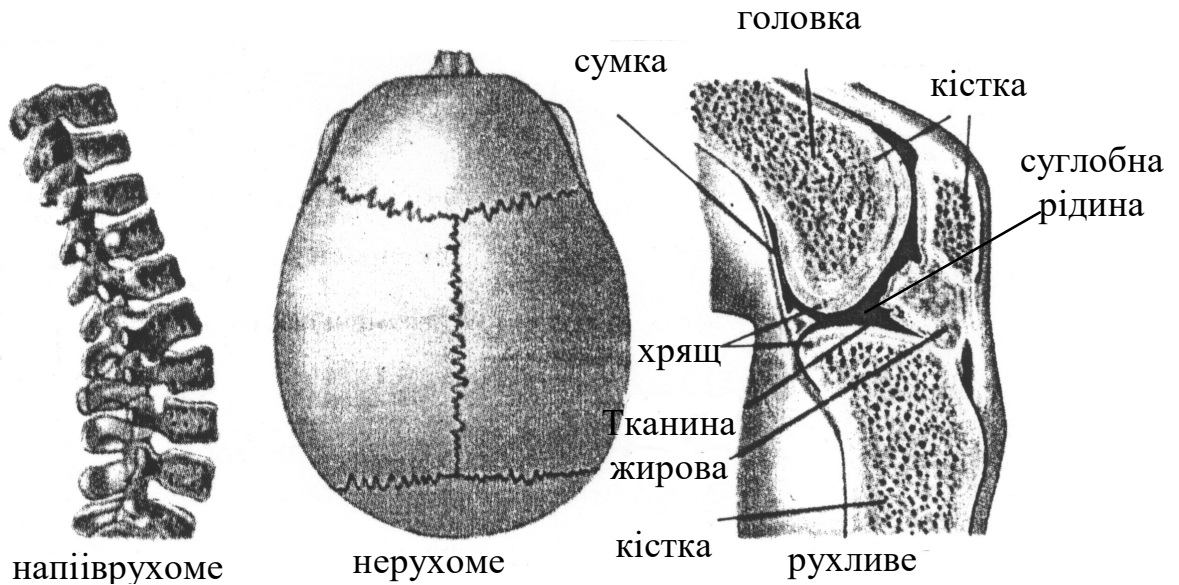


Рисунок. 1.

Біомеханіка м'язів, зв'язок і сухожиллів

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

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 палочкообразного хвоста з двома голівками на

кінці, які регулярно розташовуються по довжині нитки міозину.

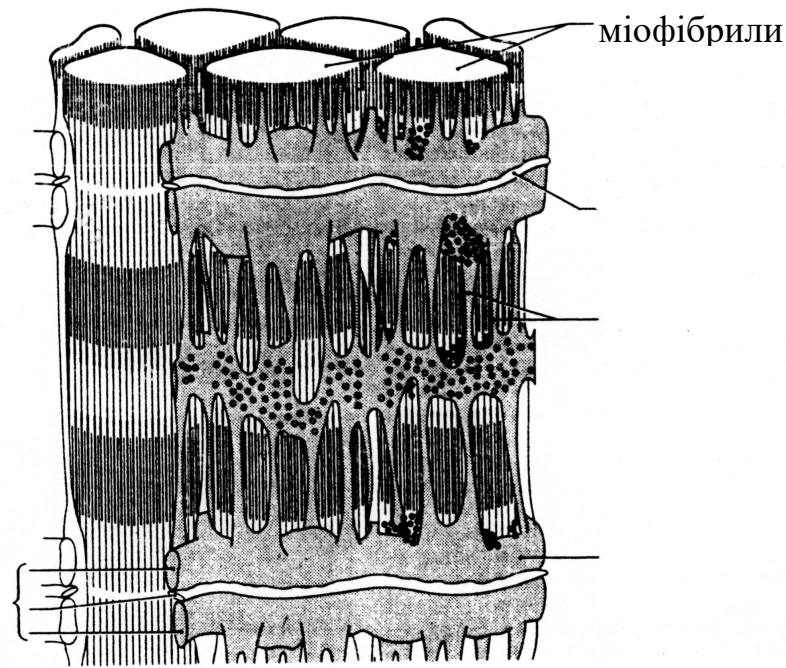


Рисунок. 2

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.

Теорія, що пояснює м'язове скорочення ковзанням ниток пояснена на 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 актинових ниток, втягують актинові нитки, потім відділяються від актина і прикріплюються до більш його віддалених ділянок. Саркомер здатний коротшати на 30 % своєї довжини.

Цикл приєднання поперечних містків може повторюватися з різною частотою.

При роздратуванні 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».

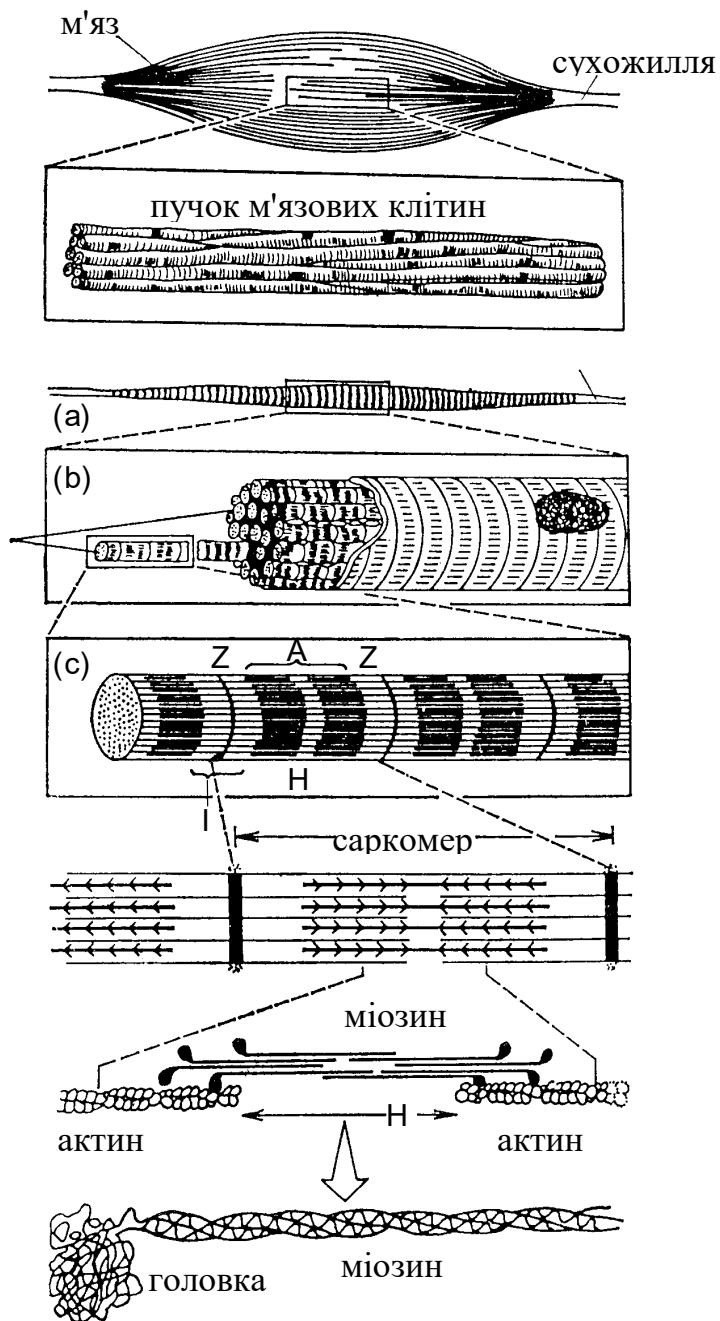


Рисунок. 3

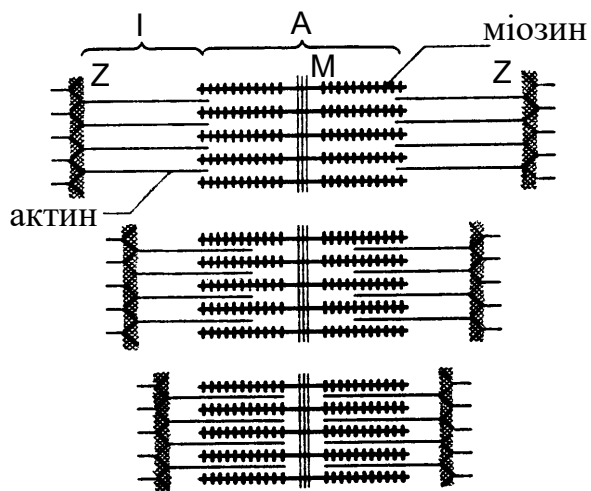


Рисунок. 4

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.

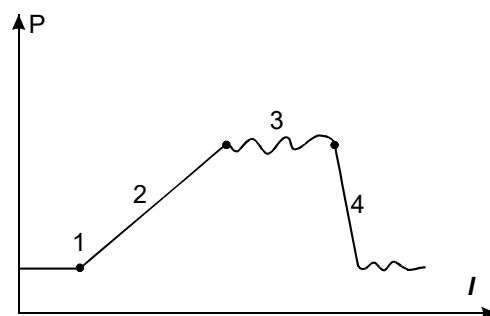


Рисунок. 5

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, 6б. показані різні біокінематичні ланцюги.

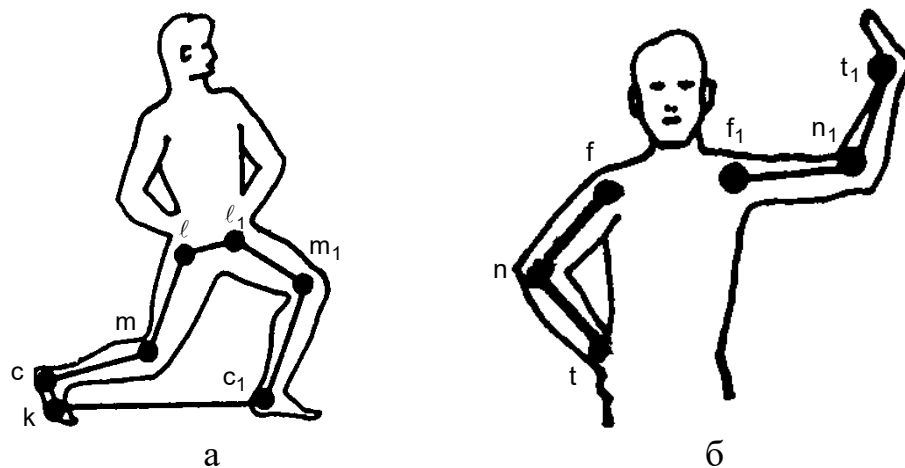


Рисунок. 6.

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.

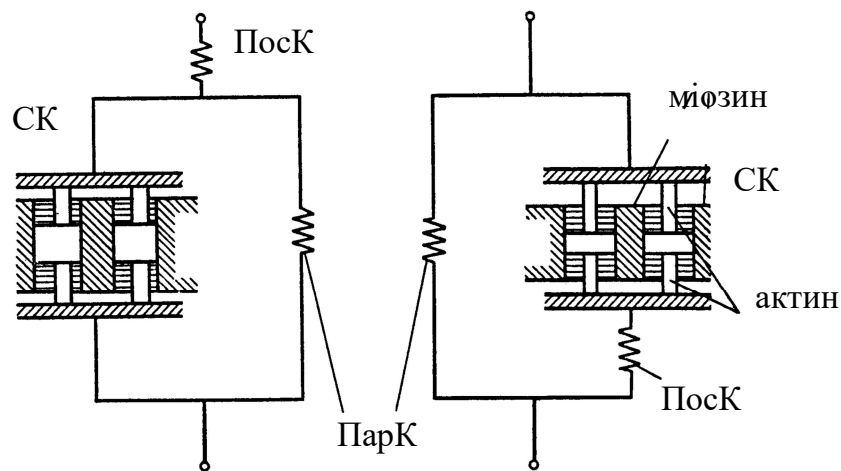


Рисунок. 7

Відмітимо, що скорочувальні (контракtilьні) 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 актино-міозинних ниток м'язів. Залежність між силою тяги і завдовжки саркомеру показана на рис.8.

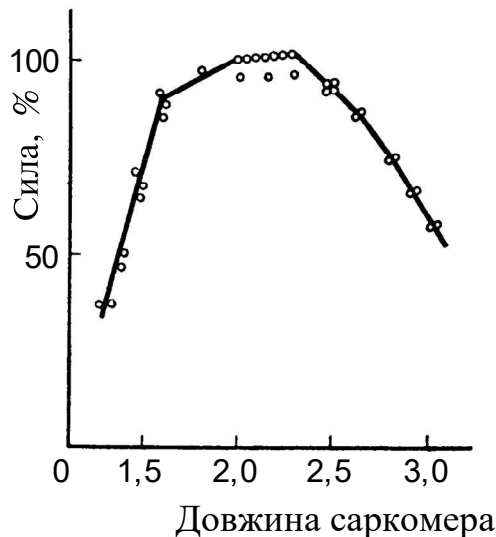


Рисунок. 8

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

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

де F - сила тяги, реєстрована на кінці м'яза, V - швидкість укорочення, F_0 - максимальна ізометрична сила, яка може розвинути м'яз, 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 різних довжинах 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 (кістково-м'язового апарату) допомагає вирішити задачі руху біомеханічних систем.

ЛЕКЦІЯ 3

Сили. Класифікація та властивості сил. Основні типи в'язей та їх реакції у біомеханічних системах. Перетворення ланками сил і рухів.

Міра біомеханічної дії на матеріальні об'єкти називається силою.

Сила визначається вектором, що має точку прикладення, напрям і величину (модуль вектору). Сили в системі СІ вимірюють в ньютоні - [Н]. Сили, з якими зв'язки діють на об'єкти, називаються реакціями в'язей.

Сукупність сил, що діють на об'єкт, називають системою сил.

Зовнішні і внутрішні сили. Рух тіла людини і його окремих ланок в просторі, будь-яка зміна швидкості руху механічних об'єктів, збереження і зміна пози людиною, забезпечується за рахунок зовнішніх і внутрішніх сил.

Зовнішні сили - це ті сили, які діють на тіло людини і його ланки з боку зовнішніх для них об'єктів, наприклад, опор, поля сил тяжіння (гравітаційного поля), доквілля (повітря, вода і тому подібне) і інших.

Внутрішні сили - це ті сили, з якими елементи і тіла взаємодіють між собою усередині біомеханічної системи. Наприклад, для тіла людини - це сили тяги м'язових груп.

Розділення сил на зовнішні і внутрішні встановлюють при виборі сукупності елементів, що становлять біомеханічну систему.

Так, якщо розглядати рух руки і в систему включити верхню кінцівку, а саме кисть, передпліччя і плече, то сили тяги м'язів, що сполучають руку і тулуб, діють з боку тулуба можна вважати зовнішніми, а сили тяги м'язів, що сполучають плече і передпліччя - внутрішніми.

Тіло називається вільним, якщо на його переміщення в просторі не накладено обмежень, інакше воно називається скованим. Обмеження, накладені на тіла, точки і біомеханічні системи, називають в'язами.

Розглянемо сили і реакції у біомеханічних системах.

Сила тяжіння. Рівнодійна сил, що діють на елементи тіла залежно від положення тіла по відношенню до Землі, - це сила тяжіння Землі. Сила тяжіння є позиційною силою і дорівнює геометричній сумі гравітаційною і відцентровою складових сил, як показано на рис.1.

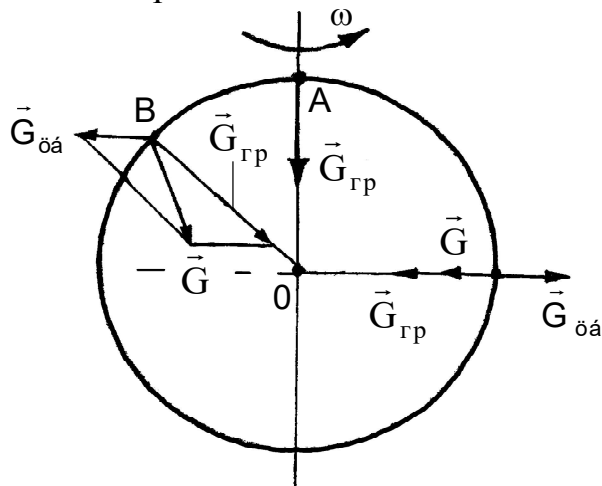


Рисунок. 1.

m_T - маса тіла, m_z - маса Землі, r - відстань між центрами тяжіння тіла і Землі, k - гравітаційна постійна.

Відомо, що на екваторі, внаслідок максимального значення r , сила тяжіння на 0.5 % менша, ніж на полюсах, де переважає дія Гцб. І ця обставина у ряді практичних обчислень вимагається враховувати.

Вагою називають контактну силу з якою тіло людини в рівноважному його положенні діє на яку-небудь горизонтальну опору (вага це модуль сили тяжіння).

Вага тіла людини - P (рисунок. 2,3), що утримується на опорі, є для тіла зовнішньою силою, а для опори поверхневою (контактною) силою. Якщо розглядати голову людини як елемент біомеханічної системи, то вага голови P_2 - це зовнішня сила. Для виділеного з тіла хребетного стовпа, на який спирається голова, P_2 буде поверхневою (контактною) силою.



Рисунок. 2.

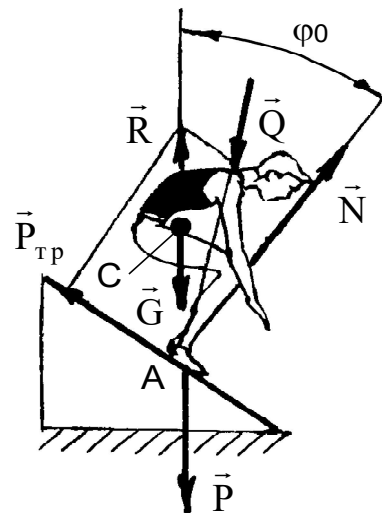


Рисунок. 3

Відмітимо, що вага P є наслідком дії на людину сил тяжкості і за величиною він дорівнює силі тяжіння.

Розглянемо рис. 2, де точка C є точкою прикладення сили тяжіння тіла для людини з вантажем Q . Ця точка знаходиться поза тілом людини, що часто є природним для деяких поз людини.

Реакція опори завжди прикладена до тіла, рівна і спрямована протилежно силі дії на опору, незалежно від того чи є опора верхньою або нижньою. На рис. 2, 3 напрями сил реакцій N і R показані протилежно силі P . Залежно від характеру дії тіла на опору, її реакція може бути статичною або динамічною.

Якщо сила дії на опору не перпендикулярна її площині, то реакція опори матиме рівнодійну R двох складових сил, одна з яких N - перпендикулярна площині опори (нормальна складова), а інша $P_{тр}$ - дотична до площини опори, яка відповідає силі тертя (рис. 3).

Ваговитість і невагомість у біосистемах. Розглянемо коротко поняття ваговитості і невагомості з точки зору біомеханіки. При взаємодії людини з верхньою або нижньою опорою, внаслідок тяжіння до Землі усіх точок тіла, в мозок людини поступає інформація, що передається нервовою системою, що дозволяє йому фіксувати характер дії гравітаційних сил на людину. Людина відчуває ро-

зтягування м'язів тіла при закріпленні його на верхній опорі і їх стискування - при контакті з нижньою опорою. Причому значення сил ваги змінюється уздовж тіла від перерізу до перерізу. У опорних перерізах ці сили стають максимальними і дорівнюють реакціям опор. Так біоорганізмом сприймається дія ваги і відчуття ваговитості.

Якщо реакція опори дорівнює нулю, людина випробовує стан невагомості. Прикладом є поступальна хода тіла у вільному його польоті в полі тяжіння Землі.

Сила сухого тертя ковзання. Сила сухого тертя ковзання _ виникає при взаємодії тіла з опорною поверхнею із-за шорсткості останньої і спрямована протилежно напрямку руху тіла під дією активних сил (рис.3.).

Величина сили тертя залежить від активних сил і може набувати різних значень з інтервалу

$$0 \leq \vec{P}_{\text{од} \rightarrow \text{до}} \leq \vec{P}_{\text{од} \rightarrow \text{до}}^{\text{г}},$$

де $\vec{P}_{\text{од} \rightarrow \text{до}}^{\text{г}} = f_0 \cdot N$ - граничне значення сили тертя, за яким реалізується ковзання тіла при русі, f_0 - безрозмірний статичний коефіцієнт тертя ковзання, N - нормальна складова реакції опори.:

$$\text{tg} \varphi_0 = \frac{\vec{P}_{\text{од} \rightarrow \text{до}}^{\text{г}}}{N} = f_0.$$

Якщо до тіла при незмінній його позі на опорній поверхні прикласти будь-яку силу Q , що утворює з N кут менший чим φ_0 , то тіло не може ковзати уздовж поверхні опори із-за сил тертя.

В той же час, при русі тіла по поверхні з опором, що виникає із-за тертя між поверхнями, що труться, сила тертя рівна

$$\vec{P}_{\text{од}} = f \cdot N,$$

де f - динамічний коефіцієнт тертя $f < f_0$.

Якщо рух відбувається так, що одна точка між площинами, що труться, залишається нерухомою, то в цьому випадку виникають сили «тертя того, що вертить», як наприклад це відбувається при обертанні людини на нижній опорі.

Сила в'язкого тертя. Сили в'язкого тертя проявляються при русі тіл, між якими є в'язке рідке середовище (рис.4).

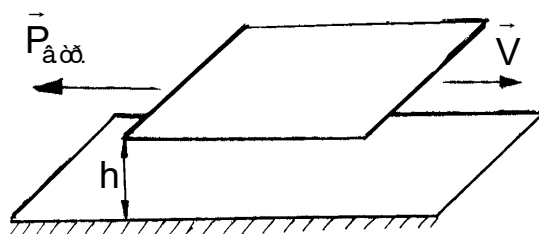


Рисунок. 4

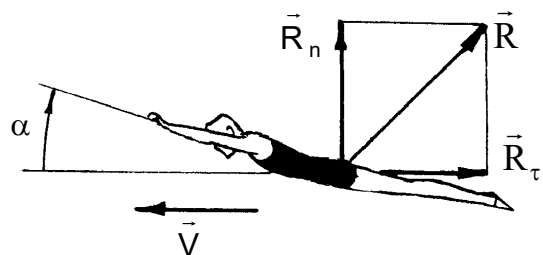


Рисунок. 5

Сили в'язкого тертя залежать від форми тіла, швидкості, в'язкості і щільності середовища. Такі сили виникають при русі по вологих опорних поверхнях, і між суглобами тіла людини, що рухаються. Сили в'язкого тертя визначаються рівністю:

$$\vec{P}_{\text{аод}} = \mu s \frac{V}{h},$$

де μ - коефіцієнт в'язкості, залежний від властивостей в'язкого середовища, s , h - площа козачої поверхні і висота шару в'язкого середовища між поверхнями, V - швидкість відносного руху поверхонь, що труться.

Сили аеродинамічного і гідродинамічного опору. Для тіл, що рухаються в повітряному або водному середовищі щільністю (рис.5), сила опору середовища R дорівнює векторній сумі підйомної (віштовхуючої) сили - R_n і силі лобового опору R_t .

$$\vec{R} = \vec{R}_n + \vec{R}_t; \quad R_n = 0.5 \cdot c_n \rho s V^2; \quad R_t = 0.5 \cdot c_t \rho s V^2$$

При підрахунку цих сил безрозмірні коефіцієнти лобового опору c_n і c_t визначають експериментально залежно від форми тіла і його орієнтації в середовищі. Величина S (мідель) визначається значенням проекції площі поперечного перерізу тіла на площину перпендикулярну осі руху, V - абсолютна швидкість тіла. Відомо, що щільність води - $\rho \approx 1000 \text{ кг/м}^3$, а повітря - $\rho \approx 1.3 \text{ кг/м}^3$.

Відмітимо, що при невеликих відносних швидкостях руху, віштовхуюча сила середовища невелика, наприклад, при плаванні. У інших же випадках її доводиться враховувати, наприклад, при обчисленні підйомної сили при стрибках з трампліну на лижах. Зміна ж величини міделя тіла, може зменшити опір середовища у декілька разів, отже, для зменшення енерговитрат, а також ефективного руху людини в таких середовищах, необхідно приймати пози з кращою обтічністю.

Сила пружності. Такі сили мають місце в об'єктах, що деформуються, коли їх деформацією не можна нехтувати. Багато опор або пристосування, на які впливає людина, є такими, що деформуються. Сили в тканинах і м'язових групах тіла людини при малих скороченнях можна прийняти пружними.

Сили пружності можна в першому наближенні визначити виходячи із закону їх пропорційності (закон Гука).

$$P_y = c \Delta l,$$

де коефіцієнт c - названий жорсткістю і в системі СІ має розмірність рівною $[Н/м]$, Δl - подовження (скорочення).

Момент сили відносно центру (точки). Моментом сили відносно точки називається вектор (Рисунок. 6 а, б), рівний векторному добутку радіус-вектора, проведеного з цієї точки в точку прикладення сили на вектор сили.

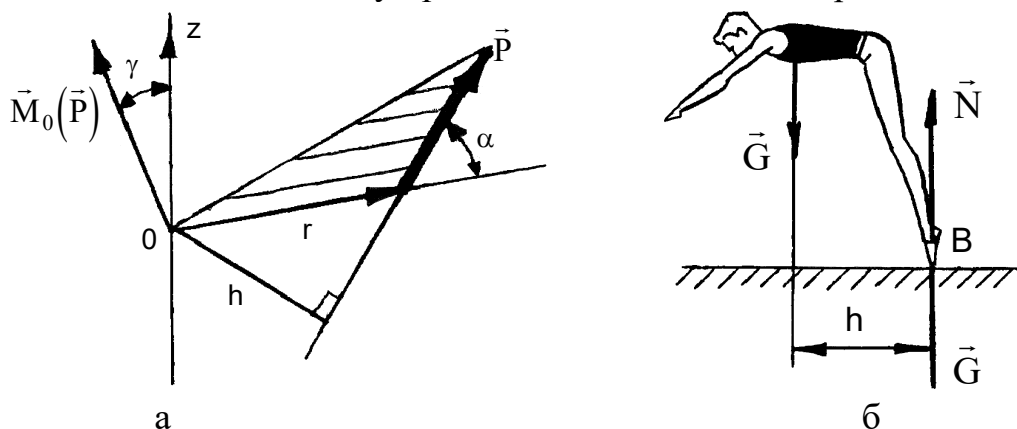


Рисунок. 6

Модуль цього вектору дорівнює добутку модуля сили на плече

$$M_o(\vec{P}) = P \cdot h$$

де h - плече моменту сили, рівне найкоротшій відстані від точки до лінії дії сили (перпендикуляр, настроєний з точки O). Знак моменту визначається таким чином: якщо сила відносно спостерігача прагне повернути плече проти годинникової стрілки (+), за годинниковою стрілкою (-).

Момент сили відносно точки дорівнює нулю, якщо лінія дії сили проходить через цю точку.

Пара сил. Парою сил називається сукупність двох рівних по модулю, паралельних, протилежних по напрямку сил. Момент пари чисельно дорівнює добутку будь-якої з сил, що становлять пару, на її плече (рис.7).

$$M = P \cdot h.$$

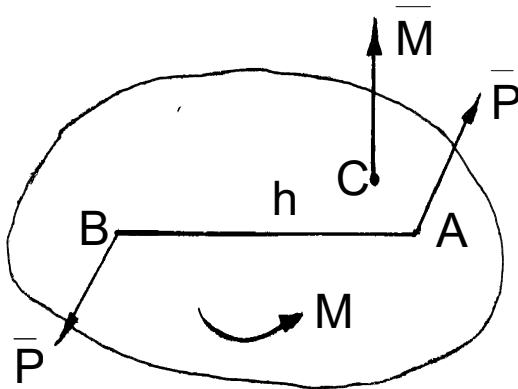


Рисунок. 7

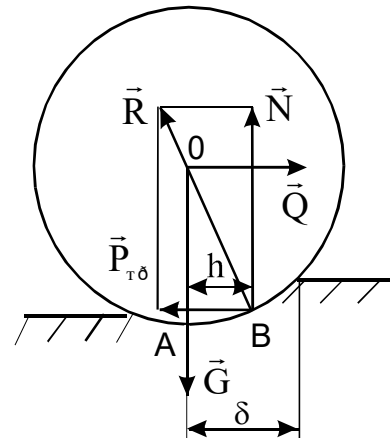


Рисунок. 8

Моменти сил і моменти пар сил характеризують обертальну їх дію.

Сили тертя кочення. При рівновазі або коченні яких-небудь тіл (коліс, циліндрів) площини опор деформуються і утворюється деякий контактний майданчик (рис. 8). При дії сили тяги Q реакція N буде прикладена в точці B колеса, що знаходиться праворуч від його центральної осі на відстані h . Отже сили N і G , утворюють пару сил з моментом, який називається моментом тертя кочення

$$M_{\text{тр. коч.}} = N \cdot h.$$

Тут h - плече пари. Дія цієї пари може бути урівноважена парою сил. При збільшенні сили тяги Q , прикладеної до колеса, зростає величина h . При рівновазі порушується і починається кочення тіла. Величина δ називається коефіцієнтом тертя кочення, залежить від властивостей деформованості контактируємих поверхонь і має розмірність довжини.

Тертя кочення має місце в основному при використанні людиною перетворювачів руху, наприклад, велосипеда.

Реакції суглобів. При вивченні статичної рівноваги і стійкості у біомеханіці використовують моделі, в яких суглоби приймають у вигляді циліндричних або сферичних шарнірів, а їх реакції розкладають по ортогональних осях, відповідно, на дві або три складові.

З механічної точки зору суглоб можна представити (моделювати) деяким «підшипником ковзання», який змащується синовиальною рідиною, а роль контактних поверхонь в ній виконують гіалінові хрящі.

На рис.9 приведені різні випадки моделювання суглобів тіла людини і показані складові реакцій для кожної з представлених на рисунку з'єднання кісток з суглобами.

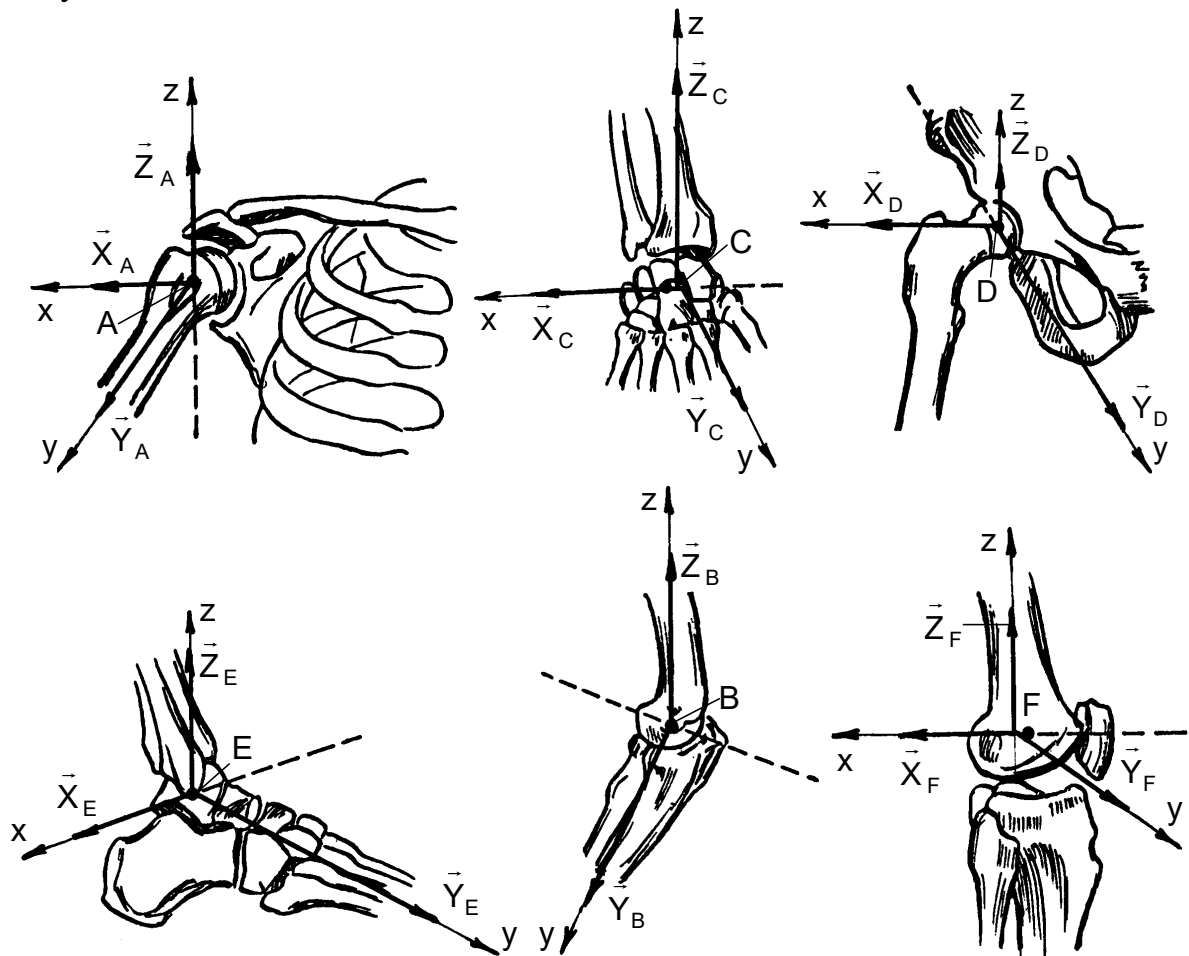


Рисунок. 9

Перетворення ланками сил і рухів. Кісткові ланки і їх біомеханічні ланцюги беруть участь в перетворенні сил і з їх допомогою при русі тіла людини і різних його кінцівок відбувається управління швидкістю і видом руху. У разі фіксації ланки в точці суглоба (рис.10) або зовнішньої опори (рис.10, 11) кісткові ланки перетворюють сили тяги м'язів як механічні важелі.

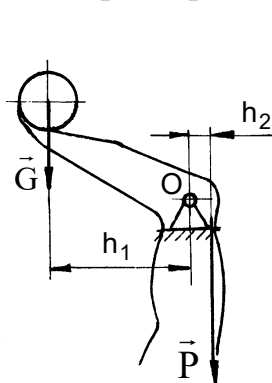


Рисунок. 10

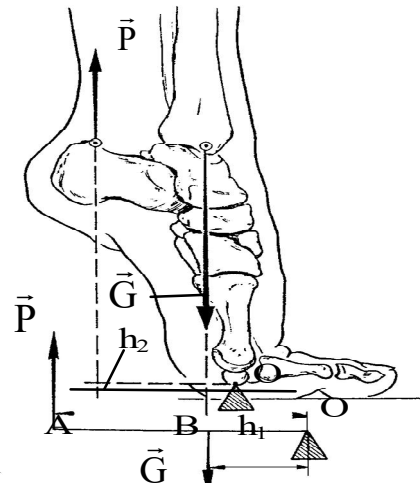


Рисунок. 11

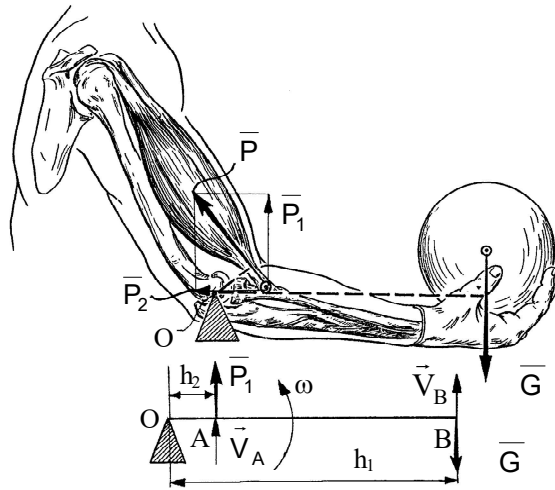


Рисунок. 12

Залежно від того, як прикладені м'язові сили або системи сил по відношенню до осі, проведеної через точки опори ланок, кісткові ланки розділяють на важелі першого, другого роду і складені. Якщо м'язові сили прикладені по обидві сторони від осі, то ланку відносять до важеля першого роду (рис. 10), по одну сторону - другого роду (рис. 11,12).

Важіль першого роду в основному виконує функції перетворювача сили, другого роду - перетворювач сили і швидкості руху точок ланки. Як відомо, умовою рівноваги важелів є рівність нулю алгебраїчної суми моментів сил, прикладених до нього відносно осі, що проходить через точку опори :

$$\sum M_o(\vec{P}_k) = 0.$$

У розглянутих вище випадках, показаних на рис.10 - 12, ця умова має вигляд __, де h_1 ; h_2 - довжини плечей важелів. Звідси слідує відома рівність для важелів

$$\frac{G}{P} = \frac{h_2}{h_1}.$$

Прикладом кісткової ланки - важеля перетворювача сили являється стопа, при підйомі п'яти (рис.11). Сила тяги трицепса гомілки __ має більше плече - h_2 , ніж плече - h_1 для сили тяжіння тіла G. Таке співвідношення між плечима дозволяє людині легко підняти тіло при підйомі п'яти(виграш в силі), але при цьому можливості в амплітуді і швидкості підйому у нього дуже обмежені(програш в переміщенні).

Прикладом кісткової ланки - важеля перетворювача швидкості може служити передпліччя при згинанні (рис.12). Помітимо, що сила м'язової тяги сгибателя __ прикладена не під прямим кутом до подовжньої осі передпліччя. Розклавши цю силу на дві складові, як показано на рисунку, легко встановити, що тільки складова цієї сили P_1 - створює момент відносно осі, проведеної через точку опори, і отже робить вплив на швидкість згинання, а складова – P_2 лише притискує суглобові поверхні, зміцнюючи суглоб, але не робить безпосереднього механічного впливу на рух передпліччя.

Передпліччя, виконуючи роль важеля перетворювача швидкості руху має плече - h_2 , сили м'язової тяги P_1 , значно менше плеча - h_1 сили тяжіння G. При такій дії передпліччя не значно перетворює сили (програш в силі), але легко створює ефект в швидкості згинання (виграш в швидкості). В цьому випадку

швидкості точок прикладення сил до кісткової ланки можуть бути визначені наступною рівністю:

$$V_A = \omega \cdot |OA| = \omega \cdot h_2; \quad V_B = \omega \cdot |OB| = \omega \cdot h_1.$$

Звідси слідує співвідношення між швидкостями точок кісткової ланки і довжинами плечей, прикладених до нього м'язових і інших зовнішніх сил :

$$\frac{V_A}{V_B} = \frac{|OA|}{|OB|} = \frac{h_2}{h_1}.$$

Дія м'язів при рухах ланок і ланцюгів. У тілі людини понад шістсот м'язів беруть участь в приведенні в рух кісткових ланок і утворюваних ними ланцюгів. Тому дію м'язів в організмі людини часто визначають, як багатомоторне.

Механічні дії м'язів, як описано раніше, визначають силами тяги, що розвиваються тільки при їх скороченні. Для реалізації різних рухів кісткових ланок і повернення їх в початкове положення в організмі людини існують дві групи(пари) м'язів. Ці групи (пари) м'язів називаються антагоністами. У верхніх кінцівках це можуть бути, наприклад, пара м'язів, що називаються сгибатель і розгинач передпліччя (рис. 14).

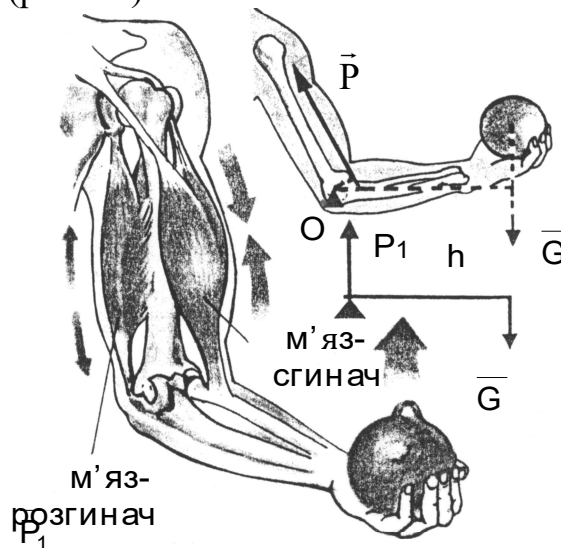


Рисунок. 14

На рисунку 14 стрілками показаний напрям сил тяги згинач P_c і розгинача P_r , що виконують протилежні функції. Скорочуючись одночасно ці м'язи, зміцнюють суглоб.

М'язи, що беруть участь в одному і тому ж русі і розташовані по одну сторону від осі суглоба, називаються синергістами.

М'язи, прикріплені до одного одновісного суглоба (одне суглобові м'язи), завжди виконують лише одну функцію. Наприклад, плечовий м'яз є сгибателем передпліччя в ліктьовому суглобі і антагоністом для ліктьового м'яза.

Всяке обертання кісткової ланки в суглобах - результат дії пари сил. В основному однією силою в цій парі є сила тяги м'яза, а інший реакція зчленованої кістки в суглобі. На рис.15 показана пара сил, що виробляють до згинання і розгинання в колінному суглобі. Тут N - реакція стегнової кістки, P - сила тяги чотириглавого м'яза стегна. Момент цієї пари рівний $M = P \cdot h = N \cdot h$, де h - плече пари сил.

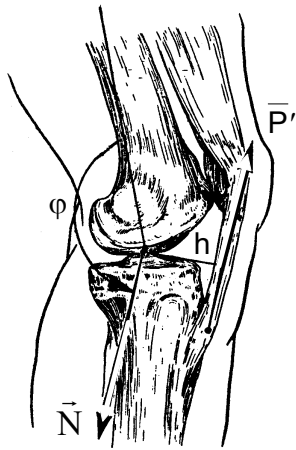


Рисунок. 15

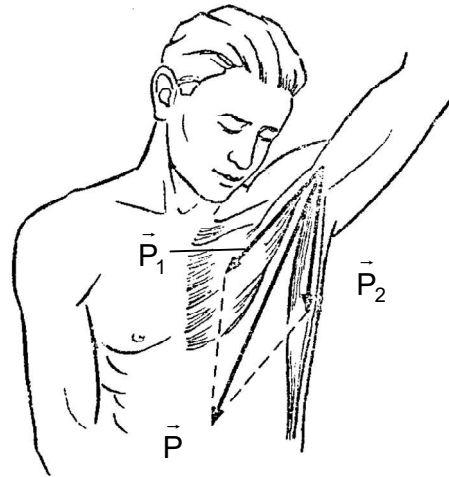


Рисунок. 16

Відмітимо, що якщо сили тяги м'язів при приведенні в рух кістки, розташовані до подовжньої осі кістки під кутом відмінним від 0^0 або 180^0 , то їх рівнодійна \vec{P} є діагоналлю паралелограма, побудованого на векторах цих сил. Наприклад, на рис.16 сила тяги великого грудного м'яза \vec{P}_1 і щонайширшого м'яза спини \vec{P}_2 що приводять плече в рух, мають рівнодійну, рівну $\vec{P} = \vec{P}_1 + \vec{P}_2$.

Якщо м'язи тягнуть кістку в двох взаємно протилежних напрямках, то в цьому випадку рівнодійна сил тяги цих м'язів визначається, як різниця між ними і спрямована у бік більшої з них.

Розглянуті вище відомості про види сил та рух кісткових ланок опорно-рухового апарату організму людини дозволяють зробити висновок про те, що людина в цілому - це керована біомеханічна система, що складається з кісткових ланок і їх ланцюгів, оснащених групами м'язів, які під контролем нервової системи організму здійснюють раціональні і доцільні дії (конкретні види рухів).

ЛЕКЦІЯ 4

Статичні та кінематичні характеристики біомеханічних систем. Рівновага біомеханічних систем під дією різних систем сил. Стійкість тіла людини. Кінематика точки та тіла. Види рухів тіл у біомеханічних системах.

Статичні характеристики біомеханічних систем

Умови рівноваги систем сил. Для рівноваги системи сил, прикладених до абсолютно твердого тіла необхідно і достатньо, щоб головний вектор і головний момент відносно будь-якої нерухомої точки простору дорівнювали нулю. У біомеханічних системах умови рівноваги дещо інші.

Для рівноваги тіла людини, необхідно і достатньо, щоб зовнішні сили не змінювали свого місця додатка і орієнтацію, при цьому, незмінним повинен залишатися зв'язок тіла людини з опорою, головний вектор і головний момент зовнішніх сил відносно нерухомої точки дорівнювали б нулю, а внутрішні сили забезпечували збереження пози. Іншими словами що діють на тіло зовнішні і внутрішні сили не повинні змінити положення тіла людини в просторі.

Взагалі кажучи, рівновага тіла людини, що прийняла певну позу, забезпечується завдяки складним процесам саморегуляції і управління. В цьому випадку рівновага тіла забезпечується «балансуванням», при якому переміщення і швидкості окремих точок не дорівнюють нулю.

Тоді умови рівноваги біомеханічної системи(моделі тіла людини) :

$$\vec{R}^e = \sum \vec{R}_k^e = 0; \quad \vec{M}_o^e = \sum \vec{M}_o(\vec{P}_k^e) = 0.$$

Отримані рівняння співпадають з відомими векторними умовами рівноваги довільної системи сил, прикладених до абсолютно твердих тіл, що не суперечить прийнятим вище допущенням про рівновагу тіла людини і інших біомеханічних систем.

З отриманої векторної рівності визначаються аналітичні умови рівноваги:

- збіжної плоскої системи сил,

$$\sum P_{k_x} = 0; \quad \sum P_{k_y} = 0;$$

- збіжної просторової системи сил,

$$\sum P_{k_x} = 0; \quad \sum P_{k_y} = 0; \quad \sum P_{k_z} = 0;$$

- довільної плоскої системи сил,

$$\sum P_{k_x} = 0; \quad \sum P_{k_y} = 0; \quad \sum M_o(\vec{P}_k) = 0;$$

- довільної просторової системи сил

$$\begin{aligned} \sum P_{k_x} = 0; \quad \sum P_{k_y} = 0; \quad \sum P_{k_z} = 0; \\ \sum M_x(\vec{P}_k) = 0; \quad \sum M_y(\vec{P}_k) = 0; \quad \sum M_z(\vec{P}_k) = 0, \end{aligned}$$

де $\sum P_{k_x}$; $\sum P_{k_y}$; $\sum P_{k_z}$ - алгебраїчна сума проекцій усіх активних сил і реакцій в'язів на осі декартової системи координат, $\sum M_o(\vec{P}_k)$ - алгебраїчна сума моментів усіх активних сил і реакцій в'язів відносно будь-якої нерухомої точки - $\sum M_x(\vec{P}_k)$; $\sum M_y(\vec{P}_k)$; $\sum M_z(\vec{P}_k)$ - алгебраїчна сума моментів усіх активних

сил і реакцій в'язів відносно координатних осей.

Теорема Варіньона про момент рівнодійної сили. Якщо система сил має рівнодійну, то момент рівнодійної відносно довільної точки або якої-небудь осі дорівнює сумі моментів усіх сил цієї системи відносно тієї ж точки або осі.

$$\vec{M}_o(\vec{R}) = \sum \vec{M}_{o_k}(\vec{P}_k);$$

$$M_x(\vec{R}) = \sum M_{x_k}(\vec{P}_k); \quad M_y(\vec{R}) = \sum M_{y_k}(\vec{P}_k); \quad M_z(\vec{R}) = \sum M_{z_k}(\vec{P}_k).$$

Для плоскої системи сил цією теоремою відповідає наступна рівність:

$$M_o(\vec{R}) = \sum M_o(\vec{P}_k).$$

Теоремою Варіньона зручно користуватися при визначенні моментів сил відносно точки і осі, якщо обчислення величини плеча сили викликає ряд складнощів.

Стійкість тіла людини. Стійкість біосистем вивчається з точки зору збереження положення тіла в просторі при скільки завгодно малому його відхиленні і визначається по збереженню рівноважного стану тіла в умовах дії сили тяжіння.

Положення тіла називають абсолютно стійким, якщо при довільно малому його відхиленні тіло повертається в початкове рівноважне положення. Очевидно, що таку стійкість має тіло, що має верхню опору. Приклад такої рівноваги показаний на рис.1.

Обмежено стійким називають тіло, якщо його повернення, внаслідок відхилень з рівноважного положення, можливо лише при обмежених відхиленнях.

Якщо при будь-якому малому відхиленні тіло не повертається в рівноважний стан, то його положення нестійке.

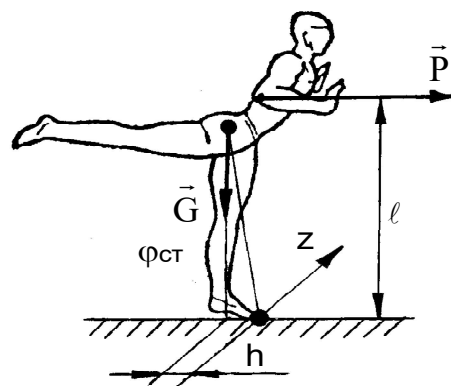


Рисунок. 1.

Наприклад, положення тіла людини на нижній опорі, в позі показаній на рис.1., є нестійким, оскільки проекція центру тяжіння тіла на площину опори розташовується за опорними точками, що неминуче приведе до перекидання тіла.

Байдужа рівновага, ця така рівновага тіла, при якому малому відхиленні від положення рівноваги тіло залишається в цьому новому положенні. Таке положення тіла людини можна спостерігати лише за певних умов, наприклад, поза полем тяжіння і у воді.

Розглянемо характеристики стійкості положення біомеханічних систем. Так, для визначення міри стійкості тіла, що взаємодіє з нижньою опорою, як на рис.1, коефіцієнт стійкості визначається відношенням значення моменту стійкості до величини перевертального моменту:

$$K_{\text{ycò}} = \frac{M_{\text{ycò}}}{M_o} = \frac{G \cdot h}{P \cdot \ell}.$$

Причому, якщо $K_{\text{уст}} > 1$ - те положення тіла стійке, при $K_{\text{уст}} = 1$ - тіло буде знаходитися в граничному положенні його стійкості, і нарешті, при $K_{\text{уст}} < 1$ - тіло опиняється в нестійкому положенні.

Межі, що допускаються, для діючих моментів стійкості встановлюються по значеннях так званих кутів стійкості - $\varphi_{\text{ст}}$. Останні визначають як кути між лінією дії сили тяжіння P і лініями, що сполучають центр мас (тяжкості) з крайніми точками контактної області тіла (стоп) з опорою, як показано на рис.1. Найбільш вірогідний напрям перекидання приймається у бік меншого з кутів стійкості $\varphi_{\text{ст}}$. Слід зазначити, що в реальних умовах біосистеми для забезпечення стійкості тіл використовують активне управління силами тяги м'язів, які змінні в часі і стійкість тіла забезпечується балансуванням тіла.

Кінематичні характеристики біомеханічних систем

Кінематичні характеристики розглядаються в розділі біомеханіки, що має назву "Кінематика". У кінематиці вивчаються геометричні властивості руху механічних об'єктів без урахування їх мас і сил, що діють на них.

Механічний рух - зміна відносного положення об'єктів або взаємного положення їх частин в просторі з часом. У системі СІ за одиницю довжини прийнятий метр [м], за одиницю часу - секунда [с].

Простим об'єктом, рух якого вивчається в кінематиці, є точка. Її кінематичними характеристиками прийняті - траєкторія, швидкість, прискорення.

Геометричне місце положень (безперервна лінія) в даній системі відліку, яку описує точка при русі називається траєкторією. Якщо траєкторія - пряма лінія, то рух - прямолінійний, крива - криволінійне.

Сукупність точок, пов'язаних між собою при русі називається механічною системою. Зокрема, будь-яке тіло є механічною системою.

Кінематика точки

Способи завдання руху. Задати рух точки, це означає вказати спосіб, що дозволяє визначити її положення відносно вибраної системи відліку у будь-який момент часу.

Існує три способи завдання руху : векторний, координатний, природний.

При векторному способі - положення точки "М" відносно фіксованої точки простору "О" (рис. 1.) визначається радіусом вектором , що є функцією часу.

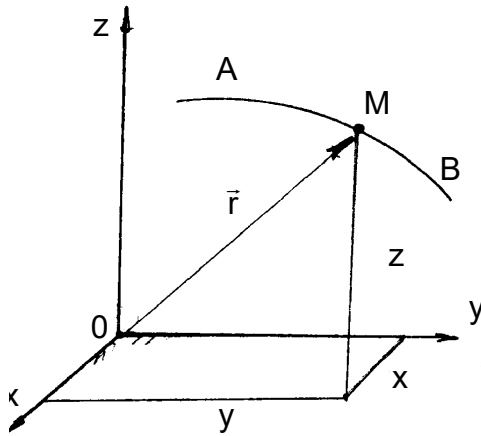


Рисунок. 1.

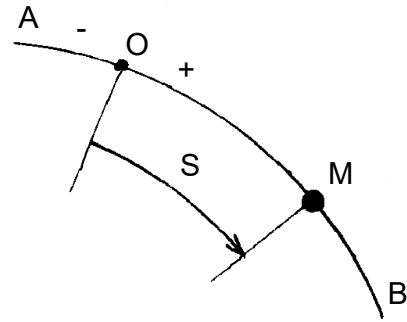


Рисунок. 2

Закон руху у векторній формі задається у виді:

$$\vec{r} = \vec{r}(t).$$

При координатному способі - положення точки M відносно декартової системи координат (рис.1) визначиться її координатами x, y, z в довільний момент часу.

Закон руху точки в координатній формі задається у виді:

$$x = f_1(t); \quad y = f_2(t); \quad z = f_3(t).$$

При природному способі опису руху - положення точки M задається на траєкторії (рис.2) і визначається дуговою (криволінійною) координатою S , відлічуваною в позитивному або негативному напрямі від деякої, довільно вибраної на заданій траєкторії точки O.

Закон руху точки в природній формі задається у виді:

$$S = f(t).$$

Швидкість характеризує інтенсивність зміни положення точки в просторі. Вектор швидкості спрямований по дотичній до траєкторії точки у бік напрямку руху (рис. 3). Розмірність швидкості в системі СІ [м/с].

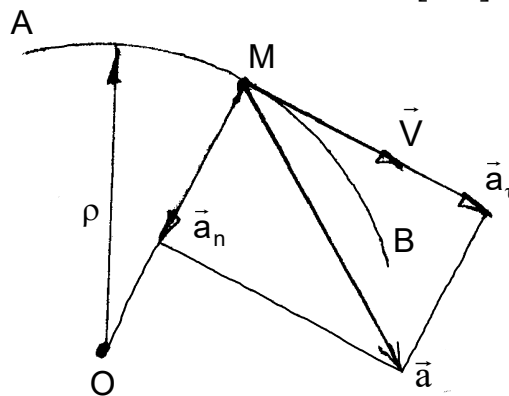


Рисунок. 3

При координатному способі завдання руху проекції вектору швидкості точки на координатні осі визначаються, відповідно

$$V_x = \frac{dx}{dt} = \dot{x}, \quad V_y = \frac{dy}{dt} = \dot{y}, \quad V_z = \frac{dz}{dt} = \dot{z},$$

а модуль вектору швидкості :

$$|\vec{V}| = V = \sqrt{V_x^2 + V_y^2 + V_z^2}.$$

При природному способі завдання руху вектор швидкості точки спрямований по дотичній до траєкторії, а його модуль рівний

$$|\vec{V}| = V = \frac{dS}{dt} = \dot{S}.$$

Прискорення точки. Прискорення точки - міра зміни швидкості точки, рівна похідній за часом від вектору швидкості цієї точки. Розмірність прискорення точки в системі СІ : $[м/с^2]$.

При координатному способі завдання руху проекції вектору прискорення на координатні осі визначаються, відповідно

$$a_x = \frac{dV_x}{dt} = \dot{V}_x = \ddot{x}, \quad a_y = \frac{dV_y}{dt} = \dot{V}_y = \ddot{y}, \quad a_z = \frac{dV_z}{dt} = \dot{V}_z = \ddot{z},$$

а модуль вектору прискорення :

$$|\vec{a}| = a = \sqrt{a_x^2 + a_y^2 + a_z^2}.$$

При природному способі завдання руху визначаються дотична і нормальна складові вектору прискорення (рис.3), відповідно:

$$a_\tau = \frac{dV}{dt} = \frac{d^2S}{dt^2}, \quad a_n = \frac{\dot{S}^2}{\rho} = \frac{V^2}{\rho},$$

де ρ - радіус кривизни траєкторії, а модуль вектору прискорення точки визначається так:

$$|\vec{a}| = a = \sqrt{(a_\tau)^2 + (a_n)^2},$$

Складові вектору прискорення a_τ - називають дотичним, a_n - нормальним прискоренням.

Кінематика тіла

Поступальна хода тіла. Рух тіла, при якому будь-яка пряма проведена в тілі переміщається паралельно своєму початковому положенню в даній системі відліку, називається поступальним.

Поступальна хода здійснює тулуб людини з постійною його орієнтацією при ходьбі, як показано на рис. 4, де АВ паралельна A_1B_1 .

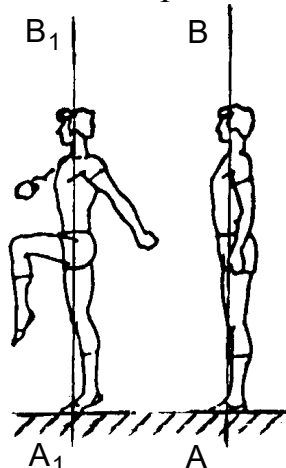


Рисунок. 4.

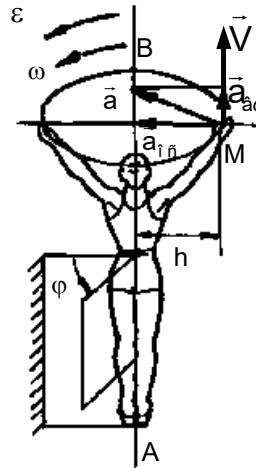


Рисунок. 5

При поступальній ході швидкості, прискорення і траєкторії усіх точок тіла в кожен момент часу однакові, і, отже, рух тіла в просторі визначається трьома лінійними координатами його довільно вибраної точки.

Обертальний рух тіла навколо нерухомої осі. Рух тіла, при якому усі його точки, що лежать на прямій незмінно пов'язаною з тілом нерухомі (вісь обертання) в даній системі відліку називається обертальним. Такий вид руху тіла представлений на рис.5, де пряма АВ є віссю обертання.

Положення тіла в просторі при обертанні навколо нерухомої осі визначається кутом повороту [рад], відлічуваного від будь-якої нерухомої площини і рухливою площиною, що проходять через вісь обертання. Закон обертального руху визначається залежністю:

$$\varphi = f(t).$$

Кутова швидкість тіла [рад/с, 1/с] при обертанні навколо осі визначається так:

$$\omega = \frac{d\varphi}{dt} = \dot{\varphi}.$$

Кутове прискорення тіла [рад/с², 1/с²] при обертанні навколо осі визначається залежністю виду

$$\varepsilon = \dot{\omega} = \ddot{\varphi}.$$

Швидкості і прискорення точок тіла, що обертається навколо нерухомої осі. Швидкість точки М тіла (рис.5), що зберігає його позу фіксованої, можна визначити по формулі:

$$V = \omega \cdot h,$$

де $h = \text{const}$ - найкоротша відстань від точки М до осі обертання АВ.

Прискорення цієї точки має дві складові: обертальне (дотичне) прискорення, рівне $a_{\text{об}} = \omega h$

і осістремительне (нормальне) прискорення, рівне $a_{\text{ос}} = a_n = \omega^2 h$.

Напрями цих складових прискорення точки М показані на рис.5. Величина модуля прискорення точки М знайдеться з рівності $a = \sqrt{(a_{\text{об}})^2 + (a_n)^2}$.

Плоскопаралельний рух тіла. Плоскопаралельним рухом тіла називається такий рух, при якому усі його точки переміщуються паралельно деякій фіксованій площині, як, наприклад, це показано на рис 6. У разі, якщо рух тіла відбувається паралельно площини ХОУ, то проекції будь-яких двох точок тіла, наприклад А і В, на цю площину, переміщатимуться в площини ХОУ.

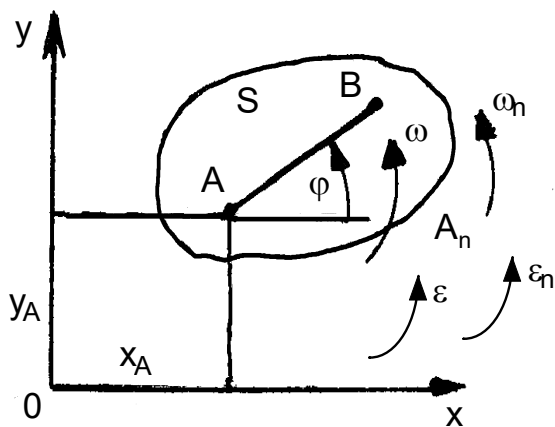


Рисунок. 6

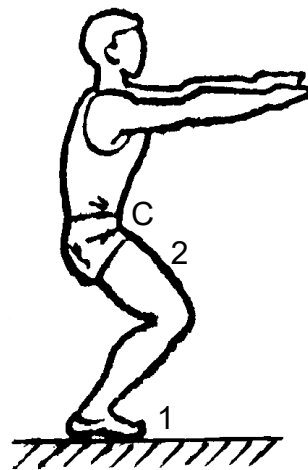


Рисунок. 7

Для дослідження такого руху досить розглянути рух плоскої фігури, положення якої у будь-який момент часу визначиться координатами деякої точки A, що називається полюсом, і положенням будь-якої прямої, проведеної через полюс і точку B (чи відрізок AB) в даній площині. Закон плоскопаралельного руху матиме вигляд:

$$x_A = f_1(t); \quad y_A = f_2(t); \quad \varphi = f_3(t).$$

Приклад. У разі присідання людини з фіксацією на нижній опорі стопи - 1, як показано на рис.7, плоскопаралельний рух в сагітальній площині здійснює стегно - 2.

Розкладання руху плоскої фігури. Рух фігури S, показаної на рис.6, можна розкласти на поступальну ходу осі, що проходить перпендикулярно площини S через полюс A і обертальний рух фігури S навколо цієї осі.

Визначення швидкостей точок за допомогою миттєвого центру швидкостей.

Миттєвий центр швидкостей (М. Ц. С.) - це точка плоскої фігури, швидкість якої в даний момент часу дорівнює нулю. На рис. 8 (а - д) показані способи визначення положення М. Ц. С. і швидкостей різних точок плоских фігур за допомогою М. Ц. С.

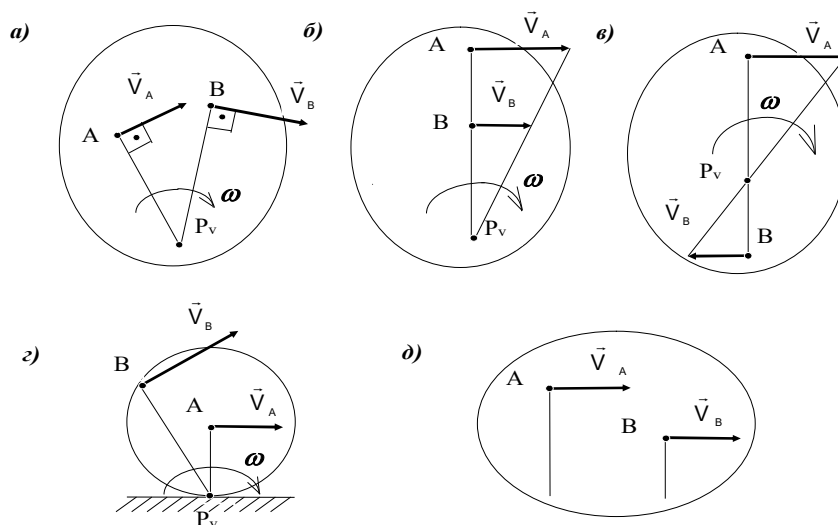


Рисунок. 8

На цих рис. М. Ц. С., позначена, - P_v.

Для визначення величин і напрямів швидкостей уявимо, що фігура здійснює миттєвий обертальний рух навколо осі, що проходить через М. Ц. С. Останній можна визначити так, як показано на рисунках. Тоді, при відомій швидкості однієї з точок, наприклад точки А, і лінії уздовж якої спрямована швидкість іншої точки, наприклад точки В, легко визначити, що

$$\omega = \frac{V_A}{|PA|}; \quad V_B = \omega \cdot |PB|; \quad \omega = \frac{V_A}{|PA|} = \frac{V_B}{|PB|}.$$

Для випадку, показаного на рис. 8д) маємо

$$\omega = \frac{V_A}{|PA|} = \frac{V_B}{|PB|} = \frac{V_A}{\infty} = \frac{V_B}{\infty} = 0.$$

В цьому випадку швидкості усіх точок рівні і напрями їх паралельні

$$\vec{V}_A = \vec{V}_B = \dots = \vec{V}_K, \quad \vec{V}_A \uparrow \uparrow \vec{V}_B \uparrow \uparrow \dots \uparrow \uparrow \vec{V}_K.$$

Складний рух

Рух точки або тіла, що розглядається відносно двох і більше систем відліку, одна з яких рухлива, називається складним. На рис.9 система координат ХОУZ, пов'язана з тілом людини, - рухлива, а інша (основна) система координат Х₁О₁У₁Z₁ - нерухома.

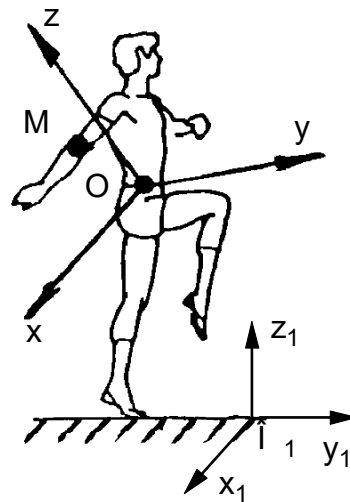


Рисунок. 9

Ліктьовий суглоб при крутених рухах рук під час ходьби здійснює складний рух відносно нерухомих об'єктів в системі Х₁О₁У₁Z₁.

Рух точки М по відношенню до системи ХОУZ називається відносним рухом. Рух системи ХОУZ разом з точкою М відносно нерухомої системи Х₁О₁У₁Z₁, називається переносним рухом. Рух точки М по відношенню до нерухомої системи Х₁О₁У₁Z₁, називається абсолютним рухом.

Загальний випадок руху вільного тіла

Такий рух можна розкласти на поступальне, при якому усі точки тіла рухаються, як довільно вибраний полюс і серії елементарних кутових переміщень навколо миттєвих осей, що проходять через полюс.

Приклад. Політ тенісної кульки, м'яча, гімнаста, в певних вправах можна віднести до загального випадку руху вільного тіла.

Додаткові біокінематичні характеристики

До додаткових біокінематичних характеристик тіл при русі відносять: темп рухів і ритм рухів.

Темп рухів. Темп рухів - це тимчасовий захід повторюваності рухів, вимірюваний числом рівним кількості рухів, що повторюються, в одиницю часу.

У механіці цю характеристику зазвичай називають частотою $\nu = \frac{1}{\Delta T} [(\text{сек})^{-1}]$

Ритм рухів. Ритм рухів - це міра, що встановлює співвідношення між характеристиками тривалістю, відстанями і т. п. різних складових рухів.

Наприклад, ритм рухів при бігу можна визначити відношенням часу тривалості контакту з опорою до часу польоту. При бігу на лижах ритм рухів визначають відношенням довжини випаду кроку до довжини ковзання.

Ритм властивість не лише циклічних рухів. У кожному русі існують певні фази (підготовчі і виконавчі, розгін і гальмування).

Дослідження статичних та кінематичних характеристики біомеханічних систем дозволяє визначать критичні навантаження на тіло людини а також раціональні рухи тіла та його сегментів.

ЛЕКЦІЯ 5

Динамічні характеристики матеріальної точки і біомеханічної системи. Загальні теореми динаміки. Механіка управління основними рухами біомеханічної системи

Диференціальні рівняння руху матеріальної точки.

Рух точки розглянемо в інерціальній системі відліку, тобто в системі відліку, яка нерухома, або рухається поступально і рівномірно.

Згідно з другим законом Ньютона для матеріальної точки, масою m , що рухається під дією активних сил і реакції в'язів (рис.1.),

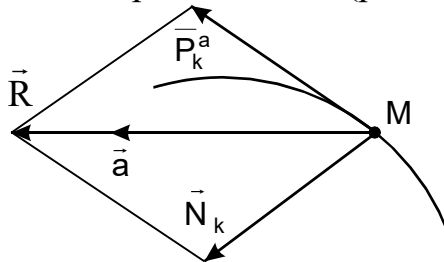


Рисунок. 1.

диференціальне рівняння руху мають вид:

$$m\vec{a} = \vec{R},$$

де a - абсолютне прискорення, R - рівнодійна активних сил і реакцій в'язів.

$$m\vec{a} = \sum \vec{P}_k^a + \sum \vec{N}_k.$$

Це рівняння в проекціях на осі декартової системи координат записують у виді:

$$m\ddot{x} = \sum P_{kx}^a + \sum N_{kx}; \quad m\ddot{y} = \sum P_{ky}^a + \sum N_{ky}; \quad m\ddot{z} = \sum P_{kz}^a + \sum N_{kz}.$$

У проекціях на природні осі τ , n , b - дотична, нормаль і бінормаль, відповідно для криволінійної траєкторії з радіусом кривизни ρ

$$ma_\tau = \sum P_{k\tau}^a + \sum N_{k\tau}; \quad ma_n = \sum P_{kn}^a + \sum N_{kn}; \quad ma_b = \sum P_{kb}^a + \sum N_{kb}.$$

В цьому випадку

$$a_\tau = \frac{dV}{dt}; \quad a_n = \frac{V^2}{\rho}; \quad a_b = 0.$$

За допомогою диференціальних рівнянь руху матеріальної точки вирішують дві основні задачі динаміки.

Перша. При відомій масі і рівнянні руху точки знайти рівнодійну прикладених до неї сил.

Друга. При відомих масі, силах, прикладених до точки, а також її положенні і швидкості у фіксований момент часу визначити рівняння руху.

Динамічні характеристики біомеханічних систем

Теорема про рух центру мас. Центр мас системи рухається як матеріальна точка, маса якої дорівнює масі усієї системи до якої докладені всіх зовнішніх діючих сил (головний вектор зовнішніх діючих сил)

$$M \vec{a}_c = \sum \vec{P}_k^e = \vec{R}^e,$$

де a_c - прискорення центру мас, R^e - головний вектор зовнішніх діючих сил.

У проекціях на осі координат ця рівність запишеться так:

$$M \ddot{x}_c = \sum P_{kx}^e = R_x^e; \quad M \ddot{y}_c = \sum P_{ky}^e = R_y^e; \quad M \ddot{z}_c = \sum P_{kz}^e = R_z^e;$$

Отже рух центру мас залежить тільки від дії зовнішніх сил, внутрішні роблять непрямий вплив.

Теорема про зміну кількості руху. Теорема про зміну кількості руху встановлює закон зміни головного вектору кількості руху в наступній диференціальній формі:

$$\frac{d\vec{K}}{dt} = \sum \vec{P}_k^e = \vec{R}^e.$$

Цей вираз в проекціях на координатні осі записують у виді:

$$\frac{dK_x}{dt} = \sum P_{kx}^e = R_x^e; \quad \frac{dK_y}{dt} = \sum P_{ky}^e = R_y^e; \quad \frac{dK_z}{dt} = \sum P_{kz}^e = R_z^e.$$

У інтегральній формі вираження для теореми про зміну кількості руху записують у виді:

$$\vec{K} - \vec{K}_0 = \sum \vec{S}_k^e = \vec{S}^e.$$

Звідси витікає, що приріст кількості руху системи за проміжок часу рівно геометричній (векторною) сумі імпульсів зовнішніх сил, що діють на систему в цьому ж проміжку часу. При незмінних в часі зовнішніх силах

$$\vec{K} - \vec{K}_0 = \sum \vec{P}_k^e(t - t_0) = \vec{R}^e(t - t_0).$$

Теорема про зміну кінетичного моменту. Для механічної системи, похідна за часом від кінетичного моменту відносно нерухомого центру дорівнює головному моменту M_0^e , зовнішніх сил, що діють на неї, відносно того ж центру:

$$\frac{d\vec{L}_0}{dt} = \sum \vec{M}_0(\vec{P}_k^e) = \vec{M}_0^e.$$

Цей вираз в проекціях на координатні осі записується у вигляді трьох скалярної рівності. Наприклад, в проекції на вісь OZ, така рівність має вигляд:

$$\frac{dL_z}{dt} = \sum M_z(\vec{P}_k^e).$$

Кінетичний момент тіла відносно осі обертання, наприклад осі OZ, буде рівний $L_z = J_z \dot{\varphi}$ (. Диференціальні рівняння обертального руху тіл мають вигляд:

$$J_z \frac{d\omega}{dt} = \sum M_z(\vec{P}_k^e); \quad J_z \ddot{\varphi} = \sum M_z(\vec{P}_k^e).$$

Фізичний (біофізичний) маятники. Фізичним маятником називається тіло рис.2, масою m , підвішене на осі і здійснює коливання

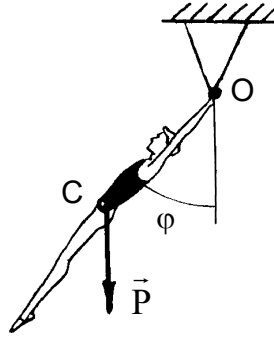


Рисунок. 2

під дією сили тяжіння $P=mg$. Вісь обертання Oz , перпендикулярна площині рисунка.

Кінетична енергія точки і системи. Кінетична енергія точки, масою m_k , що рухається із швидкістю V_k визначається так :

$$T_k = \frac{m_k V_k^2}{2}.$$

Кінетична енергія системи точок (тіла)

$$T = \sum T_k = \sum \frac{m_k V_k^2}{2}.$$

При різних видах руху кінетична енергія тіла обчислюється по-різному. Так, при поступальній ході тіла масою m , що рухається зі швидкістю V :

$$T = \frac{mV^2}{2},$$

Кінетична енергія тіла, що здійснює обертальний рух навколо нерухомої осі OZ з кутовою швидкістю ω , підраховується по формулі:

$$T = \frac{J_z \omega^2}{2};$$

де J_z - момент інерції тіла, відносно осі обертання.

Кінетична енергія тіла, масою m , що здійснює плоскопаралельний рух

$$T = \frac{J_{cz} \omega^2}{2} + \frac{mV_c^2}{2},$$

де V_c - швидкість центру мас тіла, J_{cz} - момент інерції тіла відносно центральної осі, нормальної до площини руху.

Робота сили. Робота сили визначається як міра дії цієї сили на об'єкт до якого вона прикладена і вимірюється в джоулях [Дж].

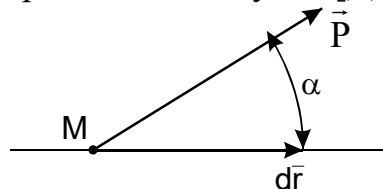


Рисунок. 3

Для точки M , як показано на рис.3, елементарна робота сили обчислюється у вигляді наступного скалярного добутку:

$$dA_{\vec{P}} = \vec{P} \cdot d\vec{r} = |\vec{P}| |d\vec{r}| \cos \alpha.$$

Робота сили тяжіння

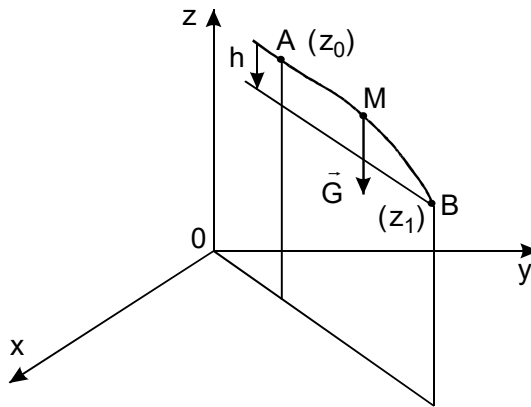


Рисунок. 4

Розглянемо роботу сил тяжіння в цьому випадку рис.4. Оскільки проекції сили тяжіння на горизонтальні осі декартової системи координат G_x , G_y - дорівнюють нулю, а $G_z = -G$ те

$$A_{\vec{G}} = \int_A^B dA = -G \int_{z_0}^{z_1} dz.$$

Якщо позначити $z_0 - z_1 = h$, де h - зміна висоти точки прикладення сили тяжіння.

Робота сили пружності. Для сили пружності P_y тіла, жорсткістю c , при подовженні (скороченні) на величину δ робота обчислюється так

$$A_{P_y} = \pm \frac{c(\Delta l)^2}{2} = \pm \frac{c\delta^2}{2}.$$

Знак роботи сили пружності визначається таким чином: якщо напрям сили не співпадає з напрямом швидкості точки прикладення її знак мінус і навпаки.

Робота сили тяжіння і сили пружності не залежить від виду траєкторії точки прикладення цих сил, а залежить лише від початкового і кінцевого їх положення. Такі сили називаються потенційними.

Робота сили, прикладеної до тіла і що приводить його в обертання навколо деякої осі OZ , на кінцевому її переміщенні (кутах повороту)

$$A_{M_z} = \int_{\varphi_0}^{\varphi_1} M_z(\vec{P}) d\varphi,$$

де M_z - момент сили відносно осі обертання (OZ), тоді:

$$A_{M_z} = M_z(\vec{P})(\varphi_1 - \varphi_0);$$

Робота внутрішніх сил.

Абсолютно тверді тіла відносяться до незмінних систем, тоді робота внутрішніх сил тіла дорівнює нулю. Якщо ж при русі тіла відстані між його точками змінюються, то сума робіт внутрішніх сил не дорівнює нулю, що має місце в тілах, що деформуються, наприклад, у біосистемах.

Потужність сили. Потужність сили - це міра зміни роботи сили в одиницю часу і її вимірюють у ватах [Вт]. Тоді потужність сили визначається наступною рівністю

$$N_{\vec{P}} = \frac{dA}{dt} = |\vec{P}| |\vec{V}| \cos \alpha.$$

Теорема про зміну кінетичної енергії

Теорему про зміну кінетичної енергії можна сформулювати так: зміна кінетичної енергії системи на її кінцевому переміщенні дорівнює сумі робіт зовнішніх і внутрішніх сил на цьому ж переміщенні.

$$T - T_0 = \sum A_k(\vec{P}_k^e) + \sum A_k(\vec{P}_k^i)$$

Похідна за часом від кінетичної енергії механічної системи(тіла) дорівнює сумі потужностей усіх зовнішніх і внутрішніх сил що діють на систему (тіло) :

$$\frac{dT}{dt} = \sum N_k(\vec{P}_k^e) + \sum N_k(\vec{P}_k^i).$$

Звідси витікає, що кінетичну енергію системи можна змінити за рахунок її внутрішніх сил.

Потенційна енергія. Потенційною енергією матеріальної точки механічної системи(тіла), що знаходиться в положенні В, називається скалярна величина Π_k , рівна роботі $\Pi_k = A_{k(BA)}$, яку зроблять потенційні сили при переміщенні точки з положення В в початкове (нульове) положення А (рис.5). Причому значення цієї роботи не залежить від траєкторії руху точки.

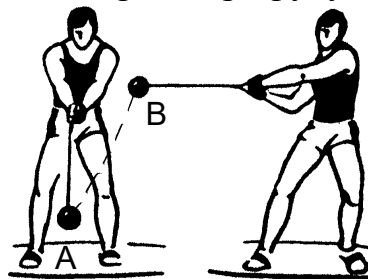


Рисунок. 5

Для механічної системи(тіла), що є сукупністю матеріальних точок, потенційна енергія дорівнює сумі потенційних енергій усіх її точок : $\Pi = \sum \Pi_k$.

Закон збереження механічної енергії. Якщо усі зовнішні і внутрішні сили діють на систему потенційні, то

$$\sum A(\vec{P}_k^e) + \sum A(\vec{P}_k^i) = \sum A(\vec{P}_k) = \Pi_0 - \Pi.$$

Оскільки $T - T_0 = \sum A(\vec{P}_k)$, то $T + \Pi = T_0 + \Pi_0 = \text{const}$.

При русі системи під дією потенційних сил сума її кінетичної і потенційної енергій в кожному положенні залишається величиною постійною. Повна механічна енергія системи $E = T + \Pi$ в цьому випадку зберігає своє значення при русі, а система для якої виконується закон збереження повної енергії називається консервативною.

Для дисипативної системи, при русі якої має місце опір середовища(зовнішнє тертя) або внутрішнє тертя, повна енергія системи зменшується і рівна:

$$E = T + \Pi = T_0 + \Pi_0 + A_D$$

де A_D ($A_D < 0$) - робота дисипативних сил, наприклад, сил тертя в суглобах, сил тертя між м'язовими волокнами і тому подібне. Дисипативні (розсіювальні) сили призводять до убуття повної механічної енергії в системах. Енергія(енергія дисипації), що в цьому випадку втрачається, переходить в теплову енергію.

Механіка управління основними рухами. Для опису механічного руху тіла людини використовують його модель у вигляді біомеханічної системи (біомеханізму) такою, що складається з біокінематичних ланок і ланцюгів, як це було описано раніше. При рухах тіла людини вивчають кінематичні і динамічні характеристики(швидкості, прискорення, сили і реакції, і інші) ланок і їх точок. Рухи тіла людини можуть відбуватися як під дією зовнішніх сил, прикладених до тіла з боку інших об'єктів (опор, партнерів), довкілля, так і під дією внутрішніх м'язових сил, якими здійснюється управління рухом.

Як відомо, положення центру мас тіла людини змінюється під дією зовнішніх і внутрішніх сил. Наприклад, дія нерухомих опор або переміщуваних тіл є результатом дії на тіло людини зовнішніх сил. Якщо людина взаємодіє з верхньою або нижньою опорою, або з якими-небудь предметами, то сили відштовхування в системі людина - опора будуть внутрішніми, але при розгляді кожного з цих об'єктів окремо ці сили будуть зовнішніми(рівними за величиною і протилежними по напрямку). Кількості руху об'єктів залежатимуть від їх масових характеристик і часу взаємодії. При взаємодії людини з об'єктами великої маси сила відштовхування і час взаємодії зростають в порівнянні з тим, що має місце при взаємодії з тілами малої маси. Отже, кількість руху рухливих ланок, а відповідно і імпульси сил взаємодії, збільшуватимуться у міру зростання маси об'єкту, з яким взаємодіє людина. Відмічені закономірності можна використати для управління поступальною ходою тіла.

Для управління обертальними рухами тіла можна скористатися закономірностями в зміні кінетичних моментів біомеханічних систем або їх окремих ланок. Відомо, що зміна кінетичного моменту ланки залежить від величини його осевих моментів інерції і головного вектору моменту зовнішніх сил. При постійно діючих зовнішніх силах кінетичний момент ланки можна змінити за рахунок моменту інерції. При незмінних моментах інерції кінетичний момент змінюється при зміні моментів внутрішніх сил тяги м'язів, що є зовнішніми для даних ланок. Друге найефективніше, оскільки осеві моменти інерції ланок мало змінюють свої значення.

Для тіла людини (біомеханічної системи в цілому) управління рухом можливо шляхом зміни його кінетичного моменту за рахунок тих, що діють на тіло як зовнішніх, так і внутрішніх сил. Відомо, що зовнішні сили, лінії, дії яких не лежать в одній площині з деякою віссю, навколо якої відбувається обертання тіла, впливають на обертальні характеристики тіла навколо цієї осі. Наприклад, поштовх рукою партнера в напрямі перпендикулярному одній з біологічних

осей може привести до його перекидання. Видаляючи або наближаючи О. Ц. М. тіла до такої осі, можна також зробити перекидання відносно цієї осі (осі обертання) за рахунок зміни моменту сил тяжіння тіла.

Внутрішніми силами можна змінити позу тіла і, отже, його осьові моменти інерції, що дозволяє управляти рухом, змінюючи кутову швидкість тіла відносно відповідної осі.

Помітимо, що на відміну від абсолютно твердого тіла швидкості біологічного тіла (тіла людини) при зміні пози відрізнятимуться для різних частин тіла через те, що при цьому частини тіла беруть участь в складених рухах. Тому частини тіла матимуть різними їх кутові швидкості і прискорення. Для біомеханічного аналізу обертальних характеристик біосистем, до яких відносять зміни кута повороту тіла в часі, кутову швидкість і прискорення, тіло ділять на частини. У простому випадку, якщо тіло людини розділене на дві частини, з'єднавши прямий їх центри мас, таку пряму приймають як лінію відліку і обертальні характеристики тіла визначають відносно осі, перпендикулярної цієї лінії (лінії відліку).

Як відомо з попереднього, при рівності нулю проекції на яку-небудь вісь головного моменту зовнішніх сил має місце закон збереження проекції на цю вісь кінетичного моменту системи (тіла людини). Наприклад, якщо проекція головного моменту зовнішніх сил на вісь OZ дорівнює нулю, то проекція кінетичного моменту системи (тіла людини) збереже свою величину постійною на цю вісь. Представлені вище закономірності використовується людиною для управління у буденних і спортивних рухах.

За допомогою зустрічних рухів за рахунок внутрішніх сил можна управляти рухом тіла, зберігаючи при цьому його кінетичний момент. Це добре спостерігати в різних фазах вільного польоту тіла людини. Створюючи силами тяги м'язів, обертання деяких частин тіла в певному напрямі, а інших його частин в протилежному напрямі вдається у вільному польоті управляти рухом, зберігаючи кінетичний момент тіла відносно осі обертання постійним.

Помітимо, що насправді будь-яка система сил, прикладена до тіла людини, принципово не може бути статично урівноваженою. Отже, тіло людини, як і О. Ц. М біомеханічної системи, може знаходитися в стані спокою або рівномірного прямолінійного руху лише відносно.

Усе розглянуте дозволить за допомогою розрахунків визначити динамічні характеристики біомеханічних систем.

ЛЕКЦІЯ 6

Рухи біомеханічних систем і їх елементів. Моделі руху біологічних систем. Механіка управління основними рухами. Локомоції.

Моделі руху біологічних систем умовно можна розділити на дві великі групи. Перша група охоплює моделі біологічних процесів і їх механізмів, які управляють і контролюють рухи біологічних організмів. Друга група, так звані біомеханічні моделі, охоплює різноманітні механічні моделі біоорганізмів, у рамках яких вивчаються різні види їх рухів.

Слід зазначити, що опорно-руховий апарат тіла людини здійснює механічні рухи, що супроводжуються перетворенням їх в різні форми і з перетворенням механічної енергії в теплову, хімічну і інші форми енергії. Тобто, розгляд людини при русі у вигляді біомеханізму можливий лише приблизно. Причому при такому підході описують лише деякі з основних видів механічного руху людини.

Види механічних рухів ланок у біокінематичних ланцюгах

З точки зору біомеханіки, рухи ланок у біокінематичних ланцюгах розділяють на прості (поступальні і обертальні навколо нерухомих осей) і складені. Складені рухи - це загальні рухи, сферичні і плоскопаралельні або складні рухи, що розглядаються відносно різних систем відліку, серед яких хоч би одна є рухливою. Перелічені вище види рухів раніше детально розглядалися в [1].

Відмітимо, що деякі види рухів окремих сегментів і біокінематичних ланцюгів тіла людини, що розглядаються відносно біологічних осей, прийнятих у біомеханіці в якості основних, мають спеціальні найменування.

Так, наприклад, рухи кінцівок тіла людини навколо фронтальної осі називають згинання - розгинання, а голови і тулуби - нахилами вперед і назад. В той же час, рухи кінцівок тіла людини навкруги сагітальної осі називають відведення і приведення, а для голови і тулуба - нахили убік.

Нарешті, рухи кінцівок тіла людини навколо подовжньої осі називають поворотами всередину і назовні, а голови і тулуби - повороти убік(ротація).

Рухи ланок у біокінематичному ланцюзі також підрозділяють на поворотне-обертальні рухи, згинання - розгинання і поворотне - поступальна хода. Останні мають місце для кінцевої ланки ланцюга при певному узгодженні обертальних і складених рухів її ланок.

Наприклад, поворотне-обертальний рух плеча і плоскопаралельне - передпліччя дає можливість кисті, як кінцевій ланці ланцюга рухатися поворотне - поступально. Такий рух ланок тіла людини має поворотний характер (не може здійснюватися поворот на 180^0 (і більше) і для них завжди є критичне стано-

вище, при якому відбувається зміна напрямку руху. Наприклад, рух кінцівок при замаху і ударі.

Помітимо, що ланки біомеханічних ланцюгів спільно з м'язами беруть участь в перетворенні сил і рухів. У цих випадках кісткові ланки виконують дії подібно до важелів у механіці твердого тіла. Для цих випадків використовують класифікацію ланок за родом важеля : важелі першого, другого роду і складені.

Маятникові рухи ланок. Маятникові рухи ланок біокінематичних ланцюгів є випадком обертального руху навколо осі зафіксованого суглоба. Така назва використана по аналогії з рухом фізичного маятника. Прикладом складених маятників можна представити верхні або нижні кінцівки при гойданні їх ланок навколо суглобових осей.

Локомоції

Пересування тіла людини при взаємодії його з опорою або середовищем називають локомоціями. Локомоції є результатом координованої роботи нервової і кістково-м'язової систем організму людини. Локомоції підрозділяються на наземні, водні і повітряні. Найбільш характерними є наземні і водні локомоції.

До наземних локомоціям відносяться ходьба, біг, стрибки і інші види пересування. До водних локомоціям можна віднести плавання.

При локомоціях людиною можуть бути використані різні перетворювачі рухів.

Наближення і видалення від опори. У наземних локомоціях зміна положення тіла людини в просторі пов'язана передусім з видаленням і наближенням яких-небудь його кісткових ланок до опори. Прикладами таких рухів можуть бути підтягування у висі на перекладині і під'їм з положення присідання.

Біомеханічна модель тіла, що взаємодіє з верхньою і нижньою опорами, представлена на рис. (1 а, б). На цих рисунках м'яз кінцівок зображені пружинами.

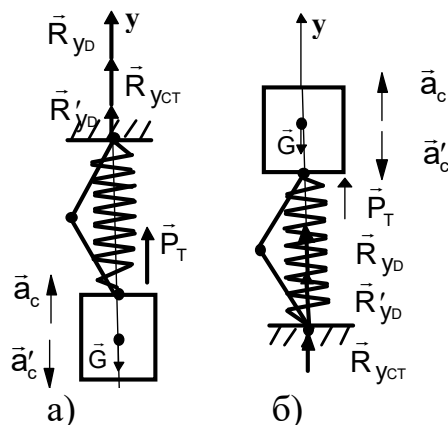


Рисунок. 1

Рухи кісткових ланок і ланцюгів здійснюються під дією внутрішніх м'язових і зовнішніх сил. Зміна ж О. Ц. М. тіла людини відбувається тільки за наявності зовнішніх сил. Такими зовнішніми силами можуть бути сила тяжіння G , реакції опори - R , сила тертя та інші. Розглядаючи рухливі частини тіла людини у вигляді біомеханічної системи, сили м'язової тяги - P_T кінцівок людини, що приводять тіло в рух з видаленням і наближенням до опори, будуть зовнішніми силами.

Аналіз взаємодії тіла з опорами можна виконати на основі теореми про рух центру мас ланок. Для даних випадків (рис.1) тіло змінює своє положення по вертикалі, і умова теореми запишеться у виді:

$$M \ddot{y}_c = \sum P_{ky}^e,$$

де M , y_c - маса і координата центру мас рухливих частин тіла, P_{ky}^e - проекції на вертикальну вісь зовнішніх сил, прикладених до рухливих частин тіла.

Це рівняння з урахуванням зовнішніх сил, що діють при наближенні до верхньої і видаленні від нижньої опори, матиме такий вид:

$$M \ddot{y}_c = P_T - G.$$

При наближенні до верхньої і видаленні від нижньої опори величина сили тяги м'язів - P_T перевершує силу тяжіння рухливих ланок - G , ($P_T - G > 0$), то в цих випадках проекція прискорення центру мас \ddot{y}_c на вісь ОУ буде позитивною, а отже, центр мас переміщається вгору.

При видаленні від верхньої і наближенні до нижньої опори величина сили тяжіння - G перевершує силу тяги м'язів - P_T ($P_T - G < 0$). Значення проекції прискорення центру мас на вісь ОУ буде негативним і, отже центр мас тіла переміщається вниз.

Якщо рух центру мас рухливих ланок уповільнений, наприклад внаслідок гальмування і напрям його руху(швидкість) зберігається, знак проекції прискорення в кожному з розглянутих вище випадків зміниться на протилежний.

У разі, коли $P_T - G = 0$, т. е. $P_T = G$ те прискорення центру мас тіла $\ddot{y}_c = 0$, а отже проекція швидкості центру мас тіла буде постійною - $\dot{y}_c = \text{const}$. І якщо, на початку руху швидкість тіла прийнята рівною нулю - $\dot{y}_{c0} = 0$, то в увесь час руху, положення центру мас залишатиметься незмінним. В цьому випадку усі ланки тіла знаходитимуться в рівновазі і не змінюватимуть свого положення по відношенню до верхньої і нижньої опорам.

У разі статичного положення тіла (тіла, що не рухається) можна визначити статичні реакції опор, які дорівнюватимуть вазі тіла, - $R_{y_{ст}} = G$.

Для тіла, що рухається, зовнішніми силами є вага тіла - G і динамічні реакції опор - $R_{уд}$, а рівняння руху матиме наступний вигляд:

$$M \ddot{y}_c = R_{уд} - G.$$

Звідси, з урахуванням рівності $R_{y_{ст}} = G$, можна визначити величину реакції опор - $R_{уд}$:

$$R_{уд} = M \ddot{y}_c + G = M \ddot{y}_c + R_{y_{ст}}.$$

Якщо прискорення центру мас спрямоване від нижньої до верхньої опори ($a_c = \ddot{y}_c > 0$), то значення вертикальної динамічної реакції опори $\bar{R}_{о\bar{д}}$ більше вертикальної статичної реакції $R_{y_{ст}}$, якщо ж воно спрямоване від верхньої до нижньої опори ($a'_c = \ddot{y}_c < 0$), то $\bar{R}_{о\bar{д}}$ менше $R_{y_{ст}}$. Помітимо, що при русі з постійною швидкістю $\dot{y}_c = \text{const}$, динамічні реакції опор дорівнюють їх статичним реакціям.

Відштовхування від нижньої опори. Відштовхування від нижньої опори здійснюється при контактній взаємодії опори і кінцівок і може супроводжуватися крутеними рухами неконтактних кінцівок або окремих кісткових ланок. Відштовхування від нижньої опори характерно при ходьбі, старті і бігу, стрибках і інших видах локомоцій. При відштовхуванні подовжня вісь тіла людини може скласти з площиною опори деякий кут, відмінний від прямого.

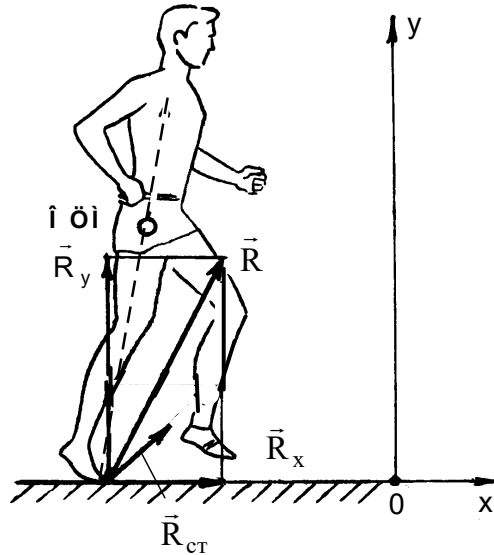


Рисунок. 2

Як показано на рис. 2, для такого випадку, динамічна реакція опори складає з нею непрямої кут і має горизонтальну - \bar{R}_x і вертикальну - \bar{R}_y складові. Вертикальна складова реакції опори обумовлена дією на тіло зовнішнього динамічного і статичного навантаження, а горизонтальна складова - шорсткістю контактних поверхонь, наприклад, підошви і опори. Горизонтальна складова реакції опор у багатьох випадках є силою тертя.

Сила тертя, будучи зовнішньою силою, створює можливість переміщення О. Ц. М. людини в горизонтальному напрямі. Скористаємося теоремою про рух центру мас і для горизонтального переміщення центру мас - X_c , з урахуванням рівності $R_x = P_{тр}$, напишемо наступне рівняння:

$$M \ddot{x}_c = \sum P_{kx}^e = R_x = P_{тр}.$$

Оскільки вектор сили тертя - $P_{тр}$, в даному випадку, спрямований у бік руху людини, т. е. його проекція на горизонтальну вісь OX позитивна ($\ddot{x}_c > 0$), то О. Ц. М. тіла людини при відштовхуванні від опори переміщатиметься управо.

Помітимо, що вертикальне і горизонтальне зміщення О. Ц. М. тіла людини визначаються складовими динамічної реакції опори (R_x, R_y).

При ходьбі і бігу що становить швидкості О. Ц. М. тіла в подовжньому напрямі прямо пропорційна довжині кроку і темпу

$$V_x = \frac{l \cdot n}{60}, (м / с),$$

де l - довжина кроку(м), n - темп в 1/с.

Водні локомоції. До водних циклічних локомоцій відносять плавання. На відміну від наземних, водні локомоції під час гребкових рухів супроводжуються змінною взаємодією тіла і його окремих ланок з опорою, характеристики якої із-за властивостей водного середовища також змінні. Гребкові ланки тіла здійснюють зворотні рухи по відношенню до напрямку просування тулуба із швидкістю більшою, ніж швидкість течії води. При цьому, ці рухи сприяють зменшенню опору води за рахунок циклічної зміни міделя плавця. На рис.3 представлена схема силової взаємодії ланки тіла, що здійснює гречковий рух, з водним середовищем. Тут позначено: \vec{R}_d - сила тиску ланки на воду, \vec{R}_v , \vec{R}_x , \vec{R}_y - реакція водного середовища і її горизонтальна і бічна (вертикальна) складові.

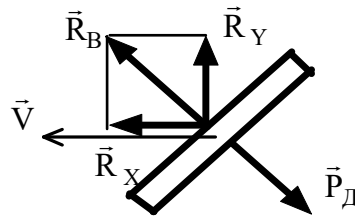


Рисунок. 3

Значення щільності водної і повітряної середовищ значно відрізняються між собою. Щільність води у багато разів перевищує щільність повітря, що впливає на значення опорної реакції ланок тіла при локомоціях у водній і повітряній середовищах.

Вода є в'язким середовищем, чинячи опір руху тіл, але її щільність при цьому забезпечує опору тіла на водне середовище і створює можливість для відштовхування.

Величина сили відштовхування тіла у водному середовищі залежить від швидкості гребкових ланок при взаємодії їх з водою, площі їх поверхні і кута, утвореного ними з напрямком потоку води.

Детальніше такі види локомоцій для різних способів плавання розглядаються в спеціальній науково-методичній літературі.

Механічні перетворювачі при локомоціях. Використання механічних перетворювачів руху, наприклад, велосипеда при наземних локомоціях, човни з веслами при водних локомоціях, підвищує ефективність пересування за рахунок додаткової участі внутрішніх м'язових зусиль людини.

Це відрізняє такі види локомоцій від локомоцій без механічних перетворювачів тим, що при взаємодії перетворювачів з постійною або змінною опорою створюється можливість появи зовнішніх контактних сил між перетворювачем і опорою, сприяючих переміщенню біомеханічної системи.

Переміщаючи рухи. Переміщаючи рухи - це рухи різних тіл при дії на них біосистем. При переміщаючи рухах тіла можуть зберігати (під'їм і перенесення тіл) і переривати зв'язок (політ тіл) з біосистемою. Такі рухи здійснюють спортивні снаряди, елементи тренажерів, тіла партнерів і суперників, і інші об'єкти, що змінюють своє положення в просторі.

Переміщення біомеханічних систем. До основних характеристик, які впливають на траєкторію і дальність польоту тіл, у тому числі, людини і снарядів, відносяться їх початкова швидкість і кут вильоту, висота випуску, на-

явність власного обертання тіла у польоті і опір зовнішнього середовища.

Помітимо, що початкова швидкість вильоту тіла є абсолютною швидкістю точки ланки тіла людини, що взаємодіє з переміщуванням тілом у момент його вильоту.

Абсолютна швидкість вказаної вище ланки тіла людини складається з переносної і відносної швидкості. Наприклад, при метанні спортивного снаряда спортсменом з розгоном, переносною швидкістю кисті буде швидкість плечового суглоба тіла людини при розгоні, а відносною швидкістю - швидкість руху кисті відносно суглоба. На рис.4 показано векторне розкладання абсолютної швидкості снаряда - \vec{V}_0 , у момент вильоту, на відносну і переносну швидкості, де α - початковий кут і швидкість вильоту, а β - кут, утворений складовими початкової швидкості снаряда.

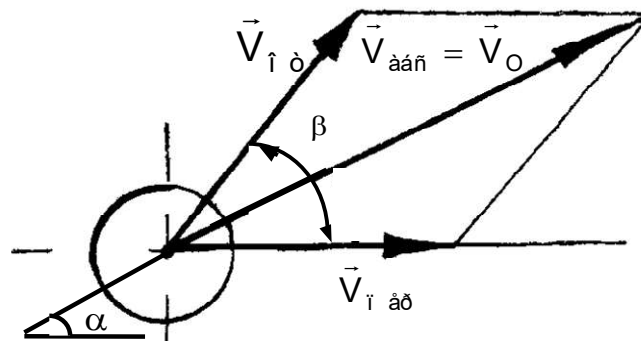


Рисунок.4

Для кінематичного аналізу польоту тіла представимо плече, передпліччя і кисть біокінематичним ланцюгом, що складається з трьох ланок. Завданням кінематичного аналізу є визначення положення ланок ланцюга, оптимального значення кута вильоту α , і кута β , що утворює складовими початкової швидкості снаряда по умові максимуму абсолютної швидкості, - \vec{V}_0 кисті з переміщуванням снарядом у момент вильоту. Для вирішення такого завдання використовують наступну рівність:

$$\vec{V}_{\text{ààñ}} = \vec{V}_{\text{íð}} + \vec{V}_{\text{íæ}} = \vec{V}_0;$$

Знайдені вище характеристики переміщення біомеханічних систем справедливі для опису руху О. Ц. М. тіла людини у фазі польоту при стрибках в довжину, висоту, в польотних фазах бігу.

Вплив опору середовища. При вивченні впливу опір повітря на характеристики польоту тіл, розрахункові і експериментальні дослідження показали, що опір середовища при початкових швидкостях вильоту зменшує в середньому на 0.7 - 1 % дальність польоту переміщуваних тіл. Тому зазвичай силами опору нехтують і в розрахунках приймають, що дальність польоту переміщуваних тіл - L залежить від значення кута вильоту, висоти випуску h_0 і пропорційно другій міри величини початкової швидкості V_0 . Як показують розрахунки, зміна висоти випуску h_0 прямо пропорційно змінюють дальність польоту, так що зміни висоти випуску приблизно дорівнює величині зміни дальності польоту.

Відмітимо, що при великих початкових швидкостях вильоту сила опору середовища зменшує дальність польоту на дещо велику величину і може складати 1 - 2 % від її значення, визначеного без урахування опору середовища. У випадках польоту переміщуваних тіл при дії на нього підйомної сили, дальність польоту може істотно зрости за рахунок планування переміщуваних тіл у польоті. Наприклад, наявність підйомних сил використовують спортсмени в стрибках з трампліну для збільшення дальності польоту.

Вплив обертання переміщуваних тіл. Ефект Магнуса. Обертання з великою швидкістю (снарядів) у польоті переміщуваних тіл виконує двояку функцію, а саме стабілізує політ за рахунок так званого гіроскопічного ефекту і залежно від напрямку обертання викликає їх відхилення з вертикальної площини польоту. Такі відхилення мають місце внаслідок дії сил поперечних потоку зовнішнього середовища. Походження таких сил пояснюється аналогічно тому як і походження підйомної сили. При русі переміщуваного тіла проти потоку середовища, що рухається, ці сили діють на тіла, що обертаються, у польоті з того його боку, де окружна швидкість і швидкість потоку співпадають по напрямку. Із-за сил в'язкості середовища швидкість потоку з цього боку тіла буде більшою чим на його протилежній стороні. Розглянуті явища проілюстровані на рис.7. Тут позначено: (ω - кутова швидкість обертання переміщуваного тіла, радіус якого прийнятий рівним - r . Крім того, тут показані переносна швидкість потоку - $\vec{V}_{\text{п.абс}}$ і сили гідростатичних тисків середовища, що діють з двох його сторін - $P_{1\text{г.ст}}$, $P_{2\text{г.ст}}$, де у тіла по відношенню до швидкості потоку напрямку відносних окружних швидкостей - $\vec{V}_{1\text{отн}}$, $\vec{V}_{2\text{отн}}$ і величини абсолютних швидкостей $\vec{V}_{1\text{абс}}$, $\vec{V}_{2\text{абс}}$ будуть різні.

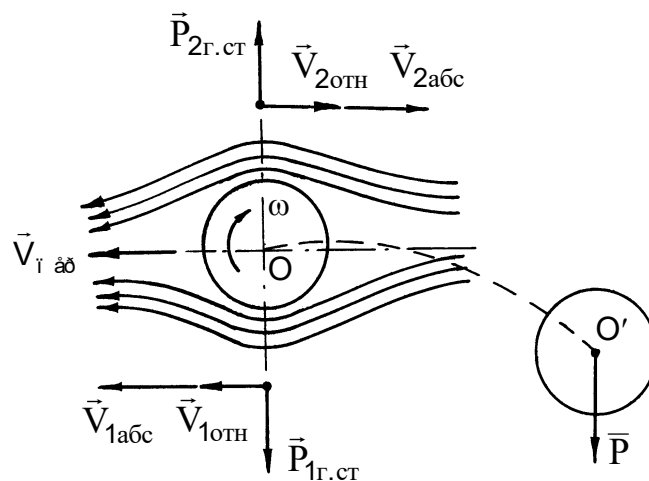


Рисунок. 5

Відоме рівняння Бернуллі для тисків в потоці ідеального середовища(повітряною, рідкою і тому подібне, напишемо для випадку, що розглядається на рис.7. у вигляді наступної рівності

$$P_{\text{г.ст}} + P_{\text{г.дин}} = P_{\text{г.ст}} + \frac{\rho V^2}{2} = C = \text{const},$$

де враховано, що гідродинамічний тиск середовища пов'язаний з величиною абсолютної швидкості - V точок тіла, обтічних потоком з щільністю ρ , наступ-

ною рівністю $P_{a.äëí} = \frac{\rho V^2}{2}$.

Далі, скористаємося відомою рівністю для визначення вектору абсолютної швидкості точок тіла при складному русі

$$\vec{V}_{aäñ} = \vec{V} = \vec{V}_{\uparrow\delta} + \vec{V}_{\uparrow\delta}$$

і в точках обтікання тіла знайдемо

$$V_{1abc} = \omega \cdot r + V_{пe\delta};$$

$$V_{2abc} = \omega \cdot r - V_{пe\delta}.$$

На цій підставі можна визначити значення гідростатичних тисків в точках тіла з кожного боку його обтікання потоком

$$P_{1г.ст} = C - \frac{\rho(\omega \cdot r + V_{пe\delta})}{2}, \quad P_{2г.ст} = C - \frac{\rho(\omega \cdot r - V_{пe\delta})}{2}.$$

Звідси витікає, що при розглянутому на рисунку напрямі обертання тіла у польоті $P_{1г.ст} < P_{2г.ст}$. Отже, результуюча гідростатичної сили - \vec{P} , як показано на рисунку, відхилятиме тіло, що обертається, у польоті у бік менших за величиною гідростатичних сил.

Сила, під дією якої тіло, що обертається, у польоті відхиляється в поперечному до потоку напрямі, зростає зі збільшенням кутової швидкості обертання тіла і переносної поступальної швидкості потоку.

Явище відхилення в поперечному напрямі до потоку середовища, тіла, що обертається у польоті, називається ефектом Магнуса.

У переміщуваних рухах тіл без обертання відсутні гіроскопічні ефекти, що стабілізують їх політ. Поступальна хода переміщуваних тіл в потоці середовища з нерівномірною щільністю відбуваються коливання тіл відносно їх траєкторій руху, що зменшує вірогідність цільової точності (попадання). Це спостерігається при плануючих поданнях у волейболі і тенісі.

Точність в переміщаючих рухах. На цільову точність переміщуваних рухів тіл у польоті впливають початкова швидкість і кут вильоту, висота випуску, наявність власного обертання тіла у польоті і опір зовнішнього середовища. При цьому цільова точність реалізується при цілком певній узгодженості двох основних параметрів - початкових значень швидкості і кута вильоту переміщуваного тіла.

В той же час, зрозуміло, що зі збільшенням відстані до мети точність попадання зменшується. Встановлено, що відхилення від мети прямо пропорційною значенню дальності польоту

$$\Delta L = kL$$

де k - коефіцієнт пропорціональності, визначуваний на основі статистичних даних. На точність попадання в ціль впливають маса переміщуваного тіла і амплітуда, з якою здійснюється рух кінцівок у момент початку польоту.

Переміщаючи рухи з ударом. Удар - це явище при якому швидкості точок тіла за короткочасну дію сили змінюються на кінцеву величину. Удар можна здійснити з нерухомою опорою або із зовнішнім середовищем, а так само з переміщуваними тілами. В результаті удару контактуючі тіла взаємодіють між собою з відривом(відскоком) або без відриву. З точки зору властивостей контактуючих тіл при ударі розрізняють удари по пружних і непружних ті-

лах або середовищах, удари з пристосуваннями і без них. Для усіх цих випадків характерна короткочасна взаємодія тіл при великих значеннях ударних сил.

Однією з найважливіших характеристик взаємодії тіл при ударі є коефіцієнт відновлення. Останній визначається відношенням швидкостей тіл після удару - U до їх значення до удару - V . $k = \frac{U}{V}$.

З іншого боку, коефіцієнт відновлення можна визначити як відношення імпульсів сил, а саме відношенням імпульсу сил при розвантаженні - S_2 , тіла, що ударяється, до імпульсу сил при навантаженні - S_1 , ударяючого тіла (ударника):

$$k = \frac{S_2}{S_1} = \frac{|U_2 - U_1|}{|V_2 - V_1|}.$$

Імпульс навантаження триває від початку удару до моменту досягнення максимального значення сили, а імпульс розвантаження від моменту максимального значення ударної сили до його нульового значення

Коефіцієнти відновлення залежать від властивостей соударяючихся тіл, їх розмірів і конфігурації, їх мас і швидкостей, а так само від ефективності передачі енергії під час їх контакту при ударі. Для удару абсолютно пружних тіл $k=1$, а при ударі реальних тіл $k < 1$.

Експериментальне значення коефіцієнта відновлення k можна визначити при падінні тіл з певної висоти H на нерухому горизонтальну опору. У такому досвіді вимірюють висоту підйому h тіла(відскік) після удару. Враховуючи, що швидкість тіла при падінні без впливу опору середовища $V = \sqrt{2gH}$, а швидкість тіла після удару $U = \sqrt{2gh}$, то знайдемо, що значення коефіцієнта відновлення k рівне $k = \frac{U}{V} = \sqrt{h/H}$.

Ефективність ударної дії визначається втратами кінетичної енергії ΔT , значення якої для взаємодіючих тіл, масами m_1 і m_2 , можна визначити по наступній формулі

$$\Delta T = \frac{1 - k^2}{2} \cdot \frac{m_1 m_2}{m_1 + m_2} (V_1 - V_2)^2.$$

Множником $(1 - k^2)$ визначається доля початкової кінетичної енергії, що перейшла в інші види енергії при ударі. Для біосистем величина k може регулюватися силами тяги м'язів біокінематичного ланцюга, що бере участь в ударі. Помітимо, що коефіцієнт відновлення при ударі рукою по м'ячу може складати величину з діапазону його значень - 0.1 ... 0.2, а при ударі по м'ячу ногою - 0.4 ... 0.5.

Дослідження рухів біомеханічних систем і їх елементів за допомогою фізико-математичних моделей визначає раціональні дії для управління основними рухами людини.

Лекція 7

Основні поняття про вимірювання у біомеханіці спорту. Контроль у спорті. Фізична підготовленість спортсменів

Вимірюванням фізичної величини називають операцію, у результаті якої визначають, у скільки разів одна величина більша або менша за іншу величину, прийняту за еталон.

Фізичною величиною називають характеристику однієї з властивостей фізичного об'єкту, наприклад, масу, об'єм, тиск, температуру. *Значення фізичної величини* - це оцінка її розміру у вигляді деякого числа за прийнятими для неї одиницями виміру. Однак у спортивній практиці часто доводиться визначати не лише фізичні величини, а ще й такі як, наприклад, виразність виконання вправ у художній гімнастиці та фігурному катанні, складність рухів при стрибках у воду, тактичну майстерність у ігрових видах спорту. Саме такі найбільш інформативними у багатьох видах спорту. Тоді за їхньою допомогою встановлюють між явищами, що вивчають, з одного боку, та числами, що отримують, з іншого.

Система одиниць - це сукупність основних, додаткових і похідних одиниць.

Міжнародна система одиниць фізичних величин

Основними одиницями фізичних величин, незалежними від інших, у системі СІ є такі:

- ■ довжини - метр(м);
- ■ маси - кілограм(кг);
- ■ години - секунда(с);
- ■ сили електричного струму - Ампер(А);
- ■ термодинамічної температури - Кельвін(К);
- ■ сили світла - кандела(кд);
- ■ кількості речовини - міль(міль).
- *Додаткові одиниці* системи СІ :
- ■ плоского кута - радіан(рад);
- ■ тілесного кута - стерadian(с.р.).

Похідна фізична величина входить у систему фізичних величин та визначається через основні величини цієї системи за допомогою певних залежностей і рівнянь.

Відповідно до Міжнародного стандарту розмірність величин позначають знаком «*dim*», що скорочено від латинського слова «*dimension*» . У базис системи величин СІ входять розмірності: довжини L, маси M, години T, сили електричного струму I, температури Q, кількості речовини N, сили

світла J . Над розмірностями можна проводити дії множення, ділення, піднесення до ступеня та витягання корінню.

При утворенні похідних одиниць керуються наступною схемою:

- ▲ складають рівняння, що у неприхованому вигляді, де одиницю її потрібно встановити через інші величини, одиниці яких є основними;
- ▲ прирівнюють коефіцієнт пропорційності до одиниці;
- ▲ замінюють величини у правій одиницями та виражають основні одиниці.

Утворені таким чином похідні одиниці називають *когерентними*. У біомеханіці частіше використовують систему MLT. Показники ступеню можуть бути дробами, позитивними чи негативними.

Приклад утворення похідних фізичних величин :

Утворені таким чином похідні одиниці називають *когерентними*. У біомеханіці частіше використовують систему MLT ($L^{\alpha} M^{\beta} T^{\gamma}$).

■ площа – $F = l^2$, $\dim F = L^2 M^0 T^0 = L^2 = 1 \text{ м}^2$;

■ механічна сила – $P = ma$, $\dim P = MLT^{-2}$, $P = 1 \text{ кгм/с}^2$ (Н);

■ механічна робота – $A = PS$, $\dim A = MLT^{-2}L$, $A = 1 \text{ Нм}$ (Дж);

■ механічна потужність – $N = A/t$, $\dim N = ML^2T^{-3}$,

де $N = 1 \text{ Нм/с} = 1 \text{ Дж/с}$ (Вт), $1000 \text{ Вт} = 1 \text{ кВт}$.

Безрозмірна фізична величина - це така, у розмірність якої основні фізичні величини входять у степенях, рівних нулю.

Основні поняття точності

У спортивній практиці найбільшого поширення набули два виду вимірювань:

– *прямі* - значення величин безпосередньо беруть із дослідних даних, наприклад, з реєстрації години бігу, дальності метання диска або стрибка.

– *побічні* - значення величин знаходять на підставі залежностей між цими величинами й тими, що безпосередньо вже виміряні. Наприклад, побічну величину - витрати енергії під година бігу - визначають за формулою $y = a + bx$, де a , b - постійні величини, x – швидкість (пряма величина).

Слід зазначити, що необхідно прагнути до того, щоб не лише знаходити величини, які треба виміряти, але й визначати при цьому допущені похибки..

Абсолютна похибка вимірювань - це відхилення результатів виміру від дійсного значення величини, що підлягає вимірюванню

$$|X_{\text{абс}}| = |X_{\text{д}}| - |X_{\text{вим}}|.$$

Слід нагадати, що під дійсним (достеменним) значенням величини _ розуміють середні результати, багато разів заміряні високоточними приладами в одних й тихий же умовах. При проведенні комплексного контролю, коли вимірюють показники різних розмірностей, користуються поняттям відносної похибки - відношенням абсолютної похибки до дійсного значення величини, що підлягає вимірюванню, вираженої у відсотках

$$X_{\text{від}} = \frac{X_{\text{абс}}}{X_{\text{д}}} \cdot 100\%.$$

Сенс застосування величини полягає в наступному. Якщо, наприклад, визначаючи абсолютну похибку, для бігу на 10000 м година вимірюється з точністю до 0.1с, то ця точність цілком прийнятна. Але така точність на звуковий або світловий подразник не підходить, оскільки величина помилки порівняна з часом самої реакції, яка складає 0.12- 0.2 с.

У зв'язку з цим необхідно значення помилки, що підлягає вимірюванню, а потім визначати відносну похибку.

Фізична підготовленість спортсменів характеризує рівень розвитку основних рухових якостей: сили, витривалості, пружкості, гнучкості, координованості, достатку енергозабезпечення дихальної та серцево-судинної систем й так далі. Фізичну підготовленість підрозділяють на два віда:

- *спільну*, при якій відбувається гармонійний розвиток усіх рухових якостей без урахування специфіки вибраного виду спорту;

- *спеціальну*, при якій має місце лише розвиток тих рухових якостей, які визначають рівень результатів у вибраному виді спорту.

Контроль підрозділяють на три віда:

- ▲ *оперативний*, що оцінює стан спортсмена у момент виконання завдання(вправи) або відразу ж після його закінчення;

- ▲ *поточний*, що визначає(також оцінює) повсякденні зміни у підготовленості спортсмена;

- ▲ *поетапний*, що слугує для оцінки перманентного(безперервного) стійкого стану спортсмена та його тренуваності і що є засобом кумулятивного(накопиченого) ефекту від багатьох тренувальних занять.

Контроль силових якостей

Здатність організму людини долати зовнішній опір або протидіяти зовнішнім навантаженням за рахунок м'язового зусилля у біомеханіці називають **м'язовою силою**. При контролі силових якостей зазвичай враховують такі групи показників :

- *інтегральну* - імпульс сили;
- *диференціальну* - градієнт сили;
- *миттєву* - значення сили у будь-який момент руху (максимальна чи середня сила).

Контроль рівня розвитку витривалості спортсмена

Витривалість - це здатність спортсмена довгочасно виконувати вправи без зниження їхньої ефективності. Для циклічних видів спорту витривалість - це можливість здійснювати завдання з найбільшою швидкістю у найдовшій годині. Прояви витривалості багатообразні та залежать від специфіки виду спорту. У спортивних іграх витривалість - це здатність підтримувати завдань темп гри до її кінця з урахуванням того, що при цьому кількість помилок у техніко-тактичних діях не збільшується. Мірою витривалості можуть слугувати година, витрачений на виконання всього завдання, навантаження та його інтенсивність.

Силова витривалість виявляється у можливості спортсмена довгий годині реалізовувати оптимальні силові характеристики. Мірою силової витрива-

лості може бути, наприклад, граничний (до падіння працездатності) година роботи з обтяженнями.

У спортивній практиці часто при оцінці витривалості один з параметрів задають, а інші безпосередньо вимірюють. Наприклад, у тесті Купера визначають максимально можливу дистанцію, якові випробовуваний може пробігти за певний годину, або пропонують пройти таку ж дистанцію за тією ж година. Це називають **правилом оборотності** рухових завдань.

Спеціальна силова витривалість - це здатність спортсмена тривалий година проявляти високий рівень м'язових зусиль, що особливо характерно для таких видів спорту, як важка атлетика та боротьба. Дослідження показують, що існує позитивний зв'язок між силою та силовою витривалістю, для оцінки якої застосовують вправи силового характеру (підтягування, підйом вантажів, віджимання від підлоги й таке інше) і якові спортсмени виконують максимальну кількість разів. У ігрових видах спорту на даний годину у якості показників витривалості використовують різні критерії: у баскетболі - точність виконання кидків, у бігу - година опорних фаз, де порівнюють значення цих критеріїв на качану, в середині та у кінці виконання вправ. По величині відмінностей значень судять про рівень витривалості. Чим менше змінюються біомеханічні показники вправи, тим витривалості спортсмена.

Контроль рівня розвитку швидкісних якостей спортсмена

Швидкісні якості (пруdkість) характеризують здатність спортсмена виконувати рухи у мінімальний проміжок години. Існують елементарні та комплексні прояви. Елементарні (основні) - це година рухової реакції та година виконання поодинокого руху, частота рухів. Частоту або темп рухів визначають за кількістю рухових дій в одиницю години. Інформативні форми прояву швидкості - це година рухової реакції, який визначається часом від подачі сигналу до качану дії спортсмена. Розрізняють прості та складні рухові реакції.

Прості реакції мають місце, якщо година вимірюють в умовах, коли заздалегідь тип сигналу і спосіб відповіді на нього відомі: наприклад, при загорянні лампочки треба відпустити кнопку вимикача, при пострілі стартового пістолета - зачати біг.

Складні реакції мають дві форми: на рухомий об'єкт і на об'єкт вибору. Для них характерним є те, що тип сигналу, а внаслідок цього і спосіб відповіді, заздалегідь невідомі. Сморід властиві переважно ігровим видам спорту та єдиноборству. У умовах змагань зареєструвати година такої реакції вельми важко.

Контроль координаційних здібностей

Координація спортсмена характеризує в основному його спритність та здатність зберігати рівновагу. *Спритність* - це спроможність швидкого освоєння нових рухів, швидкість перебудови структури рухових дій відповідно до умов, що несподівано змінюються. Спритність характеризується прудкістю освоєння дій, рухів, прийомів. Для її оцінки використовують тести, які полягають, наприклад, у дистанції з різними перешкодами або у точності попадання

в за мінімальний проміжок години. Як тесті для визначення координації рухів, можна використовувати асиметричні рухи руками у різних .

Рівновага - це здатність спортсмена зберігати стійке положення тіла(стійкість) у статичному і динамічному становищах. Стійкість залежить від положення мас) по відношенню до опори, а також від величини опори, від висоти снаряда, який служити опорою, від швидкості руху тіла, від складності виконуваних рухів й так далі.

Динамічну стійкість(ДС) визначають як відношення величини сумарного відхилення _ від прямолінійного відрізка до години проходження цього відрізка

$$ДС = \frac{\Delta l}{t}.$$

Якщо $ДС \leq 10$, то це свідчить про високу ДС, якщо $10 < ДС < 30$ - про середню, якщо $ДС \geq 30$ - про низьку.

Контроль гнучкості

Гнучкість - це здатність спортсмена виконувати певні рухи з великою амплітудою. У спорті виділяють *активну* і *пасивну* гнучкості. *Активна гнучкість* - спроможність здійснювати рухи з великою амплітудою за рахунок активності м'язів. *Пасивна гнучкість* - виконання рухів з максимальними амплітудами, що досягається за рахунок додатка зовнішніх сил. Значення амплітуд пасивної гнучкості більше, ніж активної. Різницю між величинами амплітуд активної і пасивної гнучкостей (у одиницях довжини або кутових переміщеннях) називають *дефіцитом активної гнучкості (ДАГ)*. Чим більше ця різниця, тим більше резервна розтяжність, а отже можливість збільшення амплітуди активних рухів.

Гнучкість залежить від , еластичності, віку, температури спортсмена, а також від години дня. Гнучкість можна вимірювати за допомогою гоніометра або рентгенографічними(аналіз будови суглобів) чи оптичними методами, фото, кіно та відео реєстрацією сигналів, які від датчиків , укріплених на суглобових точках спортсмена. Значні вимоги до гнучкості пред'являють у гімнастиці, акробатиці й тому подібне

Фізичний розвиток - це комплекс морфологічних (від грецького слова «*morphe*» - форма, будова) і функціональних показників організму людини.

Основна мета спортивної морфології - забезпечення майбутніх тренерів визначеного і викладачів фізичної культури певною торбою знань, умінь і навиків. Маються на увазі такі питання, як структурні перебудови, що відбуваються в організмі спортсмена при заняттях фізичними вправами; як правильна оцінка змін у будові організму і використання цих знань задля підвищення спортивної майстерності. Сюди ж можна віднести використання методик оцінки розмірів і пропорцій тіла людини, конституціональної сомато типології(від грецького слова «*somatos*» - тіло, маси тіла та її компонентів(жирової, кісткової, м'язової, рухливості у суглобах, сили окремих груп м'язів й таке інше.

Існують *основні* й *додаткові* антропометричні(від грецького слова «*antropos*» - людина) показники. Основні - це тіла, коло грудної клітини, жит-

тева ємкість легенів, сила кисті та станова сила; додаткові - коло шиї, плеча, передпліччя, живота, талії, стегна, гомілки, довжина рук та інше. У ході антропометричних досліджень оцінюють масу, щільність і форму (статуру) тіла.

Статуру людини визначають за конституційним типом, розуміючи під цим розміри, форму, пропорції та особливості взаємного розташування. Виділяють три статури чоловіків:

▲ пікнічеський (від грецького слова «*pyknos*» - щільний) - широкий, сильний і коренастий;

▲ лептосомний (від грецького слова «*leptos*» - легкий) - довгий, тонкий, витягнутий;

▲ атлетичний (від грецького слова «*athletikos*» - властивий борцям) - м'язистий тазом, широкою грудною клітиною та широкими плечима.

Статуру спортсмена можна оцінити за індексом Кетле (ІК)

$$IK = m/l$$

де m - маса тіла (г), l - (см).

Прийняті наступні нормативи ІК:

- ☺ для дітей молодшого шкільного віку - 180-260 г/см;
- ☺ для дітей середнього шкільного віку - 220-360 г/см;
- ☺ для хлопчиків 15 років - 325 г/см;
- ☺ для дівчаток 15 років - 318 г/см;
- ☺ для чоловіків - 379-400 г/см;
- ☺ для жінок - 325-375 г/см.

Спортивні вимірювання мають велике значення для оцінки фізичної підготовленості спортсменів.

Лекція 8

Основи теорії тестів та теорії оцінок у біомеханіці спорту

Тестом у спорті називають вимірювання чи випробування, які проводять для визначення стану або здібностей спортсмена, можливостей спортивного устаткування й тому подібне. При цьому необхідно виконувати вимоги, які пред'являють до тестування: зазначити мету, використовувати стандартизовану методику вимірювань, додержуватися надійності, інформативності та системи оцінок результатів, що отримані, виду контролю (оперативний, поточний, етапний). Процедуру виконання тесту називають **тестуванням**, а чисельне значення, одержане у ході вимірювань, – **результатом тестування**. Наприклад, процедура проведення забігу на 100 м і хронометражу його – це тестування, час бігу – результат тесту.

Усі тести підрозділяють на декілька груп:

1) тести для показників, вимірюваних у спокої, таких як довжина і маса тіла, товщина жирових складок, об'єм м'язової та жирової тканин й так інше;

2) тести для показників, що характеризують функціонування основних систем організму, таких як частота скорочень (ЧСС), склад крові, психічний стан й так далі;

3) стандартні тести, коли одному або групі спортсменів пропонують виконати однакове завдання, наприклад, протягом хвилини підтягнутися на 10 разів. Особливістю цих тестів є те, що їх виконують при неграничному навантаженні, тобто відсутня мотивація (настрій) на досягнення максимально можливого результату, який залежить від способу завдання навантаження. Якщо задають механічну величину навантаження, то вимірюють медико-біологічні показники й навпаки. Наприклад, для визначення споживання кисню при бігу на тредбані використовують рівняння виду $y = ax + b$, де $x = v$ – швидкість бігу, м/хв; b – споживання кисню, мл·кг/хв. Такі ж рівняння будуть справедливими і для вирішення зворотних завдань;

4) тести, при виконанні яких необхідно показати максимально можливий руховий результат. Їх називають **руховими** або **моторними**. В тестування вимірюють параметри різних функціональних систем: ЧСС, максимальне споживання кисню (МСК) й таке інше. Особливості цих тестів – високий психологічний настрій (мотивація) спортсмена на досягнення граничних результатів.

Зрозуміло, що будь-яке змагання можна як своєрідну форму тестування. Якщо результати тесту залежать від одного чинника, то такий тест називають **гомогенним** (однорідним), а від двох і більш чинників – **гетерогенним** (різнорідним). В основному оцінку підготовленості спортсменів проводять за декількома тестами, яка має кінцеву мету, наприклад, оцінку стану спортсмена у змагальному періоді тренування. Таку групу тестів називають **комплексом** або **батареєю тестів**. У трьох існуючих видах контролю – етапному, поточному, оперативному – можлива безліч варіантів тестування, тому комплекс тестів (батарея) повинен включати ті необхідні показники, наприклад, рухових якостей, від яких залежить успіх у змаганнях.

В різних сторін підготовленості спортсменів треба проводити систематично, що надасть можливість порівнювати значення показників на різних етапах тренування і відповідно динаміці приростів у тестах нормувати навантаження. Ефективність нормування залежить від точності результатів контролю, яка, у свою чергу, залежить від стандартності проведення тестів і від за ними результатів. Наприклад, виявлено, що при одному ритмі існує різниця у результатах МСК при вправах на тредбані і на велоергометрі. Це пояснюється відмінністю у значеннях роботи з переміщення центру мас спортсмена по вертикалі. В цьому випадку чим більша маса спортсмена, тим більше МСК. Відрізнятимуться також результати бігу на стадіоні та у манежі.

Для усунення позначених чи інших можливих відмінностей у результатах тестування необхідно використовувати стандартну методику, дотримуючись при цьому наступних вимог:

- режим дня, попередній тестуванню, будується за однією схемою, куди виключають великі й малі навантаження, але можливі також заняття відновного характеру;
- розминка перед тестуванням має бути стандартною за тривалістю, підбором вправ та послідовністю їх виконання;
- тестування по можливості проводять спеціалісти однієї кваліфікації;
- схема виконання тесту не змінюється від тестування до тестування;
- інтервали між повторенням одного й того ж тесту спрямовані на ліквідування стомленості спортсмена, яке виникало під час попередньої спроби;
- спортсмен прагне показати у тесті максимально можливий результат, вже у ході тестування створюється обстановка змагання.

Основні характеристики тестів

Надійність тестів

Ступінь збігу результатів при повторному тестуванні одних й тих же спортсменів у однакових стандартних умовах називають **надійністю тесту**. Основне рівняння при тестуванні має вигляд

$$X_t = X_d + L_1 + L_2 + L_3,$$

де X_t – зареєстрований у процесі вимірювань результат тесту; X_d – дійсний результат, умовно відповідаючий середньому значенню вимірюваної величини при нескінченно великому вимірі одного показника в одних й тих же умовах, тобто, результат, який чекають отримати; L_1 – показник, що фіксує систематичні або випадкові помилки вимірів; L_2 – показник, що відображує відмінності у процедурі тестування при повторних вимірюваннях; L_3 – показник, що характеризує внутрішню нестабільність функціональних систем організму.

Ступінь близькості результатів X_t і X_d залежить від величин L_1 , L_2 , L_3 . Наприклад, коли визначають час простої реакції спортсмена на світловий подразник, вони впливають у процесі тестування на величину похибки у таких випадках:

- ▲ L_1 – при точності вимірювальних приладів до $\pm 0.01\%$;

▲ L_2 – при зміні яскравості світла, якщо має місце повторне тестування;
 ▲ L_3 – при нестабільності роботи зорового та нервово-м'язового апаратів. Два перші показники мають вплив на результати тестування. Тому у спортивній практиці в основному можна використовувати виду

$$X_t = X_d + L_3.$$

Надійність тестів перевіряють декількома способами шляхом порівняння результатів:

- основного й повторного тестувань;
- основного тесту та однотипного йому, що проводять для однієї групи випробовуваних, які належать даній сукупності;
- одного й того ж тесту, що використовують для двох однорідних груп випробовуваних, які належать даній сукупності.

Для кількісної оцінки надійності тесту обчислюють коефіцієнт кореляції, який у теорії тестів називають **коефіцієнтом надійності**

$$r_{xy} = \frac{\sum_{i=1}^N (x_i - \bar{X}) \cdot (y_i - \bar{Y})}{(N-1) \cdot \sigma_x \cdot \sigma_y},$$

де N – число випробовуваних, які брали участь у даному тестуванні; x_i – результати 1-го тестування; y_i – результати повторного тестування. Властивості коефіцієнта кореляції, які характеризують надійність тестування, мають ознаки: $r_{xy} = 1.00-0.95$ – висока; $r_{xy} = 0.95-0.9$ – добра; $r_{xy} = 0.9-0.8$ – прийнятна; $r_{xy} = 0.8-0.7$ – погана; $r_{xy} = 0.7-0.6$ – придатна лише для наближених оцінок; $r_{xy} < 0.6$ – не придатна для використання взагалі. Контроль за допомогою недостатньо-надійних тестів призводить до помилок в оцінці спортсменів і в плануванні їхніх навантажень. Для усунення відхилень у результатів вимірів використовують більшу кількість експертів, або додають число спроб і еквівалентних тестів.

Стабільність тестів

Стабільність тестів – це такий різновид надійності, який виявляють у ступені збігу результатів тестування, коли 1-й та подальші виміри розділені певним інтервалом часу. Повторне тестування називають **ретестом**. Висока стабільність тесту свідчить про збереження у ході тренувань техніко-тактичної майстерності, рухових і психічних якостей. Вона залежить від тренувального процесу. При виконанні, наприклад, силових вправ, результати ретесту, як правило, зменшуються. На стабільність тесту впливають також його складність і тривалість тимчасового інтервалу між тестом і ретестом.

Для кількісної оцінки стабільності тестів використовують апарат математичної статистики.

Узгодженість тестів

Узгодженість тестів характеризується незалежністю результатів тестування від особистих якостей людини, яка проводить або оцінює тест. Якщо ре-

зультати спортсменів у тесті, який здійснюють різні фахівці (експерти, судді, оцінювачі), збігаються, то це говорить про високий ступінь узгодженості цього тесту.

Коли створюють новий тест, необхідно перевірити його, перш за все, саме на узгодженість. Для цього розробляють уніфіковану методику проведення тесту, а потім два або більше фахівців по черзі тестують у стандартних умовах одних й тих же спортсменів. При інструментальній реєстрації, наприклад, часу бігу на певну дистанцію певного спортсмена, буває неспівпадання результатів у різних фахівців, оскільки деякі з них намагаються надати спортсменові кращу мотивацію. Узгодженість тесту оцінюють за *коефіцієнтом узгодженості*, який так само розраховують за допомогою апарату математичної статистики.

Еквівалентність тестів

Еквівалентні *тести* – це такі, в яких одну із якостей спортсмена, наприклад, рухову, можна заміряти за допомогою декількох тестів. Цей показник визначають таким чином: спочатку спортсмени виконують один різновид тесту, а після невеликого відпочинку інший. Якщо результати двох тестових оцінок збігаються (наприклад, кращі спортсмени у підтягуванні на показують кращий результат також і у віджиманні від підлоги), то ці два тести еквівалентні. Коефіцієнт еквівалентності визначають за допомогою кореляційного аналізу.

Інформативність тестів

Інформативність тесту – це ступінь точності, з якою тест вимірює досліджувану якість. Для кількісної оцінки інформативності результати даного тесту порівнюють з результатами тесту-критерію. При цьому обчислюють коефіцієнт кореляції, який називають **коефіцієнтом інформативності**

$$P_{tk} = \frac{\sum_{i=1}^N (x_i - \bar{X}) \cdot (y_i - \bar{Y})}{(N-1) \cdot \sigma_x \cdot \sigma_y},$$

де t – результати даного тесту; k – результати тесту-критерію.

Інформативні тести залежать від виду спорту. Наприклад, для волейболістів – це час простої та складної реакцій, час реакції вибору, висота стрибка вгору та інших показників.

Основні поняття оцінювання

Результати тестувань часто виражають у різних одиницях виміру. У багатоборстві, наприклад, необхідно зіставити результати, показані спортсменом у метанні списа та диска, у бігу на 200 і 1500 м, у стрибках в довжину й так далі. Ці результати безпосередньо не можна зрівнювати один одним, бо вони не показують рівень підготовки і спортсмена. Таку проблему можна вирішити, якщо результати тестування представити у вигляді оцінок: очків, балів, відміток, розрядів й тому подібне.

Оцінкою або педагогічною оцінкою називають уніфіковану міру успіху, в якому-небудь завданні, а в окремому випадку у тесті. Процес визначення оцінок, який називають **оцінюванням**, полягає в наступному:

- вибирають шкалу, за допомогою якої здійснюють результатів тесту в оцінки;
- перетворюють відповідно до вибраної шкали результати тесту в умовні бали чи таке інше;
- порівнюють отримані бали з нормованими даними і виводять підсумкові оцінки.

Шкала оцінок може бути задана у вигляді математичної формули, таблиці або графіка.

Графічні характеристики шкал оцінок

На рис.1.зображено чотири шкали оцінок у вигляді графіків, які відповідно позначені цифрами 1-4. На вертикальній осі відмічено оцінку у балов, на горизонтальній – наведено результат змагання. Зображені шкали мають такі назви:

1) пропорційна за якою нараховують однакову кількість балів за рівний приріст результатів;

2) прогресуюча, за якою надають більшу надбавку в оцінці результатів за високі абсолютні прирости їх. Цю шкалу в основному застосовують у тих випадках, коли необхідно підготувати спортсменів високої категорії;

3) регресуюча, за якою надають меншу надбавку в оцінці результатів. Цю шкалу практично використовують у різних видах багатоборства, чим стимулюють тренувальну роботу у відстаючих видах спорту. Недобір балів при цьому стає більшим, ніж додаткові бали за дуже високі досягнення в одному або у двох видах багатоборства;

4) сигмовидна або S-образна, за якою найвище оцінюють прирости результатів у середній зоні. За такою шкалою погано мати низькі результати, але й високі для заохочення малі. Наприклад, для участі у змаганнях на першість міста залучують більшу кількість майстрів спорту країни, ніж одного заслуженого майстра спорту або майстра спорту міжнародного класу.

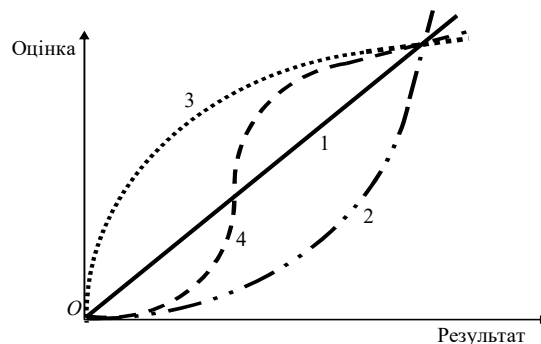


Рисунок.1. Графічні шкали оцінок

Математичний опис шкал оцінок

Z-шкала і T-шкала

У Z-шкалі масштабом служить стандартне відхилення. Нараховані спортсменові бали виражені в одиницях нормованого відхилення

$$u = \frac{X_i - \bar{X}}{\sigma} = Z.$$

За цією шкалою середнім результатом вважають нуль нарахованих балів, а за результат, який нижчий середнього, – це негативні бали. Для усунення такої незручності середній результат прирівнюють 50 балам, а величину стандарту – дотягують до 10. Таким чином отримують зручнішу для практичного вживання стандартну T-шкалу. Z-шкала і T-шкала зв'язані між собою співвідношенням

$$T = 50 + 10 Z = 50 + 10 \frac{x_i - \bar{X}}{\sigma_x},$$

де x_i – показаний результат; \bar{X} – середня арифметична усіх результатів; σ_x – стандартне (середньоквадратичне) відхилення.

T-шкала є пропорційною і придатна до нормального розподілу результатів тестування.

Перцентильна шкала

В основі цієї шкали лежить на операція: кожен спортсмен з групи отримує за свій результат у конкретних змаганнях або у тесті стільки балів, скільки спортсменів, яких рахують відсотках, він випередив. Інтервал шкали – перцентиль. Один перцентиль шкали включає 1 % від усіх випробовуваних спортсменів, а 50-відсотковий перцентиль має назву *медіана*.

. Шкала ФА

Ця шкала запропонована фізкультурною академією. Оцінку результатів періодичного тестування одного й того ж спортсмена відповідно шкалі надають у балах, користуючись співвідношенням

$$O_{\phi} = 100 \left(1 - \frac{\text{кращий результат} - \text{оцінюваний результат}}{\text{кращий результат} - \text{гірший результат}} \right).$$

Кращий результат – 100 балів, гірший – нуль.

Оцінка комплексу тестів

Підсумовувати результати конкретного спортсмена за всіма тестами некоректно, оскільки самі тести нерівнозначні. Так, наприклад, для спринтера час реагування на сигнал і час утримання максимальної швидкості бігу є показниками різного рівня. Другий з них значно важливіший. В враховують таким чином:

☉ дають експертну оцінку. Одному або декільком тестам привласнюють коефіцієнт, наприклад, 2, 3 й так далі. Потім бали, що нараховані за тестами, на один із коефіцієнтів, а далі підсумовують з іншими балами;

☉ обчислюють коефіцієнт кореляції між результатами у змаганнях і результатами тесту. Такі оцінки називають *зваженими*.

Інший спосіб полягає у побудові профілів тестів, наприклад, двох спортсменів, як показано на рис.2, де на горизонтальній осі номерами позначені тести, а на вертикальній – оцінки кожного тесту відповідно. З приведенного графіка видно, що за сумарними показниками перевага належить 1-му спортсмену.

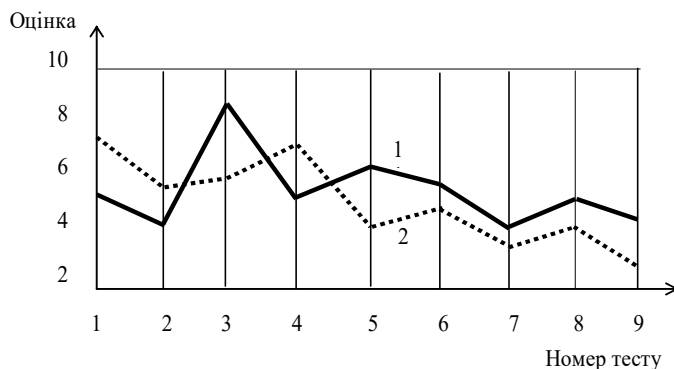


Рисунок. 2. Профілі тестів

Вибір та обґрунтування оцінних критеріїв

Оцінка спортивних результатів має бути корисною та ефективною, чого можна досягти за допомогою критеріїв, на основі яких оцінюють ці результати. При виборі критеріїв слід визначити, які результати мають бути покладені в нульове значення шкали, а також як оцінювати максимальні та проміжні результати.

У спортивній практиці використовують наступні критерії, беручи до уваги, насамперед, рівність:

- інтервалів часу, необхідного для досягнення результатів, відповідних однаковим розрядам у різних видах спорту. При цьому зміст і організація тренувального процесу саме у цих видах спорту різко не відрізнятиметься;
- навантаження спортсменів;
- світових рекордів у різних видах спорту;
- співвідношень між числом спортсменів, які виконали однакові розрядні норми у різних видах спорту.

Для оцінювання результатів тестування також використовують шкали, виражені математичними формулами. Для вибору шкали визначають граничні значення спортивних результатів («*опорні точки*»). Кращий результат (в основному це світовий рекорд) дорівнює на теперішній час максимальній сумі балів, наприклад, 1000-1200. Це відповідає значенню верхньої опорної точки. Значення нижньої опорної точки підбирають тестування людей, які приступили до занять спортом. Для них це значення може відповідати навіть 10 балам.

Тестування та подальше оцінювання результатів тестів допомагають тренерам та спортсменам покращити результати в спортивних змаганнях.

СПИСОК РЕКОМЕНДОВАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ

1. Адашевский В.М. Теоретические основы механики биосистем./ Под общ. ред. О.К. Морачковского.– Харьков : НТУ «ХПИ», 2001.– 260 с.
2. Адашевский В.М., Анищенко Г.О., Тарсис Ю.Л. Общий курс теоретической механики / Учебное пособие.– Харьков: НТУ «ХПИ», 2005.– 112 с.
3. Адашевський В.М. Метрологія у спорті / Навчально-методичний посібник для студентів спеціальностей фізичного виховання та спорту./- Харків: НТУ «ХПІ», 2010. – 76 с.

ЗМІСТ

Вступ

Предмет, об'єкт, задачі та методи біомеханіки у спорті. Основні положення. Визначення положення тіла людини у просторі. Фізичні моделі тіла людини. Мас-геометричні характеристики біомеханічної системи

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

Сили. Класифікація та властивості сил. Основні типи в'язей та їх реакції у біомеханічних системах. Перетворення ланками сил і рухів

Статичні та кінематичні характеристики біомеханічних систем. Рівновага біомеханічних систем під дією різних систем сил. Стійкість тіла людини. Кінематика точок, тіл та біомеханічних систем. Кінематичні характеристики рухів сегментів у біомеханічних системах.

Динамічні характеристики матеріальної точки і біомеханічної системи. Загальні теореми динаміки для біомеханічної системи

Рухи біомеханічних систем і їх елементів. Моделі рухів біомеханічних систем. Механіка управління основними рухами біомеханічних систем. Локомоції

Основні поняття про вимірювання у біомеханіці спорту. Фізична підготовленість спортсменів

Основи теорії тестів та теорії оцінок у біомеханіці спорту

Список рекомендованої літератури