

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
Миколаївський національний університет
імені В.О.Сухомлинського
Навчально-науковий інститут фізичної культури та спорту
Кафедра спорту

Козубенко О. С., Тупсєв Ю.В.

БІОМЕХАНІКА ФІЗИЧНИХ ВПРАВ

Навчально-методичний посібник

Миколаїв
2015

УДК 612.76 (084)

К-59

ББК 21.078

Рекомендовано до друку вченою радою Миколаївського
національного університету імені В.О.Сухомлинського

(Протокол № __ від __ _____ 2015 р.)

Рецензенти:

В.Л. Богуш кандидат медичних наук, доцент кафедри теоретичних основ олімпійського та професійного спорту гуманітарного інституту Національного університету кораблебудування імені Макарова

А.А. Чернозуб, кандидат наук з фізичного виховання та спорту, завідувач кафедри олімпійського та професійного спорту ЧДУ імені Петра Могили

Козубенко О.С., Тупєєв Ю.В.

К-59 Біомеханіка фізичних вправ : Навчально-методичний посібник / О.С. Козубенко, Ю.В. Тупєєв. – Миколаїв : МНУ імені В.О. Сухомлинського, 2015. – 215 с.

У навчально-методичному посібнику розглянуто наукові основи біомеханіки, біомеханічного аналізу рухової діяльності людини з якою вона пов'язана у фізичній культурі і спорті, рухової реабілітації та кінезітерапії. Наведено дані з галузі практичних досліджень, методів біомеханічного модулювання рухових дій, подано біомеханічну класифікацію опорно-рухового апарату людини, способи вимірювання геометрії мас. Висвітлено сучасні проблеми вдосконалення спортивно-технічної майстерності спортсменів в олімпійському спорті.

Для студентів та викладачів вузів спортивного профілю, тренерів, спортсменів, фахівців зі спортивної медицини, реабілітації.

© О.С. Козубенко, 2015

© Ю.В. Тупєєв, 2015

© МНУ, 2015

Зміст

ПЕРЕДМОВА	5
РОЗДІЛ I. ТЕОРЕТИЧНІ ВІДОМОСТІ	7
1.1. Предмет і завдання біомеханіки як науки.....	7
1.2. Історія розвитку біомеханіки в Україні.....	9
1.3. Біомеханічний аналіз.....	17
1.4. Основи біометрії.....	18
1.5. Апаратурні комплекси та вимірювальні системи, що використовуються у біомеханіці.....	34
Контрольні питання.....	46
РОЗДІЛ II. ЛЕКЦІЙНИЙ МАТЕРІАЛ	57
Лекція № 1. Предмет, задачі і зміст біомеханіки.....	57
Лекція № 2. Розвиток біомеханіки як науки.....	63
Лекція № 3. Тіло людини як біомеханічна система.....	69
Лекція № 4. Біомеханічні особливості м'язів.....	75
Лекція № 5. Динамічні особливості сили в рухах людини.....	80
Лекція № 6. Особливості режиму рухів біомеханічної системи.....	83
Лекція № 7. Характеристики рухів людини.....	85
Лекція № 8. Кінематичні особливості рухів людини.....	94
Лекція № 9. Сили відносно біомеханічної системи.....	105
Лекція № 10. Біодинаміка локомоцій переміщень у воді, на воді, повітрі. Види переміщень.....	111
Лекція № 11 Біомеханічні основи техніки спортивних вправ.....	121
РОЗДІЛ III. ЛАБОРАТОРНІ РОБОТИ	134
Лабораторна робота № 1.....	134
Лабораторна робота № 2.....	136
Лабораторна робота № 3.....	138
Лабораторна робота № 4.....	141

Лабораторна робота № 5.....	144
Лабораторна робота № 6.....	146
Лабораторна робота № 7.....	148
Лабораторна робота № 8.....	150
Лабораторна робота № 9.....	153
Лабораторна робота № 10.....	155
Лабораторна робота № 11.....	158
Лабораторна робота № 12.....	161
РОЗДІЛ IV. ПРАКТИЧНІ ЗАНЯТТЯ.....	164
Практичне заняття № 2.....	164
Практичне заняття № 3.....	166
Практичне заняття № 4.....	168
Практичне заняття № 5.....	170
Практичне заняття № 6.....	172
Практичне заняття № 7.....	174
Практичне заняття № 8.....	176
Практичне заняття № 9.....	178
Практичне заняття № 10.....	181
Практичне заняття № 11.....	183
ЛІТЕРАТУРА.....	213

ПЕРЕДМОВА

Біомеханіка як синтетична наука ґрунтується на знаннях біології, фізики, математики та прикладної дидактики. Матеріал посібника методично представлено таким чином, щоб студенту було легко засвоювати його при послідовному, ступеневому освоєнні даного курсу. З іншого боку, прийоми та методи біомеханічного аналізу викладено за окремими темами досить автономно, аби студент зміг користуватися ними диференційовано виходячи зі своїх конкретних практичних потреб. На думку автора, це значно розширює сферу можливого використання посібника.

В посібнику накопичено значний педагогічний та лабораторний досвід практичної роботи у різних сферах біомеханічного аналізу рухів людини починаючи від фізичного виховання і спорту, медицини, прикладної ергономіки, професійної рухової дидактики. Значну частину цього досвіду, а також дані найсучасніших вітчизняних та зарубіжних досліджень узагальнено у вигляді методичних рекомендацій.

Посібник може бути корисним для студентів, які вивчають курс біомеханіки на біологічних та педагогічних факультетах університетів, а також у медичних і технічних вищих навчальних закладах. Опанувати курс біомеханіки неможливо без набуття студентами практичних навичок самостійної роботи з дослідження рухів. Для успішного використання посібника за умов лабораторного практикуму студенти повинні мати певні теоретичні та прикладні знання з біокінематики, біодинаміки та біостатики рухів людини, з різних апаратурних систем, їхніх метрологічних характеристик та одиниць вимірювання а також використання сучасних комп'ютерних технологій.

Велика кількість інформації, котру викладач має подавати на кожному занятті, утруднює його індивідуальну роботу зі студентами. За звичайних умов це дає змогу студентам з достатньою ефективністю використовувати час, відведений для набуття навичок самостійного дослідження. Існуючі навчальні

посібники з біомеханіки, котрі містять дуже обмежені відомості з більшості тем лабораторного циклу, через свою переважно теоретичну спрямованість, на жаль, не можуть бути використані повною мірою як відповідне керівництво до проведення практичних і лабораторних занять.

Для активізації навчального процесу з курсу лабораторних тем із застосуванням цього посібника доцільно, мабуть, використовувати принципи програмованого навчання, надати тим, хто навчається, відносно більшої свободи у засвоєнні матеріалу.

Найбільшим досягненням людства на сучасному етапі є створення потужних засобів зв'язку й комунікації, засобів обробки й перетворення інформації. Разом з тим при цьому багаторазово зростають інформаційні потоки, що проходять через кожну людину, і неминуче виникає дефіцит часу для взаємодії із предметно орієнтованими областями інформації (областями знань). Одна із задач освіти – забезпечення доступу людини до його інформації, що цікавить, і організація найбільш ефективного й плідного відбору, засвоєння й нагромадження необхідної, корисної для нього інформації (знань).

Інформатизація й комп'ютеризація освіти саме спрямовані на рішення даних проблем. Мало встановити комп'ютери в навчальних закладах, в Інтернет-Центрах і т. ін., необхідно створювати ефективні інформаційні технології, що вдосконалюють навчальний процес (як процес навчання, так і викладання) по предметних областях знань і навчальних дисциплін.

Для фахівців, які мають намір користуватися цим посібником у позаурочний час як керівництвом для проведення дослідницьких робіт у своїй професійній сфері з використанням методів біомеханічного аналізу, рекомендується детальніше ознайомитися з теоретичними відомостями, методичними вказівками до практичних та лабораторних занять, а також зі списком літератури, коротким словником-довідником та додатками.

РОЗДІЛ I. ТЕОРЕТИЧНІ ВІДОМОСТІ

1.1. Предмет і завдання біомеханіки як науки

У широкому науковому плані біомеханіка вивчає просторові рухи біологічних макро- та мікрооб'єктів. Незважаючи на те що біомеханіка вивчає переважно механічні форми рухів, вона не може не урахувати біологічні (насамперед анатомічні та фізіологічні) особливості об'єкта, котрий рухається (людина або тварина). Загальна біомеханіка біологічних об'єктів (зокрема, людини) вивчає загальні закономірності будови їхніх рухових систем, органів та їх рухів. Окремий напрям біомеханіки має забезпечити конкретні галузі рухової діяльності людини (біомеханіка трудових процесів, ергономічна біомеханіка, медична і клінічна біомеханіка, біомеханіка військової справи та космонавтики, біомеханіка рухової реабілітації та кінезитерапії, біомеханіка фізичного виховання та спорту тощо).

В існуючій сучасній системі наукових знань біомеханіці відводиться важливе місце. Фахівці сьогодні відносять її до найбільш значущих наук XXI століття. З цієї точки зору біомеханіка — галузь природничих наук, що на основі ідей та методів механіки вивчає фізичні якості біологічних об'єктів, закономірності їх адаптації до навколишнього середовища, поведінку (навчання) та механічні рухи у них на всіх рівнях організації і у різних станах (включаючи періоди розвитку та згасання, а також при патологіях).

Завданням біомеханіки є застосування результатів подібних досліджень для подальшого розвитку біології, фізики (механіки), професійної рухової дидактики (педагогіки), ергономіки, психомоторики, медицини, фізичної культури та спорту.

Біомеханіка використовується для медичної діагностики, створення заміників тканин і органів, для розробки методів та засобів (у тому числі тренажерів), призначених для розв'язання людиною складних рухових завдань, а також методів впливу на процеси у живих об'єктах, для створення методів аналізу та корекції природних, професійних (трудових) та спортивних рухів, для пізнання рухових можливостей людини і забезпечення оптимальних умов ефективного функціонування "людино-машинних" систем, при розробці методів захисту людини від несприятливих впливів механічних чинників зовнішнього середовища під час роботи в екстремальних умовах.

Найважливішими напрямками наукових досліджень у сучасній біомеханіці є:

- вивчення механічних якостей та структури клітин, біологічних рідин, м'яких та твердих тканин (біореологія), окремих органів і систем;
- вивчення руху біологічних рідин, тепло- і масопереносу, напруження та деформацій у клітинах, тканинах та органах;
- вивчення механіки руху клітини та субклітинних структур (мембрани, цитоплазми, війки тощо), включаючи мітотичні рухи, фагоцитоз, везикулярний транспорт;
- вивчення механіки опорно-рухового апарату (скелета, м'язів) людини та тварин;
- вивчення природних локомоцій людини та тварин (плавання, політ, наземні пересування), а також маніпуляційних рухів людини;
- вивчення фізичних основ, механізмів та виявлень управління (регуляції) у біологічних системах;
- вивчення фізичних основ психомоторики та закономірностей формування у людини і тварин складних рухових навичок та заданих моделей рухів і рухових дій;
- вивчення рухової діяльності операторів "людино-машинних" систем з метою раціоналізувати її, оптимізувати та підвищити ефективність;
- вивчення різних виявлень рухової активності та здібностей людини до розв'язання складних рухових завдань в екстремальних умовах (в орбітальних польотах, у відкритому космосі, у стратосфері, під водою, за умов наднизьких та надвисоких температур);
- розробка технологій і засобів (на основі фізичних методів) для дослідження якостей та явищ у живих системах для спрямованого впливу на них та їх захисту від впливу зовнішніх чинників;
- створення замінників органів та тканин (переважно для потреб медицини);
- розробка моделей ефективного розв'язання людиною складних рухових завдань у різній професійній (трудовій), військовій, космічній практиці, у мистецтві, фізичному вихованні та спорті;
- розробка методик та технологій ефективного навчання людини рухів та різних способів розв'язання складних рухових завдань;
- розробка технічних засобів (тренажерів) та іншого спорядження (у тому числі медичного обладнання та спортивного інвентарю), призначеного для відновлення тимчасово втрачених

функцій (у медицині), а також для розширення й удосконалення рухових можливостей людини у різних видах її професійної (трудової), військової практики, фізичній культурі та спорті.

Великого розвитку набула біомеханіка у фізичній культурі та спорті. У цій галузі більш наочно виявляються і найгостріше випробовуються рухові можливості людини.

Біомеханіка фізичних вправ вивчає рухову систему людини та її рухові акти (вправи) під час занять фізичною культурою і спортом з метою забезпечити раціональні методи фізичного виховання населення і створити міцні наукові основи сучасної системи підготовки спортсменів високої кваліфікації.

Кожний вид спорту об'єднує цілі комплекси фізичних вправ, котрі мають спеціальну рухову спрямованість і становлять його спортивну техніку. Біомеханіка розглядає спортивну техніку як складну динамічну систему дій, що ґрунтується на раціональному використанні рухових можливостей людини і спрямована на розв'язання конкретного завдання у тому або іншому виді спорту, зокрема на досягнення високих спортивних показників.

Біомеханічний аналіз спортивної техніки є важливою передумовою для наукового обґрунтування та раціоналізації самого процесу навчання рухів у спорті, а також для профілактичного, оздоровчого та лікувального застосування фізичних вправ у лікувальній фізичній культурі.

Для розв'язання поставлених завдань біомеханіка використовує різні методи дослідження, запозичені з анатомії, фізіології, педагогіки, механіки, математики та інших наук. Разом з тим вона розробила власні оригінальні способи вивчення рухів, котрі сформувалися у самостійні методичні прийоми, що визначають так званий *біомеханічний метод дослідження*.

1.2. Історія розвитку біомеханіки в Україні

Біомеханіка як єдина система знань сформувалася порівняно недавно, проте рухи людини та тварин завжди привертали увагу в історії світової науки. Ще Аристотель (384—322 рр. до н.е.), Клавдій Гален (130—201 рр. н.е.) та Авіценна (980—1037 рр. н.е.) спостерігали рухи людини та тварин й по-своєму описували та аналізували їх. Однак тільки великий Леонардо да Вінчі (1452—1519 рр.) першим звернув увагу на особливу роль механіки у вивченні

рухів. Він, зокрема, писав: "Наука механіка тому є кориснішою за усі інші науки, що, як виявляється, усі живі тіла, котрі мають здатність до руху, діють за її законами". На єдність законів механіки для усіх тіл у природі, включаючи тіла тварин та людини, вказував також Галілео Галілей (1638 р.), який помітив, що зміни форми та внутрішньої структури тіла тварини обов'язково відбуваються через зміни його розмірів.

Новітня історія біомеханіки починається з видатної праці італійського лікаря і математика Джовані Альфонсо Бореллі (1608—1679 рр.) "Про локомоції тварин". У цій праці представлено відомості про центр тяжіння тіла людини й дано першу класифікацію локомоторних рухів як активних переміщень тварин у просторі. Ісаак Ньютон вважав Бореллі своїм попередником у вченні про всесвітнє тяжіння. Сьогодні ми з повним правом можемо вважати Бореллі засновником сучасної біомеханіки. Значно пізніше, на початку ХІХ ст., німецькі біологи брати Едуард та Вільгельм Вебери на досить сучасному для свого часу рівні продовжили вивчення положення центра тяжіння у тілі людини, біомеханіки ходьби, бігу, стрибків та інших локомоцій. Вже наприкінці ХІХ ст. їх співвітчизники Вільгельм Браун та Отто Фішер удосконалили ряд методів вимірювань біомеханічних характеристик рухів та суттєво доповнили ці дослідження.

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

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

Певними і вельми важливими віхами у розвитку біомеханіки стали праці відомого анатома-функціоналіста М.Ф. Іваницького, який у 1928р. видав "Записки з динамічної анатомії", а у 1938 р. опублікував юної рафію "Рухи тіла людини".

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

На цьому тлі вигідно вирізняються оригінальні праці видатного біомеханіка ХХ ст. М.О. Бернштейна, причому насамперед тим, що рухи людини представлені не як суто фізичні, механічні явища, а як біологічні структури, організовані у системній єдності організму людини як живої цілеспрямованої системи. У своїх працях йому

вдалося не тільки об'єднати у єдину систему анатомічні, фізіологічні, психологічні, фізичні та інші знання, а й на цій основі фактично синтезувати нову сучасну біомеханіку. Серія його дослідів, починаючи з 1939 р., завершилася фундаментальною працею "Про побудову рухів" (1947). Автор розглянув рухи людини як найважливіший об'єкт досліджень у сучасній біології. У цій книзі представлено дані про походження рухової функції, про розвиток структур центральної нервової системи у зв'язку з виникненням у людини певних ієрархічно залежних рівнів побудови рухів. Зокрема, він докладно описав субкортикальні рівні (руброспинальний рівень палеокінетичних регуляцій, рівень синергій та штампів або таламопалідарний рівень); кортикальні рівні (пірамідно-стриальний рівень просторового поля, тім'яно-пре-моторний рівень дій, вищі кортикальні рівні); розкрив механізми розвитку та розпаду рухів — виникнення та розвитку відповідних рівнів побудови, розвитку рухових навичок, вимоги до елементів координаційної структури рухів; явища, що зумовлюють прояв певних патологічних синдромів та механізми можливого їх виникнення у руховій системі людини.

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

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

"Теорію тілесних рухів" як самостійну навчальну дисципліну Лесгафт читав у Петербурзі починаючи з 1877 р. Після заснування Інституту фізичної освіти ім. П.Ф. Лесгафта у 1919 р. проблеми теорії та історії фізичної освіти та теорії тілесних рухів було об'єднано у

єдиний курс під назвою "Фізична освіта", котрий стала читати учениця Лесгафта А. А. Красуська. У 1927 р. з цього загального курсу було виділено курси "Теорія та методика фізичного виховання", "Історія фізичної культури" та "Теорія рухів".

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

Наприкінці 60-х років у КДІФК вже проводились широкомасштабні дослідження з біомеханіки. Наслідуючи традиції вітчизняних та зарубіжних анатомів-функціоналістів, українські фахівці продовжували розвивати біомеханіку фізичних вправ. Так, у 1969 р. А.М. Лапутін розробив першу біомеханічну класифікацію опорно-рухового апарату, принципи біомеханічного моделювання його суглобів та окремих ланок; було сформульовано принципи аналізу так званих локомоторних механізмів. Це надало можливість на більш об'єктивній основі будувати біокінематичні схеми опорно-рухового апарату під час аналізу рухів людини. У практику вимірювань та аналізу біокінематичних характеристик Лапутінін (1970) було введено поняття про соматичну систему координат тіла людини, а також створено біокінематичні моделі хребетного стовпа людини. Аналогічні біокінематичні моделі було розроблено для верхніх та нижніх кінцівок людини.

Удосконалювалися також інструментальні методи вимірювання рухів. Так, уперше в 1970 р. у практиці експериментальних дослідженні з біомеханіки було застосовано трикомпонентні інерційні акселерометри (А.М. Лапутін, А.В. Чорній), багатоконпонентна гоніометрична вимірювальна система для хребетного стовпа, нижніх та верхніх кінцівок типу "екзоскелетон" (Лапутін, 1972) та ряд інших пристроїв і технічних засобів.

Успішний розвиток біомеханіки стимулював наукову громадськість до проведення на базі лабораторії біомеханіки кафедри анатомії КДІФК у 1974 р. першої Всесоюзної наукової конференції з біомеханіки. Підсумки цієї конференції показали, що біомеханіка не

тільки стала теоретичною, фундаментальною наукою, але й почала суттєво впливати на різні галузі людської діяльності, зокрема промисловість, сільське господарство, військову справу, космонавтику, медицину та, звичайно, у фізичне виховання та спорт.

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

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

У 1981 р. в КДІФК було створено першу в Україні кафедру біомеханіки. Очолив її А.М. Лапутін. Цей організаційний момент справив великий позитивний вплив не тільки на розвиток біомеханіки як науки, як синтетичної системи знань, але й на формування її як навчальної дисципліни, а монографія Лапутіна "Навчання спортивних рухів" (1986) стала узагальненням результатів багаторічної роботи у цьому напрямі.

У 80-ті роки почали розробляти новий науковий напрям у галузі вивчення рухів людини — "дидактичну біомеханіку". Це допомогло узагальнити досвід викладання рухів у різних галузях професійної рухової діяльності людини й на такій основі створити методологію ефективної побудови педагогічного процесу.

Тривав подальший розвиток біомеханічних досліджень з різних видів спорту завдяки працям науковців, зокрема В.В. Гамалія (легка

атлетика), А.А. Тесленка (велосипедний спорт), Т.О. Хабінець (лижний спорт), О.А. Архипова (гімнастика), М.О. Носко (волейбол), В.П. Ляпіна, З.Ю. Чочарай (вільна боротьба), В.М. Смирнова (дзюдо), А.А. Македона (вільна боротьба), В.І. Плисько, В.В. Кругова (військово-прикладні види єдиноборств), Лайуні Ріда Б. Шедлі (медична біомеханіка) та ін.

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

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

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

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

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

рухових можливостей людини — дослідження динаміки зміни її геометрії мас в онтогенезі.

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

Після надання університету статусу Національного кафедра розширила навчальну роботу, включивши до навчального плану викладання на п'ятому курсі зі спеціалізації "біомеханіка спорту" кінезіологію, динамічну анатомію, психомоторику, клінічну біомеханіку спорту, вікову біомеханіку, біомеханічний аналіз, біометрію, ергономічну біомеханіку, технічні засоби у реабілітації і рекреації та експлуатацію тренажерних систем. Усі ці предмети органічно взаємопов'язані. Ця єдність інтегрувалася завдяки основному об'єкту дослідження та викладання — рухам, руховим діям людини. У зв'язку з цим було прийнято рішення об'єднати усі навчальні предмети кафедри під спільною назвою "кінезіологія", а колишня кафедра біомеханіки стала називатися кафедрою кінезіології. Оцінюючи перспективи розвитку біомеханіки в Україні, слід відмітити виражені тенденції до розширення географії поширення центрів спеціальних досліджень у цій галузі, зокрема появи їх у Львові (О.Ю. Рибак, Б.О. Виноградський та ін.), Харкові (В.П. Бізін, С.С. Єрмаков та ін.), Чернігові (Н.О. Носко та ін.), Сумах (А.В. Брижаний, А.М. Ратов) та в інших містах країни. Намітилися позитивні перспективи міжнародного наукового співробітництва з колегами з Росії, США, Швеції, Фінляндії, Данії, Польщі, Франції та інших країн. На майбутнє цієї науки сьогодні можна дивитися з оптимізмом, оскільки у різних регіонах України та в інших країнах досягнуто досить значних успіхів у розвитку як фундаментальних, так і прикладних досліджень. Тому є усі підстави припускати, що найближчим часом з'являться нові, більш досконалі біомеханічні технології дослідження рухової функції людини.

1.3. Біомеханічний аналіз

Для розв'язання ряду конкретних завдань у біомеханіці використовуються різні методи. Сьогодні у біомеханіці як синтетичній науці сформувався власний специфічний біомеханічний метод дослідження, основою якого є біомеханічний аналіз.

Практично без попереднього біомеханічного аналізу неможливо розробити жодної ефективної програми підготовки людини до розв'язання будь-яких координаційно складних рухових завдань. При вивченні рухів тіло людини часто умовно беруть за так звану матеріальну точку. Це припустимо тільки у тому випадку, якщо його розміри настільки малі порівняно з відстанню, на котру воно переміщується, що ними можна знехтувати. У випадках, коли з будь-яких практичних міркувань розмірами тіла знехтувати неможливо, за матеріальні точки беруть окремі його частини, ланки і розглядають у цьому разі як систему матеріальних точок. Якщо відстань між окремими точками системи не змінюється, її називають матеріальною системою, що не змінюється, або абсолютно твердим тілом.

Абсолютно твердих тіл у природі не існує; деформації притаманні усім без виключення матеріальним тілам з відносним молекулярним рухом. Однак більшість деформацій, у тому числі і у тілі людини, такі малі, що при вивченні її рухів ними можна знехтувати.

Усі рухи людини відбуваються у часі та у просторі. Час береться однаковим у будь-якій точці простору, у будь-якій системі відліку. Під простором, у котрому рухається тіло людини, розуміють евклідов тривимірний простір. При цьому вважається, що маса тіла (кількісна міра інертності її тіла) залишається увесь час незмінною і не залежить від руху.

Для об'єктивного пізнання закономірностей виконання рухів широко застосовуються різні біомеханічні методи дослідження, розроблені відповідно до сучасних наукових поглядів на їх природу, що відображають специфіку біомеханіки та її основних принципових методичних положень.

Біомеханічний аналіз являє собою один із способів вивчення рухової діяльності людини. Це ефективний логічний прийом вивчення складних і багатомірних систем, за допомогою котрого рухи людини ніби розчленовуються на складові частини, що потім

досліджуються диференційовано для більш глибокого їх пізнання як єдиного цілого. Разом з тим біомеханічний аналіз не зводиться до простого розчленування складних об'єктів, котрі вивчаються, на їхні складові елементи. Біомеханічний аналіз — це тільки початок об'єктивного дослідження руху. За ним іде слідом біомеханічний синтез — моделювання складних систем рухів з метою використання їх у різних напрямках медицини, ергономіки та прикладної дидактики рухової діяльності людини.

1.4. Основи біометрії

Біометрія як самостійний науковий напрям, що вивчає планування та обробку результатів комплексних експериментів та спостережень за біологічними об'єктами, склався на кінець XIX ст. під впливом праць двоюрідного брата Чарльза Дарвіна англійського ученого Френсіса Ч. Гальтона, який досяг видатних результатів у галузі кореляційного та регресійного аналізу. Згодом теорію кореляції розвинув Карл Пірсон, а основи методології сучасної біометрії було розроблено у дослідженнях англійського фахівця Р. А. Фішера, котрий показав, що планування експериментів і спостережень за живими системами та обробка їх результатів — це єдиний процес. Він також заклав основи планування експериментів, розробив методи дисперсійного аналізу.

Нині біометрія — це наука про закони (засоби) фізичного вимірювання живих об'єктів (людини) та про способи обробки результатів цього вимірювання. До основних завдань біометрії при вивченні рухів як частини загальної біометрії можна віднести: 1) створення передумов для дослідження та розробки законів, керуючись котрими можна вимірювати рухи та інші параметри організму людини; 2) створення методів вимірювання; 3) отримання об'єктивної інформації для її застосування у практиці біомеханічного аналізу. Виходячи з цього можна розглядати три основні частини біометрії: *теорію вимірювань, методи вимірювань, методи обробки результатів вимірювань.*

Перша частина, незважаючи на теоретичність, має прикладну спрямованість на забезпечення потреб практики вивчення рухів. Вона включає основи метрології, загальні основи теорії похибок, теорії систем, інформації, автоматичного регулювання, а також теоретичні основи методу моделювання.

Друга частина розкриває особливості сучасної техніки вимірювань та тестування людини, а також характер та можливості доцільного її використання у дослідженні параметрів організму при розв'язанні людиною певних рухових завдань. Тут вивчаються вимірювальні пристрої (тренажери), датчики інформації, пристрої, що підсилюють, перетворюють та передають інформацію, а також прилади для її реєстрації та обробки.

Третя частина — методи обробки результатів вимірювань на базі математичної статистики, хоча і є невід'ємною частиною загальної біометрії, можуть розглядатися у рамках самостійної наукової дисципліни.

Виміряти фізичну величину — це означає порівняти її з однорідною величиною, умовно взятою за одиницю вимірювання. Два поняття — фізична величина та одиниця вимірювання — за змістом різні. *Фізична величина* — це виміряне (чи можливо виміряне) фізичне явище. *Фізичне явище* ~ це відображені у нашій свідомості явища природи, що нас оточують чи про котрі здогадуємося, але такі, що не можемо виміряти (наприклад, відомо, що кожна людина має своє біополе, але поки нема приладів, які точно виміряли б його кількісні параметри), а також температура на сонці, гравітаційні взаємодії між клітинами живих організмів та багато інших.

Одиниці вимірювання — це величини, довільно вибрані дослідниками для кількісного порівняння та оцінки об'єктивних явищ природи, котрі вивчаються.

Мета вимірювання у біомеханіці — отримання кількісної та якісної інформації про фізичні (механічні) властивості організму людини та про окремі його елементи, про її рухи та рухові дії.

Об'єкт вимірювань у біомеханіці — людина як біологічна система, її руховий апарат, внутрішні та зовнішні фізичні взаємодії організму людини за різних умов її життєдіяльності.

Основним завданням метрології у біомеханіці як частині загальної метрології є забезпечення єдності та точності вимірювання рухів. Вона складається з трьох взаємопов'язаних розділів: 1) теорія та методика вимірювань рухової діяльності людини; 2) методи обробки результатів вимірювань; 3) методи застосування отриманих кількісних даних на практиці.

Використання метрології у біомеханіці базується на

- загальній теорії вимірювань;

- утворенні одиниць фізичних величин та їх систем;
- методах та засобах вимірювання;
- методах визначення точності вимірювань (теорія похибки вимірювань);
- основах забезпечення єдності вимірювань та одноманітності засобів вимірювання;
- створенні еталонів та зразків засобів вимірювання;
- методах передачі розмірів одиниць вимірювання від еталонів до зразкових та до робочих засобів вимірювання.

У біомеханіці, окрім точності та єдності вимірювання фізичних величин, вимірюванню підлягають також біологічні, психологічні, педагогічні, соціальні показники, що характеризують рухову діяльність людини. Для цього розроблено спеціальні методи та засоби вимірювань, результати котрих можуть об'єктивно характеризувати ступінь підготовленості людини до розв'язання певних рухових завдань.

При вимірюванні характеристик рухів користуються відповідними одиницями вимірювань. При цьому виникає проблема вибору еталонів. Усі одиниці вимірювання поділяються на основні, додаткові та похідні.

Основні одиниці вимірювання — це такі, розмір яких встановлюється незалежно від інших одиниць. *Похідні* ~ це одиниці, що визначаються рівнями зв'язку, котрі виражають математичну залежність однієї величини від іншої. *Системою одиниць* прийнято називати сукупність поодиноких вимірювань, що охоплюють якусь специфічну область фізичних величин.

Єдності вимірювань досягають шляхом представлення результатів в узаконених одиницях і з певною вірогідністю похибок. Нині у біомеханіці використовується Міжнародна система одиниць — СІ (SI). *Основні одиниці фізичних величин* у СІ: одиниці довжини — метр (м); маси — кілограм (кг); часу — секунда (с); сили струму — ампер (А); термодинамічної температури — Кельвін (К); сили світла — кандела (кд); кількості речовини — моль (моль). *Додаткові одиниці* у СІ — радіан (рад) та стерadian (ср) — застосовуються для вимірювання плоского та тілесного кутів у просторі. Окрім того, у біомеханічних вимірюваннях використовуються ще такі одиниці: сили — ньютон (Н), температури — градуси Цельсія (°С), частоти — герц (Гц), тиску — паскаль (Па), об'єму — літр (л), мілілітр (мл).

Шляхом розрахунків з цих основних одиниць отримують

похідні. Наприклад, робота, здійснювана тілом, що рухається, вимірюється як добуток сили на переміщення (Ньютон · метр — Н · м), потужність як робота за одиницю часу — у Н · м · с⁻¹, швидкість — у м · с⁻¹ тощо.

На практиці досить широко застосовуються так звані позасистемні одиниці. Наприклад, потужність вимірюється у кінських силах (к. с), енергія — у калоріях (кал), тиск — у міліметрах ртутного стовпчика (мм рт. ст.) тощо. Останнім часом від них поступово відмовляються. У деяких підручниках з фізіології та біохімії експериментальний матеріал представлений у позасистемних одиницях. Для переведення їх у СІ можна використовувати такі відношення: 1 Н = 0,102 кг (сили); 1 Нм = 1 Дж (джоуль) = 0,102 кгм = 0,000239 ккал. Один нью-тонометр дуже незначний за величиною і тому роботу спортсмена (або енергію, що виділяється при виконанні вправ) частіше вимірюють у кілоджоулях: 1 кДж = 1000 Нм = 0,239 ккал = 102 кгм. Інтенсивність (або потужність) рухів вимірюється у ватах: 1 Вт = 1 Дж · с⁻¹ = 1 Нм · с⁻¹ = 0,102 кгм · с⁻¹; відповідно 1000 Вт = 102 кгм · с⁻¹. При біомеханічних вимірюваннях значного поширення набув такий показник, як енерговитрати (у ккал) при виконанні рухів за одиницю часу (хв): 1 ккал · хв⁻¹ = 69,767 Вт = 426,85 кгм · хв⁻¹ = 4,186 кДж · хв⁻¹.

Оцінюючи інтенсивність того чи іншого руху, фахівці часто відмічають, що він виконується при споживанні певної порції кисню. При цьому відомо, що при споживанні 1 л кисню (O₂) виділяється 5,05 ккал енергії і здійснюється робота, що дорівнює 21,237 кДж. Отже, можливо розрахувати, скільки витрачається кисню на виконання кожного руху, що вивчається, яка при цьому виконується робота.

У біометрії широко застосовуються прийоми та методи метрології. *Метрологія* — це вчення про вимірювання. Її завданнями є встановлення одиниць вимірювання та розробка методів високоточних вимірювань.

Розділ біомеханічного аналізу — *біокінематика* (від грецьк. *біо*з — життя, *kinematos* — рух) вивчає рух живих тіл та біологічних систем. *Кінематика* — це розділ механіки, що вивчає механічні рухи усіх матеріальних тіл у природі. Рухи тіл у кінематиці вивчаються без урахування їхньої інертності та діючих сил. Тому кінематику іноді називають геометрією рухів. Поняття кінематики рухів включають в основному способи вимірювання положення тіла у просторі щодо

інших тіл з плином часу. Кінематика ставить за мету аналізувати різні види руху та виявляти закони, котрі відображають зв'язки між величинами, що характеризують ці рухи. Основним чинником кінематики та біокінематики є поняття про рух. Біокінематика вивчає все про рухи тіла людини, окрім механічних причин, котрі їх викликають.

Існують три способи визначення рухів тіла людини як матеріальної точки: природний, координатний та векторний. При цьому використовують такі кінематичні характеристики руху, як траєкторія, швидкість, прискорення, форма руху точки (прямолінійна, криволінійна). Якщо ж аналізується рух тіла як системи матеріальних точок, то використовують такі її характеристики: форма рухів (за формою рух може бути поступальним, обертальним або складним), швидкість, прискорення (розглядаються та співставляються характеристики рухів різних точок системи). Другий спосіб моделювання дозволяє отримати більш повне уявлення про рух тіла людини. Визначити положення тіла людини у просторі, застосовуючи цей спосіб, означає встановити місце його точок у просторі відносно обраної системи координат з урахуванням часу.

Часові характеристики розкривають рух у часі, коли він почався і коли закінчився (момент часу), як довго тривав (тривалість руху), як часто виконувався рух (темп), як рухи були побудовані у часі (ритм). Разом з просторово-часовими характеристиками вони визначають характер рухів людини. Визначаючи, де знаходилася та чи інша точка тіла у просторі, слід визначити, коли вона там була.

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

Ритм рухів (часовий) — це часова міра співвідношення частин руху. Ритм — величина, що не має розміру.

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

Ритм відображає зусилля, що докладаються, і залежить від їхньої величини, часу докладання та інших особливостей рухів. Тому

за ритмом рухів певною мірою можна судити про їх досконалість. У ритмі особливо важливими є акценти — великі зусилля та прискорення, їх розміщення у часі. При оволодінні вправами краще спочатку задати ритм, ніж докладно описувати деталі рухів. Це допомагає скоріше зрозуміти особливості вправи, що вивчається, її побудову у часі.

За просторово-часовими характеристиками рухів визначають, як змінюються положення і рухи людини у часі, як швидко людина змінює свої положення (швидкість) і рухи (прискорення).

Швидкість точки — це просторово-часова міра руху точки (швидкості зміни її положення).

Визначається швидкість точки за змінами її координат у часі. Швидкість — величина векторна і характеризує швидкість руху та його напрямок.

Миттєва швидкість — це швидкість у даний момент часу або у даній точці траєкторії, немов швидкість рівномірного руху на дуже малій ділянці траєкторії коло даної точки траєкторії.

Середня швидкість — це швидкість, з якою точка у рівномірному русі за той самий час пройшла б увесь розглядуваний шлях. Середня швидкість дозволяє порівнювати нерівномірні рухи.

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

Для біомеханічного обґрунтування рухів необхідно у кожному випадку вибрати, які швидкості і яких ланок та точок слід визначити.

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

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

Більш складним є обертальний рух тіла (усі точки тіла при цьому описують кола різного радіуса, але мають одну загальну вісь обертання). Цей рух також може бути рівномірним та перемінним.

У ряді випадків тіло людини може здійснювати так звані плоско-паралельні рухи. Це спостерігається, коли усі точки тіла

рухаються у площинах, паралельних одній нерухомій площині (наприклад, з певними допущеннями таким рухом можна вважати біг спортсмена по дистанції, що регламентується вертикальним положенням та простором, обмеженим біговою доріжкою). При цьому усі точки тіла мають неоднакові траєкторії та швидкості (на відміну від поступального руху). Такий рух може бути проаналізований шляхом розкладання на складові рухи: поступальний зі швидкістю будь-якої довільно взятої точки тіла та обертальний рух інших точок тіла навколо цієї точки. Дана точка у механіці називається полюсом обертання. Якщо за полюс береться точка, швидкість у котрій на даний момент часу дорівнює нулю, то полюс є миттєвим центром.

Розділ біомеханічного аналізу — біодинаміка (від грецьк. *bios* — життя, *dynamis* — сила) вивчає дію сил, що надають руху тілу людини та іншим біологічним системам. Динаміка — це розділ механіки, що вивчає механічні причини руху усіх матеріальних тіл у природі.

У динаміці розв'язуються два основних завдання: за заданими (відомими) силами визначається закон руху (пояснюється, яким чином рухається тіло даної маси під дією сил); за відомим законом руху визначається величина та напрямок діючих сил.

Усі завдання динаміки реалізуються на основі використання трьох основних законів механіки.

Маса тіла — це міра інертності тіла при поступальному русі. Вона вимірюється відношенням величини прикладеної сили до прискорення, котре вона викликає:

$$m = \frac{F}{\bar{a}}; [m] = M$$

де m — маса; \bar{F} — сила; \bar{a} — прискорення. Вимірювання маси тіла тут ґрунтується на другому законі Ньютона. Маса тіла залежить від кількості речовини цього тіла і характеризує його властивість — як саме прикладена сила може змінити його рух. Одна й та сама сила надасть більшого прискорення тілу, що має меншу масу, ніж тілу з більшою масою.

При дослідженні обертальних рухів слід ураховувати не тільки величину маси, але й її розподілення у тілі. На розподіл матеріальних точок у тілі вказує місце розташування мас тіла.

Момент інерції тіла — це міра його інертності при обертальному русі. Момент інерції тіла відносно осі дорівнює сумі

добутків мас усіх матеріальних точок тіла на квадрати їхніх відстаней від даної осі:

$$I = \sum_{i=1}^n m_i r_i^2; [I] = ML^2$$

Тут n — кількість елементів (часточок) у системі; m_i — маса кожного елемента у системі; r_i — відстань кожного елемента до осі обертання.

У системі тіл, що деформується, коли її частини віддаляються від осі обертання, момент інерції системи збільшується. Інерційний опір збільшується з віддаленням частин тіла від осі обертання пропорційно квадрату відстані. Оскільки матеріальні точки у тілі розташовані на різних відстанях від осі обертання, для розв'язання ряду завдань зручно вводити поняття радіуса інерції.

Радіус інерції тіла — це порівняльна міра інертності даного тіла відносно різних осей обертання. Його можна виміряти, добуваючи корінь квадратний із відношення моменту інерції (відносно даної осі) до маси тіла:

$$R_{IH} = \sqrt{\frac{I}{m}}; [R_{IH}] = L.$$

Знання моментів інерції тіла спортсменів під час розв'язання різних рухових завдань є дуже важливим для розуміння закономірностей рухів тіла, хоча точне кількісне визначення цієї величини у конкретних випадках нерідко утруднене.

Відомо, що рух тіла може відбуватися як під дією прикладених до нього рушійних сил, так і без рушійних сил (за інерцією, коли прикладена тільки гальмівна сила). Рушійні сили прикладені не завжди; без гальмівних сил руху не буває. Сила — причина не руху, а зміни руху; силові характеристики розкривають зв'язок дії сил зі зміною рухів.

Сила — це міра механічної дії одного тіла на інше; чисельно вона визначається добутком маси тіла на його прискорення, спричинене даною силою:

$$\vec{F} = m\vec{a}; [F] = MLT^{-2}$$

Зміна сили, так само як і маси, ґрунтується на другому законі Ньютона. Сила, що прикладена до даного тіла, спричиняє його прискорення. Хоча найчастіше йдеться не про силу, а про результат її дії, це можна застосовувати тільки до найпростішого поступального

руху тіла. У рухах людини як системи тіл, де усі рухи частин тіла є обертальними, зміна обертального руху залежить не від сили, а від моментів сил.

Сили, що діють на тіло людини, при біомеханічному аналізі можна поділити на декілька груп: *дистантні*, що виникають на відстані без безпосереднього зіткнення тіл — сили земного тяжіння, та *контактні*, що утворюються при зіткненні тіл (пружні сили та сили тертя). Виходячи з того, який вплив справляють ті або інші сили на рух тіла, можна виділити сили *активні* (що задаються) та *реакції зв'язку*, котрі накладають певні обмеження на рух тіла (вони не спричиняють рух, а протидіють активним силам або зрівноважують їх). Залежно від обраної системи відліку щодо тіла людини (від складу системи) розрізняють сили *зовнішні* та *внутрішні*. Зовнішні сили виникають із зовні тіла людини (наприклад, сила земного тяжіння). Внутрішні сили утворюються внаслідок внутрішніх взаємодій у системі тіла людини (наприклад, сила м'язів, сили внутрішньої взаємодії мас тіла). Стосовно до простору, що займає тіло людини та окремі його утворення, діючі сили можуть розглядатися як *зосереджені* (прикладені в одній точці) або *розподільні* (поверхневі, об'ємні). Залежно від тривалості дії на тіло людини сили можуть бути *постійними* (наприклад, сила гравітації) та *змінними* (практично всі інші сили).

При біомеханічному аналізі великого значення набуває визначення джерела діючих сил. У зв'язку з цим необхідно враховувати, що джерелом сили в інерціальній системі відліку для тіла, що вивчається, завжди слугує інше матеріальне тіло. Залежно від способу вимірювання та системи відліку розрізняють сили *статичні* та *рушійні*. Статичне вимірювання сили відбувається за допомогою будь-якої зрівноважуючої її сили (при цьому прискорення тіла дорівнює нулю). Статична дія сили завжди спричиняє деформацію тіла. Рушійні сили визначаються за прискоренням тіла, що виникло внаслідок дії цієї сили. Рушійна сила, як правило, збігається з напрямком руху тіла або утворює з ним гострий кут (при цьому вона може здійснювати позитивну роботу і збільшувати енергію тіла).

У реальній дійсності на тіло людини при його русі діє ще цілий комплекс сил довколишнього середовища. Ті сили, котрі спрямовані проти його руху або утворюють з його напрямком тупий кут, називаються *гальмівними силами*. Відносно тіла людини вони

здійснюють від'ємну роботу. Залежно від того, як спрямовано силу відносно вектора швидкості, можна виділити ще сили, котрі *відхиляють* (відхильні) рух та *завертають* (завертальні). Від того, яким буде результат дії тих чи інших сил, їх можна також розглядати як сили прискорювальні, сповільнювальні або такі, що повертають рух у зворотному напрямку (*повертальні*).

У рухах людини як системи тіл зміна обертального руху кожної біоланки залежить не від сили, а від моменту сили.

Кількість руху тіла спортсмена може бути встановлена, наприклад, за тривалістю руху до зупинки під дією вимірної гальмівної сили. Відповідна зміна кількості руху відбувається під дією імпульсу сили:

$$\int_{t_0}^t \bar{F} dt = \Delta m \bar{v}.$$

Кінетичний момент — це міра обертального руху тіла, що характеризує його здатність передаватися іншому тілу у вигляді механічного руху. Кінетичний момент дорівнює добутку моменту інерції відносно осі обертання на кутову швидкість тіла:

$$\bar{K}_z = I \bar{\omega}; [K_z] = ML^2T^{-1}.$$

У такий самий спосіб під дією імпульсу моменту сили відбувається відповідна зміна кінетичного моменту (момент кількості руху):

$$\int_{t_0}^t M_z(\bar{F}) dt = \Delta I \bar{\omega}.$$

Без впливу зовнішніх сил на тіло людини або на інше тіло, що рухається, сума усіх його імпульсів залишається постійною.

Таким чином, до раніше розглянутих кінематичних мір зміни руху (швидкість та прискорення) додаються і динамічні міри зміни руху (кількість руху, кінетичний момент).

При рухах людини сили, прикладені до її тіла на певному шляху, здійснюють роботу і змінюють його енергію. Робота характеризує процес, під час якого змінюється енергія системи. Енергія вже характеризує стан системи і змінюється внаслідок роботи. Механічна енергія — це специфічна фізична величина, що характеризує здатність тіла здійснювати роботу. Енергія відображає кількісну міру та якісну характеристику руху матерії в усіх її можливих проявах. Енергетичні характеристики показують, як змінюються види енергії під час рухів та як відбувається перебіг самого процесу зміни енергії.

Робота сили — це міра дії сили на тіло при деякому його переміщенні під дією цієї сили. Робота перемінної сили у поступальному русі на кінцевому шляху дорівнює певному інтегралу від елементарної роботи сили на шляху її докладання:

$$A = \int_{s_0}^s F_v ds; [A] = ML^2T^{-2}$$

де F_v — проекція сили F на напрямок швидкості v . Оскільки сили у рухах людини звичайно є перемінними, а рухи точок тіла криволінійні, то робота сили являє собою суму елементарних робіт.

Якщо сила спрямована у бік руху (або під гострим кутом до його напрямку), то вона здійснює додатну роботу, збільшуючи енергію тіла людини, що рухається. Коли ж сила спрямована назустріч руху (або під тупим кутом до його напрямку), то робота сили є від'ємною і енергія руху тіла людини зменшується.

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

$$A_{\text{тяж}} = P\Delta h.$$

При опусканні тіла робота сили тяжіння є додатною, а при підйомі — від'ємною.

Окрім роботи сили тяжіння (роботи підйому), можна виділити роботу розтягування та роботу прискорення. Робота розтягування здійснюється проти пружної сили (наприклад, таку роботу виконує рука людини, розтягуючи тятиву лука тощо). Роботу прискорення добре видно на прикладі метань молота, списа, штовхання ядра тощо. У процесі роботи людина проявляє певну працездатність (робота перетворюється на працездатність).

При енергетичних розрахунках для оцінки ролі сили визначають потужність сили, що характеризує важливий бік її ефекту — швидкість виконання роботи.

Потужність сили — це міра приросту роботи сили. Потужність сили у даний момент часу дорівнює похідній за часом від роботи:

$$N = \frac{dA}{dt} = A = Fv; [N] = ML^2T^{-3}$$

Ефективність прикладання сил у механіці визначають також за коефіцієнтом корисної дії (ККД) — відношенням корисної роботи ($A_{\text{кор}}$) до всієї витраченої роботи (A) рушійних сил:

$$\eta = \frac{N_{\text{кор}}}{N} = \frac{A_{\text{кор}}}{A}$$

Чим більший ККД (η), тим ефективніший рух.

Механічна енергія тіла людини визначається як запас його працездатності, тобто швидкостями рухів тіла та їхнім взаємним розташуванням. Це енергія переміщення та взаємодії.

Кінетична енергія тіла людини — це енергія його механічного руху, що визначає можливість здійснити ту чи іншу роботу. При поступальному русі вона вимірюється половиною добутку маси тіла людини на квадрат його швидкості:

$$E_{k(\text{пост})} = \frac{mv^2}{2}; [E_{k(\text{пост})}] = \text{ML}^2\text{T}^{-2}$$

Потенційна енергія тіла людини — це енергія його положення, обумовлена взаємним відносним розташуванням тіл або частин того самого тіла та характером їх взаємодії. Потенційна енергія у полі сил тяжіння

$$E_n = mgh = Gh,$$

де G — сила тяжіння; h — різниця рівнів початкового та кінцевого положення над землею, відносно котрого визначається енергія. Потенційна енергія пружно деформованого тіла

$$E_{n(\text{пр})} = \frac{C\Delta l^2}{2},$$

де C — модуль жорсткості; Δl^2 — зміна довжини.

Потенційна енергія тіла людини, яка перебуває у полі сил тяжіння, залежить від відносного розташування його частин. Потенційна енергія виникає за рахунок кінетичної (піднімання тіла, розтягування м'яза) і при зміні положення (падіння тіла, вкорочення м'яза) переходить у кінетичну.

Кінетична енергія біомеханічної системи тіла людини при плоскопаралельному русі дорівнює сумі кінетичної енергії його центра мас (ЦМ), якщо уявити, що у ньому зосереджено масу усієї системи, та кінетичної енергії системи у її обертальному русі відносно ЦМ:

$$E_k = \frac{mv^2}{2} + \frac{I\omega^2}{2}$$

Повна механічна енергія системи ланок тіла людини дорівнює сумі його кінетичної та потенційної енергії. У разі відсутності впливів зовнішніх сил повна механічна енергія тіла людини не змінюється.

У рухах людини одні види руху переходять в інші. При цьому енергія як міра її руху переходить з одного виду в інший. Так, хімічна

енергія у м'язах перетворюється на механічну (внутрішню потенційну пружно деформованих м'язів). Породжена останньою сила тяги м'язів здійснює роботу і перетворює потенційну енергію на кінетичну енергію рухомих ланок тіла та зовнішніх тіл.

Системні уявлення про рухи дають можливість вивчати окремі біомеханічні характеристики рухів у їх взаємозв'язку, взаємозумовленості та взаємозалежності. Це й визначає поняття "структура руху". Біомеханічна структура руху дає уявлення про те, яким чином окремі його частини об'єднуються в одне ціле.

Сила ваги тіла людини — це одне з проявлень сили всесвітнього тяжіння (сили тяжіння усіх тіл до Землі). Сила (F), що діє на тіло людини масою m поблизу поверхні Землі, згідно із законом всесвітнього тяжіння буде дорівнювати

$$F_T = G \frac{Mm}{R^2},$$

де M — маса Землі; R — радіус Землі; G — стала всесвітнього тяжіння — гравітаційна стала, що чисельно дорівнює силі тяжіння між двома тілами (матеріальними точками) масою 1 кг кожне, коли відстань між ними становить 1 м.

Якщо на тіло людини діє тільки сила тяжіння (усі інші зрівноважені), вона має здійснити вільне падіння. Прискорення вільного падіння визначається за другим законом Ньютона:

$$g = \frac{F}{m} = G \cdot \frac{Mm}{R^2 m} = G \cdot \frac{M}{R^2}.$$

Із цього рівняння видно, що прискорення вільного падіння g не залежить від маси (m) тіла. Воно однакове для усіх тіл. Таким чином, сила ваги

$$F = mg$$

Силу, з котрою тіло людини внаслідок його тяжіння до землі діє на опору або підвіс, називають його вагою. Це сила, котра докладена не до тіла, а до опори або підвісу. Вага людини та її сила тяжіння — не рівнозначні поняття. Вага і сила тяжіння завжди прикладені до різних тіл. У полі земного тяжіння центр маси тіла людини збігається з його центром тяжіння (з точкою прикладання сили тяжіння, що діє на тіло).

Поняття маси тіла входить до другого закону Ньютона. Ця маса називається інертною (є мірою інертності тіла людини, характеризує здатність тіла зберігати швидкість незмінною за відсутності сил, а

також отримувати прискорення під дією сили). Гравітаційна маса — це маса, що визначає силу взаємного тяжіння тіл і входить до закону всесвітнього тяжіння. За сучасними фізичними уявленнями, чисельно ці величини збігаються.

Для об'єктивної біомеханічної оцінки положення тіла людини у просторі необхідно знати можливості переміщення центра мас її тіла та пов'язані з цим наслідки. Важливим показником цього процесу є кількість руху, або імпульс тіла. Кількістю руху тіла масою m , що рухається зі швидкістю v , називається вектор mv . У тому разі, якщо на тіло протягом якогось часу (Δt) діяла сила F , для цього випадку другий закон Ньютона може бути записаний так: зміна кількості руху тіла дорівнює імпульсу сили, що діє на тіло, і відбувається у напрямку дії сили:

$$m\Delta v = F\Delta t$$

де $F\Delta t$ — імпульс сили; $m\Delta v$ — зміна кількості руху тіла за час Δt : $m\Delta v = m(v_2 - v_1)$. Кількість руху, або імпульс системи тіл — це геометрична сума імпульсів усіх тіл, що входять до системи:

$$mv = m_1v_1 + m_2v_2 + \dots + m_nv_n = \sum m_iv_i$$

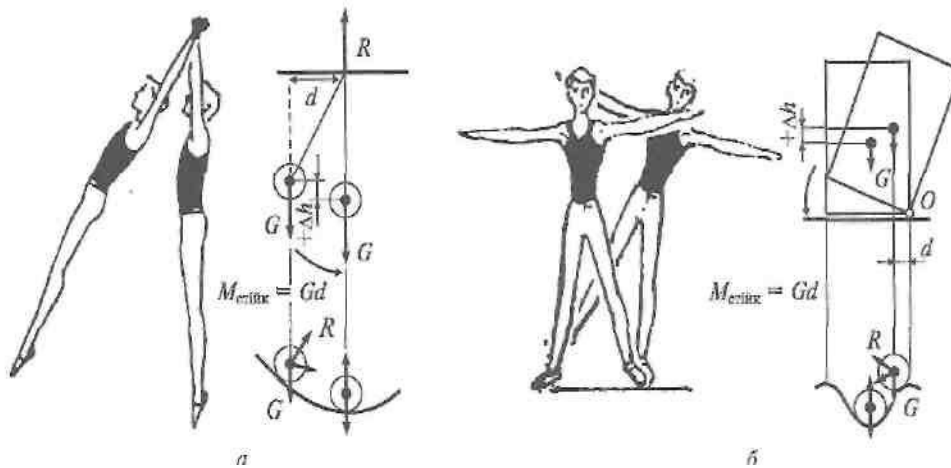
Для тіла людини такою системою тіл (мас) можна вважати систему мас ($m_1, m_2, m_3, \dots, m_n$) його взаємно рухомих ланок. З цього виходить, що у такій системі точкових мас (зосереджених у центрах мас окремих ланок) існує точка, котрій можна приписати повну масу системи усього тіла ($\sum m_i$). Іншими словами, це означає — замінити всю систему масою, зосередженою в одній точці. Така точка, фактично, володіє повним імпульсом системи $mv = \sum m_iv_i$. Це і є центр мас, або центр інерції всієї системи тіла людини. Він збігається з центром її тяжіння.

Положення центра тяжіння відносно опори впливає і на ступінь стійкості тіла та умови його рівноваги.

Рівновага тіла людини спостерігається тоді, коли всі сили, що діють на нього, і моменти сил є зрівноваженими (будь-які його прискорення дорівнюють нулю). У цьому положенні тіло може бути у спокої, рухатися прямолінійно та рівномірно або рівномірно обертатися навколо осі, що проходить через центр його тяжіння. Рівновага тіла людини має місце тоді, коли геометрична сума векторів усіх прикладених до тіла сил також дорівнює нулю.

Рівновага тіла може бути стійкою, нестійкою та байдужою. Стійкою рівновагою називають таке положення тіла, при виведенні з

котрого воно повертається у вихідне положення під впливом виключно сили тяжіння (мал. 1, *a*). І навпаки, при нестійкій рівновазі (мал. 1, *б*) воно не може повернутися у вихідне положення без додаткової дії зовнішніх сил. У випадку, коли тіло повертається у вихідне положення і не втрачає рівноваги, воно набуває положення байдужої рівноваги.



Мал. 1. Стійка (*a*) і обмежено стійка (*б*) рівновага тіла

При розв'язанні різноманітних рухових завдань людині досить часто доводиться зберігати нерухоме положення тіла. З іншого боку, так само часто вона вирішує завдання щодо збереження такого положення у взаємодії з іншими тілами, спортивними снарядами (наприклад, штанга, котру необхідно зафіксувати у положенні стоячи на прямих руках над головою).

З позицій біостатики необхідно розрізнити два поняття: положення тіла та поза тіла. Положення тіла визначається фіксацією усієї його біомеханічної системи відносно системи відліку, що пов'язана з тілами довколишнього середовища (наприклад, положення тіла стоячи, сидячи, лежачи тощо). Поза тіла визначається фіксацією окремих відносно рухомих ланок тіла людини щодо систем відліку, котрі пов'язані з біомеханічною системою його власного тіла (положення — стоячи; поза — руки на поясі, ноги на ширині плечей тощо).

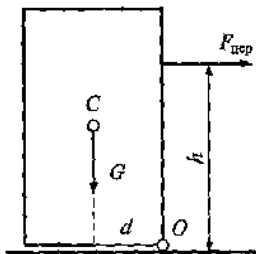
У практиці педагогічної діяльності тренера зрідка доводиться завершувати біомеханічний аналіз тільки на визначенні типу рівноваги тіла спортсмена. Найбільший інтерес являє встановлення ступеня його стійкості. Для того щоб розв'язати це завдання, визначають критерії стійкості. До основних критеріїв стійкості

належать: висота розташування загального центра мас тіла над опорою; місце проходження лінії тяжіння відносно опори; величина його площі опори; кути стійкості тіла у різних площинах простору, котрий воно займає; відповідні цим площинам моменти стійкості та перекидні моменти, а також його коефіцієнт стійкості. Визначення усіх цих критеріїв обов'язкове й при біомеханічному аналізі положень тіла людини, яка перебуває у рівновазі.

Під площею опори розуміють площу, обмежену крайніми точками опори тіла. Чим більша площа опори, тим тіло є більш стійким. Вона, однак, рідко набуває правильної форми. Лінія тяжіння (перпендикуляр, опущений з центра тяжіння тіла на площу опори) рідко перетинає площу опори через центр. Тому стійкість тіла не в усіх напрямках однакова. Так, у важкоатлета, який зафіксував штангу на прямих руках над головою, у передньозадньому напрямку ступінь стійкості буде меншою, у фронтальному — більшою. Для точнішої оцінки цього положення тіла визначають кути стійкості. Кутом стійкості називається кут між лінією тяжіння та похилою лінією, проведеною із ЗЦМ до будь-якої точки межі площі опори тіла.

Для збереження рівноваги тіла людини необхідно, щоб момент стійкості був більшим, ніж перекидний момент. Відношення моменту стійкості до перекидного моменту називається коефіцієнтом стійкості:

$$K_{\text{стійк}} = \frac{M_{\text{стійк}}}{M_{\text{пер}}} = \frac{Gd}{F_{\text{пер}} h}$$



Мал. 2.
Визначення
коефіцієнта
стійкості

$$K_{\text{стійк}} = \quad (2)$$

Якщо коефіцієнт стійкості більший за одиницю, то рівнодійна (R) двох сил $F_{\text{пер}}$ та P проходить у межах площі опори. Коли коефіцієнт стійкості дорівнює одиниці, то тіло людини набуває крайнього положення рівноваги. При коефіцієнті стійкості, меншому за одиницю, лінія дії рівнодійної (R) двох сил — $F_{\text{пер}}$ та P проходить за межами площі опори і тіло втрачає рівновагу (мал.2).

У підсумку можна відмітити, що тіло людини набуває тим більш стійкого положення, чим нижче розташований його ЗЦМ, чим більша його площа опори, чим ближче до центра перетинає площу опори лінія тяжіння, чим більшим кутом та моментом стійкості воно володіє у даному напрямку, чим більший за одиницю його коефіцієнт стійкості.

Аналізуючи рухи на місці необхідно використовувати закони не

тільки статички, але й динаміки.

При виконанні рухів без зміни місця відбувається зміна умов рівноваги тіла людини. Спостерігається два процеси: 1) переміщення ЗЦМ по вертикалі; 2) переміщення ЗЦМ по горизонталі. І у тому і в іншому випадку помітна тенденція до втрати рівноваги тіла. При переміщенні ЗЦМ по вертикалі відбувається зміна тиску (D) тіла на опору. У спокої він дорівнює вазі тіла (P). У ході руху тіла з прискоренням по вертикалі до ваги тіла додається або від нього віднімається (залежно від напрямку вектора прискорення) сила інерції F_{in} частини тіла:

$$D = P \pm F_{in}.$$

При переміщенні ЗЦМ по горизонталі лінія тяжіння може переміщуватися до краю межі площі опори. Результатом цього є зміни усіх інших характеристик ступеня стійкості тіла людини. Для збереження рівноваги у такому положенні рекомендується виконувати так звані компенсаторні рухи. Ці рухи дають змогу компенсувати переміщення певних мас ланок тіла у протилежному напрямку, внаслідок чого ЗЦМ системи суттєво не змінює свого положення відносно опори. При нижній опорі компенсаторні рухи рекомендується виконувати, починаючи з тих суглобів і ланок тіла, котрі розташовуються ближче до опори.

Контрольні питання

1. Біометрія: дати визначення, назвати основні розділи.
2. Назвати основні розділи та визначення метрології у біометрії: фізична величина, одиниці вимірювання, мета, об'єкт та предмет вимірювання у біомеханіці.
3. Назвати основні, додаткові та похідні одиниці вимірювань за Міжнародною системою одиниць (СІ).

1.5. Апаратурні комплекси та вимірювальні системи, що використовуються у біомеханіці

У практиці вивчення рухових дій людини використовуються візуальні та інструментальні методи контролю. У першому випадку фахівці, науковці, тренери, спортсмени, спостерігачі за переміщеннями тіла людини отримують переважно якісне уявлення про її рухи. Результат візуальної оцінки здебільшого є суб'єктивним, не оснований на чітких критеріях, його важко використати для порівняльного аналізу.

Інструментальні методи контролю є більш об'єктивними. За їх

допомогою отримують кількісну оцінку характеристик та показників рухових дій людини, а також можливих змін, що відбуваються у її організмі під час тієї чи іншої рухової діяльності. Нині у біомеханіці для цього використовуються методики, прийоми, котрі запозичені з багатьох галузей знань. Для підвищення точності інструментальних методів вимірювання біомеханічних характеристик рухів залучаються всі останні досягнення інженерної думки — радіотелеметрія, лазерна техніка, радіоізотопи, інфрачервона техніка, ультразвук, ЕОМ, телебачення, відеотехніка тощо. Інструментальні методи контролю переміщень тіла людини методично зручно поділити на дві групи — контактні та безконтактні, хоча на практиці вони часто застосовуються у комплексі, доповнюючи один одного.

В оптичних та оптико-електронних методах контролю інформація передається на реєструючій пристрій променем світла або тепловим випромінюванням. У механоелектричних методах вона передається електричними сигналами по проводах або радіохвилями. Ці методи основані на перетворенні вимірюваної якимось чином фізичної величини, що об'єктивно відбиває певні якості рухів людини, в електричний сигнал (оскільки електрика є універсальним засобом передачі енергії та інформації) з наступним вимірюванням та реєстрацією.

Електротензодинамографія

Метод електротензодинамографії (від лат. *tenzor* — напружую, розтягую) дозволяє реєструвати та вимірювати зусилля, що розвиває людина під час взаємодії з опорою та іншими об'єктами довколишнього середовища, котрі мають певну масу.

Усі тіла під дією прикладених до них сил деформуються, а величина деформації кожного такого пружного тіла, як уже згадувалося, є пропорційною прикладеному зусиллю. Внаслідок виконання руху людина здійснює механічний вплив на ту поверхню опори, відносно котрої вона переміщується, наприклад бігові доріжки та різні використовувані нею спортивні снаряди, які під час цієї взаємодії деформуються. Щоб виміряти величини зусиль, що розвиває людина, застосовують спеціальні тензодатчики, що перетворюють величини механічної деформації на електричний сигнал. В основі роботи кожного такого тензодатчика лежить явище тензоефекту — властивість деяких матеріалів змінювати електричний опір під впливом деформації. Такий датчик — електричний

провідник — наклеюється на пружний силовимірювальний елемент, що сприймає зусилля. При деформації пружного силовимірювального елемента відбувається деформація і наклеєного на нього тензодатчика, внаслідок цього на якусь величину і змінюється електричний опір R тензодатчика.

Таким чином, зміна сили струму I в електричному ланцюзі буде відображати зміни зусиль, які докладаються до тензодатчика, тобто відбувається перетворення вимірюваної неелектричної величини (сила F) на електричний сигнал (сила струму). Це дозволяє виміряти електричними методами механічну величину.

Універсальні методики ЕТДГ. Сьогодні дуже поширеними є тензоплатформи. Найбільш відомі з них — електротензодинамометричний комплекс "Модуль" площею $0,56 \text{ м}^2$ виробництва ВІСТІ (Росія) та тензоплатформа фірми KISTLER (Німеччина), що має площу $0,48 \text{ м}^2$. Такі платформи можуть розташовуватися на доріжках стадіонів, під важкоатлетичними помостами, у місцях відштовхування людини від опори при виконанні різних рухових дій. За допомогою динамографічних платформ, наприклад, вимірюються біомеханічні параметри опорних взаємодій людини у процесі ходьби, бігу, стрибків у довжину та висоту, стрибків на лижах з трампліна, стрибків у воду, а також у гімнастиці, акробатиці тощо.

Застосування платформ у процесі досліджень та біомеханічного контролю різних рухів людини потребує використання додаткових методологічних прийомів та пристроїв. Так, при контролі техніки метань (молот, диск, ядро) на платформу доцільно покласти спеціальний круглої форми настил (сектор) з обмежувальними елементами; при дослідженні старту у спринті на робочій поверхні платформи встановлюють стартові колодки тощо.

Стабілографія

Трудова та спортивна рухова діяльність у багатьох випадках вимагає від людини здатності досить економічно і з високим робочим ефектом утримувати певні робочі пози, видозмінювати їх, зберігаючи рівновагу свого тіла у просторі. Біомеханічні раціональні рухи та пози часто визначають кінцевий результат тієї чи іншої діяльності людини й тому є предметом детального дослідження фахівців. Ще у минулому столітті угорський лікар Ромберг ввів у клінічну практику спостереження за вертикальним положенням тіла та розробив

методики оцінки ступеня коливання тіла і тремора кінцівок. Ним було доведено, що оцінка вертикального положення тіла є важливим індикатором функціонального стану організму людини, її здоров'я.

У практиці спорту часто зустрічаються різні статичні положення та пози. До таких статичних положень відносять різні стійки, виси, упори у спортивній гімнастиці, стартові положення у легкій атлетиці, плаванні та інших видах спорту, пози важкоатлетів, стрільців тощо. Роль цих положень та поз як елементів спортивної техніки може бути зовсім різною, якщо розглядати їх основні три фази — початкову, проміжну та кінцеву. Залежно від того, до якої з цих фаз належить досліджувана статична поза, можна конкретно оцінити її роль в ефективному розв'язанні рухового завдання. Про значну роль статичних положень та поз у спорті свідчить і той факт, що у змаганнях за суддівськими правилами регламентується фіксація статичних поз.

Процес збереження положення та пози тіла — це складний процес управління та регуляції. Тіло людини з біомеханічної точки зору у біостатиці можна уявити як багатоланкову механічну систему, що складається з ряду ланок, котрі не деформуються. Ці ланки з'єднані за допомогою шарнірів, в котрих діють суглобні моменти, що забезпечують жорсткість статичного положення усієї рухомої системи. Для оцінки умов рівноваги тіла людини нині досить широко застосовується методика стабілографії. Останнім часом ця методика, окрім дослідження власне біомеханічних основ стійкості, застосовується також для вивчення функціонального стану організму людини, стерпності до навантажень статичного характеру, оцінки координаційних можливостей людини з точки зору професійного відбору. За всієї складності електронного комплексу апаратури, що використовується у методиці стабілографії, людина за час вимірювань не обтяжується прикріпленням датчиків до біоланок її тіла: їй лише необхідно стати на стабілографічну платформу та виконати відповідний контрольний тест.

Здатність зберігати рівновагу є однією з найважливіших умов забезпечення життєдіяльності організму людини. Методика, що забезпечує можливість кількісного та якісного аналізу стійкості стояння, власне й називається **стабілографією**.

Міотонографія

Міотонографія — це реєстрація та аналіз біомеханічних якостей скелетних м'язів людини. Як приклад наведено апаратурно-

програмний комплекс для реєстрації та аналізу біомеханічних якостей скелетних м'язів людини, комплекс призначений для якісної та кількісної діагностики біомеханічних якостей скелетних м'язів людини. Його можливості дозволяють отримати термінову інформацію про стан усіх досліджуваних м'язів у графічній та цифровій формах.

Під час діагностики на тілі людини закріплюється спеціальний датчик типу СМВ-308. Сигнали датчика вводяться через блок вводу інформації у ПК та обробляються за спеціальною програмою.

Електроміографія (ЕМГ)

У процесі життєдіяльності організму в його органах та тканинах виникають біоелектричні сигнали, котрі являють собою складні коливання несиметричної форми, що називаються біопотенціалами. Певною мірою, об'єктивно відображаючи фізико-хімічні результати обміну речовин, вони є досить інформативними показниками стану фізіологічних процесів в організмі. Внутрішнє середовище організму має низький електричний опір, що дозволяє біопотенціалам поширюватися по усьому тілу людини. Внаслідок цього біопотенціали скелетних м'язів, серця та мозку можуть бути зафіксовані на поверхні тіла спеціальними датчиками біопотенціалів. Як відомо, тіло людини має три основних взаємозв'язаних електромагнітних поля з відповідними біопотенціалами серця (ЕКГ — електрокардіографія), рухового апарату (ЕМГ), кори головного мозку (ЕЕГ — електроенцефалографія).

Електромагнітне поле серця людини безперервно змінюється з частотою серцевих скорочень, досягаючи максимуму у момент скорочення серцевого м'яза. Це поле підсилюється при фізичних вправах, емоційному збудженні людини та слабкішає під час сну, відпочинку, у стані спокою. Оскільки серце є найбільш життєво важливим органом людини, то дослідження його електричних потенціалів вже давно цікавило фахівців. Воно має чіткий певний ритм роботи, що не переривається ($f = 0,5 \div 250$ Гц), достатній за величиною електричний сигнал (1—5 мВ) та локальний осередок збудження біопотенціалів. ЕМГ з'явилася пізніше, тільки з появою апаратури, що дозволяє надійно вловлювати біопотенціали електричної активності скелетних м'язів.

Електромагнітне поле мускулатури людини має складну конфігурацію, котра спотворюється при найменшій зміні пози. Створення електромагнітного поля може відбуватися навіть при появі

думки про рух. Електроміографія — це спосіб реєстрації біоелектричної активності скелетних м'язів. Він дозволяє "заглянути" начебто усередину процесів, котрі відбуваються у м'язах, отримати цінну інформацію про роботу м'язів при виконанні рухових завдань, широко застосовується при вивченні спортивних рухів. Він дозволяє одночасно вимірювати біомеханічні та фізіологічні параметри рухової функції.

Акселерометрія

Результатом дії сили на будь-яке тіло може бути деформація тіла та його прискорення (зміна кількості руху). Відповідно до цього усі силувимірювальні прилади поділяються на два типи:

- ті, що вимірюють деформацію тіла, до котрого прикладено силу (знайомий нам динамометричний метод);
- ті, що вимірюють прискорення рухомого тіла (акселерометрія).

Акселерометрія (від лат. *accelero* — прискорюю) — це методика, котра дозволяє вимірювати прискорення ЗЦМ тіла людини та окремих його біоланок при виконанні рухів.

Акселерометр призначений для вимірювання прискорень. Робота такого датчика основана на вимірюванні сили інерції, котра виникає під час руху. Вимірювання прискорення відбувається у два етапи: 1) механічне вимірювання прискорення; 2) перетворення механічного переміщення маси датчика на електричний сигнал.

Механічне вимірювання прискорення. До досліджуваного об'єкта прикріплюється датчик, що складається з малої маси m на пружному підвісі певної жорсткості c . Рух об'єкта з прискоренням a зумовлює виникнення в акселерометрі сили інерції $\Delta F = ma$, котра зрівноважується пружною силою підвіса. Оскільки маса датчика m та жорсткість c є постійними величинами, то переміщення маси датчика буде пропорційним лінійному прискоренню об'єкта. Водночас відносне переміщення маси датчика дорівнює деформації пружного зв'язку, а це означає, що, вимірюючи цю деформацію, можна визначити шукане прискорення об'єкта.

Гоніометрія

Гоніометрія (від грецьк. *gonia* — кут) — це метод реєстрації кутових переміщень у суглобах. Величини суглобових кутів є важливими просторовими характеристиками рухів. Безперервний контроль за величинами кутових переміщень є корисним

- при вивченні спортивної техніки;
- при навчанні спортсменів раціональної техніки рухів;

- для біомеханічного аналізу спортивних рухів;
- для визначення рухомості сполучень ланок тіла, їх положень при різних позах, між позами руху;
- для оцінки гнучкості.

Рухоме з'єднання ланок тіла обумовлює їх кутове переміщення. Залежно від форми суглобів рухи можуть здійснюватися в одній або кількох площинах. Зі зміною кута у суглобі змінюються

- довжина м'яза (при цьому сила тяги м'яза зменшується пропорційно квадрату зменшення його довжини, тобто максимальну величину тягового зусилля м'яз виявляє при своєму найбільшому розтягненні у межах анатомічної рухомості);
- плече тяги м'яза відносно осі обертання;
- кут тяги м'яза за кістку.

Для вимірювання кутових переміщень ланок тіла людини, оцінки рівня розвитку гнучкості (амплітуди рухів) використовуються такі методи: 1) рентгенографія; 2) оптико-електронні — фото-, кіно-, стробозйомка, стереоциклографія, стереостробозйомка; відеометрія; 3) механічний; 4) механоелектричний.

Рентгенографічний метод дозволяє визначити теоретично припустиму амплітуду руху, розрахувавши її на основі рентгенологічного аналізу будови суглоба.

Оптичні методи вимірювання гнучкості ґрунтуються на застосуванні фото-, кіно-, стробозйомки. На суглобових точках тіла спортсмена укріплюють датчики-маркери, зміна їх взаєморозташування фіксується реєструючою апаратурою. Подальша обробка фотознімків або фотоплівки дозволяє визначити рівень розвитку гнучкості. Найбільш точними сучасними та перспективними з оптико-електронних методів для вимірювання кутових переміщень є стереоциклографія, стереостробозйомка, відеометрія.

Безконтактні методи контролю

Відповідно до блок-схеми інструментальних методів контролю, представленої на рис. 5.1, розглянемо безконтактні методи — оптичні та оптико-електронні.

Будова фотоапарата та кінокамери. Серед сотень сучасних моделей фотоапаратів є громіздкі й мініатюрні, більш і менш точні, складні й прості. Усі вони складаються зі світлонепроникної камери (корпусу), об'єктива, видошукача та світлочутливого матеріалу. Звичайно це фотоплівка завширшки 36 або 60 мм, а у спеціальній вимірювальній апаратурі — фотопластинка розміром 130 x 80 мм.

Чим більший формат матеріалу, тим вища розв'язувальна здатність фотографування. У корпусі знаходиться також затвор об'єктива та механізм пересування плівки на один кадр. Затвор призначений для того, щоб за короткий, точно визначений проміжок часу пропустити світловий потік на світлочутливий матеріал. Цей проміжок часу (або витримка) позначається цифрами 30, 60, 125, 250, 500 (наприклад, витримка 125 означає, що затвор об'єктива відкритий протягом 1/125 долі секунди).

Об'єктив фотоапарата складається з оправы, лінз та діафрагми. За допомогою діафрагми можна регулювати розміри діючого отвору об'єктива. Для величини діафрагми прийнято такі позначки: 2; 2,8; 4; 5,6; 8; 11; 16; 22. Переходячи від меншої цифри до наступної — більшої, ми вдвічі зменшуємо отвір, через котрий світло попадає на фотоплівку. Одночасно збільшується "глибина різкості", тобто зона простору, в якій усі предмети зображуються різко.

Таким чином, змінювати освітленість фотоматеріалу можна двома способами: витримкою та діафрагмою. Наприклад, сполучення витримки 60 та діафрагми 11 є еквівалентним сполученню витримки 125 з діафрагмою 8.

Видошукач потрібний для визначення меж кадра. Він дає можливість встановити, які предмети входять у кадр, а які лишаються за його межами. Якісний видошукач, окрім того, дозволяє наводити на різкість та контролювати її у момент зйомки.

Сучасний фотоапарат стає усе більш автоматизованим. Він має вмонтований експонетр, основною частиною котрого є фотоелемент, що дає струм, пропорційний освітленості. Завдяки цьому автоматично встановлюється витримка та діафрагма. Окрім того, можливе автоматичне регулювання різкості.

Останнім досягненням фототехніки є використання повних фотоапаратів-автоматів з системою чіп-карт: зображення кодується на магнітну картку, котра розпізнається за допомогою персонального комп'ютера або цифрових фотокамер "on-line", котрі кодують зображення одразу у цифровому виді і з'єднані з персональним комп'ютером (ПК), що дає можливість миттєво побачити відзнятий кадр на екрані монітора ПК.

Автоматизовані відеокомп'ютерні системи. Розвиток персональних ЕОМ та відеотехніки у світі у 1990-ті роки надав нового імпульсу удосконаленню засобів автоматизації управління процесом рухів людини. До цього часу у біомеханіці вже був

накопичений багатий досвід аналізу рухів людини. Однак його широкомасштабне використання, що базувалося переважно на традиційних кіно- та фотометодах реєстрації рухів, на практиці гальмувалося через складність та об'ємність обчислювальних операцій з обробки кінограм. Тому вдале поєднання відеометодів реєстрації рухів з високоефективними методами обробки їх результатів, що базуються вже на перевірених численними дослідженнями алгоритмах біомеханічного аналізу, сприяло позитивним результатам.

Найбільшого розвитку цей напрям набув у розвинених країнах заходу, де вже з початку 80-х років відбувається переоснащення матеріальної бази в галузі вимірювань рухових дій людини у режимі "on-line" (реального часу). Нові біомеханічні центри відкрилися в Австрії, Греції, Швеції, Чехії, Словаччині, Великій Британії, Південній Кореї. Збільшилася кількість колективів фахівців-біомеханіків, які працюють у країнах, котрим належить науковий пріоритет у цій галузі, — США, Канаді, Японії, Німеччині.

Впровадження у практику передових досягнень біомеханіки спричинило зміни методології досліджень, що виявилось у все більшій їх комп'ютеризації на всіх рівнях, розробки та втілення високопродуктивних та недорогих мікрокомп'ютерів. Саме тому важливою відмінністю цих змін стала поява більш ефективних методів вимірювання, складної високоточної вимірювальної апаратури, здатної зафіксувати усі необхідні параметри. На перший план виступають дистанційні та безконтактні методи дослідження. Ці положення визначають на сьогодні у біомеханіці три основних напрями розвитку вимірювальних систем, оснований на застосуванні

- високошвидкісних відеокамер у комплексі з дешифраторами відеофільмів для персональних комп'ютерів (ПК);
- стаціонарно встановлених динамографічних платформ, що функціонують у природних умовах, з виводом даних через аналого-цифрові перетворювачі на ПК;
- автоматизованих систем обробки відеограм на базі ПК.

У всіх трьох випадках технологія фіксування та обробки інформації із застосуванням ПК у режимі реального часу дає можливість оперувати великим обсягом даних, причому акцент у дослідженнях спрямований в основному на вивчення моделей техніки спортсменів високого класу. Це послужило основою появи пересувних лабораторій з компактними вимірювальними системами, що дозволяють контролювати рухові дії спортсменів у ході

тренувального процесу у природних умовах і щільно підійти до розв'язання проблеми моделювання спортивної техніки. До числа найсучасніших високопродуктивних систем, на наш погляд, сьогодні можна віднести такі:

1. Система аналізу рухів у двох і трьох площинах "TAKEL" (Японія), котра може аналізувати рухи тіла людини при зчитуванні з точністю до хвилини, коли кольорові маркери кріпляться на суглоби. Спеціальна кольорова TV-камера має високошвидкісний затвор, який можна використовувати як сенсор, а камеру сконструйовано таким чином, щоб розпізнавати та визначати кольори кожного маркера, прикріпленого до людини. Ця система вимірює локальні координати маркера зі швидкістю до 60 кадрів за секунду у реальному часі та запам'ятовує результати вимірювання на гнучкому диску. Потім дані вимірювання можуть бути проаналізовані безпосередньо після вимірювання. Зовнішнє розняття системи дозволяє легко приєднувати інші пристрої, включаючи тензоплатформи з синхронізованою базою таким чином, щоб можна було швидко й легко зібрати необхідні додаткові дані. Можлива конфігурація основних блоків у двох варіантах: для аналізу рухів тіла у двох площинах і для аналізу рухів у трьох площинах. Її можливості включають такі операції:

- вимірювання проводяться незалежно від розміру простору, внаслідок чого отримують високоточні та об'єктивні дані (кількість каналів — 4, 8 або 12);

- механізм визначення кольорового маркера виключає необхідність у задньому фоні, тому вимірювання при зчитуванні їхніх координат проводяться у реальних умовах;

- під час вимірювання місцезнаходження рухомих частин тіла висвітлюється на моніторі, тому рухи можна попередньо переглянути;

- дані координат запам'ятовуються на гнучкому диску безпосередньо наприкінці вимірювання, тим самим підвищується ефективність вимірювання;

- дані координат, переміщень, швидкостей, прискорень, кутів, кутових швидкостей графічно представляються на дисплеї у кольорі; числові дані можуть бути одразу надруковані;

- вимірювання та аналіз можуть проводитися після запису на відеострічку.

2. Система "VICON-370" (Велика Британія) складається зі станції-сервера бази даних, з'єднаних високошвидкісною мережею з однієї

або більше робочих станцій. У системі встановлюється від 4 до 7 відеокамер. Станція даних синхронізує відеокамери та оцифровує у реальному часі зображення пасивних ретрорефлективних (обернено відбиваючих) маркерів, прикріплених на суглоби спортсмена. Число необхідних камер залежить від природи та складності руху, що вивчається. Звичайно використовується не менше 5 камер для трасування білатерального руху у трьох координатах. Конструкція системи дозволяє розміщувати камери у будь-якій конфігурації, що найкращим чином фіксують об'єкт. Камери обладнані інфрачервоними стробоскопічними джерелами світла. Вони не відволікають уваги досліджуваного та дозволяють використовувати систему у нормальних умовах флюоресцентного освітлення всередині приміщення. До "VICON-370" за допомогою додаткового аналогового блока можуть бути приєднані динамоплатформи, електроміографи та інші аналогові пристрої. Велика кількість рухів людини успішно вимірюється камерами, котрі працюють зі швидкістю від 50 до 60 кадрів за секунду, що відповідає більшості європейських або американських відеостандартів. Однак для вимірювання високошвидкісних рухів або ударних взаємодій "VICON-370" пропонує використовувати камери з діапазоном швидкостей до 240 кадрів за секунду.

3. Модульні аналізатори рухів "PEAK-3D" та "QUALISYS" (Канада—США—Німеччина) дозволяють виконати безконтактні вимірювання у сагітальній, поперечній та похилій площинах на базі використання трьох професіональних відеокамер та відеокомп'ютерного інтерфейса, що фіксують траєкторії переміщення біоланок за допомогою спеціальних світловідбивачів-маркерів, закріплених на суглобах тіла людини (усього 24 канали). Системи "PEAK-3D" та "QUALISYS" працюють у комплексі з тензоплатформами, електроміографами, електрокардіографами, електроенцефалографами, акселерометрами, лічильниками деформації, електрогоніометрами, датчиками тиску. Швидкість зйомки — до 1000 кадрів за секунду.

4. Зчитування координат точок об'єкта, котрий викликав інтерес, здійснюється зі стоп-кадру відеофільму, відтвореного на відеомоніторі, за допомогою аналогового перетворювача типу "миша". У якості моделі опорно-рухового апарату людини використовується розгалужений кінематичний ланцюг, ланки котрого за геометричними характеристиками відповідають великим

сегментам тіла людини, а точки відліку координат — основним суглобам (усього 18 точок). Програмне забезпечення комп'ютера-відеоаналізатора дозволяє розраховувати кінематичні



Блок-схема відеокомплексу «KINEX»

Контрольні питання

Контрольна робота № 1.

1. Назвати склад блок-схеми вимірювальної системи.
2. Навести класифікацію інструментальних методів вимірювання кількісних параметрів рухів.
3. Дати характеристику контактних (механоелектричних) методів вимірювання.
4. Дати характеристику безконтактних (оптичних, оптико-електронних) методів вимірювання.
5. Розповісти про теоретичні основи електротензодинамометрії, блок-схему універсального електротензодинамометричного комплексу.
6. Розповісти про універсальні та окремі методи електротензодинамометрії.
7. Назвати умови стійкості тіла людини, види та управління збереженням положення рівноваги.
8. Що таке стабілографія, стабілограма? З чого складається стабілографічний вимірювальний комплекс?
9. Яке має значення і як діє апаратурно-програмний комплекс для реєстрації та аналізу біомеханічних якостей скелетних м'язів людини за методом міотонографії?
10. Що таке електроміографія? З чого складається вимірювальний комплекс?
11. Назвати типи ЕМГ-електродів. Розказати про монополярне та біполярне відведення.
12. Назвати основні напрями використання електроміографії.
13. Назвати види прискорень та особливості застосування акселерометрів.
14. Розповісти про п'єзоелектричний акселерометр.
15. Розповісти про конструкцію та принципи дії трикомпонентного акселерометра.
16. Які є методи реєстрації суглобних переміщень?
17. Яка будова та принцип роботи гоніометричного датчика?
18. Розповісти про схему підключення та тарування електрогоніометричних пристроїв.
19. Як вимірюються кривини хребта за допомогою електрогоніометричних пристроїв?
20. Навести класифікацію безконтактних методів контролю (оптичних та оптико-електронних).
21. Який принцип роботи сучасних цифрових фотоапаратів?
22. Як отримати фотографію, кінограму, стробофотограму?
23. Які переваги швидкісної кінозйомки у вимірюваннях рухів людини?
24. Розповісти про принцип роботи фотоелектронних методів дослідження.
25. Яка різниця у методах — телебачення та відеозапис?
26. Що таке DV-формат у відеозапису? Його переваги.
27. Який принцип дії сучасних відеокomp'ютерних систем у вимірюваннях рухів людини?
28. Як отримати відеограму?

Питання з альтернативною відповіддю

1. Датчик — це реєструючий прилад.

Правильно Неправильно

2. Блок-схема реєструючого комплексу складається з підсилювача та реєстратора.

Правильно Неправильно

3. Є реостатні тензодатчики.

Правильно Неправильно

4. Електротензодинамометрія — метод реєстрації сили при взаємодії людини з опорою.

Правильно Неправильно

5. Стабілограма характеризує стійкість тіла людини.

Правильно Неправильно

6. Жорсткість та демпферність м'язів вимірюються міотонометрами.

Правильно Неправильно

7. В електроміографії використовуються п'єзодатчики.

Правильно Неправильно

8. Для вимірювання прискорень біоланок тіла людини найкраще використовувати три площинні акселерометри.

Правильно Неправильно

9. Гоніометрія — метод реєстрації електричної активності скелетних м'язів.

Правильно Неправильно

10. Кривину хребта можна виміряти механічним гоніометром.

Правильно Неправильно

11. В усіх оптичних методах використовується фотографічний процес.

Правильно Неправильно

12. Кінограму можна отримати за допомогою фотозйомки.

Правильно Неправильно

13. Кінозйомку можна використовувати у режимі "on-line" (реального часу) при вимірюваннях кількісних характеристик руху.

Правильно Неправильно

14. Маркер — це спеціальний кристал, що відбиває світло.

Правильно Неправильно

15. Відеограма — це модель тіла людини.

Правильно Неправильно

16. До складу сучасної відеокомп'ютерної системи входить спеціальна відеокамера, персональний комп'ютер з відеоінтерфейсом, пакет прикладних програм для обробки зображень та побудови відеограм.

Правильно Неправильно

17. Тільки за допомогою відеомерії можна вивчати змагальну діяльність спортсмена.

Правильно Неправильно

18. У відеомерії можна проводити зйомку зі швидкістю 20 000 кадрів за секунду.

Правильно Неправильно

19. Найбільші переваги у вимірюваннях кількісних характеристик рухів тіла людини мають безконтактні методи.

Правильно Неправильно

20. Оцифровка зображень виконується за допомогою цифрових реєструючих приладів.

Правильно Неправильно

Контрольна робота № 2.

1. Що таке ОРА людини?
2. Що обмежує рухомість кожної біоланки у парі?
3. Як визначити кількість ступенів свободи у будь-якій біокінематичній парі?
4. Чим відрізняються одна від одної біокінематичні пари III, IV, V класів?
5. Що таке біокінематична пара і скільки біокінематичних пар в ОРА людини?
6. Що таке біокінематичний ланцюг?
7. Чим відрізняються один від одного прості й складні біокінематичні ланцюги?
8. Чим відрізняються один від одного замкнуті й незамкнуті біокінематичні ланцюги?
9. Як визначається число ступенів свободи руху біокінематичних ланцюгів ОРА людини?
10. Визначіть кількість біокінематичних пар хребетного стовпа.
11. Визначіть кількість біокінематичних пар верхніх та нижніх кінцівок.
12. Для чого будується біокінематична схема фізичної вправи?
13. Які основні вимоги методики побудови біокінематичної схеми за кінограмою?
14. Як визначити масштаб зображення?
15. Які помилки можливі при побудові біокінематичної схеми?
16. Яка послідовність роботи при складанні біокінематичної схеми за кіноплівкою, за кінограмою?
17. Що таке моменти часу, тривалість руху, темп та ритм руху?
18. Що таке хронограма фізичної вправи?
19. Яка послідовність побудови лінійних та колових хронограм?
20. Яке значення має дослідження часових характеристик руху для вивчення спортивної техніки?
21. Що таке траєкторія, переміщення, шлях?
22. Для чого вивчаються траєкторії руху точок тіла спортсмена?
23. Який рух вважають прямолінійним, криволінійним?
24. Яка методика побудови траєкторій точок за біокінематичною схемою?
25. Як визначити лінійні та кутові переміщення точок?
26. Що таке середня швидкість, миттєва швидкість?
27. Що таке прискорення, чому воно дорівнює?
28. Яка послідовність та хід роботи з визначення лінійних швидкостей точок тіла спортсмена?

29. Як визначити лінійне прискорення точок біоланок?
30. Як визначити горизонтальну та вертикальну складові швидкості та прискорення?
31. Який рух називається обертальним?
32. Що таке кутова швидкість?
33. У яких одиницях вимірюється кутова швидкість?
34. Яка залежність між лінійною та кутовою швидкістю тіла, що обертається?
35. Як визначити кутову швидкість за біокінематичною схемою фізичної вправи?
36. Що таке кутове прискорення?
37. Як визначити доцентрове прискорення, тангенціальне?
38. Чому дорівнює сумарне лінійне прискорення тіла, що обертається?
39. Як вибрати масштаби кінематичних графіків координат, швидкостей та прискорень?
40. Чому необхідна інтерполяція точок на графіках?
41. Які зв'язки між характеристиками швидкості та прискорення ураховуються при інтерполяції точок на графіках?

Питання з альтернативною відповіддю

1. Система відліку відстані — це умовно вибране тверде тіло, по відношенню до котрого визначають положення інших тіл у різні моменти часу.

Правильно Неправильно

2. Одиниця вимірювання відстані у Міжнародній системі одиниць — метр.

Правильно Неправильно

3. Якісні характеристики руху мають точну кількісну міру.

Правильно Неправильно

4. Кінематика рухів людини визначає геометрію (просторову форму) рухів та їх зміну у часі з урахуванням мас та рушійних сил.

Правильно Неправильно

5. Рухоме тіло завжди розглядають як матеріальну точку.

Правильно Неправильно

6. Для опису руху завжди застосовують тільки координатний спосіб відліку відстані.

Правильно Неправильно

7. Масштаб визначає відношення лінійних розмірів на схемі до дійсних.

Правильно Неправильно

8. Тіло людини вивчають як систему тіл, коли важливими є особливості рухів ланок тіла, що впливають на виконання рухової дії.

Правильно Неправильно

9. Координати точки — це просторова міра місцеположення точки відносно системи відліку.

Правильно Неправильно

10. Положення точки на лінії визначає одна координата, на площині — дві, у просторі — три координати.

Правильно Неправильно

11. До системи відліку часу входять певний початок та одиниці відліку.

Правильно Неправильно

12. У біомеханіці за початок відліку часу береться момент початку усього руху.

Правильно Неправильно

13. Одиниця відліку часу у Міжнародній системі одиниць — хвилина.

Правильно Неправильно

14. Момент часу (t) визначають проміжком часу до нього від початку відліку.

Правильно Неправильно

15. Символ " Δ " (дельта) означає зміну будь-якої величини.

Правильно Неправильно

16. Безопорна фаза в бігу триває від моменту відриву до контакту ноги з опорою.

Правильно Неправильно

17. Темп руху — величина прямо пропорційна тривалості цього руху.

Правильно Неправильно

18. Ритм визначається за співвідношенням тривалості частин руху: Δt_1 : Δt_2 : Δt_3 ...

Правильно Неправильно

19. Ритм можна визначити тільки у вправах з циклічною структурою рухів (ходьба, біг, плавання).

Правильно Неправильно

20. Скороченням для секунди у Міжнародній системі одиниць є "с".

Правильно Неправильно

21. Переміщення показує, яким є шлях точки.

Правильно Неправильно

22. Траєкторія — геометричне місце положень рухомої точки у системі відліку, що розглядається.

Правильно Неправильно

23. У криволінійному русі шлях точки дорівнює відстані за траєкторією у напрямку руху від початкового положення до кінцевого.

Правильно Неправильно

24. Одиницею вимірювання переміщення може бути метр.

Правильно Неправильно

25. Кілометр більший за милю.

Правильно Неправильно

26. Один градус дорівнює 57,3 рад.

Правильно Неправильно

27. Радіан — векторна величина.

Правильно Неправильно

28. Поєднання поступального руху з обертальним рухом називається кутовим переміщенням.

Правильно Неправильно

29. Переміщення тіла (кутове) знаходиться за різницею кутових координат

умовної лінії відліку.

Правильно Неправильно

30.Елементарне кутове переміщення ($\Delta\omega$) — це переміщення тіла з даного кутового положення у положення, що є нескінченно близьким до нього.

Правильно Неправильно

31.Швидкість — похідна величина у Міжнародній системі одиниць.

Правильно Неправильно

32.Якщо швидкість дорівнює нулю, то це означає, що об'єкт у даний момент є нерухомим.

Правильно Неправильно

33.Швидкість визначається як швидкість зміни положення.

Правильно Неправильно

34.Напрямок прискорення та швидкості завжди співпадає.

Правильно Неправильно

35.Прискорення завжди дорівнює нулю, коли швидкість дорівнює нулю.

Правильно Неправильно

36.Скалярна перемінна характеризується як величиною, так і напрямком.

Правильно Неправильно

37.Тіло, на котре діє сила, зазнає прискорення.

Правильно Неправильно

38.Розмірність LT^{-2} визначає величину швидкості.

Правильно Неправильно

39. У момент, коли графік швидкість — час має мінімум, то прискорення від'ємне.

Правильно Неправильно

40.Нульова швидкість може свідчити про зміну напрямку руху.

Правильно Неправильно

41.Радіан визначається як відношення двох відстаней.

Правильно Неправильно

42. Напрямок вектора лінійної швидкості є перпендикулярним до траєкторії твердого тіла, що обертається.

Правильно Неправильно

43. Напрямок руху точки при обертальному русі безперервно змінюється.

Правильно Неправильно

44. При повному розгинанні кут між плечем та передпліччям дорівнює приблизно 3,14 рад.

Правильно Неправильно

45.М'язова активність може спричинити прискорення кінцівки.

Правильно Неправильно

46.Початкова вертикальна швидкість спортивного снаряда під час випуску визначає, як високо зможе піднятися у польоті снаряд.

Правильно Неправильно

47.Вертикальна швидкість снаряда дорівнює нулю на вершині його траєкторії.

Правильно Неправильно

48.Символом "v" позначають швидкість тіла як векторну величину.

Правильно Неправильно

49.Одиниця вимірювання, що має розмірність LT^{-1} , визначає величину кутової швидкості.

Правильно Неправильно

50.Кутова швидкість є векторна величина.

Правильно Неправильно

51.Зміна нахилу графіка швидкість — час свідчить про зміну прискорення.

Правильно Неправильно

52.Від'ємні значення швидкості вказують на уповільнення руху.

Правильно Неправильно

53.Коли швидкість максимальна, то прискорення у цей момент також є максимальним.

Правильно Неправильно

54.Коли прискорення дорівнює нулю, то швидкість не змінюється.

Правильно Неправильно

55.Від'ємне значення прискорення вказує на те, що напрямок руху тіла змінився на протилежний.

Правильно Неправильно

56.Під час ходьби принаймні одна нога завжди торкається опори.

Правильно Неправильно

57.При збільшенні швидкості (у бігових видах) час опори скорочується.

Правильно Неправильно

58.Якщо темп кроків залишається постійним, то швидкість зростає по мірі подовження кроків.

Правильно Неправильно

59.Траєкторія польоту спортивного снаряда у повітрі є пряма лінія.

Правильно Неправильно

60.Графік швидкість — час дає уявлення про просторову форму руху тіла.

Правильно Неправильно

Контрольна робота № 3.

1.Яка різниця у поняттях ЗЦТ та ЗЦМ?

2.Які анатомо-фізіологічні особливості локалізації ЗЦТ тіла людини?

3.Який зміст теореми про суму моментів сил відносно певної осі?

4.Що таке момент сили тяжіння, що діє на окремі біоланки або усе тіло відносно вибраної осі?

5.Як визначити положення ЦТ окремих біоланок?

6.Яка відносна вага великих біоланок тіла людини?

7.Яка послідовність робіт при визначенні ЗЦТ тіла людини за допомогою аналітичного методу?

8.Які переваги й недоліки аналітичного методу визначення ЗЦТ тіла людини?

9.У чому сутність теореми про рівнодійну паралельних сил, спрямованих в

один бік?

10. Чому дорівнює проекція рівнодійної паралельних сил на певну вісь?

11. Як визначити величину рівнодійної паралельних сил, спрямованих в один бік?

12. Як знайти точку докладання рівнодійної двох паралельних сил, спрямованих в один бік?

13. Яка послідовність виконання робіт з визначення ЗЦТ тіла людини графічним способом?

14. Від чого залежить ступінь стійкості тіла спортсмена?

15. Що називається площею опори тіла спортсмена?

16. Що таке кут стійкості тіла людини?

17. Що таке радіус стійкості?

18. Як визначити момент стійкості тіла людини?

19. Як визначити перекидний момент, що діє на тіло спортсмена?

20. Що таке коефіцієнт стійкості?

21. Яка послідовність виконання роботи з визначення ступеня стійкості тіла спортсмена, який перебуває у рівновазі?

Питання з альтернативною відповіддю

1. Вага окремих ланок тіла залежить від ваги тіла у цілому.

Правильно Неправильно

2. Центр тяжіння твердого тіла є певною фіксованою точкою, що не змінює свого положення відносно тіла.

Правильно Неправильно

3. Загальний центр тяжіння системи тіл може змінювати своє положення, якщо змінюються відстані між окремими масами цієї системи.

Правильно Неправильно

4. У біомеханіці розрізняють центри тяжіння окремих ланок тіла та загальний центр тяжіння усього тіла.

Правильно Неправильно

5. Щоб визначити шляхом розрахунку координати ЗЦТ тіла у будь-якій позі, потрібно знати: 1) положення окремих ланок тіла; 2) вагу окремих ланок тіла та 3) положення ЦТ окремих ланок тіла.

Правильно Неправильно

6. При зміні пози ЗЦТ може знаходитися за межею тіла людини.

Правильно Неправильно

7. У людини, яка стоїть в основній стійці, горизонтальна площина, що проходить через ЗЦТ, знаходиться приблизно на рівні другого крижового хребця.

Правильно Неправильно

8. У положенні лежачи ЗЦТ зміщується в бік голови приблизно на 10 %.

Правильно Неправильно

9. У жінок ЗЦТ тіла розташований у середньому на 1—2 % нижче, ніж у чоловіків.

Правильно Неправильно

10. Модуль рівнодійної двох паралельних та односпрямованих сил дорівнює різниці модулів сил складових.

Правильно Неправильно

11. Загальний центр тяжіння тіла людини — це точка докладання рівнодійної сили тяжіння до землі усіх частин тіла людини.

Правильно Неправильно

12. При розрахунках у біомеханіці вважають, що ЦТ окремих ланок розташований на поздовжніх осях, що з'єднують центри суглобів.

Правильно Неправильно

13. Ступінь стійкості тіла людини залежить від пози.

Правильно Неправильно

14. Вага тіла не впливає на ступінь його стійкості.

Правильно Неправильно

15. При незмінній площі опори стійкість тіла в усіх напрямках однакова.

Правильно Неправильно

16. Збільшення радіуса стійкості у тому чи іншому напрямку викликає зменшення кута стійкості у цьому напрямку.

Правильно Неправильно

17. Момент стійкості можна визначити як добуток ваги тіла на відповідний радіус стійкості.

Правильно Неправильно

18. Перекидний момент може бути визначений як добуток сили тяжіння на висоту розташування ЗЦТ тіла людини.

Правильно Неправильно

19. Коефіцієнт стійкості визначає поведінку тіла (здатність зберігати рівновагу та втрачати її) при дії на нього перекидної сили.

Правильно Неправильно

20. Стійкість тіла спортсмена залежить від ступеня рухомості у суглобах та рівня розвитку м'язової сили.

Правильно Неправильно

21. При однаковій площі опори людина, яка вища на зріст, більш стійка, ніж людина невеликого зросту.

Правильно Неправильно

22. Зміна положення ЗЦТ тіла не впливає на ступінь стійкості тіла, як що площа опори залишається незмінною.

Правильно Неправильно

23. Коли система перебуває у рівновазі, то на неї не діє жодна сила.

Правильно Неправильно

Контрольна робота № 4.

1. Що таке маса тіла?

2. Що таке момент інерції тіла?

3. Які механічні умови необхідно створити для надання тілу людини або його окремій біоланці обертального руху?

4. Які фізичні чинники зумовлюють змінення швидкості обертального руху?

5. Як визначити момент інерції тіла відносно осі, що проходить через центр маси?
6. Як визначити момент інерції тіла відносно зовнішньої закріпленої осі?
7. Назвати зовнішні та внутрішні сили, котрі можуть бути докладені до тіла людини. Яке їх значення?
8. Які рухи називають локомоторними?
9. Що таке реакція опори?
10. Що таке статична та динамічна реакція опори?
11. За якої умови ЗЦМ тіла людини змінює рух?
12. Яку роль відіграють махові рухи при відштовхуванні?
13. Як за тензодинамограмою визначити масштаби часу та зусилля?
14. Як за тензограмою опорної реакції розрахувати тривалість фаз у часі та величини реакції опори або її складових?
15. Сформулювати пряму й обернену задачі динаміки.
16. У чому суть методу графічного інтегрування графіка опорної реакції?
17. Які джерела прискорювальної сили при виконанні фізичних вправ?
18. Як визначити за тензограмою стрибка угору з місця прискорювальну силу, вертикальну складову прискорення, швидкості та переміщення ЗЦМ тіла спортсмена?
19. Який взаємозв'язок між динамічними та кінематичними характеристиками руху ЗЦМ стрибуна?
20. Як можна визначити роботу сили?
21. Що таке потенціальна енергія тіла?
22. Як визначити кінетичну енергію тіла при його поступальному та обертальному русі?
23. Як визначити повну механічну енергію тіла?
24. Що таке рекуперація енергії?
25. Які шляхи рекуперації енергії при рухах людини Вам відомі?
26. За якої умови відбувається перетворення кінетичної "енергії швидкості" на потенціальну "енергію положення"?
27. Що таке квазімеханічна робота?
28. Що таке коефіцієнт збереження енергії? Методика його визначення.
29. Яке значення має коефіцієнт рекуперації енергії при оцінці спортивно-технічної майстерності?

Питання з альтернативною відповіддю

1. Закон інерції стверджує, що зміна руху — це результат дії сили.

Правильно Неправильно

2. Момент інерції — міра розподілу маси відносно осі.

Правильно Неправильно

3. Момент інерції — векторна величина.

Правильно Неправильно

4. У системі СІ одиниця виміру моменту інерції — $\text{кг} \cdot \text{м}^2$.

Правильно Неправильно

5. Чим більший момент інерції тіла, тим легше змінити його рух.

Правильно Неправильно

6. Визначення моменту інерції дозволяє дати кількісну оцінку інертності тіла спортсмена, який виконує обертальний рух.

Правильно Неправильно

7. Біоланка стопи має найменшу масу з усіх сегментів тіла людини.

Правильно Неправильно

8. При дослідженні рухів людини радіус інерції тіла може бути порівняльною мірою інертності тіла відносно його різних осей.

Правильно Неправильно

9. Оскільки маса тіла людини залишається незмінною, момент інерції усього тіла не залежить від пози тіла.

Правильно Неправильно

10. Групування при виконанні сальто зменшує момент інерції тіла спортсмена.

Правильно Неправильно

11. Робота є векторною величиною.

Правильно Неправильно

12. Одиниця вимірювання роботи — $\text{Н} \cdot \text{м}$.

Правильно Неправильно

13. Ізометричний режим роботи м'язів пов'язаний із витратами енергії.

Правильно Неправильно

14. Одиниця вимірювання енергії — Дж.

Правильно Неправильно

15. Визначення потенціальної енергії включає лінійне та кутове переміщення.

Правильно Неправильно

16. М'язи людини можуть накопичувати енергію пружної деформації.

Правильно Неправильно

17. Необхідною умовою перетворення кінетичної енергії на потенціальну та навпаки є їхнє протифазне змінення у часі, тобто збільшення потенціальної енергії у даний момент часу пов'язане зі зменшенням кінетичної енергії і навпаки.

Правильно Неправильно

18. Одним із способів рекуперації енергії є перехід енергії від однієї ланки до іншої.

Правильно Неправильно

19. Для виконання механічної роботи використовується вся енергія тіла людини, що вивільнюється внаслідок обмінних процесів.

Правильно Неправильно

РОЗДІЛ II. ЛЕКЦІЙНИЙ МАТЕРІАЛ

Лекція № 1.

Предмет, задачі і зміст біомеханіки

План

1. Основні поняття про рух.
2. Предмет біомеханіки.
3. Задачі біомеханіки.
4. Зміст біомеханіки.
5. Метод біомеханіки.

1. Фізика, хімія, біологія й інші науки вивчають закони різних форм руху матерії в неживій природі, в живій природі і в суспільстві. Найпростіший рух – просторове переміщення тіл – досліджує механіка. Для кращого розуміння суті та ролі механічного руху в тваринних, організмах слід розглянути основні поняття про рух взагалі.

Рух як форма буття матерії

Рух є форма існування матерії. Всім відомо глибокі і яскраві слова Ф.Енгельса: «Рух, що розглядається в найзагальнішому сенсі слова, тобто розуміється як форма буття матерії, як внутрішньо притаманний матерії атрибут, обіймає собою все що відбуваються у всесвіті зміни і процеси, починаючи від простого переміщення і кінчаючи мисленням. Отже, рухом у філософському розумінні називають всяку зміну взагалі. Все існуюче в світі – матерія, яка вічно рухається, змінюється. Матерія без руху немислима, як немислимо і рух без матерії.

Форми руху матерії

Відповідно різноманіттю світу існує і різноманіття руху різних форм матерії. Розрізняють більш прості форми руху матерії механічну, фізичну та хімічну, які проявляються, як в неживій, так і в живій природі, і більш складні, вищі, форми руху біологічну (все живе) і соціальну (суспільні відносини, мислення). З розвитком наук все більше поглиблюється вивчення раніше відомих форм руху, і висуваються на обговорення нові. Кожна більш складна форма руху включає в себе і більш прості. Найпростіша форма – механічна існує скрізь. Але чим форма руху вище, тим менш істотна механічна форма, рух якісно характеризується відповідно більш високою формою.

Таким чином, кожна вища форма володіє якісною специфікою і не «сводима» до нижчих, в той же час вона нерозривно пов'язана з ними.

Рух людини представляє собою механічне переміщення живого організму.

Рух людини – одне з складних явищ у світі.

Вони складні не тільки тому, що в його рухової діяльності дуже непрості функції органів руху, але й тому, що в ній відбувається його свідомість як функція найбільш високоорганізованої матерії – мозку.

Роль руху в житті людини виключно велика. За допомогою рухів він змінює навколишню природу. У процесі цієї зміни розвиваються і організм

людини, і його свідомість.

Навіть найпростіша форма руху матерії – механічна – через надзвичайну складність будови тіла людини та його функцій дуже не проста. Рух живих істот як біологічне явище може бути зрозумілим лише на основі вивчення в нерозривному зв'язку біологічних і механічних закономірностей.

2. Предмет будь-якої науки, у тому числі і біомеханіки, визначається специфічним об'єктом пізнання колом явищ і процесів, закономірностей, які вивчає та чи інша наука. В цьому об'єкті кожна з них має свою область вивчення.

Об'єкт пізнання

Об'єкт пізнання біомеханіки є рухові дії людини як системи взаємно пов'язаних активних рухів і положень його тіла.

Біомеханіка виникла і розвивається як наука про рухи тваринних організмів, зокрема людини. У тваринних організмів рухаються не тільки частини тіла – органи опори і руху. Зміщаються внутрішні органи, рідини в судинах і порожнинах, повітря в дихальній системі, т. ін. Ці механічні процеси в біомеханіці ще майже не досліджені. Тому до сих пір об'єктом пізнання в ній прийнято вважати тільки рухи тіла. В принципі ж до біомеханіки слід відносити всі прояви механічного руху в тваринних організмах.

У нормі людина виробляє не просто рухи, а завжди дії (Н. А. Бернштейн); вони ведуть до певної мети, мають певний сенс. Тому людина виконує їх активно, цілеспрямовано, керуючи ними, причому всі рухи тісно взаємопов'язані – об'єднані в системи. У діях людини рухи виконуються зазвичай не весь час і не завжди у всіх суглобах. Частини його тіла іноді зберігають своє відносне положення майже незмінним. У активному збереженні положення, як і в активних рухах, беруть участь м'язи. Послідовно, людина здійснює рухові дії за допомогою активних рухів і зберігаючи при необхідності взаємне розташування тих чи інших ланок тіла. Системи активних рухів, а також збереження положень тіла при рухових діях і вивчаються в цьому курсі біомеханіки.

Область вивчення

Область вивчення біомеханіки – механічні і біологічні причини виникнення рухів і особливості їх виконання.

Рухи частин тіла людини представляють собою переміщення в просторі і часі, які виконуються в багатьох суглобах одночасно і послідовно. Рухи в суглобах за своєю формою і характером дуже різноманітні, вони залежать від дії безлічі прикладених сил. Всі рухи закономірно об'єднані в цілісні організовані дії, якими людина управляє за допомогою м'язів. Враховуючи складність рухів людини, в біомеханіці вивчають і механічну та біологічну їх сторони, причому обов'язково в тісному взаємозв'язку. Оскільки людина виконує завжди осмислені дії, його цікавить, як можна досягти мети, наскільки добре і легко це виходить в даних умовах. Щоб результат був кращим і досягти його було легше, людина свідомо враховує і використовує умови, у яких треба

діяти. Крім того, вона вчиться більше абсолютно виконувати рухи. Біомеханіка людини враховує ці його спроможності, чим суттєво відрізняється від біомеханіки тварин, жодне з яких не володіє ними. Таким чином, біомеханіка людини вивчає також, який спосіб і які умови виконання дій краще і як оволодіти ними.

Біомеханіка розділяється на: а) загальну, що досліджує загальні закономірності всіх видів рухових дій, і б) частинні розділи, які вивчають закономірності рухів, специфічних для фізичних вправ (у тому числі і спортивних), праці, реабілітації (в даному випадку – відновлення втрачених або порушених функцій) і ін.

3. Завдання кожної області знання визначають собою її зміст— теорію і метод. Розрізняють загальні завдання, що охоплюють всю область знання, і приватні — важливі лише для певного кола явищ, що вивчаються. Загальне завдання вивчення рухів полягає в оцінці ефективності додатка сил для досягнення поставленої мети. Різне вивчення рухів кінець кінцем направлене на те, щоб допомогти. Перш ніж приступити до розробки кращих способів дій, необхідно оцінити вже існуючі. Звідси впливає сама загальна задача біомеханіки, що зводиться до оцінки ефективності способів виконання досліджуваного руху. При такому підході зіставляють те, що є в рухах, з тим, що вимагається. Біомеханіка досліджує, «яким чином отримана механічна енергія руху і напруги може придбати робоче застосування», – писав акад. А. А. Ухтомський. Робочий ефект вимірюється тим, як використовується витрачена енергія. Для цього визначають, які сили здійснюють корисну роботу, які вони за походженням, коли і де прикладені. Те ж саме повинно бути відомо про сили, які виробляють шкідливу роботу, що знижує ефективність корисних сил. Таке вивчення дає можливість зробити висновки про те, як підвищити ефективність дії. Це лише сама загальна задача. По ходу її вирішення виникають багато приватних задач, не тільки передбачають безпосередню оцінку ефективності, але і впливають із загальної задачі і їй підлеглі. Приватні завдання біомеханіки полягають у вивченні рухів людини в руховій діяльності та вивченні наведених їм в рух фізичних об'єктів, а також у вивченні результатів рішення рухової задачі і умов, в яких воно здійснюється. В біомеханічних дослідженнях може вирішуватися велика кількість окремих приватних задач, що виникають у зв'язку з багатьма обраними запитам практиці. Ці завдання викликані необхідністю створювати нові системи рухів або покращувати існуючі, для того, щоб навчати найбільш досконалим. Знання закономірностей явища дає можливість передбачати його наслідки. Передбачення при навчанні рухам дозволяє планувати, а отже, і обґрунтовано вибирати шлях досягнення мети і здійснювати надійний контроль за просуванням по цьому шляху. У руховій діяльності людини вирішується багато рухових завдань. Для досягнення поставлених цілей використовується багато різних способів виконання дій. При вирішенні однієї і тієї ж задачі часто існує кілька варіантів дії. В зв'язку з цим, вивчаючи рухи людини, встановлюють особливості виконання різних способів дій. З'ясовують зовнішню картину рухів

їх форму і характер; встановлюють механізм рухів – прикладені сили, викликані ними зміни рухів людини і тих фізичних об'єктів, які він приводить у рух. Всі досліджувані боки рухів дозволяють зрозуміти закономірності, що лежать в основі виконання різних способів рухів. Різноманітність рухових завдань дуже велике. Може зажадатися швидке виконання рухів, або точність рухів в співвідношенні з заданим зразком, або прояв великої сили, значної витривалості і багато іншого. Результат виконання завдання може бути визначений за допомогою відповідних показників. Щоб оцінити якість виконання завдання, визначають, наскільки відповідає фактичне виконання рухів необхідному результату. Для цього вивчають не тільки спосіб виконання дії, але і результат рішення рухового завдання. Зіставлення рухів з їх результатами дозволяє знайти рухи, найбільш раціональні для вирішення поставленого завдання. Зі зміною умов, в яких виконуються рухи, можуть змінитися спосіб виконання, дії і результат вирішення рухової задачі. Тому дуже важливо встановити, яким чином зміна умов рухової діяльності впливає на спосіб виконання руху і його результат. Умови діяльності поділяються на зовнішні і внутрішні. До зовнішніх відносяться всі фактори, пов'язані із зовнішнім середовищем, в якому людина здійснює свою діяльність. До внутрішніх умов діяльності відносяться як більш загальні – рівень підготовленості рухового апарату людини, ступінь працездатності під час виконання рухів і т. д., так і більш приватні – все різноманіття особливостей пристосування організму до виконання певного руху. Вивчаючи рухи людини, встановлюють їх залежність від умов виконання дії, виявляють умови, що сприяють кращому вирішенню завдання або погіршують результат дії. Разом з тим визначають, які способи виконання рухів краще відповідають наявним умовам дії. Для вирішення кожної з названих приватних завдань в біомеханічному дослідженні виокремлюють ряд ще більш вузьких питань, які підлягають детальному вивченню. Крім того, буває необхідно глибше вивчати як особливості пристосування рухового апарату до більш досконалого виконання тих чи інших складних дій, так і тонкі деталі способів виконання рухів.

4. Зміст науки становить сукупність накопичених знань, що складаються в певну систему-теорію науки, а також шляхи отримання цих знань – метод науки. І теорія і метод виражають в поняттях і законах науки, характерних для неї, які розкривають її зміст.

У теорії біомеханіки розглядаються: будова та властивості, а також розвиток тіла людини як біомеханічної системи; ефективність рухових дій, як систем рухів; формування і вдосконалення рухів у рухових діях.

У кожній області знання розробляється її теорія. Теорія науки – це логічне узагальнення досвіду, яке виражене в основних ідеях. Ці ідеї, з одного боку, впливають із раніше вивчених фактів, з іншого допомагають краще зрозуміти те, що ще не вивчено. Протягом часу, завдяки новим фактам і новим підходам при їх використанні, в теорію вносять поправки, уточнення, нерідко докорінні зміни, що спростовують деякі раніше сформовані уявлення, теорія

розвивається.

Теорія біомеханіки в даний час охоплює три великі проблеми. Розглянемо їх по порядку.

Особливості будови і властивості тваринних організмів справляють істотний вплив на закономірності їх рухів. Виходячи з цього, тіло людини розглядають як біомеханічну систему. З давніх пір органи опори та руху порівнюють з важелями. Раніше вказували лише на те, що, вивчаючи руху таких важелів, треба враховувати анатомо-фізіологічні особливості тіла людини. Наступним етапом у розумінні природи рухів було визнання специфіки біомеханічних систем, відмінних в принципі від твердих тіл або систем твердих тіл. Ця специфіка змушує вивчати такі властивості біомеханічних систем, яких немає в штучних конструкціях, машинах, створюваних людиною. Тому в теорії біомеханіки виникла проблема вивчення будови і властивостей біомеханічних систем, а також їх розвитку.

Для вирішення загальної задачі біомеханіки необхідно вивчення специфічних особливостей самих процесів руху живого організму і умов, що забезпечують ефективність докладання зусиль. Для рухів тварин характерне поєднання безлічі рухів у суглобах у єдине ціле системи рухів. З цим пов'язано виникнення в теорії біомеханіки проблеми вивчення ефективності рухових дій, як систем рухів, їх особливостей і розвитку.

Нарешті, надзвичайно важливе вивчення зміни рухів у процесі оволодіння руховими діями, як системами рухів (руховими актами, прийомами виконаннями дій). У зв'язку з цим в теорії біомеханіки виникла проблема вивчення закономірностей формування і удосконалення рухів.

5. Метод біомеханіки – системний аналіз і синтез рухів на основі кількісних характеристик, зокрема кібернетичне моделювання рухів.

Метод науки – це спосіб дослідження в даній науці, шлях пізнання закономірностей. Метод визначається теорією, її основними ідеями і в той же час сам визначає спосіб отримання знань в даній науці.

У теорії біомеханіки рухові дії розглядаються як складні системи, які складаються з безлічі рухів. Такий підхід вимагає при їх вивченні застосування системного аналізу і синтезу. Біомеханіка, як наука експериментальна, емпірична, спирається на досвідчене вивчення рухів. За допомогою приладів реєструються кількісні особливості рухів (характеристики), наприклад траєкторії, швидкості, прискорення та ін., що дозволяють розрізняти рухи, порівнювати їх між собою. Розглядаючи характеристики, розчленовують системи рухів на складові частини – установлюють її склад. У цьому виявляється системний аналіз.

Система рухів як ціле, не просто сума її складових частин. Частини системи об'єднані численними взаємозв'язками, що додають їй нові, не містяться в її частинах якості (системні властивості). Необхідно уявляти це об'єднання, установлювати спосіб взаємозв'язку частин в системі її структуру, в цьому проявляється системний синтез.

Обидві сторони системний аналіз і синтез однаково необхідні для пізнання

системності в будові тіла людини, яка рухається, і в її рухах.

При вивченні рухів в процесі розвитку системного аналізу і синтезу в останні роки все ширше застосовують метод кібернетичного моделювання – побудови керованих моделей (електронних, математичних, фізичних і ін.) рухів і моделей тіла людини.

У ході розвитку тієї чи іншої науки формуються наукові поняття. За допомогою умовних слів (термінів) у них виражають зміст досліджуваних явищ, їх властивостей і відносин. Наукові поняття являють собою визначення, що відповідають на питання: «Що це таке?». Відповісти на таке питання можна тільки вивчивши те, що визначають. Значить, наукове поняття вже певною мірою є підсумок вивчення. До наукових понять біомеханіки відносяться система рухів, кінематична структура, зустрічні рухи та ін.

У процесі розвитку науки встановлюють наукові закони, в яких виражаються об'єктивні, суттєві, закономірності, постійно повторювані взаємозв'язки досліджуваних явищ, їх властивості та відносини.

Зв'язок біомеханіки з іншими науками

Біомеханіка як розділ біофізики зародилася у зв'язку з розвитком фізичних і біологічних наук. В даний час успіхи цих наук так чи інакше позначаються на розвитку біомеханіки. У свою чергу, фізичні та біологічні науки можуть збагачуватися даними біомеханіки про фізику живого. Вивчення біомеханічних систем відкриває нові шляхи для розуміння анатомічної будови і фізіологічних функцій рухового апарату. У біомеханічних дослідженнях можуть застосовуватися методи суміжних наук, в той же час спеціальні дослідження проблем цих наук можуть проводитися із застосуванням біомеханічних методів. Тут у наявності двосторонній зв'язок, що забезпечує взаємне збагачення теорії і методів дослідження.

Деякий інший взаємозв'язок біомеханіки з галузями знання, в яких вивчають конкретні області рухової діяльності: з теорією фізичного виховання, клінічної медицини, космічною і авіаційною біологією, фізіологією праці та ін. У цих галузях знання використовуються теоретичні висновки та практичні результати біомеханічних досліджень. Крім того, в ході розвитку цих галузей висувуються проблеми, що вимагають досліджень із застосуванням біомеханічних методів, з використанням понять, законів біомеханіки.

Контрольні питання:

1. Дайте характеристику основним поняттям про рух.
2. Предмет біомеханіки.
3. Задачі біомеханіки в фізичному вихованні та спорті.
4. Зміст біомеханіки.
5. Метод біомеханіки.

Лекція № 2.

Розвиток біомеханіки як науки

План

1. Розвиток фізичних знань.
2. Розробка методик вивчення рухів.
3. Становлення теорії біомеханіки.
4. Системно – структурний підхід.
5. Сучасний етап розвитку біомеханіки.

1. Розвиток фізичних знань.

Фізика – наука про закономірності найбільш загальних форм руху матерії, виникла і досягла високого рівня розвитку раніше, ніж біологія – наука про закономірності життя і розвитку живих організмів.

У Стародавній Греції за часів Аристотеля (384-322 рр. до н. е.) Фізикою називали взагалі всі початкові знання про природу. Аристотель першим ввів термін «механіка», описав важіль та інші найпростіші машини, намагався шляхом міркувань знайти причини рухів. Деякі його представлення (наприклад, про залежність швидкості падіння в порожнечі тільки від ваги тіл, про необхідність постійної сили для підтримки постійної швидкості), не підтверджені досвідом, були згодом спростовані. Набагато довговічніші виявились роботи Архімеда (287-212 рр.. д. н. е.), який заклав основи статички і гідродинаміки як точних наук. Вони зберегли своє значення до нашого часу. Розвитку механіки після довгого застою наук у середні століття сприяло дослідження Леонардо да Вінчі (1452-1519 рр..) по теорії механізмів, тертю і інших питань. Примітно, що цей великий художник, математик, механік і інженер вперше висловив найважливішу для майбутньої біомеханіки думку: «Наука механіка тому настільки благородна і корисна більш всіх інших наук, що, як виявляється, всі живі тіла, що мають здатність до руху, діють за її законами».

Загальновідомо, що найважливіший розділ механіки – динаміка, був створений працями геніальних вчених Галілео Галілея (1564 – 1642 рр.) та Ісаака Ньютона (1643-1727 рр.). Основні закони класичної механіки описують рух матеріальної точки і абстрактного абсолютно твердого тіла.

З класичної механіки виділилися і розвиваються як самостійні науки гідро і аеромеханіки, що вивчають механіку деформованого тіла. Для вирішення завдань біомеханіки, пов'язаних з деформаціями, великий інтерес представляють опір матеріалів та теорія пружності, пластичності і повзучості.

З кінематики, сформованої як окремий розділ механіки лише на початку ХІХ ст., Виокремлювалася також важлива для біомеханіки область науки – теорія механізмів і машин.

2. Розвиток біомеханіки багато в чому залежав від розробки методик вивчення рухів. З ростом досягнень в техніці реєстрації характеристик рухів став накопичуватися великий матеріал який послужив основою подальших теоретичних узагальнень в біомеханіці.

Механічні пристрої

Підвищення інтересу до рухів людини у зв'язку з бурхливим розвитком природознавства і промисловості сприяло використанню методів механіки при вивченні рухової діяльності. В першу чергу почали застосовувати найпростіші пристрої для визначення положення центру тяжіння тіла людини (Д. Бореллі, А. Базлер та ін.) Більш широко механічні пристосування стали використовувати брати В. і Е. Вебери (1836 р.), що вивчали ходьбу людини. Ж. Марей (80-і рр.. 19 ст.) запропонував пневмографічну запис тиску ноги на опору при допомозі повітряних камер, які знаходяться в черевиках, з передачею тиску повітря по гумових трубочках. У багатьох механічних приладів була невисока точність вимірювань, спостерігалися затримки. Тому в наукових дослідженнях вони поступово замінялися більш досконаліми – світлохімічними та електротехнічними. З поширенням біомеханічних досліджень у спорті (50-60-і рр.. 20 ст.) стали успішно застосовуватися багато механічних приладів (В. М. Абалаков), зокрема динамографи, безпосередньо пов'язані зі спортивними снарядами.

Електротехнічна апаратура

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

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

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

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

Багатоканальна запис різних характеристик забезпечує повну їх синхронізацію (точна взаємна відповідність у часі). Розрахункові методи отримання ряду характеристик (зусиль, прискорень) замінюються їх

безпосередньою реєстрацією. Автоматичні пристрої, під'єднуються до реєструючих приладів, дозволяють негайно і з високою точністю визначити похідні характеристики, а також визначати кількісну міру їх взаємозалежностей. При суміщенні в кінокадрі спортсмена, що рухається, і екранів осцилоскопів забезпечується синхронна реєстрація картини руху і самих різних характеристик і показників. Нарешті, застосування електронних обчислювальних машин та комп'ютерної техніки відкриває можливості не тільки ретельної математичної обробки даних реєстрації, але і математичного моделювання в якості методу вивчення рухів.

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

3. З використанням кожної нової методики, з накопиченням фактичних даних, з розвитком суміжних областей знання (механіки, анатомії, фізіології, кібернетики) змінювалися критерії оцінки одержуваних результатів, з'являлися висновки, поступово складаючи в нове розуміння явищ і процесів. Теорія біомеханіки, як узагальнення експериментальних даних у світі певних ідей розвивалася за декількома напрямками.

Механічний напрямок

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

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

Функціонально-анатомічний підхід характеризується перевагою описаних аналізом рухів у суглобах, визначенням участі м'язів при збереженні положення тіла і в його рухах. Вивчаючи форму і будову органів опори, а також руху

людини в тісному зв'язку з їх функцією, анатоми досліджували переважно руховий апарат. Аналітичне вивчення тіла людини переважало в роботах О. Фішера, Р. Фікка, Г. Браус, С. Молль та інших зарубіжних анатомів.

Разом з тим розширювалося вивчення функцій рухового апарату як цілого. Один із засновників функціональної анатомії П. Ф. Лесгафт розглядав всі системи і органи передусім у взаємодії, як частини єдиного цілісного живого організму. Високо оцінюючи можливості формотворного впливу функцій, П. Ф. Лесгафт одним з перших почав розробляти наукові основи фізичної освіти дітей та молоді. Функціонально-анатомічний напрямок розвивався учнями П. Ф. Лесгафта і продовжили його вчення А. А. Красуський, Е. А. Котикова, Є. Г. Котельникова та ін. Великий внесок у вчення про рух вніс М. Ф. Іваницький, який розробляв розділ курсу анатомії – руховий апарат, як ціле (динамічна анатомія). У багатьох країнах наука про рухи – кінезіологія являє собою в даний час своєрідне поєднання механічного та функціонально-анатомічного напрямків. Для анатомічного напрямку в цілому характерний описовий підхід, переважно якісні характеристики при незначному застосуванні кількісної міри. Мало використовуються електроміографічні методи та вимірювання механічних характеристик, що надає висновків у багатьох дослідженнях в цій області кілька тривалий характер.

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

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

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

Ідеї про системність вніс в вивчення рухової діяльності також Н. А. Бернштейн. Кібернетичний, по суті справи, підхід до рухів був їм здійснений більш ніж за 10 років до оформлення кібернетики, як самостійної науки.

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

5. У процесі тривалого розвитку біомеханіки склалися її сучасні теоретичні основи: визнання рефлекторної природи систем рухів при складному поєднанні довільного і автоматичного керування ними; пояснення механічної сторони рухів тіла людини (біомеханічної системи) з точки зору механіки не тільки абсолютно твердого тіла, але і деформованого тіла; розгляд рухових дій як систем, що складаються з безлічі взаємопов'язаних рухів; визнання залежності виконання систем рухів і їх ефективності від поєднання безлічі взаємозалежних внутрішніх і зовнішніх факторів. Сучасна біомеханіка відноситься до біологічних наук нового типу, широко використовує фізико-математичний підхід і методи. Біомеханіка людини в цілому має педагогічну спрямованість: основна мета біомеханічних досліджень – удосконалити рухову діяльність людини в різних її проявах.

Методики дослідження

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

Практичне застосування

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

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

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

Біомеханіка нерідко відіграє провідну роль при відновленні втраченої працеспроможності, особливо в протезуванні інвалідів, забезпечуючи більш точне рішення поставлених завдань (оцінка функціональних можливостей,

створення заміщають конструкцій, контроль над оволодінням рухами).

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

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

Біомеханіка фізичних вправ

Початок розвитку біомеханіки фізичних вправ поклав П. Ф. Лесгафт, розробивши курс теорії тілесних рухів. Він почав читати його в 1877 р. на курсах з фізичного виховання. Цей курс продовжували читати і вдосконалювати його учні. В інституті фізичного виховання ім. П. Ф. Лесгафта, цей курс входив в предмет «Фізична освіта», а в 1927 р. був виділений в самостійний – під назвою «Теорія рухів» і в 1931 р. перейменований в курс «Біомеханіка фізичних вправ».

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

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

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

Контрольні питання

1. Розвиток фізичних знань та зародження біомеханіки.
2. Розробка методик вивчення рухів.
3. Становлення теорії біомеханіки як науки.
4. Системно-структурний підхід і його значення для вдосконалення рухів.
5. Розвиток біомеханіки на сучасному етапі.

Лекція № 3.

Тіло людини як біомеханічна система

План

1. Механічні властивості ланок та їх сполук.
2. З'єднання ланок.
3. Ступеня свободи рухів.
4. Ланки тіла людини як важелі.

1. З позицій теорії механізмів і машин частини тіла людини, що мають рухомі сполуки, прийнято розглядати як ланки, складові біокінематичної пари та ланцюги. Ланки ланцюгів і їх з'єднання знаходяться під дією прикладених до них сил (навантажень). У цих умовах проявляються особливості будови і функції (механічні властивості) тіла людини, що впливають на виконання рухів.

Види навантажень і характер їх дії

Сили, прикладені до тіла і в сукупності викликають його деформації, називаються навантаженнями. (Деформація – зміна форми і розмірів.)

До основних видів деформацій відносяться: розтяг, стиск, вигин, крутіння і зсув. Кістки скелета і м'які тканини при деформації під дією сил (навантажень) протидіють їм.

Навантаження, що обумовлюють розтягнення, це самі характерні навантаження для м'яких тканин. Вони виникають, наприклад, при вісі або під час утримання вантажу в опущених руках.

Навантаження, що створюють стиск кісток і хрящів, зустрічаються найчастіше при вертикальному положенні тіла на опорі. У цьому випадку на скелет діють, з одного боку, сили тяжіння тіла і вага зовнішніх обтяжень, а з іншого тиск опори навантаження, що викликають вигин, зазвичай зустрічаються, коли кістки виконують роль важелів. У цих випадках прикладені до них сили м'язів і сили опору спрямовані поперек кісток і викликають вигин.

Навантаження, що обумовлюють кручення, найчастіше зустрічаються при обертаннях рухах ланки навколо поздовжньої осі. За характером дії розрізняють навантаження статичні і динамічні. Перші зазвичай постійні за величиною і, як правило, відносно невеликі. Другі виникають при рухах, коли прикладені сили інерції; змінюються і можуть наростати до дуже великих величин (наприклад, навантаження на стиск після падіння з більшої висоти, навантаження на вигин при ударі). Такі динамічні навантаження, особливо чинних не в звичайному напрямку (наприклад, при ударі поперек кістки), можуть перевищити запас міцності тієї чи іншої ланки, тоді відбудеться пошкодження рухового апарату.

М'язи, суглобні сумки, зв'язки, а також хрящі, що з'єднують кістки скелета, деформуючись, зменшують дію динамічних навантажень. Особливо велику роль у пом'якшенні цієї дії грають завдяки своїй пружності м'яза. Якщо вони недостатньо амортизують навантаження, то пошкоджуються зв'язки і хрящі, а іноді навіть і кістки і самі м'язи.

Кістки, як тверді тіла, при передачі сил виконують роль важелів.

У біомеханіці розглядають в якості твердих важелів багато частин тіла

(плече, суглоб та ін.); вважається, що вони не змінюють своєї довжини, не згинаються і не скручуються.

Пружні деформації.

Пружні деформації виникають в тілі під дією навантаження і зникають при її знятті. Зміна форми (деформація) тіл під дією прикладених до них сил – властивість всіх реальних тіл. Абсолютно твердих тіл, які не деформуються ні за яких умов, в природі не існує.

У разі пружної деформації форма тіла після припинення дії деформуючої сили відновлюється (наприклад, сталева пружина) на відміну від пластичної деформації, яка залишається після зняття навантаження, тобто колишня форма вже не відновлюється (наприклад, сира глина). Таким чином, пружність – здатність тіла самостійно відновлювати після деформації свою форму. Пружна сила (сила пружної напруги), протидіючи зміни форми, наростає і, врешті решт, припиняє деформацію як зупиняюча сила, в цей момент вона стає рівною деформуючому навантаженню. Ця ж пружна сила при знятті деформуючого навантаження відновлює колишню форму тіла як відновлююча сила. Напруга деформованого тіла вимірюється в кілограмах на квадратний сантиметр його розрізу.

Розглянемо залежність між деформацією тіла і напругою (на прикладі м'якої сталі). Можна виділити 4 основних варіанти:

-зона лінійної пружності – напруга прямо пропорційна деформації (ідеальна пружина). Після розвантаження деформація повністю зникає;

-зона нелінійної пружності на рівні прирощення деформації припадають все менші (як у м'якої сталі) або всі великі (як у м'язи) прирощення напруження; після розтягу форма тіла повністю відновлюється;

-зона пластичної деформації із збільшенням деформації напруження наростає; після розвантаження форма тіла відновлюється не повністю (залишкова деформація);

-зона руйнування – тіло починає руйнуватися.

Зони деформації різні в різних тіл. Дещо спрощуючи, можна сказати, що у кожного тіла в певних умовах одна із зон більше інших. Тому прийнято називати тіло залежно від переважної зони деформації лінійно пружним, нелінійно пружним, пластичним або крихким. Як було сказано вище, після пружної деформації відбувається повне відновлення форми, після пластичної може відбутися деяке її відновлення але буде ще залишкова деформація.

У межах малих деформацій пружних тіл напруга пропорційна деформації. Це виражено в законі Гука: лінійна пружність - «розтягування навантаженого тіла прямо пропорційно навантаженню». Коефіцієнт E (коефіцієнт пропорційності) називається модулем Юнга (поздовжньої пружності). Він показує, наскільки змінюється напруга при деформації даного тіла, як тіло пручається деформації. Тіла, для малих деформацій яких необхідні великі навантаження, які викликають великі напруги, називаються жорсткими. Наприклад, для чавуну модуль Юнга дорівнює $900\ 000\ \text{кг/см}^2$; для шкіряного ремня – $2000\ \text{кг/см}^2$; для м'яза – від 10 до $120\ \text{кг/см}^2$ і більше. Вважають, що модуль м'язи може змінюватися більш ніж у 100 разів (наближені дані).

М'язи як пружні тіла володіють нелінійною пружністю і змінною жорсткістю.

2. З'єднання ланок в біокінематичної ланцюгах обумовлюють різноманіття можливостей рухів. Від способу з'єднання і значення м'язів у рухах залежить їх напрямок і розмах.

Кінематичні пари

Кінематична пара – це рухоме з'єднання двох ланок. Спосіб з'єднання накладає обмеження (зв'язку) на відносини руху (ступеня зв'язку); наявність рухомості в з'єднанні і надає ланкам певні можливості відновлюваного руху (ступеня свободи руху).

Розрізняють зв'язку: а) геометричні (постійні перешкоди переміщенню в якомусь напрямі) і б) кінематичні (обмеження швидкості, наприклад, м'язом-антагоністом).

Кінематичні пари бувають: а) поступальні – одна ланка може переміщатися поступально по іншому (наприклад, бокові рухи нижньої щелепи), б) обертальні (наприклад, повороти в найбільш поширених в тілі людини циліндричних і кулястих суглобах); в) гвинтові із поєднанням поступального і обертального рухів (наприклад, в голеностопному суглобі). Сполуки, що допускають поворот ланок пари, називаються шарнірами.

Кінематичні ланцюги

Кінематична ланцюг – це послідовне або розгалужене з'єднання ряду кінематичних пар. Кінематичний ланцюг, в якій кінцева ланка вільно, називають незамкненою, а ланцюг, в якій немає вільної кінцевої ланки, замкнутою.

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

Такі замкнуті ланцюги розімнути неможливо. Незамкнуті можуть замикатися, причому часто через опору. У складній піраміді, складеної кількома акробатами, утворюються навіть свого роду «мережі» (в площині) і «решітки» (в просторі) з дуже складною взаємною залежністю рухів ланцюгів. У замкнутому ланцюгу неможливий одиночний ізольований рух, тобто рух в одному з'єднанні. Так, згинаючи і випрямляючи ноги у випаді, можна переконатися в тому, що рух в будь-якому суглобі неодмінно викликає руху і в інших. Таким чином, рух в незамкнутих ланцюгах характеризується відносністю незалежності ланок. У замкнутих, а також у тих, що замикаються, ланцюгах рух одних ланок впливає на рух навіть віддалених ланок. Наприклад, згинаючи руки в ліктьових суглобах в упорі лежачи (замкнутий ланцюг), можна або відводити плечі, або розгинати їх у плечових суглобах. Тоді будуть розтягувати, або приводять м'язи плеча (великі грудні, найширші спини та ін.), або згиначі (передні частини дельтоподібних). Тепер при розгинанні рук в ліктьових суглобах приводять м'язи або згиначі плечових суглобів в залежності від того, які м'язи розтягнуті, можуть передавати свою дію на ліктьові суглоби

сприяти розгинанню рук в цих суглобах.

Передача дії м'язів на суміжні й віддалені суглоби характерна для замкнутих ланцюгів і часто має місце в подібних умовах роботи м'язів.

У замкнутих ланцюгах можливостей руху менше, але управління ними точніше, ніж в незамкнутих.

3. Число ступенів свободи рухів відповідає кількості можливих незалежних лінійних і кутових переміщень тіла.

Тіло, нічим не обмежене в рухах (може рухатися в будь-якому напрямку), називаються вільним. Рух вільного тіла можливо у трьох основних напрямках вздовж осей координат, а також навколо цих трьох осей; воно має 6 ступенів свободи руху.

Накладення зв'язків зменшує кількість ступенів свободи. Якщо закріпити одну точку тіла, то відразу знімається 3 ступеня свободи: тіло не зможе рухатися уздовж трьох осей координат і в нього залишаться лише можливості обертання навколо цих осей, тобто тільки три ступені свободи. Так з'єднані кістки тривісних (кульовидних) суглобів.

При закріпленні двох точок в тілі можливо обертання лише навколо лінії (осі), яка проходить через обидві точки. Так з'єднані кістки одневісних суглобів, що забезпечують одну ступінь свободи. Якщо ж закріпити три точки (не лежать на одній лінії), то руху тіла зовсім неможливо. Таке з'єднання нерухомо і, отже, не є суглобом.

Як відомо, двоосні суглоби (еліпсоподібний, променезап'ястний, сідлоподібний, перший зап'ястно-п'ястний) забезпечують другий ступінь свободи завдяки неповній взаємній відповідності своїх суглобових поверхонь (неконгруентність). З цієї ж причини, якщо рука в ліктьовому суглобі зігнута, можливі приведення і відведення ліктьової кістки в плечеліктьовому зчленуванні (наприклад, при поворотах викрутки, штопора, ключа навколо осі, що проходить уздовж другої п'ясткової кістки. В переважній частині суглобів тіла людини 2-і або 3-і ступеня свободи. При декількох ступенях свободи рухів (двох і більше) можливо незліченна безліч траєкторій. Значить, в рухах в неодносних суглобах відсутня визначеність, задана способом з'єднання. Тим більше це характерно для ланцюгів з декількома неодносними суглобами.

Безліч можливостей рухів в суглобах кінематичної пари більш ніж з одним ступенем свободи в відмінності від технічної пари вимагає для виконання кожного виразного руху: а) вибір необхідності траєкторії, б) управління рухом по траєкторії (направленням і величиною швидкості) і в) регулювання руху, що розуміється як боротьба з перешкодами, які збивають з траєкторії.

Геометрія рухів

Число основних осей суглоба відповідає кількості ступенів свободи рухів однієї ланки щодо іншого. Площина руху перпендикулярна осі обертання і характеризує направлення переміщення ланки. Розмах рухів – це кутове переміщення ланки з одного крайнього положення в інше.

В суглобовому русі розрізняють ось, площину і розмах. Всі пари ланок зв'язані в суглобах нерозривно, як в шарнірах, тому вони можуть рухатися в

основному тільки навколо осей (не рахуючи незначного ковзання). Однак не існує суглобів досконально правильної геометричної форми. А якби навіть такі і були, то при здавлюванні гіалінових суглобових хрящів форма суглобових поверхонь порушувалася б. Отже, геометричні осі обертання не постійні і правильніше говорити про миттєвих осях обертання. У зв'язку з цим кількість осей у суглобі означає в біомеханічному сенсі тільки кількість ступенів свободи руху, а не постійних геометричних осей обертання.

Поздовжні осі ланок найчастіше не строго перпендикулярні геометричним осям обертання. Тому різні точки ланок рухаються в площинах, паралельних один одному, а сама поздовжня ось ланки описує поверхні, близькі до кінцевих. Таким чином, плоска кістка руху в суглобі характеризує, в якій площині рухаються точки ланки. Вона перпендикулярна геометричній осі і не обов'язково збігається з площиною руху подовжньої осі самої ланки.

Розмахом рухів вимірюється рухливість в кожному окремому суглобі. Найбільшого розмаху буває в пасивних рухах; з збільшенням зовнішнього навантаження (вага обтяження, сили інерції). Розмах в активному русі менше, ніж в пасивному, так як там м'язи мають межу сили, в той час як величина зовнішніх сил не обмежена. До того ж сила власних м'язів пари ланок прикладена не вигідно при крайніх положеннях ланок в суглобі.

Рухливістю сусідніх ланок у з'єднаннях кожної пари обумовлює гнучкість всього кінематичного ланцюга в цілому. Гнучкість ланцюга (наприклад, хребта) вимірюється загальним розмахом руху кінцевої ланки щодо іншого кінця ланцюга.

Загальний розмах руху в цілому буває менше суми розмахів ізолюваних рухів в суглобах, так як внаслідок пасивної недостаточності многосуставних м'язів виникають додаткові зв'язки.

4. Скелет, складений з рухомо з'єднаних кісток, являє собою тверду основу біокінематичної ланцюгів. Ланки ланцюгів з доданими до них силами (м'язової тяги та ін.) у біомеханіці розглядаються як система складових важелів.

Види важелів в тілі людини

Важіль – тверде тіло, яке може під дією прикладених сил обертатися навколо опори (осі) у двох протилежних напрямках, а також зберігати своє положення. Як найпростіший механізм, важіль служить для передачі руху і сили на відстань. Кожен важіль має точку опори, ось важеля дві взаємно протидіючі сили. Щоб визначити відстань до місця докладання зусиль від осі важеля, вимірюють плечі важеля. Щоб визначити відстані до напрямку дії сил від осі важеля, вимірюють плечі сил.

Важелі бувають **одноплечі** з точкою опори на кінці важеля і **двоплечі** (з точкою опори між кінцями важеля. Принципової різниці відносно роботи сил між ними немає. Ланки тіла людини мають у своїй основі кісткові важелі. Двоплечий важіль використовуються, наприклад, при збереженні положення стоячи, а одноплечі – у швидких рухах кінцівок. Одна і та ж ланка для різних м'язів може бути одноплечім, то двоплечім важелем.

Умови збереження положення ланок і їх руху як важелів

Для рівноваги важеля необхідно рівність моментів прикладених сил

протилежно дії відносно осі важеля; для прискорення важеля – нерівність цих моментів сил.

В результаті дії протилежних сил ланка як важіль може: а) зберігати положення або продовжувати рух з попередньою швидкістю і б) отримати прискорення у бік тієї чи іншої сили. Ефект сумісної дії сил залежить від співвідношення їх моментів.

Якщо моменти обох сил дорівнюють, то або зберігається нерухоме положення важеля, чи триває рух зі швидкістю, бувшою в момент зрівнювання обох моментів.

Коли момент однією з сил більше моменту іншої сили, виникає прискорення в ту сторону, куди спрямована сила більшого моменту. Якщо більше момент сили м'язової тяги, м'яз скорочується, і плече важеля пересувається в її бік. Якщо більше момент сили обтяження, то м'яз розтягується, і плече важеля пересувається в іншу сторону.

Слід зауважити, що в розглянутих випадках важіль для спрощення розрахунку вважають невагомим і безінерційним. У дійсності ж ланки тіла людини володіють вагою і при прискореннях оказують інертну протидію в залежності від своїх моментів інерції.

В описаному вище прикладі важіль розташований горизонтально, тому напрямок ваги обтяження перпендикулярно важелю і плече сили збігається з плечем важеля. У рухах людини це буває рідко; найчастіше сили прикладені під гострим або тупим кутом. Тоді плече сили менше плеча важеля і, отже, момент сили менше максимально можливого для даної величини сили. При тупому або гострому куті прикладання сили F плече сили – катет, а плече важеля – гіпотенуза в прямокутному трикутнику.

При рухах змінюються положення кісткових важелів і кути прикладання сил. Тому змінюються плечі сил. Довжина м'язів теж не залишається постійною, а тому і їх напруження стають більше або менше.

Таким чином, моменти сил, їх співвідношення, а звідси і умови збереження положення або руху частин тіла як важелів не постійні.

3. «Золоте правило» механіки в рухах людини

Робота, чинена силою, прикладеною на одному плечі важеля, передається на інше плече.

Сила тяги м'яза, прикладена на короткому плечі важеля, викликає у стільки разів більший зсув іншого плеча, у скільки перше плече коротше другого; це вигреш в шляху. У зв'язку з тим, що різні шляхи проходяться за один і той же час, тут мається вигреш у швидкості. Сила, передана на довге плече важеля, як раз у стільки ж разів менше, ніж прикладена. Таким чином, вигреш у швидкості досягається за рахунок програшу в силі. Всі м'язи в тілі людини прикріплюються поблизу суглобів (коротке плече важеля); це призводить до виграшу в шляху (а, отже, і в швидкості) при програші в силі. При більшій частині положень кісткового важеля м'язові тяги спрямовані під гострим або тупим кутом до ланки (уздовж ланки), що тягне непоправні втрати в силі м'язів (зменшується обертаюча тяга). Нормальна ж (прихована) тяга в цьому випадку сприяє зміцненню суглоба, через який м'яз переходить.

При великих навантаженнях напружуються всі м'язи, що оточують суглоб, в тому числі і антагоністи. При цьому різко зростають втрати в сумарній тязі м'язів; в той же час досягається і позитивний ефект – зміцнення навантаженого суглоба.

У зв'язку з особливостями додатка м'язових тяг до кісткових важелів необхідні значні напруги м'язів для виконання не тільки силових, але і швидкісних рухів.

Вхідні в біокінематичної ланцюга ланки тіла утворюють системи складових важелів, в яких «золоте правило» механіки діє набагато складніше, ніж у простих одиночних важелях.

Контрольні питання

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

Лекція № 4.

Біомеханічні особливості м'язів

План

1. Біомеханічні властивості м'язів.
2. Механічна дія м'язів.
3. Групові взаємодії м'язів.

1. М'язи як фізичні тіла володіють рядом механічних властивостей – пружністю, в'язкістю, повзучістю, релаксацією. Як біологічні об'єкти м'язи проявляють властивості збудливості і скоротливості. Всі названі властивості тісно взаємозв'язані, що важливо враховувати при біомеханічному дослідженні рухів.

Механічні властивості м'язів

Пружність проявляється у виникненні напруги в м'язі при її деформації під дією навантаження. В'язкість в повільній деформації внутрішніми силами (рідким тертям, молекулярні сили).

Пружність м'яза «довжина – напруга», отриманому на ізолюваній м'язі у міру збільшення навантаження м'яз подовжується і при цьому зростає її напруга. Звідси випливає:

1) навантаження (P) розтягує м'яз, подовжуючи її (на ΔL), тобто для розтягування м'яза необхідно прикласти силу;

2) в міру подовження м'яза (на ΔL) її напруга збільшується (на ΔF); що викликає напругу м'яза (без додаткового збудження), тому необхідно її розтягнути;

3) прикладене навантаження (P) визначає величину напруги м'язи (F); таким чином, щоб отримати велику напругу, треба докласти велике

навантаження і дія дорівнює протидії; «довжина-напруга» м'язи:

- а – проява пружності (залежність деформації і напруги від навантаження),
- б – прояв в'язкості.

4) пружність м'язи нелінійна отже, у міру значного розтягування однаково прирощення довжини м'яза дає все більші прирощення напруги;

5) при відсутності навантаження довжина м'яза (L) є найменшою «вільна довжина» м'язи в нерозтягнутому м'яз не напружена;

б) в умовах організму довжина м'яза (L_0) більше «вільної довжини» і м'яз декілька напружений, тобто завжди володіє «тонусом» спокою. Такі особливості пружних властивостей збудженої м'язи.

В'язкість м'язи як причина запізнювання деформації залежності «довжина – напруга».

Повзучість – це властивість м'яз змінювати з часом співвідношення «довжина – напруга»: навантажена (напружена) м'яз має відповідну довжину; через деякий час при тих же навантаженнях і напрузі ця довжина збільшується.

Релаксація полягає в тому, що м'яз, зберігаючи довжину, поступово з часом зменшує своє напруження, розслабляється.

Сукупність цих механічних властивостей (пружнов'язких, повзучості і релаксації) у різних поєднаннях в різних умовах по суті, і є те, що називається еластичністю м'язів. Високоеластичної м'язі властиві розтяжність, велика жорсткість при великому розтягуванні (нелінійна пружність) і малі втрати енергії (невелика в'язкість) при деформаціях. І хоча механізм, що забезпечує названі властивості, ще неповністю пояснений, їх прояв дуже важливо враховувати при вивченні способів підвищення ефективності дії м'язів у рухах.

Режими роботи м'язів

Режим роботи м'яза визначається зміною або її довжини, або її напруги, або того й іншого одночасно.

Збудливість м'яза проявляється в зміні як її напруги, так і механічних властивостей пружності, в'язкості та ін. У результаті збудження хімічна енергія в м'язі обертається в механічну. Збуджений м'яз при тому ж навантаженні і напрузі має меншу довжину, не змінюючи свого напруження, вона скорочується.

Робота м'язів проявляється у збудженні: це режими – ізотонічний, ізометричний, ауксотонічний.

Якщо в підготовчому русі (наприклад, замах, підсід) м'яз перед скороченням розтягується, то вона гальмує рух; кінетична енергія тормозної ланки переходить у потенційну енергію пружної деформації м'язи. Тепер розтягнутий м'яз напружена; в ній накопичена потенційна енергія пружної деформації. З початком активного руху при порушенні м'язи в ній з'являється механічна енергія напруги, що звільняється при біохімічній реакції. Вся біопотенціальна енергія м'язу складається з перетвореної біохімічної і пружної механічної. Перетворення всієї біопотенціальної енергії м'язів в механічну (кінетичну) по різному проявляється в різних умовах роботи м'яза. У реальних рухах в живому організмі такий режим навряд чи може зустрічатися. При рухах змінюються моменти сил м'язової тяги, а також інших сил, оскільки

змінюються кути їх додатки, а у м'язів і їх довжина. Збільшувати величину напруги м'язи в цих умовах практично неможливо, та це й не потрібно. При неподоланих перешкодах довжина м'яза не змінюється, проте напруга її внаслідок порушення збільшується. Це випадок «статичної роботи» м'язів при збереженні положення тіла. Для роботи м'язів людини при рухах звичайний так званий ауксотонічний режим пов'язаний зі зміною і довжини, і напруження м'яза. Цей режим правильніше було б називати «ауксонічним», враховуючи, що змінюється не тільки напругу, але і довжина м'яза.

До анатомічних умов прояву тяги м'яза відносяться будова м'яза і її розташування (в даний момент руху). Від будови м'яза залежить її фізіологічний поперечник, котрий визначають по перерізу, що проходить через всі волокна в м'язі перпендикулярно їх осях. Але справа не тільки в сумарній силі тяги всіх волокон м'яза, від розташування волокон залежить і ступінь нелінійності пружних властивостей. Так, в м'язах з косим ходом волокон при малому розтягуванні відбувається дуже велике збільшення пружних сил. Розташування м'язи щодо осі суглоба і ланки в даний момент руху впливає, поперше, на величину плеча сили, а стало бути, і величину моменту сили тяги. При гострих (менше 45°) і тупих (більше 135°) кутах обертаюча тяга менше зміцнюючої. По-друге, розташування м'язів впливає на напрямок тяги м'язи. Напружений м'яз прагне зблизити місця прикріплення (центри їх площ) обох своїх кінців. Тільки якщо черевце або сухожилля переходить через кістковий виступ (блок), то напрямок тяги визначається прямою, яка з'єднує середину товщі м'язи над цим блоком з місцем її прикріплення.

Фізіологічні умови, що визначають величину тяги м'яза, в основному зводяться до умов збудження м'яза і його зміни, зокрема при стомленні. Як відомо, пучок від 10 до 3000 м'язових волокон (міон) інервується одним нервовим волокном – відростком однієї рухової нервової клітини передніх рогів сірої речовини спинного мозку. Від кількості порушених міонів в основному залежить сила тяги м'яза. Максимальне збудження найбільшої кількості міонів забезпечує найбільшу силу тяги м'яза.

У зв'язку з втомою істотно змінюється працездатність м'язи. Це слід враховувати при біомеханічному дослідженні спортивної техніки.

Результат тяги м'яза

Результат додатка тяги м'яза в кінематичного ланцюга залежить від: а) закріплення ланок; б) співвідношення сил, які викликають рух, і сил опору, в) початкових умовах обертання.

Щоб визначити результат тяги м'яза, недостатньо встановити величину і напрям цієї тяги. При різних умовах закріплення ланок одна і та ж тяга приводить до неоднакового результату, різним рухам ланок в суглобі. У кінематичній парі може бути закріплено одну ланку, або обидві вільні, або обидві закріплені. Відповідно виникненню прискорення тієї чи іншої ланки, або обох разом (зустрічні рухи), або з'єднання буде фіксовано. Для двосуглобного м'язу, не кажучи вже про багатосуглобний, число можливих варіантів результату у багато разів більше.

Коли один або обидві ланки можуть рухатися вільно, величина

прискорення залежить від обертаючого моменту, моменту сил зовнішнього опору і розподілу мас ланки. Інакше, рух залежить від того, яке співвідношення рушійної сили та відповідного опору.

Нарешті, особливо важливі початкові умови обертання, положення ланок пари зростанні їх руху (напрямок і величина) в момент придання сили. Від них залежить ефект тяги м'яза.

У кінематиці поділяють ті ж фактори, що визначають результат тяги кожного м'яза. Але так як в кінематичного ланцюга всі ланки так чи інакше взаємопов'язані, то в кожному конкретному випадку лише сукупність усіх факторів визначає, результат роботи м'язів в цілому.

Види і різновиди роботи м'язів

В залежності від зміни довжини м'яза розрізняють наступні види її роботи: а) статична (ізометричний режим) – довжина м'яза не змінюється, б) динамічна – м'яз або коротшає (подолаюча робота – міометричний режим). Залежно від поєднання трьох видів роботи м'яза (зміна довжини) з можливими варіантами зміни її напружень може бути дев'ять елементарних (типових) різновидів роботи м'язів.

При збереженні положення тіла частіше зустрічається постійна фіксація (постійна довжина). У рухах найбільш звичайні розгін до максимуму швидкості і гальмування до зупинки. У точних рухах характерно пригальмовування. Силова робота виконується з напругами в рухах «до відмови» і посиленням фіксації.

При виконанні одної і тої ж дії можуть мати місце зміни (іноді неодноразово) різновидів роботи у однієї і тієї ж м'язи. Найхарактерніша зміна роботи з поступової на подолаючу. М'яз, що розтягується, поглинає кінетичну енергію гальмівної ланки, перетворюючи її в потенційну енергію пружної деформації і при наступному скороченні, знову на кінетичну енергію (реверсивний режим зі зміною напрямку руху).

3. М'язи, що впливають на рухи біокінематичної ланцюгів, як правило, функціонують не ізольовано, а групами. Взаємодії здійснюється між м'язами усередині груп, а також між групами м'язів.

Робочі та опорні напруги

Робочі напруги м'язів (динамічна робота) обумовлюють рух, а опорні напруги м'язів (статична робота) створюють необхідну для цього опору.

Найчастіше людина рухається, зберігаючи опору. При цьому можна чітко виділити ланки, які мають зв'язок із загальною опорою тіла, тобто опорні ланки, і рухомі щодо опорно-рухових ланок. Крім того, багато ланок тіла служать опорою для м'язів, викликають і забезпечують рух інших ланок. Вони також діляться на опорні і рухливі ланки. Опорні ланки зберігають взаємне розташування, а іноді і зв'язок з опорою, завдяки м'язам. В тілі створюється опорна ланцюга («стійка» механізму), як би фундамент для рухомих ланок. У цьому випадку рухливі ланки (робочий ланцюг) отримують закріплені точки для м'язів, створюють робочі напруги. Одна частина м'язів безпосередньо пов'язана з опорними ланками; інша розташована між рухомими ланками. М'язи, розвиваючи опорні напруги, виконують статичну роботу.

При рухах людини поза опори ланцюга ланок його тіла нерідко об'єднуються в блоки завдяки опорним напруженням м'яза. У цих випадках рухи відбуваються не у всіх суглобах тіла.

Часто в діях спортсмена статичні опорні напруги замінюються опорними динамічними напруженнями з малим розмахом руху. Так, тулуб при різних видах ходьби або бігу зазвичай не зафіксовано повністю: майже завжди його опорна функція здійснюється при рухах з малим розмахом.

Якщо робочі напруги м'язів, що викликають рух рухомих ланок, великі, то опорні напруження, що закріплюють нерухомі ланки, теж повинні бути великі. Їх напруги взаємопов'язані.

Взаємодіючі групи м'язів

М'язи, що оточують суглоб, при русі розділяються на функціональні групи: а) синергісти (спільної дії), що виконують долають роботу, і б) їх антагоністи (протилежної дії), що виконують поступливу роботу.

М'язи-синергісти тягнуть під кутом один до одного. Одна складова тяги у них спрямована однаково (рухаюча тяга), а інша протилежно. Протилежно спрямовані складові взаємно нейтралізуються, а однаково направлені підсумовуються. По-особливому беруть участь в рухах м'язи антагоністи. Немає такого руху, при якому вони не розтягувалися б. Будучи розтягнутими, вони можуть викликати рух ланки тіла в зворотному напрямку (зворотний рух).

Суглоби, забезпечують більш однієї ступені свободи для ланок пар, оснащених м'язами, що мають різні напрямки тяги. У всіх синергістів є складові тяги, спрямовані в бік руху. Ці складові в сумі створюють рушійну рівнодійну тягу.

Всі антагоністи розтягуються при русі. Одна складова тяги у них спрямована однаково проти руху, гальмуюча тяга. Оскільки антагоністи (як і синергісти) тягнуть під кутом один до одного, то вони мають не тільки гальмувати, але й відхиляти (нормальні) тяги.

Зміна співвідношення нейтралізуючих один одного (нормальних) складових тяги синергістів і антагоністів може змінити напрямок руху. При цьому створюється перевага сумарної відхиляючої тяги в ту або іншу сторону.

Тепер розглянемо спільну дія всіх тяг, прикладених до ланки. Від співвідношення рухаючої і гальмуючої тяг залежать величина рівнодійної (прискорювальної або зменшувальної) сили, прискорення ланки і, отже, величина його швидкості, а від співвідношення направляючих тяг – величина сили, яка визначає напрямок руху. Зміна напрямку швидкості характерна для багатовісних суглобів, в яких можливо незліченна безліч варіантів направлення рухів. Зміна ж величини швидкості має місце у всіх суглобах і одноосних, і багатовісних.

Моментами всіх м'язових тяг відносно осі суглоба (головним моментом м'язів) визначаються прискорення ланки під дією сукупності працюючих м'язів. Оскільки моменти тяг змінюються, головний момент м'язів непостійний.

Спільна тяга груп м'язів і дія інших зовнішніх сил для ланки сил визначають в якому суглобі величину швидкості, а в суглобах з багатьма ступенями рухливості ще й напрямок руху.

«М'язи – головні гальма руху», писав П. Ф. Лесгафт. Саме антагоністи гальмують рухомі ланки тіла і зупиняють його, здійснюючи пружну амортизацію при перевантаженні, попереджуючи від руйнування кістки, хрящі, зв'язки, суглобові сумки.

Один з найбільших російських фізіологів О. О. Ухтомський звертав особливу увагу на те, що в кожному неоднорівному суглобі закладені можливості безлічі механізмів (неповнозв'язний механізм). Спільна дія груп м'язів перетворює біокінематичні пару з неоднорівним зчленуванням в біодинамічно повнозв'язний механізм з єдино можливим напрямком руху, тобто винятком всіх останніх.

Крім функціональних груп м'язів одного суглоба (синергісти, антагоністи) існують і інші групи спільно діючих м'язів. Двусуставні м'язи ряду суглобів одного кінематичного ланцюга при русі в одному суглобі обумовлюють, розтягуючись і напружуючись, содружній рух в сусідніх суглобах, це так названа м'язова координація. Так, при згинанні тазостегнового суглоба згинається колінний (тяги двосуглобних м'язів задньої поверхні стегна) і розгинається гомілковостопний (тяги м'язів передньої поверхні гомілки) суглоби.

Нарешті, в замкнутих ланцюгах можна розрізнити групи спільно діючих м'язів, обумовлюючих завдяки передавальній дії одночасні рухи в суглобах замкнутого ланцюга.

Контрольні питання

1. Структура будови м'язів та їх біомеханічні властивості.
2. Механічна дія м'язів.
3. Групові взаємодії м'язів.

Лекція № 5.

Динамічні особливості сили в рухах людини

План

1. Роль сили в рухах людини.
2. Сили м'язової тяги.
3. Сили пасивної протидії.

1. Роль сил в рухах людини. У класичній механіці вивчається дія механічних сил незалежно від їх джерел, їх походження. У біомеханіці ж істотно саме те, які джерела сил і, послідовно, яка «ціна» використуваної сили для організму людини. Всі сили, прилягання до рухового апарату людини, в біомеханіці прийнято розглядати в якості так званого силового поля. Розрізняють зовнішнє силове поле як сукупність всіх зовнішніх для людини сил і внутрішнє – як сукупність внутрішніх сил.

Зовнішнє силове поле проявляється як сили опору. Їх робота негативна; для її подолання затрачається енергія руху і напруги м'язів. Подолання робочих опорів становить головне завдання рухів людини (наприклад, в подоланні ваги

штанги і полягає мета рухів з штангою).

Шкідливі опору поглинають корисну роботу; вони в принципі непереборні (наприклад, сили тертя лиж по снігу).

Зовнішні сили використовуються людиною в його рухах і як рушійні. Для звершення необхідної роботи, для подолання людиною сил опору можуть використовуватися вага, пружні сили, інерційні та ін зовнішні сили є в цьому випадку «даровим» джерелами енергії, оскільки людина витрачає менше внутрішніх запасів енергії м'язів.

Людина долає сили опору м'язовими силами та відповідними зовнішніми і вчиняє як би дві частини роботи: а) роботу, спрямовану на подолання всіх опорів (робочих і шкідливих), і б) роботу, спрямовану на повідомлення прискорень своїм органам руху і переміщенням зовнішніх об'єктів.

У біомеханіці сила дії людини – це сила дії на зовнішнє фізичне оточення, переданого через робочі точки тіла людини.

Робочі точки, стикаючись із зовнішніми тілами, передають рух (кількість руху, а також кінетичний момент) і кінетичну енергію (поступального і обертального руху) зовнішніх тіл. Сила дії людини може бути статичною, якщо вона урівноважена зовнішніми силами, і динамічною, якщо вона викликає відповідні прискорення (позитивні, негативні, тангенціальні, нормальні).

Завдання рухів, що відносяться до спортивної техніки, в самому загальному вигляді полягає у зменшенні дії опорів і збільшенні ефективності сили дії людини з найкращим використанням рушійних сил – активних м'язових тяг і особливо сил, що мають інші джерела.

До числа гальмівних сил, що входять до опору, відносяться всі зовнішні і внутрішні сили, в тому числі і м'язові. Які з сил будуть грати роль шкідливих опорів, залежить від умов конкретної вправи. Тільки реактивні сили – сили опорної реакції і тертя – не можуть бути рушійними силами: вони завжди залишаються опорами – як шкідливими, так і робочими.

Ефективність додатка сил в механіці визначають за коефіцієнтом корисних дій, наслідком (к. п. д.): відношення роботи по подоланню робочих опорів до роботи рушійних сил. Чим більше к. п. д., тим ефективніший рух.

При енергетичних розрахунках для оцінки ролі сили визначають потужність сили, характеризуючи важливу сторону її ефекту виконання роботи.

Потужність сили – це міра швидкості приросту роботи сили. Потужність сили визначається як відношення виконаної роботи до витраченому на цю роботу часу:

$$N = A / \Delta t,$$

де N – потужність; F – сила, що здійснює роботу; Δs – елементів шлях; Δt – час, витрачений на подолання шляху Δs .

Внутрішнє силове поле включає і рух сили і опору (як робочі, так і шкідливі). У рухах людини рушійні сили є не завжди (їх може не бути в рухах по інерції), а гальмують – завжди. У зв'язку з тим що всі рухи в суглобах характеризуються криволінійними траєкторіями, у всіх випадках прикладені відхиляючі (центробіжні) сили. Від співвідношення всіх названих сил залежить прискорення ланок.

Як вже вказувалося, рухів людини без прискорень в принципі не буває. Послідовно, у всіх рухах виникають сили інерції, напрямок яких протилежно напрямку прискорень. Сили інерції зовнішніх тіл ставляться до зовнішніх сил; сили інерції, що викликаються взаємодією частин тіла людини, – до внутрішніх. Надзвичайний достаток сил інерції (реальних – ньютонівих) дуже ускладнює управління рухами і, звичайно, їх аналіз. При розгляді складеного руху кінематичних ланцюгів необхідно враховувати також численні переносні і поворотні сили інерції, що виникають в кінематичних ланцюгах. Варто постійно пам'ятати при обертальному характері рухів: момент навіть постійної сили зі зміною кута її додатка змінюється.

2.Спільні дії сил. Зовнішні та внутрішні відносно тіла людини сили діють на нього спільно. Всі ці сили незалежно від їх джерела, як механічні сили, змінюючи механічний рух. У цьому сенсі вони знаходяться в єдності, як матеріальні сили: можна проводити при дотриманні відповідних умов їх складання, розкладання, приведення та інші операції.

Зовнішні сили, діючи на тіло людини, викликають появу і зміну внутрішніх сил. Це механічні сили протидії, в число яких входять обумовлені біологічні чинники сили м'язової тяги.

За допомогою внутрішніх сил м'язової тяги людина може викликати своєю дією появу і зміну зовнішніх сил, керуючи у відомих межах їх впливом на самого себе.

Сили м'язової тяги – єдині внутрішні джерела енергії людини. Тільки завдяки цим силам людина може виконувати всі інші сили і керувати рухами.

Рухи людини являють собою результат спільної дії зовнішніх і внутрішніх сил. Зовнішні сили, як виражають рух зовнішнього середовища, зумовлюють багато особливостей рухів. Внутрішні сили, як єдині безпосередньо керовані людиною, забезпечують правильне виконання заданих рухів.

У міру вдосконалення рухів стає можливим використовувати м'язові сили. Технічна майстерність проявляється в підвищенні питомої ваги зовнішніх і пасивних внутрішніх сил як рушійних сил. При необхідності забезпечується не тільки економність (заощадження сил), економичність (високий к. п. д. м'язових сил), але і високий максимум м'язових сил і значна швидкість досягнення цього максимуму при русі.

3.При біомеханічному дослідженні рухів людини розглядають зазвичай внутрішнє щодо його тіла сили. Вони виникають при взаємодії частин біомеханічної системи тіла. Внутрішні сили механічної системи – міра взаємодії тіл, з яких вона складається. Вони не можуть самі по собі змінювати рух ЗЦТ системи та її кінетичний момент. Внутрішні сили здійснюють притягання і відштовхування всередині системи, між її частинами. В абсолютно твердому тілі вони попарно взаємно врівноважуються. В системі внутрішня сили попарно не врівноважуються, якщо прикладені до різних частин системи (тілам), – кожна виробляє свою дію. До внутрішніх сил тіла людини відносяться сили м'язової тяги і сили пасивної протидії органів і тканин.

Сили м'язової тяги. Сили м'язової тяги прикладені до ланок кінематичних

Це в середині тіла. М'язи у своїй активності завжди об'єднані в групи. Сили тяги кожного м'яза змінюються. Тому змінюються і тяги окремої групи м'язів і тяги взаємодіючих груп м'язів. М'язи можуть по ходу руху включатися в роботу, виключатися з неї, а також, змінюючи функцію, переходити з однієї групи в іншу. Спільна дія м'язів забезпечує збереження і направлення зміни взаємного розташування ланок.

Робота м'язів – основне джерело енергії рухів людини (енергетична функція). М'язи, змінюючи положення частин тіла, зумовлюють його вплив на опору, середовище і зовнішні тіла. За допомогою м'язових тяг людина управляє рухами, використовуючи зовнішні сили та інші внутрішні сили (керуюча функція)

Сили пасивної протидії. Сили пасивної протидії включають: опорні реакції в суглобах і місцях прикріплення м'язів і зв'язок, сили сухого і рідинного тертя, сили інерції при прискореного реніях ланок, органів і тканин, а також пружні сили деформації пружних утворень.

При передачі сил по кінематичним ланцюгах у вигляді сил тиску костей один на одного в суглобах (внаслідок впливу ваги частин тіла і зовнішніх тіл, а також доданих до кісток тяг м'язів і зв'язок) виникають опорні реакції. Взаємне зміщення органів і тканин при дотику викликає сили тертя. До них відносяться і тертя зі змащенням (типу граничного і напівсухого) і рідинне тертя як в рідких тканинах і в прошарках між органами, так і в м'яких тканинах при їх деформації (в'язкість).

Внаслідок деформацій тіла людини виникають також пружні сили в пасивній частині рухового апарату. Мова йде в першу чергу про пружні сили в зв'язковому апараті великих суглобів і з'єднань таких кінематичних ланцюгів, як хребет.

Всі внутрішні сили часто називають на відміну від зовнішніх зусиль. У біомеханіці зусиллями іменують тільки сили м'язової тяги.

Контрольні питання

1. Роль сили в рухах людини, зовнішні та внутрішні сили.
2. Сили м'язової тяги їх вплив на рухи.
3. Сили пасивної протидії.

Лекція № 6.

Особливості режиму рухів біомеханічної системи

План

1. Коливальний режим в рухах.
2. Збереження і накопичення енергії.
3. Підвищення рівня енергії руху.

Коливаннями називають фізичні процеси, які точно чи майже точно повторюються через однакові проміжки часу.

1. Коливальний режим характеризується повторювальною зміною

напрямку руху. Наприклад, маятник гойдається вправо – вліво, хвиля рухається вгору – вниз, м'яз коротшає і подовжується, нога згинається і розгинається і т.д. Подібне відхилення від рівноважного стану зумовлене дією сили, що обурює і вона відхиляє рухомий об'єкт до крайнього положення. У міру наближення до крайнього положення наросте поновлююча сила, яка зупиняє рух і направляє об'єкт в бік рівноваги.

Коливальний режим в рухах людини може мати ряд варіантів:

а) коливання можуть тривати довго, багаторазово повторюючись за циклом;

б) цикл може бути виконаний одноразово;

в) цикл може бути усіченим.

У всіх наведених випадках змінюється довжина м'язів.

2. У коливальних рухах можна не тільки зберегти, але й накопичити енергію, для чого використовують явище резонансу.

Резонанс полягає в збільшенні амплітуди коливань під впливом зовнішніх сил. Для цього повинні збігатися частоти коливань самої системи і зовнішніх сил.

Розглянемо ряд коливальних рухів моделі ланка – м'яз. Якщо кожне коливання зупиняється непружним в'язким обмежуванням, то:

а) швидкість руху в одну сторону гаситься, падає до нуля;

б) енергія руху повністю витрачається;

в) рух у зворотний бік і створення швидкості зворотного руху, вимагає нового підведення енергії;

Якщо кожне коливання буде зупинятися пружним обмежувачем (м'язом – антагоністом), то:

а) швидкість руху раніше погаситься;

б) енергія руху переходить в енергію положення;

в) зворотний рух не зажадає нових витрат енергії.

В перебігу ряду коливальних циклів можна "розгойдати" систему, підвищити рівень її енергії. При максимальній швидкості бігу зусилля спринтера будуть спрямовані лише на відшкодування втрат енергії.

3. Для підвищення рівня енергії руху цілеспрямовано використовувати зону більшого розтягування м'язів з переходом від поступливою до долаючої роботи, забезпечивши необхідну підготовку м'язів і вдосконалення техніки рухів.

У міру збільшення швидкості рухів сила тяги зменшується, а внутрішній опір в м'язі збільшуються. У точці перетину графіків встановлюється постійний для певних умов режим. Досягнута швидкість і сила тяги стабілізується. При зменшенні швидкості рівноваги сил порушується: опора зменшується, а тяга зростає. При випадковому перевищенні граничної швидкості знову порушується рівновага сил і швидкість зменшується.

Для збільшення граничної швидкості потрібно підвищити рівень розвитку швидко-силових можливостей м'язів, тоді крива сили тяги пройде вище. Зменшити втрати на опір можна зменшуючи в'язкість м'язів, тоді крива сил опору пройде нижче.

При великому розмаху рухів у суглобах м'язи – антагоністи гальмують рух і переходять до долаючої роботи, яка виконується в кращих умовах для прояву швидкісно-силових властивостей м'язів і економічності їх роботи.

Для того щоб м'язи були здатні більш ефективно працювати в подібному реверсивному режимі, треба в процесі тренування:

- а) збільшувати їх розтяжність;
- б) підвищувати високонелінійну пружність;
- в) збільшувати швидкість наростання напруги;
- г) знижувати внутрішній опір (поліпшувати розслаблення).

Разом з тим слід уточнювати вимоги до техніки спортивних вправ, удосконалюючи режим рухів.

При повільних рухах вигода коливального режиму значно менше, ніж при швидкісно-силових. Тут основну роль відіграє координуюча функція нервової системи.

Контрольні питання

1. Коливальний режим в рухах, його вплив на техніку рухів.
2. Збереження і накопичення енергії, її акумулювання.
3. Підвищення рівня енергії руху та використання його ефекту.

Лекція № 7.

Характеристики рухів людини

План

1. Кінематичні характеристики.
2. Просторові характеристики.
3. Тимчасові характеристики.
4. Просторово-тимчасові характеристики.

1. Рух фізичного об'єкта виявляється тільки з порівнянням положень об'єкта з положенням іншого тіла (тіла відліку), тобто як відносне.

Вибір тіла відліку

Тілом відліку називають умовно вbrane тіло, від якого відраховують відстань при визначенні досліджуваного відносного руху.

Рух виражається в зміні з плином часу взаємного положення тіл. Його можна спостерігати й відлічувати тільки відносно інших реальних тіл (наприклад, при стрибку в довжину-відносно бруска) або умовних (наприклад, в старті яхт – щодо лінії створу).

В залежності від умов задачі вибирається та чи інша система відліку. При відліку відстаней треба встановити: а) початок, б) напрям і в) одиниці відліку. Систему відліку пов'язують з певним фізичним тілом відліку. Дуже важливо доцільно вибрати тіло і початок відліку.

На відлік відстаней в досліджуваному русі абсолютно не впливав б рух тіла відліку без прискорення; але тіл, що рухаються без прискорення, в природі просто не існує. Умовно прийнято вважати «нерухомим», неприскореним

(інерціальним) тілом відрахунку такого тіла, прискорення якого настільки мало, що не позначається помітно на відліку даного спостережуваного руху.

Наприклад, річний і добовий рух Землі непомітний при відліку рухів у спортивній практиці, хоча швидкості рухів Землі значні: швидкість точки, що знаходиться, наприклад, на широті Москви, при добовому обертанні Землі навколо осі дорівнює 0,261 км / сек, а при річному обертанні по її орбіті навколо Сонця – 30 км / сек. Землю і незмінно пов'язані з нею тіла (наприклад, спортивні споруди) і вибирають як практично інерціальні тіла відліку.

Іноді доцільний або просто неминучий вибір «рухливих», тобто прискорених, тіл відліку (неінерційних). Вони рухаються з такими прискореннями, які суттєво впливають на відлік руху. Наприклад, визначаючи, які особливості рухів ніг в тазостегнових суглобах у гімнаста при маху на кільцях, можна вести відлік щодо тазу, який сам теж рухається.

Від вибору тіла відліку залежать багато характеристик досліджуваного руху. Характер руху всіх інерціальних тіл відліку, знаходячись у відносному спокої або прямолінійному і рівномірному русі, не впливає на досліджувані характеристики, тоді як характер руху неінерційних тіл відліку впливає на них, причому по-різному в залежності від прискорень.

Саме тіло відліку умовно розглядається як абсолютно тверде, тобто не змінює своєї форми при будь-яких впливах.

Початок і напрямок відліку відстані

На тілі відліку встановлюють початок і напрямок вимірювання відстані. Фізичні тіла, у тому числі й тіло людини, в деяких випадках можна розглядати як матеріальні точки. Це можливо, якщо відстань, на яку вони пересуваються, незрівняно більше їх власних розмірів і якщо можна знехтувати обертальним рухом тіла (наприклад, при польоті диска по траєкторії). Для точного визначення спортивного результату правила змагань суворо передбачають, по якій точці (пункт відліку) ведеться відлік (за рівнем лижних кріплень, по виступаючої точки грудної клітки спринтера, по задньому краю сліду приземляється стрибун).

Отже, або все рухоме тіло розглядають як матеріальну точку, до якої вимірюють відстань, або на ньому виділяють пункти відліку. Відстань вимірюється від початку відліку до пункту відліку. В якості такого пункту вибирається певна точка рухомого тіла людини. У разі обертального руху вибирають лінію відліку.

Існує три основних способи визначення руху точки: природний, координатний і векторний.

При природному способі заздалегідь відома траєкторія точки; на ній слід вибрати початок (О) відліку (наприклад, контрольний пункт на трасі дистанції). Тоді положення точки (наприклад, гонщика) на траєкторії визначається відстанню її від початку відліку (природна координата). Треба ще зазначити, з якого боку від начала відліку (знаком + або -) розташована на траєкторії точка. Положення точки на лінії визначається лише одним числом зі знаком + або -.

Координатний спосіб дозволяє визначити положення точки в координатах

на площині і в просторі. Найчастіше застосовують прямокутні координати.

Відстань від початку координат і до проекції точки на всі три осі (M_x , M_y , M_z) – це три лінійні координати: абсциса, ордината і апліката, що повністю визначають положення точки в просторі. Можна користуватися також і кутовими координатами: на площині – в системі полярних координат, в просторі – в системах циліндричних координат і сферичних координатах.

Векторний спосіб зводиться до встановлення відстані точки від початку відліку, а також напрямки радіуса-вектора.

Одиниці відліку відстані

В залежності від обраного способу відліку встановлюються одиниці відліку відстані – лінійні і кутові.

Лінійні одиниці. Найчастіше використовують метричні одиниці: основна – метр, кратна їй – кілометр (1000 м) і частинні-сантиметр (0,01 м) і міліметр (0,001 м).

Крім цієї зручної для обчислень системи з десятиковою залежністю, між меншими і більшими одиницями поки все ще зберігається в деяких країнах (зустрічається, зокрема, і в спорті) дуже незручна для розрахунків система:

1 дюйм = 2,54 см; 1 фут = 30,48 см; 1 ярд = 91,44 см;

1 ярд = 3 фути = 36 дюймів;

1 м = 1.094 ярда = 3,28 фута = 39,4 дюйма.

Кутові одиниці. У біомеханіці застосовуються: а) градуси, мінути, секунди при безпосередньому вимірюванні кутів (окружність = 360° ; градус = $60'$; хвилина = $60''$), б) обороти-при приблизному визначенні поворотів (оборот = 360° , пів-обороту = 180° , чверть обороту = 90° і т. д.); в) радіан для розрахунків по формулам це кут між двома радіусами кола, вирізані на окружності дугу, по довжині рівну радіусу:

радіан = $57^\circ 17'44,8''$; $1^\circ = 0,01745$ рад.

Початок і одиниці відліку часу

Крім усього руху (в просторі), необхідно вимірювати його тривалість (у часі). У звичайних умовах життя в добі прийняті два початку відліку часу (опівночі і опівдні), на транспорті та в техніці зв'язку одне (астрономічне – опівночі). У спортивних змаганнях, природно, існує одне загальне початок відліку – це або астрономічний час, або суддівське («секундомір на нуль»). У біомеханіці в якості початку відліку часу вибирають момент початку досліджуваного руху.

Одиниця відліку часу – секунда (становить $1/60$ хвилини, або $1/3600$ години). У спорті враховуються ще десяті і соті частки секунди, а в біомеханічних дослідженнях також і тисячні. Протягом часу, природно, розглядається від минулого до майбутнього, але при аналізі рухів іноді доцільно вести відлік також і у зворотній бік.

2. Просторові характеристики в цілому визначають просторову форму рухів людини.

Координати точки, тіла і системи

Координата – це просторова міра розташування точки відносно системи відліку. Місце розташування точки зазвичай визначають за її лінійними координатами:

Координати показують, де знаходиться досліджувана точка (наприклад, пункт відліку на тілі) відносно початку відліку, на якій відстані і в якому напрямку від нього. Для визначення положення однієї точки на лінії необхідно і достатньо однієї координати, положення однієї точки на поверхні двох, в просторі трьох.

Але, щоб визначити положення якого твердого тіла в просторі, цього недостатньо. Треба ще знати координати кутового положення тіла (кутові координати), визначаючи його орієнтацію щодо цих трьох осей:

Ще складніше визначення положення багатоланкової біомеханічної системи (тіла людини), що змінює свою конфігурацію. Тут вже потрібно знати положення кожної ланки в просторі. Часто визначають положення тіла щодо положень проєкцій осей суглобів на його поверхні (пунктів відліку).

Розрізняють початкове і кінцеве положення, тобто положення, з якого рух починається, і положення, яким воно закінчується. Від початкового положення (наприклад, стартового) часто залежать багато особливостей подальшого руху. Кінцеве положення, до якого треба прийти, також може сильно впливати на виконання руху (приземлення після соскока зі снаряда в гімнастиці, після стрибка в довжину в легкій атлетиці, після випуску снаряда в метаннях). Іноді вихідне положення не дуже суттєво (перед початком розбігу при стрибку у висоту); в деяких випадках і кінцеве майже байдуже (після передачі м'яча в футболі).

Всі рухи можна уявити собі як суцільний ряд миттєвих (які безперервно змінюються) проміжних положень. Так виглядає рух на кадрах кіноплівки. За цим положенням можна наближено відновити зовнішню картину виконання руху. З точки зору механіки описати рух точки значить визначити її положення в будь-який момент часу.

Переміщення точки, тіла і системи

Переміщення точки це просторова міра зміни розташування точки в даній системі відліку. Переміщення (лінійне) вимірюється різницею координат в моменти початку і закінчення руху в одній і тій же системі відліку відстані:

Лінійне переміщення точки показує, на якій відстані в результаті руху виявилася точка відносно початкового (вихідного) стану. Переміщення – величина векторна. Вона характеризується чисельним значенням (модулем) і направленням, тобто визначає розмах і напрямок руху. Якщо після руху точка повернулася у вихідне положення, переміщення дорівнює нулю. Таким чином, переміщення є не самий рух, а лише його остаточний результат, відстань по прямій і напрям від вихідного до кінцевого положення.

Переміщення тіла вимірюється по різному у випадках поступального і обертального рухів.

При поступальному русі будь яка пряма, що з'єднує будь дві точки тіла, весь час залишається паралельною самій собі, при цьому всі точки тіла

рухаються однаково, швидкості їх дорівнюють. Отже, переміщення тіла при поступальному русі можна визначити по переміщенню будь-якої його точки. Для цього з кожної координати кінцевого розкладання точки треба обчислити відповідну координату начального становища.

При обертальному русі дві точки, незмінно пов'язані з ним (всередині або поза тілом), залишаються під час всього руху нерухомими, при цьому всі точки тіла, окрім нерухомих, рухаються по дугам кіл, центри яких лежать на одній нерухомій лінії – осі обертання, лінійні швидкості точок тіла пропорційні їх відстаням від осі. Отже, переміщення тіла при обертальному русі можна зміряти кутом повороту і різницею кутових координат в одній і тій же системі відліку відстані:

Будь який рух тіла в просторі можна представити як геометричну суму поступального і обертального (навколо центру тяжіння) рухів.

Набагато складніше визначити переміщення біомеханічної системи, що змінює свою конфігурацію. У найбільш спрощених випадках рухів біомеханічної системи розглядається як рух однієї матеріальної точки звичайного загального центру тяжіння (ЗЦТ). Тоді можна простежити за переміщенням усього тіла людини «в цілому», оцінити певною мірою загальний результат його рухової діяльності. Але залишається невідомим, в результаті яких саме рухів досягнуто переміщення ЗЦТ. Іноді переміщення тіла представляють у вигляді переміщення умовно пов'язаної з ним лінії (лінія відліку). Переваги і недоліки цього способу в основному ті ж, що і в попередньому.

Вивчення у людини рухів ланок дозволяє більш детально розглянути переміщення його тіла. У деяких випадках рухомі частини (наприклад, всі кістки стопи, кисті, передпліччя, навіть тулуба) розглядаються як одна ланка. Тут вже можна в загальних рисах уловити особливості рухів, хоча взаємний рух багатьох ланок не враховується і їх деформаціями нехтують. Однак отримати повну картину переміщень усіх істотних елементів тіла (включаючи і внутрішні органи, і рідкі тканини) при існуючих методах дослідження поки ще неможливо. Завжди доводиться вдаватися до більш-менш значному спрощенню, небажаних взагалі в будь-якому науковому дослідженні.

Переміщення окремих точок тіла людини розглядаються в тримірному просторі визначаються їх лінійні переміщення відносно початку відліку.

У більшій частині випадків руху ланок у суглобах розглядають обертальні і визначають кутові переміщення ланок щодо суміжних з ними.

Траєкторія точки – це просторова міра руху. Вимірюють довжину і кривизну траєкторії і визначають її орієнтацію в просторі.

Рухома точка займає ряд безперервно змінюваних проміжних положень; її рух утворює безперервну лінію – траєкторію. При русі точки її координати змінюються. Вони стають більше або менше, можуть міняти знак на зворотній.

Зміна координат точки визначає напрямок і величину переміщення.

При постійному направленні руху траєкторію за формою являє пряму (прямолінійний рух); при змінному напрямку – криву (криволінійний рух).

Довжину траєкторії (відстань уздовж неї) характеризує шлях точки. При

прямолінійному русі для певної ділянки траєкторії (прямій лінії) вимірюють його довжину.

При криволінійному русі вектор переміщення – хорда ділянки криволінійної траєкторії, не збігається з траєкторією. Мале переміщення, при якому можна з необхідною точністю замінити малу ділянку траєкторії її хордою, домовимося називати елементарним переміщенням точки.

При криволінійному русі шлях точки дорівнює арифметичній сумі модулів її елементарних переміщень; переміщення ж точки дорівнює геометричній сумі її елементарних переміщень.

Форму криволінійного руху характеризує кривизна траєкторії (k). Це величина, зворотна радіусу кривизни траєкторії (R), тобто радіусу такої елементарної дуги кола, якій припустимо замінити відповідний елементарний ділянку траєкторії: $k = 1 / R$.

Отже, чим більше радіус такої дуги, тим менше кривизна траєкторії.

Для траєкторії будь-якої форми визначають також її орієнтацію в просторі: для прямої траєкторії по координатам точок початкового і кінцевого положень, для кривої по координатам цих двох точок траєкторії і третьої точки, що не лежить з ними на одній прямій.

При поступальному русі тіла у всіх його точках траєкторії однакові. По траєкторії однієї точки (наприклад, ЗЦТ) можна вивчити рух тіла. При обертальному русі тіла в кожній його точці, свій слід в просторі, хоча біля точок з однаковим радіусом траєкторії за формою однакові. Тут рух всього тіла (тільки коли воно просте обертання) також можна вивчити, визначивши по траєкторії однієї точки кут повороту тіла.

При русі ж біомеханічної системи треба визначити траєкторії точок її ланок, а також траєкторію її ЗЦТ.

Траєкторії точок кожної ланки щодо осі суглоба можна наближено вважати дугами окружностей. Однак щодо осей сусідніх суглобів або системи прямокутних координат, пов'язаної, наприклад, з Землею, траєкторії точок мають складні і різноманітні форми. Лише іноді руху точок плоскі. Майже завжди просторові (тривимірні) траєкторії криві. Вони, як правило, виключно складні для складання рівнянь, що описують закон руху.

Таким чином, всі просторові характеристики – координати, переміщення і траєкторії в сукупності визначають початок і закінчення руху і його форму в просторі.

3. Тимчасові характеристики спільно з просторовими визначають характер рухів людини.

Момент часу (або мить) це тимчасовий захід положення точки, тіла і системи на початку, в ході руху і в кінці. Момент часу визначається проміжком часу до нього від початку відліку (положення на осі часу).

Визначаючи, де була точка в просторі, необхідно визначити, коли вона там була.

Момент часу потрібно визначати не тільки для початку і закінчення руху, але і для інших важливих миттєвих положень. В першу чергу це моменти

істотної зміни руху: закінчується одна частина (фаза) руху і починається наступна (наприклад, відрив від опори-це момент закінчення фази відштовхування і почала фази зльоту).

Тривалість руху

Тривалість руху – це його тимчасовий захід. Вона вимірюється різницею моментів часу закінчення і початку руху в незмінній системі відліку.

Відповідаючи на запитання: «Яка відстань в просторі пройдена в русі?», – Необхідно з'ясувати і інший: «Скільки часу витрачено на це?». Із значення моменту часу закінчення руху віднімається значення моменту часу його початку. Отримана величина проміжку часу характеризує тривалість руху (тривалість однієї фази руху, тривалість ряду фаз або період руху, наприклад період польоту). Момент часу не має тривалості. Він служить кордоном двох суміжних проміжків часу.

Природно, що для визначення тривалості руху треба користуватися одними і тими ж початком відліку часу і одиницями відліку.

При русі можуть бути і зупинки (паузи, перерви в русі). Слід також виміряти їх тривалість.

Темп рухів

Темп рухів-це тимчасовий захід повторності рухів. Він вимірюється кількістю рухів, що повторюються в одиницю часу:

При багаторазовому повторенні рухів їх тривалість може бути однаковою. У цих випадках поняттям «темпом» характеризується протікання руху в часі.

Темп величина зворотна тривалості рухів: ці поняття пов'язані обернено пропорційною залежністю. У практичних умовах темп простіше визначати, чим тривалість. Темпи рухів зручніше порівнювати, якщо брати більш великі одиниці часу. Темп рухів може служити в окремих випадках показником досконалості володіння технікою. У кваліфікованих спортсменів (плавців, веслярів, бігунів і ін..) він вище, ніж у некваліфікованих, отже окремі рухи у перших частіше. На темпі рухів може відбиватися стомлення: в одних видах рухів він підвищується (почастішання кроків при їх вкороченні в бігу), в інших – знижується (нездатність підтримувати заданий темп, наприклад у веслуванні).

Ритм рухів – це тимчасова міра співвідношення частин рухів. Він визначається по співвідношенню проміжків часу, витраченого на відповідні частини руху.

Ритм визначають як співвідношення двох періодів часу (наприклад, опори і польоту в бігу) або тривалості двох фаз періоду (наприклад, фази амортизації і фази відштовхування в опорному періоді). Можна говорити і про ритм ряду фаз (наприклад, співвідношення тривалістю п'яти фаз ковзного кроку в лижному ході).

Фази, ритм яких вивчається, можуть розрізнятися у напрямку, швидкості і прискоренню рухів, за величиною і напрямком зусиль і по іншим. Характеристикам. Співвідношення тривалістю фаз відображає співвідношення обумовленості їх зусиль. Однак для визначення ритму рухів необхідно вимір саме часу, а не зусиль. Ритм буває постійним і змінним. Він може бути і в повторюваних (циклічних) і в однократних (ациклічних) рухах.

4. Просторово-часові характеристики визначають зміну положення і рухи людини у часі.

Швидкість точки і тіла

Швидкість точки – це просторово-часова міра руху. Вона визначає швидкість зміни положення точки в просторі зі зміною часу. Швидкість вимірюється ставленням вектора елементарного переміщення (у даній системі відліку), до відповідного проміжку часу: $V_{\text{ср}} = \Delta s / \Delta t$.

Таким чином, швидкість характеризує і швидкість, і напрямок руху.

Якщо для розрахунку швидкості береться весь час руху і відповідно сумарне переміщення (шлях), то виходить середня швидкість на даній ділянці шляху. Така ж швидкість у будь-яку мить в будь-якій точці траєкторії при постійному (рівномірному і прямолінійному) русі. Але у людини, як правило, рух точок тіла змінний (нерівномірне і криволінійне), тому модуль і напрямок швидкості протягом руху змінюються. У такому разі рух протягом його виконання більш точно характеризується миттєвими скоростями.

Миттєва швидкість точки – це міра швидкості зміни подання точки в даний момент часу. Вона вимірюється границею відношення вектора переміщення до відповідного проміжку часу (в даній системі відліку), коли цей проміжок прагне до нуля:

Вектор швидкості, як межа елементарного переміщення (величина – хорда, направлення – січна), збігається з дотичною в даній точці траєкторії і спрямований у бік руху.

Як положення тіла визначається за положенням його точок, так і швидкість тіла визначається за швидкостями його точок. При поступальному русі швидкості всіх точок тіла (лінійна) однакові. При обертальному ж чим далі точка від осі обертання (більше радіус), тим більше її лінійна швидкість. Відношення лінійних швидкостей всіх обертових точок твердого тіла до їх радіусів однакова. Ця величина – кутова швидкість (ω) характеризує швидкість обертального руху тіла:

$$\omega = v / r.$$

Звідси лінійна швидкість точки обертального тіла дорівнює добутку кутової швидкості і радіуса обертання: $v = \omega r$.

Кутова швидкість тіла (миттєва) – це просторово-часова міра швидкості зміни положення тіла під обертальному русі. Вона вимірюється межею відносини кутового переміщення тіла (кута повороту) до відповідного проміжку часу (в даній системі відліку), коли цей проміжок прагне до нуля.

Таким чином, кутова швидкість тіла може бути виміряна по його кутовому переміщенню, а також по лінійному переміщенню якої-небудь його точки і по її радіусу обертання (радіус траєкторії в даний момент). Складний рух твердого тіла можна визначити по лінійній швидкості ЗЦТ і кутовій швидкості обертання тіла навколо осі, що проходить через його ЗЦТ.

Кутова швидкість деформується системи тіл визначається і вимірюється так само, як у твердого тіла. Але людина, змінюючи позу, являє собою біомеханічну систему, що змінює свою конфігурацію. У цих умовах визначення

швидкостей обертальних рухів і їх вимір дуже утруднено.

Внаслідок обертального характеру рухів ланок у суглобах напрямок швидкостей точок завжди змінно. Завдяки тязі м'язів синергістів і антагоністів під дією безлічі інших сил модулі лінійних швидкостей точок і кутових швидкостей ланок майже не бувають постійними.

Таким чином, швидкості ланок весь час змінюються як за напрямком, так і (майже завжди) по модулю.

Прискорення точки і тіла

Прискорення точки – це просторово-часова міра зміни руху. Вона характеризує швидкість і напрямок зміни вектора швидкості точки в даний момент часу. Прискорення вимірюється межею відносини зміни швидкості до відповідного проміжку часу (в даній системі відліку), коли цей проміжок прагне до нуля: $a = \lim \Delta v / \Delta t$.

Швидкість точки як вектор може змінюватися по модулю, за направленням або одночасним і по модулю і по напрямку. Відповідно розрізняють прискорення точки: а) додатне, що має однакове напрямком зі швидкістю, – швидкість зростає, б) від'ємне, що має напрям, протилежний напрямку швидкості, зростання убуває; в) нормальне – напрямком його перпендикулярно напрямку швидкості і вектор швидкості змінює тільки направлення, не змінюючи своєї величини (криволінійний рух).

При поступальному русі лінійне прискорення тіла однолінійному прискоренню будь-якої його точки.

При обертальному русі додатне і від'ємне прискорення, спрямовані по дотичній, називаються тангенціальними, а спрямовані по радіусу (нормалі) – радіальними або нормальними. Кожне з цих прискорень може виявлятися незалежно. Поєднання тангенціального прискорення з нормальним буває при одночасній зміні швидкості і по модулю, і за напрямком. Векторна сума нормального і тангенціального прискорень визначає повне прискорення.

При обертальному русі кутове прискорення тіла характеризує зміна швидкості обертання.

Кутове прискорення – це міра зміни швидкості обертаючого руху тіла в даний момент часу. Кутове прискорення визначається як границя відношення зміни кутової швидкості до відповідного проміжку часу в даній системі відліку, коли цей проміжок прагне до нуля:

Середнє прискорення за час всього руху, особливо в тих випадках, коли воно змінює знак, зазвичай не визначається, оскільки воно не характеризує подробиці (деталі) руху.

Кутове прискорення може бути або додатнім (прискорення обертання), або від'ємним (уповільнення обертання). Для обертового твердого тіла відношення лінійних прискорень точок до їх радіусів обертання (відстаням до осі) однакові; вони рівні кутовому прискоренню тіла: $a / r = \varepsilon$.

Лінійне прискорення точки обертового тіла дорівнює добутку кутового прискорення і радіуса обертання: $a = \varepsilon r$ (в радіанах).

У складному русі тіла (одночасно поступальному і обертальному) зміни швидкості вимірюють лінійним прискоренням ЗЦТ і кутовим прискоренням

тіла відносно його ЗЦТ.

Визначення кутових прискорень біомеханічної системи ще більш утруднене, ніж визначення кутових швидкостей.

Таким чином, прискорення характеризує мінливість швидкості.

Швидкості точок ланок тіла людини змінюються за модулем і напрямком. Значить, завжди є нормальні прискорення і майже завжди – тангенціальні (позитивні і негативні). Рухів тіла людини без прискорень не буває, але прискорення іноді можуть виявитися настільки малими, що практично не матимуть значення.

Контрольні питання

1. Відмінні особливості рухів людини, їх кінематичні характеристики.
2. Просторові характеристики їх визначення.
3. Тимчасові характеристики їх визначення.
4. Просторово-тимчасові характеристики.

Лекція № 8.

Кінематичні особливості рухів людини

План

1. Складний рух і його складові.
2. Інерційні характеристики.
3. Силкові характеристики.
4. Рухи навколо осі, динамічні характеристики рухів, та локомоторні рухи.

Кінематичні особливості рухів людини як біомеханічні системи набагато складніші, ніж особливості рухів твердого тіла. Це залежить як від механічних причин, так і від біологічних факторів – активності м'язів.

1. Складний рух і його складові

У біомеханіці зручно умовно розрізняти: а) складений рух як результат руху декількох зв'язаних один з одним тіл і б) складний рух одного тіла (одночасно поступальний і обертальний).

Згадаємо, що складний рух твердого тіла в просторі можна уявити собі як результат складання двох простих рухів: поступального і обертального. У цьому випадку складаються два рухи одного тіла.

Але тіло людини – змінювана система, тому в його руховій діяльності має місце ще і додавання руху різних ланок. Наприклад, при штовханні ядра рух кисті легкоатлета відносно Землі є результат безлічі рухів ланок ноги, тулуба і руки, тобто складений рух.

2 Інерційні характеристики. Поняття про інертність. Інертність (або інерція) – властивість фізичних тіл, яка проявляється в збереженні руху, а також зміну його під дією сил.

Фізичне тіло, взаємодіючи з іншими тілами, може вимірювати свій рух. Якщо ж ніякої взаємодії з іншими тілами немає, то немає прикладених до тіла

сил і рух його не змінюється (в інерціальній системі відліку).

Зберігати «стан спокою або рівномірного і прямолінійного руху» (1-й закон Ньютона) 2 – це значить зберігати незмінною за величиною і напрямком швидкість (в окремому випадку рівну нулю-стан спокою). Прискорення (як міра зміни швидкості) виникає тільки при дії інших тіл, коли прикладені сили. У природі неможливий рух поза впливу інших тіл, тому спосібність зберігати рух проявляється як здатність до його зміни (прискорення) під дією сили, причому поступового і різного для різних тіл. Наприклад, снаряд, випущений металником, продовжує «по інерції», політ його руху зберігається. Але в результаті опору повітря і тяжіння Землі рух змінюється – снаряд падає, а не відлітає рівномірно і прямолінійно в світовий простір.

Інертність характеризує певні риси поведінки тіл, показує, як зберігається рух, як він змінюється під дією сил швидше або повільніше. Закон інерції, відкритий ще Галілеєм і сформульований Ньютоном, описує властивість матеріальної точки і тіл, що рухаються поступально. Він за своєю суттю застосовує і для тіл, що рухаються обертально.

Біомеханічні системи також підкоряються цьому закону. Для зміни обертального руху системи тіл при деяких умовах (без опори) дії інших зовнішніх тіл, не потребує, проте закон інерції і тут не порушується.

3. Силіві характеристики

Сила – це міра механічного впливу одного тіла на інше. Чисельно вона визначається добутком маси тіла на його прискорення, викликане додатком цієї сили: $F = ma$.

Таким чином, вимірювання сили, як і вимірювання маси, засновано на 2-му законі Ньютона. Оскільки цей закон розкриває залежності в поступальному русі, то й сила як вектор визначається тільки в разі такого найпростішого виду руху по масі і прискоренню.

Джерела сил. Вже вказувалося, що прискорення залежить від системи відліку. Тому і сила, обумовлена прискоренням, теж залежить від системи відліку. В інерційній системі відліку джерелом сили для даного тіла завжди служить інше матеріальне тіло. Коли взаємодіють два матеріальних об'єкта, то в цих умовах проявляється третій закон Ньютона.

Якщо на одне тіло діє інше тіло, то воно змінює рух першого. Але і перше тіло в цій взаємодії також змінює рух іншого. Обидві сили прикладені до різних об'єктів, кожна проявляє відповідний ефект. Їх не можна замінити однією відповідною, оскільки вони прикладені до різних об'єктів. Саме тому вони один одного і не врівноважують.

В неінерційній системі відліку розглядають крім взаємодії двох тіл ще особливі сили інерції («фіктивні»), для яких третій закон Ньютона не застосуємо.

Вимірювання сил. Застосовується статичний вимір сили, тобто вимірювання за допомогою врівноважуючої сили (коли прискорення дорівнює нулю), і динамічному прискоренню, яке надається тілу її прикладанням.

При статичній дії сили на дане тіло (M) діють два тіла (A і B); всього є три матеріальних об'єкта. Сили F_A і F_B , прикладені до тіла M , рівні по величині і протилежні за напрямком, вони взаємно врівноважуються. Їх рівнодіюча дорівнює нулю. Прискорення, викликане ними, також дорівнює нулю. Швидкість не змінюється.

Гальмуюча сила направлена протилежно напрямку руху (зустрічна) або утворює з ним тупий кут. Вона може виконувати негативну роботу (зменшувати енергію тіла).

Частина рушійної сили, рівна по величині гальмуючої врівноважує останню – це урівноважує сила ($F_{\text{приск}}$).

Надлишок же рушійної сили над гальмуватиме – прискорювальна сила ($F_{\text{приск}}$) – викликає прискорення тіла з масою m згідно 2-му закону Ньютона ($F_{\text{пр}} = ma$).

Отже, швидкість не залишається постійною, а змінюється, тобто виникає прискорення. Це і є динамічний рух сили F .

Силу F , діючу динамічно, можна виміряти за масою тіла і його прискорення.

Класифікація сил. Сили, які, вивчають при аналізі рухів людини, в залежності для мости від загальних ознак діляться на групи. За способом взаємодії тіл усі сили діляться на д и с т а н т н і, що виникають на відстані безпосереднього зіткнення тіл, і контактні, які виникають лише при зіткненні тіл.

До дистантних сил в механіці відносять сили всесвітнього тяжіння, з яких в біомеханіці вивчаються сили земного тяжіння, які проявляються в силах тяжкості. Контактні сили включають пружні сили й сили тертя.

За впливом на рух розрізняють сили активні (або задаються) і реакції зв'язку. Нагадуємо, що зв'язки-це обмеження руху об'єкта, здійснювані іншими тілами. Сила, з якою зв'язок протидіє руху, і являє собою реакцію зв'язку. Вона заздалегідь невідома і залежить від дії на тіло інших сил і руху самого тіла.

Реакції зв'язку самі по собі не викликають руху, вони тільки протидіють активним силам або врівноважують їх. Якщо ж реакції зв'язку не врівноважують активних сил, тоді і починається рух під дією останніх.

Момент сили – це міра механічного впливу, здатного повертати тіло (міра обертальної дії сили). Він чисельно визначається добутком модуля сили на її плече (відстань від центру моменту до лінії дії сили):

Момент сили має знак плюс, якщо сила повідомляє обертання проти годинникової стрілки, і мінус при зворотньому його напрямку.

Обертаюча здатність сили проявляється у створенні, зміні або припиненні обертального руху.

Полярний момент сили (момент сили відносно точки) може бути визначений для будь-якої сили відносно цієї точки (O) центр моменту. Якщо відстань від лінії дії сили до обраної точки дорівнює нулю, то і момент сили дорівнює нулю. Послідовно, розташована таким чином сила не володіє обертаючою здатністю щодо цього центру.

Коли кілька моментів сили прикладено до одного тіла, їх можна привести

до одного моменту – головного моменту.

Імпульс сили – це міра механічного впливу на тіло з боку інших матеріальних об'єктів за даний проміжок часу. Він дорівнює в поступальному русі добутку сили на час її дії: $S = F \cdot \Delta t$

Робота сили-це міра механічного впливу на тіло з боку інших матеріальних об'єктів на даному шляху. Вона дорівнює в поступальному русі твору модулів тієї сили, яка діє в напрямку руху, і переміщення точки прикладання сили: $A = F \cdot \Delta s$.

У разі якщо сила спрямована під кутом до переміщення, треба добуток модулів сили і переміщення помножити ще на косинус кута між їх напрямками. Робота сили позитивна, коли цей кут гострий, і, отже, сила прискорює рух. Робота сили негативна, якщо кут тупий і сила сповільнює рух. При прямому куті косинус дорівнює нулю і робота дорівнює нулю: сила роботи не здійснює.

Відповідно розрізняють заходи зміни руху, як результату дії сили: а) кількість руху тіла і б) кінетичну енергію тіла.

Кількість руху тіла – це міра поступального руху, що характеризує його здатність передаватися від одного тіла до іншого у вигляді механічного руху. Кількість руху тіла визначається при поступальному його русі добутком маси тіла і його швидкості: $K = m \cdot \Delta v$.

Зміна кількості руху за проміжок часів і дорівнює сумарному імпульсу сил, прикладених до тіла на тому ж проміжку часу.

Можна сказати, що кількість руху тіла – це міра його здатності рухатися протягом деякого часу проти дії гальмування сили.

Кінетична енергія тіла – це міра механічного руху, яка характеризує його здатність перетворюватися в потенціальну енергію або інші види енергії. Кінетична енергія тіла дорівнює при поступальному русі половині маси тіла на квадрат його швидкості:

$$E_k = mv^2 / 2.$$

Зміна кінетичної енергії тіла на деякому шляху переміщення дорівнює роботі прикладених до нього сил на цьому ж шляху. Отже, досконала робота дорівнює приросту кінетичної енергії.

Можна сказати, що кінетична енергія тіла – це міра його здатності проходити деякий шлях проти дії гальмування сили.

4. Рухи навколо осі, динамічні характеристики рухів, та локомоторні рухи.

Як ми вже знаємо, тіло людини можна розбити на 15 ланок, які мають між собою зчленування і представляються важелями або маятниками. Тому одним з основних є інтерес біомеханіки до руху ланки в точці зчленування – суглобі.

Розглянемо важіль першого роду. В цьому випадку його рух можна описати як обертальний рух навколо точки, при якому одна його точка O (точка зчленування) залишається нерухомою, а всі інші точки рухаються по поверхнях сфер, що мають центр в точці O . При такому обертальному русі тіла будь-яке його елементарне переміщення є елементарним поворотом навколо деякої осі, що проходить через точку O і званою миттєвою віссю обертання. Оскільки зчленування відноситься до тіла спортсмена, то воно безперервно змінює своє

положення в просторі. В результаті обертальний рух тіла складається з серії елементарних поворотів навколо миттєвих осей, які безперервно змінюють свій напрям.

Подібно тому, як причиною прискореного руху матеріальної точки або прискореної поступальної ходи твердого тіла може бути тільки прикладена ним сила, причиною початку, зміни або припинення обертального руху твердого тіла (при цьому обертальне прискорення не рівне нулю) щодо якої-небудь осі є момент сили M щодо цієї осі.

Нехай є тіло, яке може обертатися навколо нерухомої осі, і до нього в якійсь точці прикладена сила F . Знайдемо проекцію F_n прикладеної до тіла сили F на площину, що проходить через точку застосування сили перпендикулярно до осі обертання, а також найкоротшу відстань r від осі обертання до лінії дії сили F_n , яка носить назву плеча сили. Момент сили F щодо осі обертання визначається як фізична величина, чисельне значення якої рівне твору проекції F_n діючої на тіло сили на довжину плеча r : $M = F_n r$.

Якщо проекція прикладеної до тіла сили F на площину, перпендикулярну до осі обертання, рівна нулю ($F_n = 0$), що можливо, коли сила F паралельна осі обертання, або якщо лінія дії сили F перетинає вісь обертання, то в цих випадках сили не зможуть змінити обертального руху тіла, не зможуть з'явитися причинами відмінного від нуля кутового прискорення.

Таким чином, сила не є величиною, достатньою для опису і розрахунку обертального руху тіла. Необхідно розглядати також її просторовий напрям.

Умовою рівноваги твердого тіла, яке може здійснювати обертальний рух навколо якої-небудь осі, є рівність сум моментів сил, що обертають тіло навколо цієї осі по напрямку руху M_i і в протилежному напрямі M_j :

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

Таким чином, з вищесказаного можна зробити простий висновок: щоб ланку людського тіла привести в обертальний рух, напрям дії сили не повинен бути паралельно осі обертання цієї ланки або проходити через точку зчленування.

Іншим важливим поняттям є центр тяжіння тіла або системи тіл – єдина точка, щодо якої сума моментів сил тяжіння всіх частинок тіла або системи тіл рівна нулю. При цьому не можна забувати, що центр тяжіння іноді знаходиться поза геометричними межами тіла. Центр тяжіння має велике значення при оцінці виду рівноваги тіла. Залежно від розташування точки опори або опорної поверхні по відношенню до центру тяжіння розрізняють стійку, нестійку і байдужу рівновагу.

Опорною поверхнею називатимемо поверхню того тіла, рівновагою якого ми цікавимося, а не поверхню якого-небудь іншого тіла, з яким перше стикається. (Наприклад, опорною поверхнею для важкоатлета буде поверхня підошов взуття, а не вся поверхня помосту.) Тіло знаходиться в стійкій рівновазі, якщо його центр тяжіння мається в своєму розпорядженні нижчим за точку опори або нижчим за горизонтальну опорну поверхню, причому лінія дії сили тяжіння проходить через точку опори або перетинає горизонтальну опорну поверхню; у нестійкій рівновазі, якщо центр тяжіння знаходиться

вищим горизонтальній опорній поверхні, причому лінія дії сили тяжіння не перетинає опорної поверхні, і в байдужій рівновазі, якщо центр тяжіння співпадає з точкою опори. Рівновага тіла буде стійкою і в тому випадку, якщо центр тяжіння знаходиться вище горизонтальній опорній площині, але лінія дії сили тяжіння тіла перетинає цю площину.

Таким чином, якщо спортсмен стоїть, то рівновага його тіла буде стійкою, оскільки, хоча центр тяжіння і знаходиться вище опорної площині, але лінія дії сили тяжіння проходить через центр тяжіння спортсмена. При відхиленні від вертикального положення, особливо з навантаженням в руках, рівновага спортсмена із стійкого переходить в нестійке із-за зміни лінії дії сили тяжіння щодо центру тяжіння.

Для твердого тіла, що обертається, через центр тяжіння (центр мас) можна провести скільки завгодно багато осей обертання. Проте, виходячи з геометричної форми тіла і розподілу маси в ньому, можна виділити дві взаємно перпендикулярних осі з найбільшим і найменшим моментами інерції. Стійке обертання незакріпленого тіла можливо тільки навколо цих осей. Стійке обертання тіла навколо осі, перпендикулярної двом першим, неможливе. Всі три осі називаються головними осями інерції даного тіла.

Будь-який контакт з опорною поверхнею додає додаткову точку або вісь обертання, що позначається на характері руху спортсмена.

Локомоторні рухи

У всіх локомоторних рухів загальне рухове завдання є зусиллями м'язів пересувати тіло людини щодо опори або середовища. Серед пересувань щодо опори (наземних пересувань) найбільше розповсюдження мають крокові. У водному середовищі застосовується як відштовхування, так і притягнення. У деяких видах спорту (спортивних іграх, єдиноборстві, гімнастиці і ін.) локомоторні рухи грають допоміжну роль.

Відштовхування від опори виконується за допомогою:

- а) власне відштовхування ногами від опори
- б) махових рухів вільними кінцівками і іншими ланками.

Ці рухи тісно взаємозв'язані в єдиній дії – відштовхуванні. Від їх узгодження значною мірою залежить досконалість відштовхування.

При відштовхуванні опорні ланки нерухомі щодо опори, а рухомі ланки під дією сили тяги м'язів пересуваються в загальному напрямі відштовхування. Під час відштовхування легкоатлета від опори стопа зафіксована на опорі нерухомо. Шипи туфель, занурюючись в покриття доріжки або брусочок, забезпечують надійне з'єднання з опорою. На стопу як на опорну ланку з боку гомілки діє тиск прискорюваних ланок тіла, спрямований назад і вниз. Через стопу воно передається на опору. Протидією цьому тиску служить реакція опори. Вона прикладена до стопи в напрямі вперед і вгору.

Сили м'язової тяги поштовхової ноги випрямляють її. Оскільки стопа фіксована на опорі, гомілка і стегно передають прискорюючу дію відштовхування через таз решті ланок тіла. При прискореному русі рухомих ланок на них впливають гальмуючі сили (тяжкість і інерції) інших ланок, а

також сили опору м'язів-антагоністів. Реакція опори при відштовхуванні є тією зовнішньою силою, яка забезпечує прискорення тілу спортсмена і пересування його центру мас.

Проте, тіло людини – це саморушна система. У такій системі сили тяги м'язів прикладені до рухомих ланок. Щодо кожної ланки сила тяги м'яза, прикладена до нього ззовні, служить зовнішньою силою. Отже, прискорення центрів мас рухомих ланок обумовлені відповідними зовнішніми для них силами, тобто тягою м'язів.

Реакція опори не є джерелом роботи. За законом збереження кінетичної енергії зміна кінетичної енергії рівна сумі робіт зовнішніх і внутрішніх сил. Оскільки робота зовнішніх сил (опори) рівна нулю, то кінетичну енергію спортсмена змінює тільки робота внутрішніх сил (м'язів).

Реакція опори при відштовхуванні під кутом, що відрізняється від прямого (не перпендикулярно до опорної поверхні), нахилені до опорної поверхні і мають вертикальні і горизонтальні складові. Вертикальні складові обумовлені динамічною вагою, тобто сумою ваги і сил інерції рухомих ланок, що мають прискорення (або його складову), направлене вертикально вгору від опори. Горизонтальні складові реакції опори обумовлені горизонтальними складовими сил інерції рухомих ланок. Контакт опорних ланок з опорою не точковий, тому можуть з'явитися і обертальні зусилля, що ускладнить схему реакції опори.

Махові рухи при відштовхуванні – це швидкі рухи вільних ланок тіла в основному по напрямку з відштовхуванням ногою від опори. При махових рухах переміщуються центри мас відповідних ланок тіла, що веде до переміщення загального центру мас (ЗЦМ) всього тіла. Так, при стрибках у висоту в результаті махових рухів руками і вільною ногою ЗЦМ до моменту відриву від опори піднімається вище, ніж без махових рухів. Якщо прискорення ланок тіла, що виконують махові рухи, збільшується, то і прискорення ЗЦМ збільшується. Таким чином, махові рухи, як і відштовхування ногою, здійснюють переміщення і прискорення ЗЦМ.

У махових рухах у фазі розгону швидкість ланок збільшується до максимуму. З наростанням її наростає і швидкість ЦМ всього тіла. Отже, чим вища швидкість махових ланок, тим вона більше позначається на швидкості ЗЦМ. У фазі гальмування м'язи-антагоністи, розтягуючись, напружуються і цим уповільнюють рухи махових ланок, здійснюючи негативну роботу (у поступливому режимі), швидкість їх зменшується до нуля.

М'язова тяга перерозподіляє швидкості ланок тіла: рух у середині системи передається від одних ланок до інших. Тому для досягнення вищої швидкості ЗЦМ потрібно старатися продовжити фазу розгону на більшій частині шляху махового переміщення.

Коли прискорення махових ланок направлені від опори, виникають сили інерції цих ланок, направлені до опори. Спільно з вагою тіла вони навантажують м'язи опорної ноги і цим збільшують їх напругу. Додаткове навантаження уповільнює скорочення м'язів і збільшує їх силу тяги, внаслідок чого м'язи поштовхової ноги напружуються більше і скорочуються відносно

довше. У зв'язку з цим збільшується і імпульс сили, рівний добутку сили на час її дії, а більший імпульс сили дає більший приріст кількості руху, тобто більше збільшує швидкість.

У фазі гальмування махових ланок їх прискорення направлені до опори, а сили інерції – від неї. Отже, навантаження на м'язи поштовхової ноги в цей час зменшується, їх сила тяги падає, але швидкість скорочення збільшується. Скорочуючись швидше, вони можуть додавати швидкість в останні моменти відштовхування.

Так, махові рухи сприяють просуванню ЗЦМ тіла при відштовхуванні, збільшують швидкість ЦМ, збільшують силу і подовжують час відштовхування ногою і, нарешті, створюють умови для швидкого завершуючого відштовхування.

Кут нахилу динамічної опорної реакції дає уявлення про деякі особливості напряму відштовхування від опори в даний момент часу.

При випрямлянні ноги під час відштовхування від опори походить складання обертальних рухів ланок тіла.

По координатах ЗЦМ тіла людини за час відштовхування можна розрахувати лінійне прискорення ЗЦМ в кожен момент часу. Проте супутні рухи, зокрема махові, обумовлюють окрім лінійного прискорення ЗЦМ ще і кутові прискорення багатьох ланок.

Тому кут відштовхування, як кут нахилу динамічної складової реакції опори, характеризує не повністю загальний напрям відштовхування в кожен даний момент часу. Якби існувала зовнішня рушійна сила відштовхування, то кут її нахилу до горизонту можна було б вважати кутом відштовхування. Проте в саморушній системі до кожної ланки прикладені сили, які в сукупності визначають рухи саме даної ланки. Замінити всю систему безлічі сил, прикладених до різних ланок, рівнодіючою рушійною силою в цьому випадку неможливо.

При русі по повороту в наземних локомоціях спортсмен знаходиться в нахилі всередину повороту. Притискуюча сила D , прикладена до опори під гострим кутом (α), може бути розкладена на вертикальну складову і горизонтальну складову, спрямовану по радіусу центру повороту. Протидія останньої і є доцентрова сила, що викликає доцентрове прискорення і що скривлює траєкторію в русі по повороту. У інерційній системі відліку (Земля) відцентрова сила – реальна сила інерції і є вже названа складова притискуючої сили, прикладена до опори.

У неінерційній системі відліку (тіло спортсмена) відцентрова сила – фіктивна сила інерції ($F_{ин}$) – прикладена до ЗЦМ. Вона утворює щодо опори момент сили ($F_{ин} h$), який врівноважує момент сили тяжіння (Gd). Кут нахилу тіла (α) залежить від співвідношення сили тяжіння ($G=mg$) і відцентрової сили

$$(F_{\ddot{a}} = \frac{mv^2}{r}):$$

$$\operatorname{tg} \alpha = \frac{G}{F_{\text{о́á}}} = \frac{mgr}{mv^2} = \frac{gr}{v^2}$$

де r – радіус кривизни повороту, v – лінійна швидкість тіла.

Розглянемо також стартові дії з погляду локомоторики. Стартові дії звичайно направлені на те, щоб почати пересування і швидко збільшити швидкість. Стартовими діями починається подолання всіх дистанцій, а також пересування в єдиноборстві, спортивних іграх і інших групах видів спорту.

Стартові положення – це початкові пози для подальшого пересування, які забезпечують кращі умови розвитку стартового прискорення. Стартові дії (при старті з місця) починають із стартового положення. Воно звичайно визначене правилами змагань і відповідає біомеханічним вимогам, витікаючим із завдань старту.

Стартове положення забезпечує виникнення з першим рухом прискорення ЗЦМ тіла в заданому напрямі. Для цього проекція ЗЦМ тіла на горизонтальну поверхню наближена до передньої межі площі опори. За інших рівних умов висунення ЗЦМ тіла вперед і більш низьке його положення збільшують горизонтальну складову початкової швидкості. Так, в низькому старті для бігу кут початкової швидкості ЗЦМ тіла менше, ніж у високому.

Суглобові кути в стартовому положенні повинні відповідати індивідуальним особливостям співвідношення важелів, силовій підготовленості спортсмена і умовам стартової дії. Розташування всіх ланок тіла залежить від умови стартової дії (рис. 1).

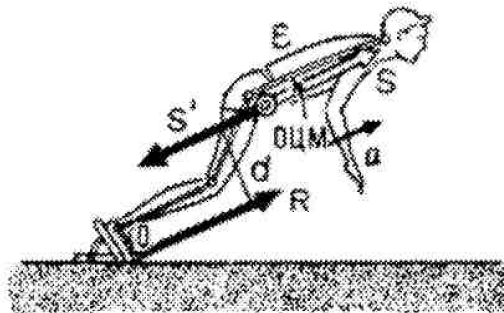


Рис. 1.

Стартові рухи – це перші рухи із стартового положення, які забезпечують приріст швидкості і перехід до подальшого стартового розгону. При старті ЗЦМ тіла спортсмена має прискорення, обумовлене м'язовими зусиллями. Як внутрішні сили направлені в протилежні сторони: вперед – прискорюючи рухомі ланки, назад – притискуючи опорні ланки до опори. Це можна зробити, лише допустившись умовно, що біомеханічна система тіла людини стверділа, а реакція опори грає роль зовнішньої рушійної сили.

Перенесена сила тут умовно розглядається як стартова сила (S), що викликає стартове прискорення ЗЦМ. За правилом приведення сили до заданої точки треба при перенесенні сили в ЗЦМ додати пару сил (R і S'), яка створює стартовий момент. Його дія спрямована на зменшення нахилу тіла (наприклад, у спринтера в стартовому розгоні). Вже мовилося, що сама опорна реакція, як і

реакція зв'язку, позитивної роботи не здійснює. Стартова сила і момент – це тільки умовні заходи дії, яка викликає складний рух всієї біомеханічної системи.

Стартовий розгін забезпечує збільшення швидкості до такої, яка потрібна для пересування по дистанції. У спринтерських дистанціях за час стартового розгону швидкість збільшують до максимальної. У зв'язку з цим розгін в спринті здійснюється довше і на більшій відстані, ніж на довших дистанціях, де завдання розгону – досягнення тільки оптимальної для даної дистанції швидкості, і тому необхідна швидкість досягається на перших же кроках. У стартовому розгоні від циклу до циклу відбувається зміна системи рухів від стартових до оптимальних для заданої швидкості. У бігу, наприклад, це виявляється в збільшенні довжини кроків і зменшенні загального нахилу тіла. Всі стартові дії відрізняються приватними особливостями рухів, залежними від виду локомоцій.

Види спортивних локомоцій

Види локомоцій залежать від видів спорту і біодинаміки пересувань спортсмена в рухах ациклічного характеру (стрибки) і циклічного: з фіксованою опорою (ходьба і біг), з ковзанням (лижний хід), у водному середовищі (плавання), а також з механічним перетворенням рухів на опорі (велосипед) і на воді (академічний човен).

Розглянемо окремо деякі з цих рухів.

Біодинаміка стрибка

У стрибках відстань долається польотом. При цьому досягається або найбільша довжина стрибка (стрибок в довжину з розгону, потрійний стрибок), або найбільша висота (стрибок у висоту з розгону, стрибок з жердиною), або значна і довжина і висота (опорний стрибок в гімнастиці). Траєкторія ЗЦМ тіла спортсмена у польоті визначається формулами:

$$l = \frac{v^2 \sin 2\alpha}{g}, \quad h = \frac{v^2 \sin^2 2\alpha}{g}$$

де l – довжина і h – висота траєкторії ЗЦМ (без урахування його висоти в моменти вильоту і приземлення), v – початкова швидкість ЗЦМ у польоті, α – кут нахилу вектора швидкості до горизонталі у момент вильоту і g – прискорення вільно падаючого тіла. Як видно з формул, особливо важливі величина початкової швидкості ЗЦМ і кут його вильоту. Початкова швидкість ЗЦМ створюється при відштовхуванні, а також при підготовці до нього. Таким чином, в спортивних стрибках розрізняється підготовка до відштовхування, відштовхування від опори, політ і амортизація (після приземлення). У підготовку входять розгін і підготовчі рухи на місці відштовхування. Біодинаміку основних дій в стрибку розглянемо на прикладі стрибка в довжину з розгону, порівнюючи її, де необхідно, з біодинамікою стрибка у висоту.

Розгін

У розгоні розв'язуються два завдання: створення необхідної швидкості до моменту приходу на місце відштовхування і створення оптимальних умов для опорної взаємодії. У стрибках в довжину добиваються найбільшої швидкості

розгону. Перед постановкою поштовхової ноги на місце відштовхування останні кроки змінюються: декілька кроків подовжуються, що знижує положення ЗЦМ, а останній крок робиться швидшим і звичайно коротшим. У стрибках у висоту не потрібна велика горизонтальна швидкість, розгін коротше (7-9 бігових кроків замість 19-24) при меншій швидкості. На місце відштовхування нога ставиться стопорячим рухом. Це зменшує горизонтальну швидкість і збільшує вертикальну, дозволяє зайняти початкове положення при оптимально зігнутій поштовховій нозі, достатньо розтягнутих і напружених її м'язів, доцільному розташуванні ЗЦМ і необхідній швидкості завершення розгону.

Відштовхування

Відштовхування від опори в стрибках здійснюється за рахунок випрямлення поштовхової ноги, махових рухів рук і тулуба. Завдання відштовхування – забезпечити максимальну величину вектора початкової швидкості ЗЦМ і оптимальний її напрям. Після відштовхування, у польоті, тіло спортсмена завжди здійснює рухи навколо осей. Тому в завдання відштовхування входить також і початок управління цими рухами.

З моменту постановки ноги на опору починається амортизація – підсідання на поштовховій нозі. М'язи-антагоністи розтягуються і напружуються, кути в суглобах стають близькими до раціональних для початку відштовхування. ЗЦМ тіла приходить в початкове положення для початку прискорення відштовхування (подовження шляху прискорення ЗЦМ). Поки відбувається амортизація (згинання ноги в колінному суглобі) і місце опори знаходиться ще попереду ЗЦМ, спортсмена, активно розгинаючи поштовхову ногу в тазостегновому суглобі, вже активно допомагає просуванню тіла вперед (активне перекочування).

Протягом амортизації горизонтальна швидкість ЗЦМ знижується, під час відштовхування створюється вертикальна швидкість ЗЦМ. До моменту відриву ноги від опори забезпечується необхідний кут вильоту ЗЦМ.

Випрямлення поштовхової ноги і махові рухи, створюючи прискорення ланок тіла вгору і вперед, викликають їх сили інерції, спрямовані вниз і назад. Останні разом з силою тяжіння зумовлюють динамічну вагу – силу дії на опору і викликають відповідну реакцію опори. Відштовхування вперед відбувається тільки в останні соті долі секунди; основні зусилля стрибкуна спрямовані на відштовхування вгору, щоб одержати необхідний для довгого стрибка більший кут вильоту ЗЦМ.

У стрибках у висоту, в порівнянні із стрибками в довжину, зусилля спрямовані на забезпечення найбільшої вертикальної швидкості, що стопорить рух значніше (гостріший кут постановки ноги), завдання зменшення втрат горизонтальної швидкості немає.

Політ

У польоті траєкторія ЗЦМ зумовлена величиною і напрямом вектора початкової швидкості ЗЦМ (кутом вильоту). Рухи є рухами ланок навколо осей, що проходять через ЗЦМ. Завдання зводиться до можливо більш дальнього приземлення, утримуючи стопи якомога вище. Крім того, істотно важливо

просування тіла вперед після приземлення. Спортсмени прагнуть до моменту приземлення підняти вище витягнуті вперед ноги і відвести руки назад: це обумовлює можливість після приземлення ривком рук вперед з подальшим розгинанням просунути вперед від місця приземлення.

Контрольні питання

1. Моторика рухів, складений рух і його складові
2. Інерційні характеристики, впливі їх дії при виконанні фізичних вправ.
3. Силкові характеристики.
4. Рухи навколо осі, динамічні характеристики рухів, та локомоторні рухи.

Лекція № 9.

Сили відносно біомеханічної системи

План

1. Сила тяжіння і вага.
2. Сили інерції зовнішніх тіл.
3. Сили опору середовища.
4. Реакції опори.

1. Сіла тяжіння і вага

Сила тяжіння тіла – це міра тяжіння тіла до Землі з урахуванням зменшення сили тяжіння внаслідок добового обертання Землі. Сила тяжіння тіла дорівнює геометричній (векторній) сумі гравітаційної та інерційної (відцентрової) сили і прикладена як рівнодіюча всіх сил тяжіння частинок тіла до його центру тяжіння.

Всі тіла на Землі знаходяться в полі земного тяжіння. Тіло маси притягується до Земної маси M з силою F по лінії, яка з'єднує їх центри мас.

Сила тяжіння залежить тільки від мас і відстані. Для визначення величини сили тяжіння застосовується динамічним вимірюванням дії тіла на майданчик пружних ваг. Під дією сили тяжіння тіло саме надає давлячу опору (нижню або верхню) – проявляється вага тіла. Вага тіла (статичний) – це міра його впливу в спокої на спочиваючу зв'язку (опору, підвіс), як на перешкоду, падінню.

Важільні ваги з гирями не вловлюють різницю у вазі, пов'язане з місцем розташування пункту зважування, оскільки вага тягарців вимірюється так само, як вага тіла. Вага тіла дорівнює його силі тяжіння, але вага – сила контактна, прикладена не до тіла, а до опори тіла, сила важкості-дистантна сила, яка прикладена до самого тіла. Для визначення величини сили застосовується також динамічне вимірювання, по прискоренню вільно падаючого тіла (для технічних розрахунків приймають 981 см / сек), В різних пунктах Землі це прискорення різне, але в деяких практичних завданнях це розходження можна не враховувати. Для наближених розрахунків (у навчальних завданнях) його вважають рівним $9,8$ або навіть $10,0 \text{ м / сек}$. Сила тяжіння тіла людини і вага утримуючих їм тіл викликані земним тяжінням і тому служать для людини

зовнішніми силами. Оскільки вага (як і сила ваги) змінюється від прискорення тіла, розрізняють статичну вагу (тіло спочиває) і динамічну вагу. Останнім є геометрична сума статичної ваги і сили інерції при прискоренні по вертикалі. Наприклад, при присіданні або сили інерції спрямовані проти прискорення. Вони або збільшують або зменшують динамічну вагу тіла. На горизонтальній площині сила тяжіння (G) викликає опорну реакцію (R); обидві сили взаємно врівноважені. До похилої площини складові сили тяжіння відповідно викликають опорну реакцію і силу тертя. Поза опори сила тяжіння викликає у всіх ланок вільно падаючого тіла однакове прискорення, тому на взаємне розташування і відносний рух частин тіла сила тяжіння в польоті не впливає. Оскільки тіло не діє на опору, то немає ваги – тіло перебуває в стані невагомості.

Отже, сила тяжіння тіла діє: а) на опору в спокої – як статичну вагу, б) на опору при вертикальному прискоренні – як динамічну вагу і в) поза опори – як причина прискореного вільно падаючого тіла.

У положенні на опорі сили тяжіння або проходять через осі суглобів тіла і тягнуть частини тіла вниз, або діють на плечі сили тяжіння і володіють моментом щодо осі суглобу. Так само діють на тіло людини своєю вагою і зовнішні тіла, утримувані або приводяться в рух людиною. Стало бути, при опорі вага ланок тіла і обтяжень завжди впливає на розташування і рух ланок тіла. Змінювати статичну вагу зовнішніх тіл та своїх частин тіла людина не може, але і змінювати моменти сил тяжіння, а також динамічну вагу можна і іноді потрібно в залежності від завдання руху і конкретних умов.

2. Сили інерції зовнішніх тіл

Сила інерції зовнішнього тіла в інерціальній системі відліку (реальна сила) – це міра дії на тіло людини з боку тіла, з його прискоренням. Вона дорівнює добутку маси зовнішнього тіла на його прискорення, спрямована в бік, протилежний прискоренню, і прикладена до робочої точки тіла людини (місце його контакту прискорюється з тілом).

При рухах людина, змінюючи швидкість зовнішніх тіл, повідомляє їм прискорення. Як протидії прискорюючою силі дії людини виникає зовнішня сила інерції прискорених тіл. Сила інерції зовнішнього тіла, діюча на тіло людини – це реакція, випробовувана тілом людини з боку прискорювати тіла, якому він, і тільки він, повідомляє прискорення. При штовханні штанги виникає її прискорення від грудей і рук, направлене вгору. Сила інерції штанги, прикладена до грудей і рук, обумовлена прискорювальною силою $F_{\text{приск}}$, дорівнює їй за величиною і спрямована протилежно (вниз); вона складається з вагою штанги. Якщо атлет уповільнює рух штанги, спрямоване вниз (опускаючи її на поміст), то прискорення штанги також направлено вгору. Сила ж інерції штанги, як і її вага, спрямована вниз і прикладена до рук атлета.

Сили інерції як зовнішні сили проявляються також при уповільненні людиною руху зовнішніх тіл, тобто при їх гальмуванні. Прикладом прояву сил інерції може бути також дія зовнішніх матеріальних об'єктів, в тому числі рідин, газів, удар хвилі, порив вітру.

Все це приклади реальної (ньютонівської) сили інерції, в інерціальній системі відліку і прикладеної до прискореного тіла з боку прискорювання в поступальному русі.

При викривленні траєкторії зовнішнього тіла силою людини в обертальному русі відцентрова сила, як сила інерції обертаюча тіло (рівна по модулю доцентровою тязі спортсмена), спрямована по радіусу від центру і прикладена до робочої точки і тіла людини.

В обертальному русі повна сила інерції тіла стає з тангенціальної складової при кутовому прискоренні) і нормальному доцентровому прискоренні.

3. Сили опору середовища

Тиск в газі або рідині – це міра сили механічного впливу між елементами даного середовища та елементами середовища та іншими тілами. Воно дорівнює відношенню сили до тієї площі, через яку здійснюється вплив. Для всякого майданчика в середовищі напрям сили дії одного елемента середовища на інший тільки нормальний (перпендикулярний майданчику).

У кожній точці середовища величина тиску однакова для всіх напрямлень, до яких цей тиск віднесено.

Людина завжди перебуває і пересувається в якому-небудь середовищі повітряному, або водному. Він вступає в механічну взаємодію із середовищем. Сили її дії можуть проявлятися статично (аеро- і гідростатика). Виштовхувальна сила – це міра дії середовища на занурене в неї тіло. Виштовхувальна сила дорівнює геометричній сумі сил, що діють на всі елементи поверхні тіла; вона завжди дорівнює по модулю вазі витисненого об'єму рідини або газу і спрямована вгору.

Якщо тіло важить більше, ніж витіснена їм вода, то воно буде тонути; при зворотному співвідношенні буде спливати.

Коли тіло рухається в середовищі, виникають додаткові сили, залежать в основному від величини його швидкості відносно середовища, форми тіла, його орієнтації по напрямку відносного руху і властивостей середовища.

Рух тіла в середовищі (або середовища щодо тіла) характеризується лініями струму. Це лінії, в кожній точці яких швидкість частинок середовища дотична. Швидкості дотичних і до ліній струму, і до траєкторій частинок. Але лінії струму характеризують напрями швидкості різних частинок в даний момент часу, а траєкторії – напрями швидкості одних і тих же частин в різні моменти часу. Тільки при розподілі швидкостей лінії струму і траєкторії часток співпадають. Тіло повністю обтічно, якщо лінії струму розкладені однаково зверху і знизу тіла, а також спереду і ззаду. Правда, тиск на тіло з різних сторін різний. За законом Бернуллі, де швидкість потоку зростає, тиск зменшується, і навпаки. Саме цим і пояснюються зміни тисків (додаткові сили).

Але це пояснення досить тільки для ідеального середовища, в якому відсутнє внутрішнє тертя (в'язкість). Внаслідок в'язкості обтікання завжди неповне, і тому виникає лобовий опір.

Лобовий опір – це сила, з якою середу перешкоджає відносному руху в

ній тіла. Лобовий опір при відносно невеликих швидкостях наближено однаковий. Він залежить від площі поперечного перерізу тіла, коефіцієнта лобового опору, щільності середовища і квадрата відносної швидкості: $R_x = S \cdot C_x \cdot \rho \cdot v^2$, де S – площа поперечного перерізу, рівна площі проекції тіла на площину, перпендикулярну потоку; C_x – коефіцієнт лобового опору, який залежить від форми тіла (обтічності) і його орієнтації відносно потоку; ρ – щільність середовища (води – 1000 кг/м^3 , повітря – $1,3 \text{ кг/м}^3$; різниця в щільності цих середовищ майже в 780 разів); v – відносна швидкість потоку і тіла.

Перед тілом тиск підвищений, так як швидкість струму знижена. Ззаду тіла сили тертя викликають відрив потоку від стінок тіла, виникають завихрення, створюється зона зниженого тиску (розрідження). Рівнодіюча сила тиску на тіло попереду і позаду спрямована назад і гальмує рух тіла.

Тіло з більш обтічної формою має менше завихрень ззаду. Тому опираючись на середовище можна в залежності від форми тіла зменшитись за інших рівних умов в десятки разів.

Таким чином, лобовий опір залежить від різниці тисків спереду і ззаду тіла в потоці (опір форми) і тертя між тілом і пограничним шаром середовища.

Підйомна сила – це сила, що діє з боку середовища на тіло, розташоване під кутом до потоку. Підйомна сила залежить від тих же факторів, що й лобовий тиск: $R_y = S \cdot C_y \cdot \rho \cdot v^2$, де C_y – коефіцієнт підйомної сили.

Підйомна сила збільшується у відомих межах зі збільшенням кута атаки, а потім починає падати.

Рівнодіюча лобового тиску і підйомної сили (вона ж рівнодіюча сил тиску і тертя) при русі в повітрі називається повною аеродинамічною силою.

Лобовий опір середовища гальмує просування вперед, наприклад, при польоті, плаванні, ковзанні, бігу. Підйомна сила підтримує тіло, наприклад тіло стрибуна на лижах з трампліну в польоті, плавця у воді при просуванні його по дистанції.

4. Реакції опори

Реакції опори – це міра протидії опори при тиску на неї з боку спочиваючого або рухаючого при контакті з нею тіла. Реакція опори дорівнює за величиною силі, з якою тіло діє на опору, спрямована в протилежний цій силі сторону і прикладена до тіла в тій точці, через яку проходить лінія сили, що діє на опору.

Нормальна (або ідеальна) реакція опори при дії ваги тіла на горизонтальній поверхні спрямована вертикально вгору. У всіх випадках вона перпендикулярна плоскості, дотичній тієї поверхні, яка служить опорою в точці прикладання сили.

Людина може чинити дію на опору не тільки по нормалі до неї, але й під гострим кутом. Тоді напрямок повної реакції опори не збігається з нормальною. Горизонтальна складова повної реакції опори називається силою тертя, якщо поверхні, дотичної при опорі, рівні (без виступів).

Людина, що знаходиться на опорі (нижньої чи верхньої), діє на неї

статичною вагою. У цьому випадку реакція опори статична та дорівнює вазі. При русі з прискоренням частини тіла людини, спираються на опору, виникає сила інерції тіла людини, яка геометрично підсумовується з його вагою. Збільшену або зменшену опорну реакцію зазвичай називають динамічною. Але правильніше говорити тут про додавання до статичної ще й динамічної складової опорної реакції, викликаної тими зусиллями, які визначають прискорення тіла.

Лінія дії сили опорної реакції при нерухомому положення тіла на опорі або ж під опорою проходить через ЗЦТ. Однак при рухах людини лінія дії як нормальною, так і повною опорної реакції (рівнодіюча нормальної реакції і сили тертя в усіх напрямках) майже ніколи не проходить через ЗЦТ.

Для аналізу дії сил на похилій площині опорна реакція може бути розкладена на нормальну складову (перпендикулярних площині) і дотичну складову (паралельну площині). Перша протидіє нормальної складової сили ваги.

5. Сили тертя

Сила тертя – це міра протидії руху, направлена по дотичній до поверхні прикладеного тіла. Величина сили тертя (як складової реакції поверхні зв'язку) залежить від впливу рухомого або зміщеного тіла; вона спрямована проти швидкості або зміщає сили і прикладена в місці зіткнення.

Сили тертя (дотичні реакції) виникають між дотичними тілами під час їх руху одне відносно одного.

Розрізняють три види тертя: тертя ковзання, кочення і вертіння. При ковзанні рухоме тіло стикається з нерухомим однієї і тієї ж частиною своєї поверхні (лижа ковзає по снігу). При коченні точки рухомого тіла стикаються з другим тілом поочередності (колесо велосипеда котиться по треку). Вертіння характеризується рухом на місці навколо осі (дзига).

Сила тертя ковзання динамічна (руху) проявляється при русі тіла, прикладена до ковзаючого тілу і спрямована в бік, протилежний відносно швидкості його руху. Динамічна сила тертя ковзання не залежить від величини рушійної сили і наближено пропорційна динаміці її коефіцієнту тертя ковзання ($R_{\text{дін}}$) і силі нормального тиску на опору (N): $T_{\text{дін}} = R_{\text{дін}} \cdot N$

Коли поверхні повністю розділені шаром мастила, то проявляється рідинне тертя. Воно існує між шарами рідини, а також між рідиною і твердим тілом. Протилежно сухому тертю (між твердими тілами без змащення), рідинне тертя проявляється тільки тоді, коли є швидкість. Із зупинкою рушійних тіл рідинне тертя зникає, тому навіть найменша сила може надати швидкість шарам рідкого середовища, наприклад при русі твердого тіла в воді.

Інша картина при сухому терті. Якщо прикласти рушійну силу до спокійного тіла, то вона зможе зрушити тіло з місця лише тоді, коли стане більше сили тертя спокою, відповідно руху. Таким чином, сухе тертя і рідинне принципово різні.

Сила тертя ковзання статична (спокою) проявляється в покої, прикладена до руху тіла, спрямована в бік, протилежний зрушливій силі. Статична сила

тертя наскільки дорівнює зрушливій силі, але не може бути більше граничної; остання пропорційна статичному коефіцієнту тертя ковзання ($R_{ст}$) і силі нормального тиску (N):

$$T_{ст} = R_{ст}N$$

Стало бути, статична сила тертя спокою може мати величину від нульової до граничної(неповна і повна). Мінімальна сила, приводячи тіло в рух, більше граничної сили тертя спокою.

Відношення між величиною нормальної опорної реакції (рівній силі нормального тиску) і граничною силою тертя спокою дорівнює тангенсу кута (α), який називається кутом тертя (або кутом зчеплення).

Тангенс кута зчеплення дорівнює коефіцієнту тертя спокою. Фактичний кут сили тиску на опору в спокої не може бути більше, ніж кут тертя. Це означає, що, поки лінія дії сили, прикладеної до тіла, проходить всередині кута тертя, тіло не може бути зрушене з місця. Лише коли лінія дії сили опиниться за межами кута тертя, тіло буде зрушено.

На горизонтальній поверхні сила нормального тиску звичайно представлена або динамічною вагою. Сила пружної деформації – це міра дії деформованого тіла на інші тіла, з якими воно стикається. Величина і напрям пружних сил залежать від пружних властивостей деформованого тіла, а також від виду (стиснення, розтягнення та ін) і величини деформації.

Всі реальні тверді тіла, а також рідини та гази в тій чи іншій мірі деформуються під дією прикладених сил, при цьому в них виникають сили пружної деформації (або пружні сили).

У так званих пружних тілах відносно невеликий модуль Юнга. Деформації значні, так як навіть малі сили викликають відносно великі деформації. Після завершення деформуючого впливу пружні сили відновлюють форму тіла. До таких тіл, чинним на тіло людини, можна віднести батут, пружинячий трамплін, еспандер. При деформації вони поглинають роботу (збільшується їх потенційна енергія), а потім, відновлюють свою форму, здійснюють роботу (зменшується потенційна енергія). Еспандер (резиновий або пружний) поглинає роботу, чинену спортсменом. При використанні ж батута і містка істотна робота, яку звершують ці снаряди, відновлюючи свою форму.

Пружні взаємодії мають місце при деформації тіл, пов'язаних з опорою під наслідком сил тяжіння (прояв ваги); при деформації опори (опорні реакції), прискорених тіл (сили інерції), почасти середовища (сили опору середовища), дотичних поверхонь (сили тертя).

Виділення сил пружної деформації в окрему групу як зовнішніх сил доцільно тільки у випадках значних деформацій зовнішніх пружних тіл.

Контрольні питання

1. Сила тяжіння і вага, центри ваги ланок тіла та вплив їх на рухи.
2. Сили інерції зовнішніх тіл, взаємодія їх з біомеханічною системою людини.
3. Сили опору середовища, вплив на переміщення.
4. Реакції опори.

Лекція № 10.

Біодинаміка локомоцій переміщень у воді, на воді, повітрі. Види переміщень

План

1. Рухи, що переміщуються.
2. Політ спортивних снарядів.
3. Локомоторні рухи, взаємодії тіла з опорою механізми відштовхування та рухів людини.

1. Рухи, що переміщуються

Рухами, що переміщуються, в біомеханіці називають рухи, завдання яких – переміщення якого-небудь тіла (снаряда, м'яча, суперника, партнера). Рухи, які переміщують, різноманітні. Прикладами в спорті можуть бути метання, удари по м'ячу, кидки партнера в акробатиці і т.ін.

До рухів, що переміщують в спорті звичайно пред'являються вимоги досягти максимальних величин: а) сили дії (при підйомі штанги); б) швидкості переміщуваного тіла (у метаннях); в) точність (штрафні кидки в баскетболі). Нерідкі і випадки, коли ці вимоги (наприклад, швидкості і точність) пред'являються спільно. Серед рухів, які переміщують, розрізняють:

- а) з розгоном переміщуваних тіл (наприклад, метання списа)
- б) з ударною взаємодією (наприклад, удари в тенісі або футболі).

Оскільки більшість спортивних рухів, що переміщують пов'язана з повідомленням швидкості вильоту якому-небудь снаряду (м'ячу, снаряду для метання), розглянемо перш за все механічні основи польоту спортивних снарядів.

2. Політ спортивних снарядів

Траєкторія (зокрема, дальність) польоту снаряда визначається:

- а) початковою швидкістю вильоту;
- б) кутом вильоту;
- в) місцем (висотою) випуску снаряда;
- г) обертанням снаряда;

д) опором повітря, який, у свою чергу, залежить від аеродинамічних властивостей снаряда, сили і напрямку вітру, щільності повітря (у горах, де атмосферний тиск нижчий, щільність повітря менше і спортивний снаряд за тих же початкових умов вильоту може пролетіти більшу відстань).

Початкова швидкість вильоту є тією основною характеристикою, яка закономірно змінюється із зростанням спортивної майстерності. У відсутність опору повітря дальність польоту снаряда пропорційна квадрату швидкості вильоту. Збільшення швидкості вильоту, скажімо, в 1,5 разу повинно збільшити дальність польоту снаряда в $1,5^2$, тобто в 2,25 разу. Наприклад, швидкість вильоту ядра 10 м/с відповідає результату в штовханні ядра в середньому 12 м, а швидкість 15 м/с – результату близько 25 м.

У спортсменів міжнародного класу максимальні швидкості вильоту

снарядів рівні: при ударі ракеткою (подача в тенісі) і ключкою (хокей) – понад 50 м/с, при ударі рукою (нападаючий удар у волейболі) і ногою (футбол), метанні списа – близько 35 м/с. Із-за опору повітря швидкість в кінці польоту снаряда менше початкової швидкості вильоту.

Кути вильоту. Розрізняють наступні основні кути вильоту:

1. Кут місця – кут між горизонталлю і вектором швидкості вильоту (він визначає рух снаряда у вертикальній площині: вище – нижче).

2. Азимут – кут вильоту в горизонтальній площині (правіше – ліво, вимірюється від умовно вибраного напрямку відліку).

3. Кут атаки – кут між вектором швидкості вильоту і подовжньою віссю снаряда. Метальники списа прагнуть, щоб кут атаки був близький до нуля («потрапити точно в списі»). Метальникам диска рекомендується випускати диск з негативним кутом атаки. При польоті м'ячів, ядра і молота кута атаки немає.

Висота випуску снаряда впливає на дальність польоту. Дальність польоту снаряда збільшується приблизно на стільки, на скільки збільшується висота випуску снаряда.

Обертання снаряда і опір повітря. Обертання снаряда робить подвійний вплив на його політ. По-перше, обертання як би стабілізує снаряд в повітрі, не даючи йому «перекидатися». Тут діє гіроскопічний ефект, подібний тому, який дозволяє не падати дзизи, що обертається. По-друге, швидке обертання снаряда скривлює його траєкторію (так званий ефект Магнуса). Якщо м'яч обертається (таке обертання нерідко називають спіном, від англ. spin – обертання), то швидкість повітряного потоку на різних його сторонах буде різною. Обертаючись, м'яч захоплює прилеглі шари повітря, які починають рухатися навколо нього (циркулювати). У тих місцях, де швидкості поступальної і обертальної ходи складаються, швидкість повітряного потоку стає більшою; з протилежної сторони м'яча ці швидкості віднімаються і результуюча швидкість менше. Через це і тиск з різних сторін буде різним: більше з тієї сторони, де швидкість повітряного потоку менша. Це витікає з відомого закону Бернуллі: тиск газу або рідини обернено пропорційно до швидкості їх рух. Ефект Магнуса дозволяє, наприклад, виконуючи кутовий удар у футболі, послати м'яч у ворота. Величина бічної сили, що діє на м'яч, що обертається, залежить від швидкості його польоту і швидкості обертання. Вплив обертання м'яча на його траєкторію тим вище, чим більше поступальна швидкість. Намагатися додати м'ячу, що поволі летить, велике обертання, щоб впливати на напрям польоту, недоцільно. Тенісні м'ячі при відповідних ударах обертаються з швидкістю вище 100 об/с, футбольні і волейбольні – значно повільніше. Якщо напрям обертання м'яча співпадає з напрямом польоту, такий м'яч в спортивній практиці називають крученим, якщо не співпадає, – різаним (кручений м'яч котиться б по землі у напрямі свого польоту, а різаний – назад до гравця, що послав м'яч).

Якщо повітряний потік обтікає снаряд під деяким кутом атаки, то сила опору повітря направлена під кутом до потоку.

Цю силу можна розкласти на складові: одна з них направлена по потоку –

це лобовий опір, інша перпендикулярна до потоку – це підйомна сила. Суттєво пам'ятати, що підйомна сила не обов'язково направлена вгору; її напрям може бути різним. Це залежить від положення снаряда і напрямку повітряного потоку відносно його. У тих випадках, коли підйомна сила направлена вгору і врівноважує вагу снаряда, вона може почати планувати. Планування списа і диска істотно підвищує результати в метанні.

Якщо центр тиску повітряного потоку на снаряд не співпадає з центром тяжіння, виникає обертальний момент сили, і снаряд втрачає стійкість. Аналогічна картина і проблема збереження стійкості виникають і в польотній фазі в стрибках на лижах. Відсутність обертання досягається вибором правильної пози, при якій центр тяжіння тіла і центр його поверхні (центр тиску повітряного потоку) розташовані так, що обертальний момент не створюється.

Сила дії в рухах, які переміщують

Сила дії в рухах, що переміщують, звичайно виявляється кінцевими ланками багатоланкового кінематичного ланцюга. При цьому окремі ланки можуть взаємодіяти двома способами:

1. Паралельно – коли можливо взаємокомпенсування дії ланок; якщо сила, що проявляється одним з ланок, недостатня, інша ланка компенсує це більшою силою. Приклад: при кидках в боротьбі недостатня для виконання прийому м'язова сила однієї руки може компенсуватися більшою силою дії другої руки. Паралельна взаємодія можливо лише в кінематичних ланцюгах, що розгалужуються (дії двох рук або двох ніг).

2. Послідовно – коли взаємокомпенсування неможлива. При послідовній взаємодії ланок багатоланкового кінематичного ланцюга нерідко буває, що якесь одна ланка виявляється слабкішим, ніж інші і обмежує прояв максимальної сили. Дуже важливо уміти розпізнавати таку відстаючу ланку з метою або його цілеспрямовано укріпити, або змінити техніку руху так, щоб дана ланка не обмежувала зростання результатів. Наприклад, штовхачі ядра, у яких м'язи гомілковостопного суглоба і стопи відносно слабкі, роблять стрибок перед фінальним зусиллям з опорою на всю стопу; спортсмени з сильною стопою можуть виконувати стрибок з приходом на носок. Включення в роботу слабких ланок (якщо вони можуть бути вимкнені) є технічною помилкою, що призводить до зниження спортивного результату.

Швидкість в рухах, які переміщують

Необхідне певне поєднання в часі рухів окремих ланок тіла. Кожна з цих ланок бере участь в обертальному русі щодо осі суглоба і в поступальній ході цього суглоба, яку можна розглядати як переносне. Наприклад, при ударі ногою по м'ячу гомілка переміщається за рахунок розгинання в колінному суглобі (рух по відношенню до стегна і колінного суглоба) і за рахунок руху стегна і самого колінного суглоба (переносний рух).

Обертальний рух ланок рухового апарату людини обумовлено:

1) дією моменту сили тяги м'язів, що проходять через суглоб, наприклад

згиначів і розгиначів його;

2) прискореним рухом самого суглоба. Воно викликане силою, лінія дії якої проходить через суглобову вісь (так звану суглобовою силою).

Якби суглоб був нерухомий, то, звичайно, під дією цієї сили руху щодо осі не виникло б. Адже не можна ж розгойдати гойдалки, натискаючи на їх вісь. Але якщо вісь під дією сили зміщується, то підвішена до неї ланка повертається навколо осі.

У здорової людини гомілка при ходьбі рухається як за рахунок руху коліна, так і за рахунок сили тяги м'язів колінного суглоба. Подібне виконання обертального руху в спортивній практиці нерідко називають «хльосканням». Він широко використовується в швидких рухах, що переміщують. Виконання рухів «хльосканням» засноване на тому, що проксимальний суглоб спочатку швидко рухається у напрямі метання або удару, а потім різко гальмується. Це викликає швидкий обертальний рух дистальної ланки тіла. На рис. 2 показано, як послідовно рухається хвиля таких негативних прискорень від нижніх кінцівок до верхніх при метанні.

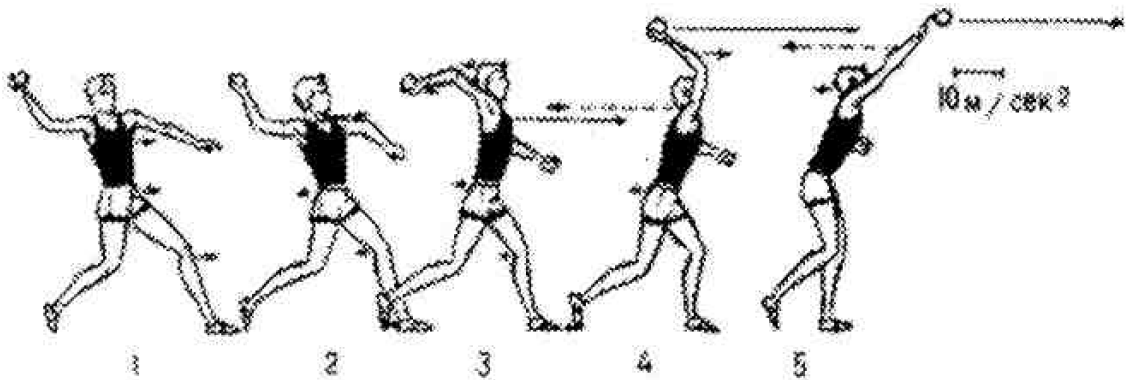


Рис. 2. Горизонтальні прискорення основних суглобів при метанні м'яча 150 г (результат 95 м 20 см) (Е. Н. Матвеев). На кадрах 3 і 4, видно, як швидко змінилося прискорення плечового суглоба з додатнього на від'ємне.

При виконанні рухів «хльосканням» максимуми переносної і відносної швидкості не співпадають в часі, тобто рухи виконують не так. Насправді, гальмування проксимальних ланок (наприклад, тулуба і плеча), звичайно, знижує їх швидкість. Проте це підвищує швидкість (відносну) дистальних ланок, так що, не дивлячись на зниження переносної швидкості, абсолютна швидкість кінцевої ланки, рівна сумі переносної і відносної швидкості, може опинитися вище. У разі переміщення тіл з розгоном (метання, кидки і т. п.) збільшення швидкості снаряда звичайно проходить в три етапи:

1. Швидкість повідомляється всій системі «спортсмен-снаряд», від чого вона набуває певної кількості руху (розгін в метанні списа, повороти при метанні диска і молота і т. п.).

2. Швидкість повідомляється тільки верхній частині системи «спортсмен-снаряд»: тулубу і снаряду (перша половина фінального зусилля; в цей час обидві ноги торкаються опори).

3. Швидкість повідомляється тільки снаряду і руці, яка метає (друга

половина фінального зусилля). Швидкість вильоту снаряда є сумою швидкостей, набутих їм на кожному з цих етапів. Проте вектори швидкостей стартового і фінального розгонів звичайно не співпадають по напрямку, тому їх підсумовування може бути тільки геометричним (за правилом паралелограма). Значна частина стартової швидкості втрачається. Наприклад, сильні штовхачі ядра можуть штовхнути ядро з місця на 19 м, що відповідає швидкості вильоту снаряда близько 13 м/с. У скачці вони повідомляють ядру швидкість до 2,5 м/с. Якби ці швидкості вдалося скласти арифметично, то швидкість вильоту ядра була б рівна $13 + 2,5 = 15,5$ м/с, що дало б результат близько 26 м – приблизно на 4 м вище за світовий рекорд.

Для збільшення швидкості вильоту снаряда прагнуть збільшити шлях дії на нього у фінальному зусиллі. Наприклад, у сильних в світі штовхачів ядра – фіналістів олімпійських ігор – відстань між ядром і землею на старті зменшилася з 105 см в 1960 р. до 80 см в 1976 р. Для збільшення шляху дії на снаряд використовують так званий обгін ланок.

Точність в рухах, які переміщують

Під точністю руху розуміють ступінь його близькості вимогам рухового завдання. Взагалі кажучи, будь-який рух може бути виконаний лише в тому випадку, якщо воно достатньо точно. Якщо, наприклад, під час ходьби людина виконуватиме рухи дуже неточно, то йти він не зможе. Проте тут йтиме мова про точність у вузькому сенсі слова – про точність робочої ланки тіла (наприклад, кисті) або керованого цією ланкою снаряда (фехтувальної зброї, м'яча, ручки для листа).

Розрізняють два види завдань на точність. У першому необхідно забезпечити точність руху на всій його траєкторії (приклад – обов'язкова програма у фігурному катанні на ковзанах, де потрібний, щоб слід коника був ідеальною геометричною фігурою). Такі рухові завдання називають завданнями стеження. У другому виді завдань неважливо, яка траєкторія робочої точки тіла або снаряда, необхідно лише попасти в обумовлену ціль (у мішень, ворота, частину тіла суперника, що вражається і т. п.). Такі рухові завдання називають завданнями попадання, а точність – цільовою точністю.

Цільова точність характеризується величиною відхилення від цілі. Залежно від конкретного виду рухового завдання використовують різні способи оцінки точності. Якщо стоїть, наприклад, завдання кинути м'яч на певну відстань і помилка може виражатися тільки в перельоті або недольоті (відхилення вправо або вліво значення не мають), то при великому числі кидків м'яч приземлятиметься, звичайно, не в одне і те ж місце. При цьому середня точка попадання може відхилитися від центру мішені. Це відхилення називається систематичною помилкою попадання. Крім того, місця приземлення м'яча будуть якось розсіяні щодо середньої точки попадання. З балістики відомо, що це розсіювання підкоряється закону нормального розподілу. Нормальний розподіл характеризується середньою величиною і стандартним (середнім квадратичним) відхиленням. Стандартне відхилення вказує величину випадкової помилки попадання. Величина, зворотна

стандартному відхиленню, називається купчастістю попадання. Систематична помилка і купчастість разом характеризують цільову точність. Якщо систематична помилка рівна нулю, тобто якщо спортсмен потрапляє в центр мішені, цільова точність характеризується тільки купчастістю. Коли мають значення відхилення від центру мішені не тільки, вперед-назад (вгору-вниз), але і вправо-вліво, наприклад, в кульовій стрільбі або при ударах по воротах, розрізняють вертикальну і горизонтальну точність. Для оцінки кожній з них треба знати систематичну і випадкову помилки, тобто Всього чотири показники.

Часто зручніше оцінювати точність по числу вдалих спроб — попадань в мету. Якщо систематична помилка відома (зокрема, якщо вона рівна нулю), то, користуючись статистичними таблицями нормального розподілу, по відсотку попадань легко обчислити величину стандартної помилки.

Відхилення від центру мішені вправо і вліво залежать від азимута, а відхилення вперед-назад (вгору-вниз) – від кута місця і швидкості вильоту снаряда. При цьому снаряд попадає в ціль лише при строго певному поєднанні кута і швидкості вильоту. Зміна однієї з цих характеристик при постійному значенні другий призводить до промаху. Дослідження показують, що головна трудність в досягненні високої цільової точності якраз і полягає в тому, щоб забезпечити правильне поєднання кута і швидкості вильоту. Наприклад, відхилення (дисперсія) початкових характеристик вильоту м'яча – кута і швидкості – у баскетболістів-снайперів такі ж, як у тих, хто не відрізняється високою точністю кидків. Але у перших вибраний кут вильоту відповідає швидкості, а у других такої відповідності немає.

У досягненні високої цільової точності істотну роль грає техніка виконання вправи, зокрема така організація рухів, при якій полегшується виправлення помилок, допущених по ходу спроби. Оскільки подібна корекція відбувається до того, як стає ясний підсумковий результат дії, її називають попередньою або прелімінарною (від лат. *pre* – перед і *limin* – поріг) корекцією. Наприклад, при виконанні баскетбольних кидків з різних дистанцій велика частка швидкості вильоту м'яча створюється рухом ніг, руки ж забезпечують тонкі корегуючі добавки.



Рис. 3. Показники, використовувані при оцінці цільової точності. Показаний також відсоток попадань при відхиленні снаряда на різні відстані від центру попадання (крива нормального розподілу).

Особливо важко добитися необхідної точності при ударних діях. Наприклад, у футболі при ударі з 20 м досить помилитися в точці застосування удару всього на 1 см, щоб м'яч відхилився від цілі майже на 2 м. Тому точніші ті удари, які виконуються при щодо великої площі зіткнення з м'ячем. Так, при ударах внутрішньою стороною стопи («щічкою») легше добитися необхідної точності, чим при ударах носком. Найважче добитися високої точності при ударах по рухомому м'ячу («у одне торкання»). Біомеханічна основа цих ускладнень полягає в наступному.

М'яч, ударяючись об площину під певним кутом, відскакує від неї приблизно під тим же кутом. Отже, якщо підставити, наприклад, ракетку під м'яч вертикально на різних ділянках його траєкторії, то він відобразиться по-різному. Щоб відбити м'яч в потрібному напрямі (не ударяючи по ньому), потрібно підставити площину ракетки (або ноги) перпендикулярно до лінії, що ділить кут між напрямом польоту м'яча до і після відскоку приблизно навпіл.

При ударних діях до первинної швидкості м'яча додається швидкість, що привноситься ударом. Вони складаються геометрично (за правилом паралелограма). В результаті виявляється, що м'яч після удару рухається не у напрямі дії сили удару. М'яч попадає в ціль лише в тому випадку, якщо напрям і сила удару строго відповідатимуть напрямку і швидкості м'яча, що летить. Добитися такої відповідності важко.

Цільова точність знижується при значному збільшенні швидкості рухів. Невеликі коливання швидкості від спроби до спроби на точність попадання в мету не впливають. Цільова точність залежить також від відстані і напрямку до цілі.

3. Локомоторні рухи, взаємодії тіла з опорою механізми відштовхування та рухів людини.

Способи плавання засновані на взаємодії плавця з водою, при якому створюються сили, що просувають його у воді і що утримують на її поверхні. Взаємодія виникає внаслідок занурення у воду і активних рухів плавця. Специфічні особливості біодинаміки плавання пов'язані з тим, що сили, гальмуючі просування, значні, змінні і діють безперервно. Постійної ж опори для відштовхування вперед у плавця немає, вона створюється під час гребкових рухів і залишається змінною по величині.

При всіх гребкових рухах гребучі ланки рухаються щодо інших частин тіла назад, а останні щодо гребучих ланок – вперед. На початку гребкового руху спортсмен пливе по дистанції з деякою початковою швидкістю. Внаслідок гребка тулуб просувається вперед із швидкістю більшої, ніж початкова. Гребучі ланки рухаються щодо тулуба назад швидше, ніж щодо води. Таким чином, механізм динамічної взаємодії плавця з водою заснований на змінах опору води, обумовлених в першу чергу швидкістю руху частин тіла щодо води.

Якщо розглянути техніку плавання брасом, то з початкового положення для гребка із зігнутими і розведеними ногами плавець робить сильний удар ногами назад, випрямляючи їх в колінних суглобах (фаза I). Руки протягом цієї

фази витягнуті вперед. Після закінчення удару ногами відбувається пасивне ковзання у воді при витягнутому положенні тіла (фаза Ia). Не допускаючи значної втрати швидкості, плавець починає розводити кисті рук в сторони, поступово згинаючи руки в ліктьових суглобах і опускаючи їх вниз (фаза II). Фаза гребка руками завершується при найбільшій швидкості просування кистей назад щодо тіла. Один за одним слідує гребкові рухи ніг (удар) і рук, викликаючи двічі збільшення швидкості пересування тіла вперед. У фазах I і II плавець прагне збільшити швидкість, у фазі Ia, надаючи обтічну форму тілу, – менше втрачати швидкість.

Із закінченням гребка руками починається виведення їх вперед із згинанням в ліктьових суглобах (фаза III), а також згинання ніг. Це підготовка до гребкових рухів в наступному циклі. Рухи починаються поволі, щоб не створювати значної швидкості рухів назустріч потоку. Одночасно виконуються і підготовчі рухи ніг – згинання і рух вперед. У наступній фазі (фаза IV) руки розгинаються в ліктьових суглобах і витягуються вперед, а ноги завершують підтягання вперед до повного згинання в колінних суглобах. У фазі III необхідно уникати різкого зниження швидкості, а у фазі IV – якомога менше втрачати її.

Таким чином, з п'яти фаз циклу тільки дві – I і II – представляють собою послідовні гребки (ногами, а потім руками), при яких нарощується швидкість. У решту трьох фаз швидкість знижується, причому IV і V одночасно готують подальші гребкові рухи в черговому циклі.

Останніми роками наголошується збільшення частоти гребкових рухів, підвищення їх темпу при збереженні високої швидкості просування і невеликих перепадах її в циклі. Значні «піки» на кривій швидкості привели б до різкого підвищення опору води.

Як і у всіх локомоторних вправах, в плаванні шукають оптимальне співвідношення між тривалістю циклу (темп рухів) і відстанню, яку подолали за один цикл («крок циклу»). Довший «крок» вимагає більшого часу, знижує темп; вищий темп укорочує «крок». І те і інше може знизити швидкість. При оптимальному співвідношенні темпу і «кроку» досягається найвища можлива швидкість.

Біодинаміка пересування з ковзанням (лижі)

Лижник збільшує швидкість пересування завдяки відштовхуванню лижами і палицями від снігу в поєднанні з маховими рухами рук і ніг (до відштовхувань ногою і рукою приєднані махи рукою і ногою) і кидком тіла вперед (поворот тазу вперед і ривок тулуба вгору). У попереминому двокроковому ході трохи пізніше за відштовхування палицею завершується відштовхування лижею, починається ковзання на іншій лижі. Вільне ковзання (фаза I) відбувається при гальмуючій дії тертя лижі по снігу і незначному опорі повітря. Щоб менше втрачати швидкість, не можна робити руху з прискореннями ланок, спрямованими вгору; це викличе сили інерції, спрямовані вниз, які притиснуть лижу до снігу і збільшать тертя. Уповільнення ж рухів вгору рук і переносної ноги (після попереднього відштовхування лижею «на зліт»), навпаки, знизить тиск на лижу і зменшить тертя. Вільне

ковзання закінчується постановкою палиці на сніг: після сповільненого завершення махового винесення руки вперед лижник, злегка зігнувши її і зафіксувавши суглоби руки і тулуба, енергії ударом ставить палицю на сніг.

Починається фаза ковзання з випрямлення опорної ноги (фаза II). Посилюючи нахилом тулуба над на палицю, лижник прагне підвищити швидкість ковзаючої лижі. Стопа опорної ноги, трохи висунута вперед, запобігає втраті енергії на амортизацію і передчасне перекочування. Опорна нога випрямляється, готуючись до подальшого підсідання на ній.

Підсідання починається ще при ковзанні лижі (фаза III), яка при енергійному розгинанні опорної ноги в тазостегновому суглобі швидко втрачає швидкість і зупиняється. У фазі I необхідно якомога менше втрачати швидкість, у фазі II – збільшити швидкість ковзаючої лижі, у фазі III – швидше зупинити лижу.

Лижа, що стоїть нерухомо на снігу, завдяки силі тертя (статичної) служить опорою для відштовхування ногою і махових рухів (рукою, ногою і тулубом). Підсідання, почато у фазі III, продовжується і завершується у фазі IV, супроводжуване випадом – рухом переносної ноги вперед від носка стопи опорної ноги.

Із зупинкою лижі тіло лижника продовжує прискорене просування вперед (перекочування) дякуючи: а) початку розгинання стегна опорної ноги в тазостегновому суглобі («активне перекочування»), б) випадку переносною ногою, в) маху вільною рукою, г) початку повороту тазу вперед і д) посиленому до максимуму натиску на палицю в найбільш нахиленому її положенні. Із закінченням підсідання починається випрямлення поштовхової ноги в колінному суглобі (фаза V), що супроводжується завершувальним випадом. Відштовхування ногою і ривок тулубом вгору забезпечують загальний напрям відштовхування «на зліт», що знижує тертя у фазі I наступного ковзаючого кроку. Зниження швидкості випадку із-за гальмування розтягнаних м'язів-антагоністів тазостегнового суглоба компенсується, наскільки можливо, прискоренням поворотом тазу вперед і енергійним завершенням відштовхування палицею (до випрямлення руки і палиці в одну лінію). У фазі IV необхідно підвищити швидкість випадку, у фазі V – менше втрачати швидкість стопи у випаді.

Характерними особливостями сучасної техніки вважаються прагнення зменшити тертя лижі об сніг завершеним відштовхуванням лижею («на зліт») і опорою на палицю, а також високий темп кроків. У добре підготовлених лижників темп кроків досягає 110-120 в хвилину.

З підвищенням швидкості ходу змінюється ритм ковзаючого кроку: відносно скорочується час відштовхування лижею; підсідання і випрямлення поштовхової ноги робляться швидшими.

Біодинаміка пересування з механічним перетворенням енергії Передача зусиль при педалюванні

Велосипед, як апарат для передачі зусиль на опору, створює особливі умови для застосування зусиль велосипедиста і використання зовнішніх сил.

Тиск ноги велосипедиста на педаль в системі велосипедист-велосипед – це внутрішня сила, вся система саморушна з внутрішнім джерелом рухомих сил. Тиск на педаль створює момент сили щодо осі провідної шестерні. Через ланцюг ця сила передається на відому шестерню заднього колеса. Під дією цієї сили колесо, коли у нього немає опори, обертається навколо своєї осі: верхня точка обода вперед, нижня – назад. При опорі завдяки зчепленню покоришки колеса з ґрунтом сила тертя, спрямована вперед, врівноважує дію обода на покоришку, спрямовану назад; в результаті колесо не прослизає і вперед рухається вісь колеса. Точка, щодо якої вона рухається, – місце опори колеса.

Джерело рушійної сили – м'язи ніг спортсмена, передавальні зусилля через педаль, шатун, що веде шестерню, ланцюг на задню шестерню. Нижня точка обода заднього колеса не може зміститися назад і фіксована на опорі за допомогою сили тертя (необхідна зовнішня сила). Тому вісь від пов'язаної з нею задньої шестерні одержує прискорення вперед. Сила тертя ковзання (статична) не дає прослизати покоришці заднього колеса назад по ґрунту. Вона служить тією зовнішньою силою, без якої прискорення системи на горизонтальній поверхні неможливе.

Передача зусиль при академічному веслуванні

Найхарактернішим в академічному веслуванні є значне переміщення весляру щодо човна за допомогою рухомого сидіння (банки), що переміщається на роликах уздовж подовжньої осі човна на полозах.

Виносні кочети збільшують плече важеля (відстань від осі обертання весла до місця хвата рукою). Весляр докладає зусилля руками до рукоятки весла і ногами до підніжки, укріпленої нерухомо.

При проводці весла лопать зустрічає опір води. Спочатку підтягаючи човен веслом, а потім відштовхуючи його від води, захопленою лопаттю, весляр просуває човен вперед. За час проводки весляр переміщається на банку вперед, до носа човна. Почало гребка виконується одночасно з швидким і рівним тиском ніг на підніжку у вигляді «стрибка» у бік носа човна. Цей «стрибок» як би гальмується на рукоятці весла, що збільшує силу, прикладену через весло до води.

Після закінчення гребка слідує фаза занесення весел. Цей рух є підготовчим для наступного гребка і здійснюється за допомогою переміщення на банку до корми; весла в цей час заносяться лопатями до носа. Проте в цій фазі зусилля гребка, прикладені до човна, направлені у бік руху човна. Підтягуючи себе до підніжки за носкові ремені, весляр цим виштовхує з-під себе човен вперед. ЗЦМ системи весляр-весло-човен від переміщення назад свою швидкість змінити не може (якщо не враховувати збільшення опору води залежно від швидкості човна). Але човен щодо весляру і води отримує прискорення вперед. Наявність його зменшує падіння швидкості човна, що ковзає за інерцією. Це робить швидкість ходу човна більш рівномірною, що вигідне для просування проти опору води. Таким чином, активні зусилля гребка докладені через весла до води в одному напрямі, а через підніжку до човна – по черзі в двох («стрибок» від підніжки і переміщення).

Контрольні питання

1. Рухи, що переміщуються, кінематичні характеристики, точки відліку, кутові швидкості.
2. Політ спортивних снарядів.
3. Локомоторні рухи, взаємодії тіла з опорою механізми відштовхування та рухів людини.

Лекція № 11

Біомеханічні основи техніки спортивних вправ

План

1. Ударні дії.
2. Статура і моторика людини.
3. Онтогенез моторики

1. Ударні дії

Основи теорії удару

Ударом в механіці називається короткочасна взаємодія тіл, в результаті якої різко змінюються їх швидкості. При таких взаємодіях виникають такі великі сили, що дією всіх можна нехтувати.

Прикладами ударів є:

- удари по м'ячу, шайбі. В даному випадку відбувається швидке, зміна швидкості по величині і напрямку. Подібні удари з подальшим відскоком часто зустрічаються в спортивних рухах, які переміщують;

- приземлення після стрибків і зіскоків (швидкість тіла спортсмена різко знижується до нуля). Особливо доцільно розглядати приземлення як удар, якщо воно відбувається на випрямлені ноги або пов'язано з падінням;

- виліт стріли з лука, акробата в цирку з підкидної дошки і т.п. Тут швидкість до почала взаємодії рівна нулю, а потім різко зростає.

Зміна ударних сил в часі відбувається приблизно так. Спочатку сила швидко зростає до найбільшого значення, а потім падає до нуля. Максимальне її значення може бути дуже великим. Проте основною мірою ударної взаємодії є не сила, а ударний імпульс, чисельно рівний заштрихованій площі під кривою $F(t)$. Він може бути обчислений як інтеграл:

$$S = \int_{t_1}^{t_2} F(t) dt$$

де S – ударний імпульс t_1 і t_2 – час початку і кінця удару, $F(t)$ – залежність

ударної сили F від часу t .

За час удару швидкість тіла, наприклад, м'яча, змінюється на певну величину. Ця зміна прямо пропорційно ударному імпульсу і обернено пропорційно до маси тіла. Іншими словами, ударний імпульс рівний зміні кількості руху тіла.

Послідовність механічних явищ при ударі така: спочатку відбувається деформація тіл, при цьому кінетична енергія руху переходить в потенційну енергію пружної деформації, потім потенційна енергія переходить в кінетичну. Залежно від того, яка частина потенційної енергії переходить в кінетичну, а яка розсівається у вигляді тепла, розрізняють три види удару:

1. Цілком пружний удар – вся механічна енергія зберігається. Таких ударів в природі немає (завжди частина механічної енергії при ударі переходить в тепло). Проте в деяких випадках удари, наприклад удар бильярдних куль, близькі до цілком пружного удару.

2. Непружний удар – енергія деформації повністю переходить в тепло. Приклад: приземлення в стрибках і зіскоках, удар кульки з пластиліну в стіну і т.п. При не пружному ударі швидкості взаємодіючих тіл після удару рівні (тіла об'єднуються).

3. Не цілком пружний удар — лише частина енергії пружної деформації переходить в кінетичну енергію руху.

Ньютон запропонував характеризувати не цілком пружний удар так званим коефіцієнтом відновлення. Він рівний відношенню швидкостей взаємодіючих тіл після і до удару. Коефіцієнт відновлення можна виміряти так: скинути м'яч на жорстку горизонтальну поверхню, виміряти висоту падіння м'яча (h_n) і висоту, на яку він відскакує (h_0). Коефіцієнт відновлення рівний:

$$K = \sqrt{\frac{h_0}{h_n}} = \frac{v_{\text{після удару}}}{v_{\text{до удару}}}$$

Коефіцієнт відновлення залежить від пружних властивостей тіл, які співударяються. Наприклад, він буде різний при ударі тенісного м'яча об різні ґрунти і ракетки різних типів і якості. Залежить коефіцієнт відновлення і від швидкості ударної взаємодії: із збільшенням швидкості він зменшується. Наприклад, за міжнародними стандартами тенісний м'яч, скинутий на тверду поверхню з висоти 2 м 54 см (100 дюймів), повинен відскакувати на висоту 1,35-1,47 м (коефіцієнт відновлення 0,73-0,76). Але якщо його скинути,

скажімо, з висоти більшої в 20 разів, то навіть без опору повітря відскок зросте менше ніж в 20 разів.

Залежно від напрямку руху м'яча до удару розрізняють прямий і косою удари; залежно від напрямку ударного імпульсу – центральний і дотичний удари.

При прямому ударі напрям польоту м'яча до удару перпендикулярно до площини тіла, яке ударяє або перешкоди. Приклад: падіння м'яча зверху на горизонтальну поверхню. В цьому випадку м'яч після відскоку летить у зворотному напрямі.

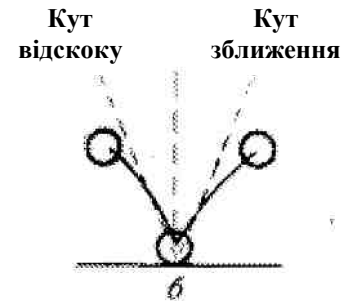


Рис. 4

При косому ударі кут зближення (рис. 4) відмінний від нуля. При ідеальному пружному ударі кути зближення і відскоку рівні. При реальних (не цілком пружних) ударах кут відскоку більше кута зближення, а швидкість після відскоку від нерухомої перешкоди менше, ніж до удару.

Центральний удар характеризується тим, що ударний імпульс проходить через ЦМ м'яча. В цьому випадку м'яч летить не обертаючись. При дотичному ударі ударний імпульс не проходить через ЦМ м'яча – м'яч після такого удару летить з обертанням. Як вже наголошувалося, обертання м'яча змінює траєкторію його польоту. Змінює воно також відскок м'яча. Наприклад, в настільному тенісі поступальна швидкість крученого м'яча (кульки) після відскоку нерідко вище, ніж до зіткнення із столом: частина кінетичної енергії обертання переходить в енергію поступальної ходи.

При центральному ударі двох пружних тіл (наприклад, двох більярдних куль) кількість руху в системі цих тіл залишається постійною:

$$m_1 v_1 + m_2 v_2 = m_1 u_1 + m_2 u_2 = \text{const},$$

де m_1 і m_2 – маси першого і другого тіла v_1 і v_2 – їх швидкості до удару; u_1 і u_2 – їх швидкості після удару.

Якщо швидкість одного з тіл до удару рівна нулю, то після удару вона стане:

$$u_2 = \frac{2m_1}{m_1 + m_2} \cdot v_1$$

З формули видно, що швидкість після удару буде тим більше, чим більше швидкість і маса ударяючого тіла (ударна маса). У складніших випадках

(нецентральний і не цілком пружний удар) картина складніше, проте і в них швидкість після удару буде тим вище, чим більше ударна маса і швидкість тіла, що завдає удару.

Біомеханіка ударних дій

Ударними в біомеханіці називаються дії, результат яких досягається механічним ударом. У ударних діях розрізняють:

1. Замах – рух, передуючий ударному руху і що приводить до збільшення відстані між ударною ланкою тіла і предметом, по якому завдається удару. Ця фаза найбільш варіативна.

2. Ударний рух – від кінця замаху до початку удару.

3. Ударна взаємодія (або власне удар) – зіткнення тіл, які ударяються.

4. Післяударний рух – рух ударної ланки тіла після припинення контакту з предметом, по якому завдається удару.

При механічному ударі швидкість тіла (наприклад, м'яча) після удару тим вище, чим більше швидкість ланки, яка ударяє, безпосередньо перед ударом. При ударах в спорті така залежність необов'язкова. Наприклад, при подачі в тенісі збільшення швидкості руху ракетки може привести до зниження швидкості вильоту м'яча, оскільки ударна маса при ударах, що виконуються спортсменом, непостійна: вона залежить від координації його рухів. Якщо, наприклад, виконувати удар за рахунок згинання кисті або з розслабленою кистю, то з м'ячем взаємодіятиме тільки маса ракетки і кисті. Якщо ж у момент удару ланка, яка ударяє, закріплена активністю м'язів-антагоністів і є як би єдиним твердим тілом, то в ударній взаємодії братиме участь маса всієї цієї ланки.

Іноді спортсмен завдає двох удару з однією і тією ж швидкістю, а швидкість вильоту м'яча або сила удару виявляється різною. Це відбувається через те, що ударна маса неоднакова. Величина ударної маси може використовуватися як критерій ефективності техніки ударів. Оскільки розрахувати ударну масу досить складно, її оцінюють так:

Ефективність ударної взаємодії = швидкість м'яча після удару / швидкість ударяючого сегменту до удару.

Цей показник різний в ударах різних типів. Наприклад, у футболі він змінюється від 1,20 до 1,65. Залежить, він і від ваги спортсмена.

Деякі спортсмени, що володіють дуже сильним ударом (у боксі, волейболі, футболі і ін.), великою м'язовою силою не відрізняються. Але вони

уміють повідомляти велику швидкість сегменту, який ударяє, і у момент удару взаємодіяти з тілом, що ударяється, великою ударною масою.

Багато ударних спортивних дій не можна розглядати як «чистий» удар, основа теорії якого викладена в попередньому параграфі. У теорії удару в механіці передбачається, що удар відбувається настільки швидко і ударні сили настільки великі, що всією рештою сил можна нехтувати. У багатьох ударних діях в спорті ці допущення не виправдані. Час удару в них хоч і мало, але все-таки нехтувати їм не можна; шлях ударної взаємодії, по якій під час удару рухаються разом тіла, які співударяються, може досягати 20-30 см.

Тому в спортивних ударних діях, у принципі, можна змінити кількість руху під час зіткнення за рахунок дії сил, не пов'язаних з самим ударом.

Це легко пояснити на такому прикладі. Уявимо, що автомобіль, що їде із швидкістю 30 км/год, ударяється об рухому перешкоду. При цьому можливі три ситуації:

1. Автомобіль їде з непрацюючим двигуном і відключеними гальмами. У системі «автомобіль – перешкода» діють тільки ударні сили.

2. Двигун включений, більш того – автомобіль рухається прискорено. Тоді в кінці удару його швидкість буде більша, ніж на початку, кількість руху (імпульс) системи зростає, а на тіло, що ударяється, подіє ще додаткова сила, викликана дією двигуна автомобіля.

3. Двигун вимкнений, а гальмівна система включена. Швидкість і кількість руху автомобіля зменшаться із-за включених гальм.

Описане можна порівняти з дією м'язів людини при ударах. Якщо ударна ланка під час удару додаткова прискорюється за рахунок активності м'язів, ударний імпульс і відповідно швидкість вильоту снаряда збільшуються; якщо воно довільно гальмується, ударний імпульс і швидкість вильоту зменшуються (це потрібне при точних укорочених ударах, наприклад при передачах м'яча партнеру). Деякі ударні рухи, в яких додатковий приріст кількості руху під час зіткнення дуже великий, взагалі є чимось середнім між метаннями і ударами (так іноді виконують другу передачу у волейболі).

Координація рухів при максимально сильних ударах підкоряється двом вимогам:

1) повідомлення найбільшої швидкості ударяючій ланці до моменту зіткнення з тілом, що ударяється. У цій фазі руху використовуються ті ж способи збільшення швидкості, що і в інших переміщаючих діях;

2) збільшення ударної маси у момент удару. Це досягається «закріпленням» окремих ланок ударяючого сегменту шляхом одночасного включення м'язів-антагоністів і збільшення радіусу обертання. Наприклад, в боксі і караті сила удару правою рукою збільшується приблизно удвічі, якщо вісь обертання проходить поблизу лівого плечового суглоба, в порівнянні з ударами, при яких вісь обертання співпадає з центральною подовжньою віссю тіла.

Час удару настільки короткочасно, що виправити допущені помилки вже неможливо. Тому точність удару у вирішальній мірі забезпечується правильними діями при замаху і ударному русі. Наприклад, у футболі місце постановки опорної ноги визначає у початківців цільову точність приблизно на 60-80%.

Тактика спортивних ігор нерідко вимагає несподіваних для суперника ударів («прихованих»). Це досягається виконанням ударів без підготовки (іноді навіть без замаху), після обманних рухів (хитрощів) і т.п. Біомеханічні характеристики ударів при цьому міняються, оскільки вони виконуються в таких випадках звичайно за рахунок дії лише дистальних сегментів (кистьові удари).

Індивідуальні і групові особливості моторики

Індивідуальні і групові особливості рухів і рухових можливостей людей вивчають в розділі біомеханіки, званому *диференціальною біомеханікою*. Подібні розділи існують і в суміжних наукових дисциплінах. Так, диференціальна психологія вивчає індивідуальні і групові психологічні відмінності і т.п.

2. Статура і моторика людини

Як рухові можливості людей, так і багато індивідуальних рис спортивної техніки в значній мірі залежать від особливостей статури. До них в першу чергу відносять:

а) тотальні розміри тіла – основні розміри, що характеризують його величину (довжина тіла, вага, коло грудної клітки, поверхня тіла і т. д.);

б) пропорції тіла – співвідношення розмірів окремих частин тіла (кінцівок, тулубу і ін.);

в) конституціональні особливості.

Тотальні розміри тіла у людей істотно розрізняються. У одному і тому ж виді спорту (наприклад, в боротьбі або важкій атлетиці) можна зустріти

спортсменів з вагою тіла менше 50 і понад 150 кг Рухові можливості цих спортсменів будуть різними.

При однаковому рівні тренуваності люди більшої ваги можуть проявляти велику силу дії. З цим, зокрема, зв'язано ділення на вагові категорії в таких видах спорту, як боротьба, бокс, важка атлетика.

Для порівняння силових якостей людей різної ваги звичайно користуються поняттям «відносна сила», під яким розуміють величину сили дії, що доводиться на 1 кг власної ваги. Силу дії, яку спортсмен проявляє в якому-небудь русі безвідносно до власної ваги, іноді називають абсолютною силою:

$$\text{Відносна сила} = \text{Абсолютна сила} / \text{Власна вага}$$

У людей приблизно однакової тренуваності, але різної ваги абсолютна сила із збільшенням ваги зростає, а відносна падає. Аналогічні закономірності спостерігаються і відносно деяких інших функціональних показників (наприклад, максимального споживання кисню – МПК). В той же час, скажімо, висота підйому ОЦТ в стрибках або дистанційна швидкість бігу не залежать від тотальних розмірів тіла, а максимальна частота рухів і стартове прискорення зменшуються з їх збільшенням.

Біомеханічна основа цих явищ полягає в наступному.

Припустимо, що два спортсмени (А і Б) однаково тренувані і в усіх відношеннях рівні один одному, але один з них в 1,5 разу крупніше за іншого: у одного з них зростання 140 см, а у іншого – 210 див. Зіставимо лінійні (h -довжина, ширина, глибина), поверхневі (h^2 - площа перетинів, поверхня тіла) і об'ємні (h^3 - об'єм і вага тіла) розміри цих людей:

	А	Б
Лінійні розміри	1	1,5
Поверхневі розміри (площі)	$1^2 = 1$	$1,5^2 = 2,25$
Об'ємні розміри	$1^3 = 1$	$1,5^3 = 3,375$

Видно, що якщо довжина тіла зростає в 1,5 разу, то площі перетинів (h^2 , наприклад, фізіологічні поперечники м'язів) збільшаться в 2,25 разу, а, скажімо, вага тіла – в 3,375 разу. Оскільки за інших рівних умов сила тяги м'язів визначається величиною їх фізіологічного поперечника, то Б буде в 2,25 разу сильніше, ніж А (наприклад, підніме вагу в 2,25 разу більше). Але, якщо цим людям треба піднімати власне тіло (тобто проявляти відносну, а не абсолютну силу), то перевага буде у А: адже він легше в 3,375 разу.

Величина механічної роботи пропорційна одночасно силі (тобто фізіологічному поперечнику h^2) і шляху дії сили (h). Тому вона пропорційна лінійним розмірам тіла в третьому ступені (h^3).

Висота підйому ЗЦМ тіла при стрибку вгору (висота стрибка) прямо пропорційна тій максимальній роботі, яку м'язи можуть зробити при відштовхуванні (h) і обернено пропорційна вазі тіла (h^3). В результаті висота стрибка не залежить від розмірів тіла, а висота планки, яку може подолати спортсмен, залежить.

При оцінці максимальних показників потужності людей різних тотальних розмірів тіла треба враховувати, що час виконання руху (наприклад, одного кроку або випрямлення ноги при відштовхуванні або навіть час дихального або серцевого циклу) за інших рівних умов залежить від розмірів тіла. Це виводиться з другого закону Ньютона ($F=ma$). Розглянемо, наприклад, крок при ходьбі. Довжина кроку (l), очевидно, пропорційна лінійним розмірам тіла (h); середня швидкість ноги l/t , де t – час одного кроку; прискорення (a) пропорційно l/t^2 . Підставляючи це у формулу другого закону Ньютона, одержимо:

$$F=ml/t^2.$$

Оскільки м'язова сила пропорційна h^2 , вага тіла h^3 , а довжина кроку h , має місце наступна пропорційність: $h^2 \gg h^3 h/t^2$.

Звідси витікає, що $t^2 \gg h^2$ і $t \gg h$, тобто із збільшенням лінійних розмірів тіла час окремих рухів збільшується. Следствием, цього є те, що максимальна потужність (тобто робота, що ділиться на якийсь час) пропорційна $h^3/h = h^2$. Максимальна частота рухів обернено пропорційна часу виконання рухів, і, отже, максимальна частота $\gg h^{-1}$. Оскільки максимальна швидкість бігу рівна твору довжини і частоти кроків, то вона пропорційна $hh^{-1} = h^0 = 1$, тобто не залежить від розмірів тіла. Інші показники, що характеризують рухові можливості людини, можуть бути проаналізовані так само (табл.1).

Теоретично передбачені зміни рухових можливостей і деяких морфофункціональних показників людини при збільшенні тотальних розмірів тіла (h)

Показник	Пропорційний
Абсолютна сила	h^2
Відносна сила	h^{-1}
Механічна потужність	h^2
Частота рухів	h^{-1}
Висота стрибка	h^0
Швидкість бігу	h^0
Стартове прискорення	h^{-1}
Життєва місткість легенів	h^3
Максимальна легенева вентиляція	h^2
Максимальне споживання кисню	h^2
Систолічний об'єм крові	h^3

Часто за основу такого аналізу беруть не лінійні розміри, а вага тіла, яка сам пропорційна кубу цих розмірів. Тоді, наприклад, для м'язової сили можна записати: $F = kw^{2/3}$, де F – максимальна сила дії, яку може проявити спортсмен, w – його вага, k – параметр, що характеризує підготовленість спортсмена.

Зрозуміло, подібного роду рівняння і залежності, такі, як приведені табл. 1 не можуть бути ідеально точними. Адже вони дуже багато що не враховують. Наприклад, люди великих тотальних розмірів геометрично не цілком подібні людям маленького зросту і ваги (скажімо, якщо одна людина важче за інше в 2 рази, вага його голови або кистей не обов'язково буде в 2 рази більша). Не враховані фізіологічні відмінності цих людей (скажімо, різна активність гіпофіза, що, можливо, і було однією з причин великих відмінностей в розмірах тіла), а також психологічні фактори (відмічено, що діти, що відрізняються за тотальними розмірами від своїх однолітків, менше беруть участь в іграх і, отже, мають менше можливостей для розвитку моторики). Проте численні перевірки показали, що дані, приведені табл. 1, у принципі справедливі.

Пропорції і конституціональні особливості тіла, як і тотальні розміри, впливають на вибір виду спорту, вузької спеціалізації в рамках даного виду, використовуваного варіанту спортивної техніки, а також тактики дій на змаганнях (наприклад, в єдиноборстві).

Так, техніка підйому штанги різна у важкоатлетів однієї і тієї ж вагової категорії і приблизно з однією і тією ж завдовжки тіла, але різними пропорціями (довгі ноги – короткий тулуб або короткі ноги – довгий тулуб і т. п.). У боротьбі спортсмени нижчого зросту (в порівнянні з своїм суперником) не показують високої результативності, застосовуючи, скажімо, такі прийоми, як кидки прогином, кидки через спину і підхопленням в цьому випадку, як правило, ефективніші.

У спортсменів високого класу навіть окремі дрібні особливості статури

можуть мати значення. Наприклад, у важкоатлетів довга кисть дозволяє захопити штангу при ривку всіма пальцями; при короткій кисті захват виконується лише трьома пальцями, що знижує його силу. Тому у більшості рекордсменів миру в ривку довжина кистей вище за середні розміри.

У практичній роботі тренери повинні враховувати неоднакові рухові можливості людей з різною будовою тіла.

Онтогенез моторики

Онтогенезом моторики називається зміна рухів і рухових можливостей людини впродовж його життя. Новонароджений – істота, що не володіє навіть простими рухами. З віком його рухові можливості розширюються, досягають розквіту в молодості і поступово знижуються до старості.

Роль дозрівання і навчання в онтогенезі моторики

Два основні фактори визначають розвиток моторики – дозрівання і навчання. Дозріванням називаються спадково обумовлені зміни анатомічної будови і фізіологічних функцій організму, що відбуваються протягом життя людини: збільшення розмірів і зміна форми тіла дитини в процесі його зростання, зміни, пов'язані із статевим дозріванням, старінням і ін. У ранньому дитинстві величезне значення має дозрівання нервово-м'язового апарату (зокрема, кори великих півкуль головного мозку, яка до моменту народження ще не сформувалася). У основних рисах руховий апарат дитини формується лише до 2-2,5 років.

Під навчанням розуміють освоєння нових рухів або вдосконалення в них під впливом спеціальної практики, навчання або тренування.

Не завжди легко визначити, що лежить в основі тієї або іншої зміни рухових показників – дозрівання або навчання, особливо в дитячому і переддошкільному віці (до 3 років). Наприклад, чому немовля починає сам сидіти, стояти, ходити? Тому, що він навчиться цьому або унаслідок того, що його нервова система і м'язовий апарат настільки дозріли, що він в змозі це зробити без навчання і тому навчати його подібним рухам зовсім не треба?

Подібні питання часто досліджують на ідентичних близнятах: одного з них навчають, а іншого немає. Виявляється, є такі пози і рухи (сидіння, стояння, ходьба, довільне сечовипускання і ін.), спеціальне навчання яким в дитячому віці практично не прискорює оволодіння ними. Приходить час, і діти, що не піддавалися спеціальному тренуванню, наздоганяють своїх братів і сестри. Такого роду факти привели деяких західних учених до думки про те, що головне в онтогенезі моторики в ранньому дитячому віці – дозрівання. Вони припускали, що всі основні рухи успадковуються дитиною від батьків і виявляються зовні у міру того, як дозріває його нервова система і руховий апарат.

Ця теорія є неправильною. Також неправильна і протилежна точка зору, згідно якої дитини в будь-якому віці можна навчити чому завгодно, лише б була відповідна методика навчання. Дослідники, що стоять на цій точці зору, зовсім заперечують роль дозрівання.

Насправді ж навчання ефективно лише тоді, коли досягнутий необхідний ступінь анатоמו-фізіологічної зрілості організму, і зовсім без навчання (хоча б

у вигляді можливості спостерігати правильний зразок) оволодіння новими рухами неможливе. Це доводиться, зокрема, тим, що діти, вимкнені з людського суспільства, не опановують типовими для людини рухами, наприклад прямоходінням.

Таким чином, онтогенез моторики визначається взаємодією дозрівання і навчання. При спробах, зокрема, роздільного навчання близнят було показано, що терміни оволодіння деякими рухами (наприклад, початок ходьбу) не змінювалися під впливом навчання і допомоги; інші рухи освоювалися набагато швидше звичайного (наприклад, можна навчити дитину катанню на роликів ковзанах одночасно з початком ходьби, а навчити плавати навіть раніше, ніж ходити). Проте іноді надмірно раннє навчання заважає оволодінню рухом. Наприклад, однорічні діти, що щодня навчалися протягом півроку їзди на триколісному велосипеді, гірше їздили на ньому згодом із-за неправильних навиків і втрати інтересу, ніж діти, які вперше сіли на велосипед в пізнішому віці.

Дозрівання у дітей виявляється, зокрема, в їх зростанні, тобто збільшенні тотальних розмірів і зміні пропорцій тіла. Збільшення тотальних розмірів порізного впливає на рухові показники. Одні з них (наприклад, швидкість бігу, висота стрибка) не залежать від розмірів тіла, інші (наприклад, відносна сила, величина МПК, що доводиться на 1 кг ваги тіла, і залежна від неї критична швидкість) знижуються із збільшенням тотальних розмірів. Збільшення розмірів тіла у дітей в процесі зростання теж повинно було б призводити до таких змін. Проте тут картина складніша, Якщо говорити, наприклад, про відносну силу, то дозрівання дитини виражається, зокрема, в його зростанні, повинно призводити до зниження відносної сили. Але в процесі дозрівання відбуваються такі анатомо-фізіологічні перебудови в організмі, які викликають збільшення силових можливостей. В результаті нерідко відносна сила у дітей тривалий час не змінюється, тобто абсолютні силові показники ростуть в тій же мірі, що і власна вага дитини (якщо, звичайно, він не займається спеціально силовими вправами). Тому юні гімнасти при відповідному рівні підготовки можуть піднімати своє тіло так само успішно, як і дорослі спортсмени. Абсолютно аналогічна картина спостерігається і відносно інших показників, які змінюються пропорційно квадрату лінійних розмірів тіла (h^2 , де h – лінійний розмір тіла, наприклад довжина тіла). У дітей шкільного віку такі показники змінюються мало.

У дітей одного віку, але з різними розмірами тіла залежність спортивних результатів від довжини тіла, у принципі, така ж, як і у дорослих. Наприклад, максимальна швидкість бігу не залежить від тотальних розмірів. Проте є і істотна відмінність. Велика довжина тіла нерідко свідчить про раніше дозрівання, зокрема про настання статевого дозрівання, що супроводжується дуже великими перебудовами в організмі. Тому в 14 років у хлопчиків (вік статевого дозрівання) наголошується позитивна залежність між завдовжки тіла і максимальною швидкістю бігу. У 11 і 18 років такої залежності немає. Якщо ж порівнювати дітей різного віку, але що мають однакову довжину тіла, то старші біжать швидше, що, звичайно, абсолютно, природно.

Зростання пов'язане із зміною пропорцій тіла. Це також впливає на показники моторики. Наприклад, при одній і тій же довжині тіла діти більш старшого віку роблять при бігу кроки більшої довжини. Часткове це пояснюється тим, що у них в середньому довші ноги.

Руховий вік

Якщо зміряти результати в яких-небудь рухових завданнях великої групи дітей одного віку, то можна визначити середні досягнення, які вони показують. Знаючи потім результати окремої дитини, можна встановити, якому віку в середньому відповідає даний результат. Таким чином визначають руховий вік дітей.

Звичайно, не всі діти одного і того ж віку показують однакові результати. Дітей, у яких руховий вік випереджає календарний, називають *руховими акселерантами*. Дітей, у яких руховий розвиток відстає, називають руховими ретардантами. Наприклад, якщо підліток у віці 14 років і 2 місяця стрибає в довжину з місця на 170 см, він руховий ретардант (у цій вправі), а якщо його результат більше 210 см, – руховий акселерант.

Акселеранти в одних рухових завданнях можуть бути ретардантами в інших. Повні акселеранти або ретарданти зустрічаються рідко.

Методи математичної статистики дозволяють точно визначити, який відсоток людей в змозі показати той або інший результат. Подібного роду дані використовують при відборі талановитих в спортивному відношенні дітей.

Якщо дитина чого-небудь потрапляє в несприятливі умови (хвороба, недостатнє харчування і т. п.), то темпи розвитку моторики у нього сповільнюються. Проте після усунення цих шкідливих впливів, якщо вони не були надмірними, його рухові здібності розвиваються прискореними темпами, так що він повертається, як говорять в даному випадку, в свій канал розвитку. Подібну властивість живих організмів (воно торкається не тільки рухів, але і інших показників) називають *каталізом* або *гомеорезом*.

Прогноз розвитку моторики

При початковому виборі спортивної спеціалізації, відборі в ДЮСШ і деяких спеціальних школах (балетну, циркову і ін.) встає завдання прогнозу рухової обдарованості. Як порекомендувати дитині саме той вид спорту, в якому він зможе добитися найбільших успіхів, як виявити найбільш обдарованих? Для відповіді на ці питання проводять наукові дослідження в двох основних напрямках:

- а) вивчення стабільності показників моторики;
- б) вивчення спадкових впливів.

При вивченні стабільності показників моторики вимірюють, наприклад, у 7-річних дітей швидкість перегони, силу, витривалість та інші.

Контрольні питання.

1. Ударні дії, взаємозв'язок інерціальних та вагових характеристик.
2. Статура і моторика людини, управління структурою рухів.
3. Онтогенез моторики, антропометрія, фактори онтогенезу.

РОЗДІЛ III. ЛАБОРАТОРНІ РОБОТИ

Лабораторна робота № 1.

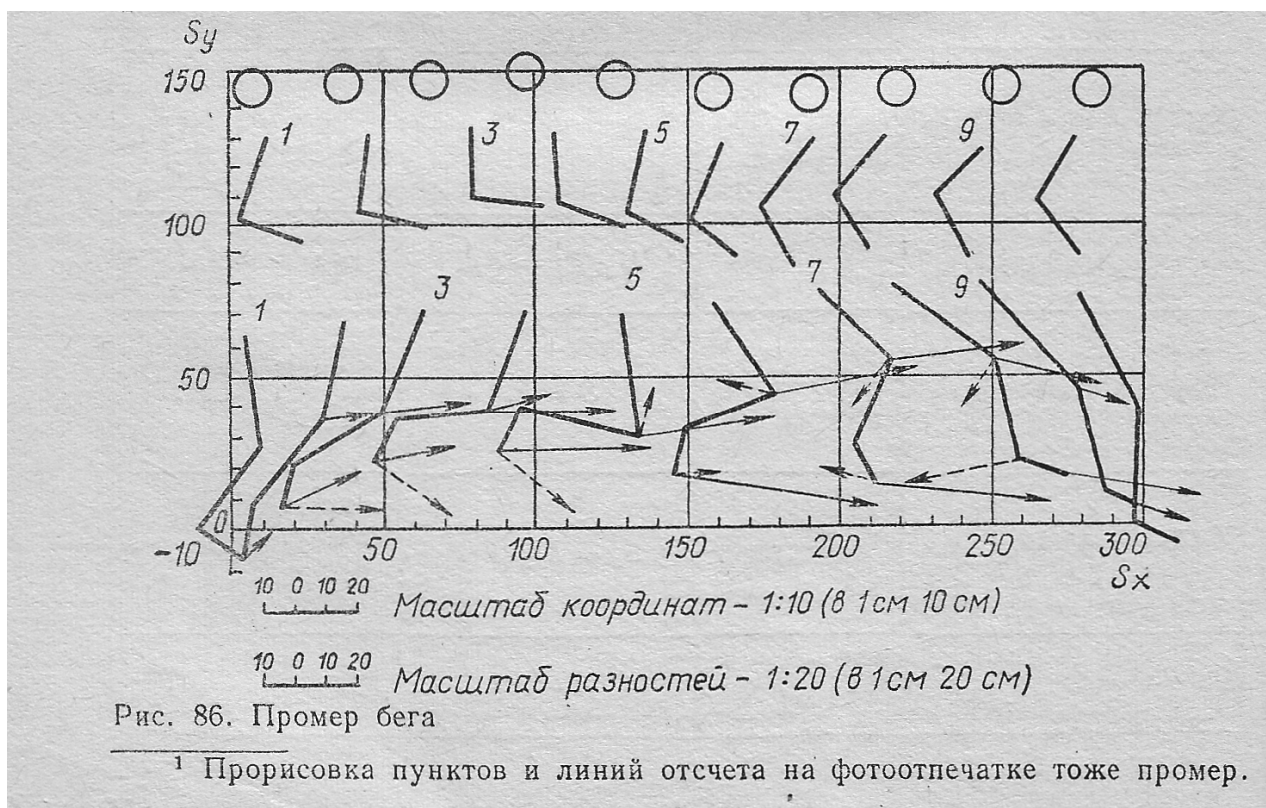
Тема: Побудова проміру способом проекції.

Основні завдання:

1. Навчитися готувати матеріали для замальовки проміру.
2. Навчитися замальовувати промір.

Пояснення:

1. Промір – це замальовка розпізнавальних крапок (пунктів відліку) або схематичне зображення поз (з контурами тіла або без них) на одному аркуші паперу у встановленому масштабі у вигляді, придатному для вимірювань мал.1.



Промір дозволяє кількісно визначити розташування точок тіла відліку) у просторі в кожній позі і зміна їх положень через однакові інтервали часу (при кінозйомці). На аркуші проміру, положень точок, зображується лінійний і записується чисельний масштаб, а також просторові орієнтири (горизонталь або вертикаль).

2. Масштаб проміру показує зменшення дійсних координат (натуральних розмірів) при зображенні їх на промірі. Чисельний масштаб - проста дріб, чисельник якої – одиниця, а знаменник - ступінь зменшення. Лінійний масштаб - це графічне зображення ступеня зменшення в лінійних одиницях. На прямій лінії відкладається ряд відрізків однакової довжини (підстава лінійного масштабу); на міліметровій папері за підставу лінійного масштабу зручно

приймає 1 см. Число сантиметрів в натурі, відповідне основі масштабу, називається величиною лінійного масштабу. Так, при масштабі 1: 10 записується : в 1 см 10 см.

3 Вибір масштабу проміру залежить від конкретних матеріалів і задач дослідження. При великому полі зйомки доводиться брати масштаб дрібніший масштаб (наприклад, 1: 40) зовсім непридатний для вимірювань через великі похибок. Для розрахунків зручний масштаб 1: 10, але для більшої точності бажано вибрати масштаб 1: 5 або 1: 3.

З а в д а н н я :

1. В с т а н о в и т и м а с ш т а б п р о м і р у. Переглянувши кіноплівку, знайти вихідне і кінцеве положення частин тіла в досліджуваному русі". Розрахувати величину переміщення в натурі (по розмітці поля зйомки або масштабним рейкам). Вибрати масштаб з урахуванням переміщень і розміром проміру . Заготовивши аркуш паперу, замальовати на ньому лінійний масштаб. Покладіть на стіл збільшувача аркуш паперу для замальовки проміру, вправити плівку і встановити збільшення, відповідне масштабом.

2. В і д з н а ч и т и н а п р о м і р і й о г о о р і є н т и р и. Нанести на промір не менше двох нерухомих точок для поєднання їх при проекції наступних кадрів. Промальовувати орієнтирну лінію (горизонталь або вертикаль). У разі виходу орієнтирів з наступних кадрів намітити перехідні орієнтири.

3. З а м а л ю в а т и п р о м і р. Пересуваючи кадр за кадром з поєднанням орієнтирних крапок, проставляти на промірі всі пункти відліку для кожної пози. При малому переміщенні точок від кадру до кадру можна замальовувати весь промір через два між кадрових інтервалу (кадри 1, 3, 5 і т. д.). Біля кожної пози поставити дійсні порядкові номери кадрів. При схематичному зображенні поз крапки пунктів відліку кожної пози з'єднувати після замальовки чергового кадру, враховуючи розташування ланок тіла.

Лабораторна робота № 2.

Тема: Зчитування координат і побудова за ними проміру.

О с н о в н і з а в д а н н я:

1. Навчитися будувати таблицю координат.
2. Навчитися зчитувати координати точок кожної пози (на кожному кадрі кінограми).
3. Навчитися будувати сітку координат для проміру.
4. Навчитися за координатами знаходити положення частин тіла і схематично викреслювати пози людини.

П о я с н е н я:

1. Таблиця координат (табл. 3) служить для подальшого розрахунку швидкостей і прискорень, тому її треба будувати точно і однаково.

Визначення координат і побудова загального проміру доцільніше в тих випадках, коли неможливо застосувати спосіб проекції.

Число горизонтальних рядків таблиці має дорівнювати кількості поз на промірі, а число вертикальних колонок - подвоєному числу пунктів відліку (для координат по осях абсцис і ординат). Слід додати дві колонки для номерів поз (по обох осях).

2. Для зчитування координат зручно провести на кожному знімку горизонтальні і вертикальні орієнтирні лінії (через точку початку відліку і потім через кожні 5 см). Можна використовувати лінійку і трикутник.

3. Промір будують за координатами кожної точки щодо обраного початку координат, ліченим на кожному кадрі або знімку. Координати спочатку зчитуються по кожному знімку і записуються в таблицю координат.

В обох засобах побудови проміру (проекцією і за координатами) завжди попередньо вибирають масштаб зображення.

З а в д а н н я:

1. Накреслити таблицю координат, керуючись викладеними вище поясненнями.

2. Зчитати координати усіх пунктів відліку проміра і занести їх в таблицю координат.

3. Побудувати сітку координат. Визначити по таблиці координат найбільші значення S_x і S_y . За цими даними встановити розміри сітки координат. Розмітити осі координат через 10 мм і надписати чисельні значення. Табл 1.

Таблица координат

s_x	c	b	a	m	t	s	p	d	s_y	c	b	a	m	f	s	p	d
1	9	15	6	30	6	10	- 9	3	1	145	125	100	89	68	28	0	-8
2	38	48	46	71	35	23	+ 5	4	2	146	129	105	100	70	33	8	-7
3	68	79	81	105	65	50	19	17	3	148	132	108	105	73	36	20	+4
4	99	108	108	131	98	88	53	45	4	149	131	106	98	72	34	32	19
5	129	136	130	151	130	133	94	89	5	146	127	102	88	69	32	36	24
6	159	163	151	167	161	182	150	147	6	143	126	102	81	70	41	30	15
7	190	189	173	186	192	222	204	211	7	142	128	106	83	75	53	23	9
8	221	217	199	210	222	251	256	269	8	143	131	111	87	77	53	18	10
9	252	248	230	242	250	276	286	301	9	144	131	112	88	75	44	11	4
10	282	279	266	281	278	298	296	307	10	142	128	107	85	72	36	1	-7

4. Побудувати промір. Наносячи точки всіх поз і провівши всі лінії (для кожної пози відразу ж після нанесення точок), перевірити правильність поз. Перш за все перевірити, чи схожі пози на природні пози людини. Буває, що, переплутавши координати S_x і S_y , отримують пози з розгинання коліна вперед або зі стопою в області голови.

Лабораторна робота № 3.

Тема: Розрахунок за координатами лінійних швидкостей і прискорень.

Основне завдання - навчитися розраховувати лінійні швидкості і прискорення за способом різниць.

Пояснення:

1. Швидкість - це міра швидкості зміни положення точки тіла в просторі з плином часу. Вона вимірюється ставленням пройденого путі до витраченого часу. Щоб визначити шлях, пройдений точкою (при плоскому русі), розкладемо його на складові за двом напрямкам: по горизонталі (x) і по вертикалі (y).

Переміщення точки по горизонталі дорівнює різниці координат кінцевого положення (№ 3) і вихідне положення (№ 1), тобто $Sx_3 - Sx_1 = Sx_3 - Sx_1$, або, як її називають, «перша різниця».

Витрачений час t визначається за кількістю між кадрових інтервалів (L) і частоті зйомки (N): $t=L/N$.

За координатами Δs визначена, але поки без масштабу. Щоб знайти дійсний шлях точки, треба розділити її на величину масштабу (1/10), або помножити на величину, зворотну масштабу (M). Тоді дійсний $\Delta s = M \Delta' s$.

Будемо вважати її миттєвою горизонтальною швидкістю в момент проміжучої 2-й пози. Таким же способом розрахувати миттєві швидкості по горизонталі і вертикалі усіх точок проміру.

Однак, коли обробляють велику кінограму (багато поз), такий розрахунок дуже тривалий, так як потрібно обчислювати для кожної точки повну швидкість, множачи кожну величину різниці (Δs) на розрахунковий коефіцієнт. Тому роблять простіше: будують або вектори швидкості, або кінематичні графіки.

Швидкості точок тіла людини практично безперервно змінюються під дією прикладених сил: чим більше сила, тим швидше змінюється швидкість.

Розглянемо прискорення точки.

2. Прискорення - це міра швидкості зміни швидкості з плином часу. Воно вимірюється ставленням приросту швидкості (Δv) до часу (Δt). витраченому на це прирощення. Прискорення, як і швидкість, зручно (в плоскому русі) розраховувати за двома складовими – горизонтальною і вертикальною:

$$a = \Delta v / \Delta t$$

Тут $\Delta s''$ - різниця перших різниць, або « друга різниця » (наприклад, $\Delta'' x$). Це середнє прискорення на ділянці шляху (наприклад, від 2-ї до 4-ї візи). Будемо вважати його миттєвим прискоренням у момент проміжної лози.

Таким же способом розраховується вертикальне прискорення тієї ж точки в той же час. Як і у випадку дослідження швидкостей, тут доцільно використовувати вектори прискорення або кінематичні графіки.

3. Перші різниці ($\Delta's$) - це величини чисельника у формулі швидкості $v=\Delta s/\Delta t$, виражені в одиницях довжини. Це не самі швидкості, але так як їх розрахунок береться однакове Δt (L постійно), то різниці прямо пропорційні швидкостям. Отже, другі різниці (Δs) це величини чисельника у формулі прискорення $a=\Delta s/t^2$ -, виражені в одиницях довжини. Вони також прямо пропорційні до прискорень. Таким чином, якщо нас цікавить тільки те, як саме і коли змінюються швидкості

і прискорення, а не їх абсолютні величини, то можна не вести розрахунок до кінця, а розглядати тільки різниці.

Завдання:

1. Заготовити таблиці швидкостей і прискорень: викреслити дві таблиці, такі ж, як таблиця координат. Пронумерувати рядки (по кількості поз) і розмітити колонки (по кількості точок). На тому місці, де в таблиці координат стояли позначення і s_x і s_y , проставити в таблиці швидкостей $\Delta'x$ і $\Delta'y$ і в таблиці прискорень $\Delta''x$ і $\Delta''y$ (див. табл. 4,5).

Таблиця 4

Таблиця скоростей

$\Delta'x$	<i>c</i>	<i>b</i>	<i>a</i>	<i>m</i>	<i>f</i>	<i>s</i>	<i>p</i>	<i>d</i>	$\Delta'y$	<i>c</i>	<i>b</i>	<i>a</i>	<i>m</i>	<i>f</i>	<i>s</i>	<i>p</i>	<i>d</i>
1						—		—	1						—		—
2						40		14	2						8		12
3						65		41	3						1		26
4						83		72	4						—4		20
5						94		102	5						7		—4
6						89		122	6						21		—15
7						69		122	7						12		—5
8						54		90	8						—9		—5
9						47		38	9						—17		—17
10						—		—	10						—		—

Таблиця 5

Таблиця ускорень

$\Delta''x$	<i>c</i>	<i>b</i>	<i>a</i>	<i>m</i>	<i>f</i>	<i>s</i>	<i>p</i>	<i>d</i>	$\Delta''y$	<i>c</i>	<i>b</i>	<i>a</i>	<i>m</i>	<i>f</i>	<i>s</i>	<i>p</i>	<i>d</i>
1						—		—	1						—		—
2						—		—	2						—		—
3						43		58	3						—12		8
4						29		61	4						6		—30
5						6		50	5						25		—35
6						—25		20	6						5		—1
7						—35		—32	7						—30		10
8						—22		—84	8						—29		—12
9						—		—	9						—		—
10						—		—	10						—		—

2. Розрахувати перші і другі різниці (по горизонталі і вертикалі) для обраних точок. Візьмемо для прикладу дві точки:

s - колінний суглоб

d - пальці стопи.

Накладемо на таблицю координат таблицю швидкостей так, щоб бачити колонку цифр координат S_x точки s. Віднімемо з координати 3-й пози координату 1-й: $50 - 10 = 40$. Запишемо $\Delta'x$ в таблицю швидкостей в колонку s (колінний суглоб) лівої половини таблиці у другу строку.

Далі в третій рядок цієї колонки запишемо: $88 - 23 = 65$, в четверту: $135 - 50 = 83$ і т. д. до кінця колонки. У першій і останній рядках даних немає, тому тут поставимо прочерк. Коли роблять розрахунок $\Delta'u$ (по вертикалі), зустрічаються випадки вирахування з меншої величини більшої (різниця зі знаком «мінус»), віднімання негативних величин (їх треба складати, зберігаючи знак «мінус»), вирахування з негативних величин і т. д. Тут треба згадати відповідні правила віднімання.

Маючи заповнену колонку перших різниць для якої-небудь точки тіла, таким же прийомом можна розрахувати другі різниці. У таблицях 5 і 6 представлені розраховані $\Delta'x$, $\Delta'u$ і $\Delta''x$, $\Delta''u$ у до точок 5 і І (за таблицею координат, див. табл. 3). Звернути увагу на те, що в таблиці прискорень перші дві і останні два рядки даних не містять.

Лабораторна робота № 4

Тема: Побудова векторних і кінематичних графіків швидкостей і прискорень.

Основні завдання:

1. Навчитися будувати векторні графіки лінійних швидкостей і прискорювань.
2. Навчитися будувати кінематичні графіки характеристик за часом.
3. Вивчити взаємний зв'язок у змінах кінематичних характеристик.

Пояснення:

1. Швидкості і прискорення-векторні величини: вони характеризуються модулем n напрямком і можуть складатися із собі подібними. Їх можна відобразити на промірі у вигляді стрілок певного розміру (в обраному масштабі) і відповідного напрямку. Напрямок вектора залежить від модулів його горизонтальної та вертикальної складових. Складаючи вектори складових за правилом паралелограма (за таблицею відповідних різниць), отримують повний вектор. Початок вектора - в тій точці на промірі, характеристика якої повинна бути їм представлена.

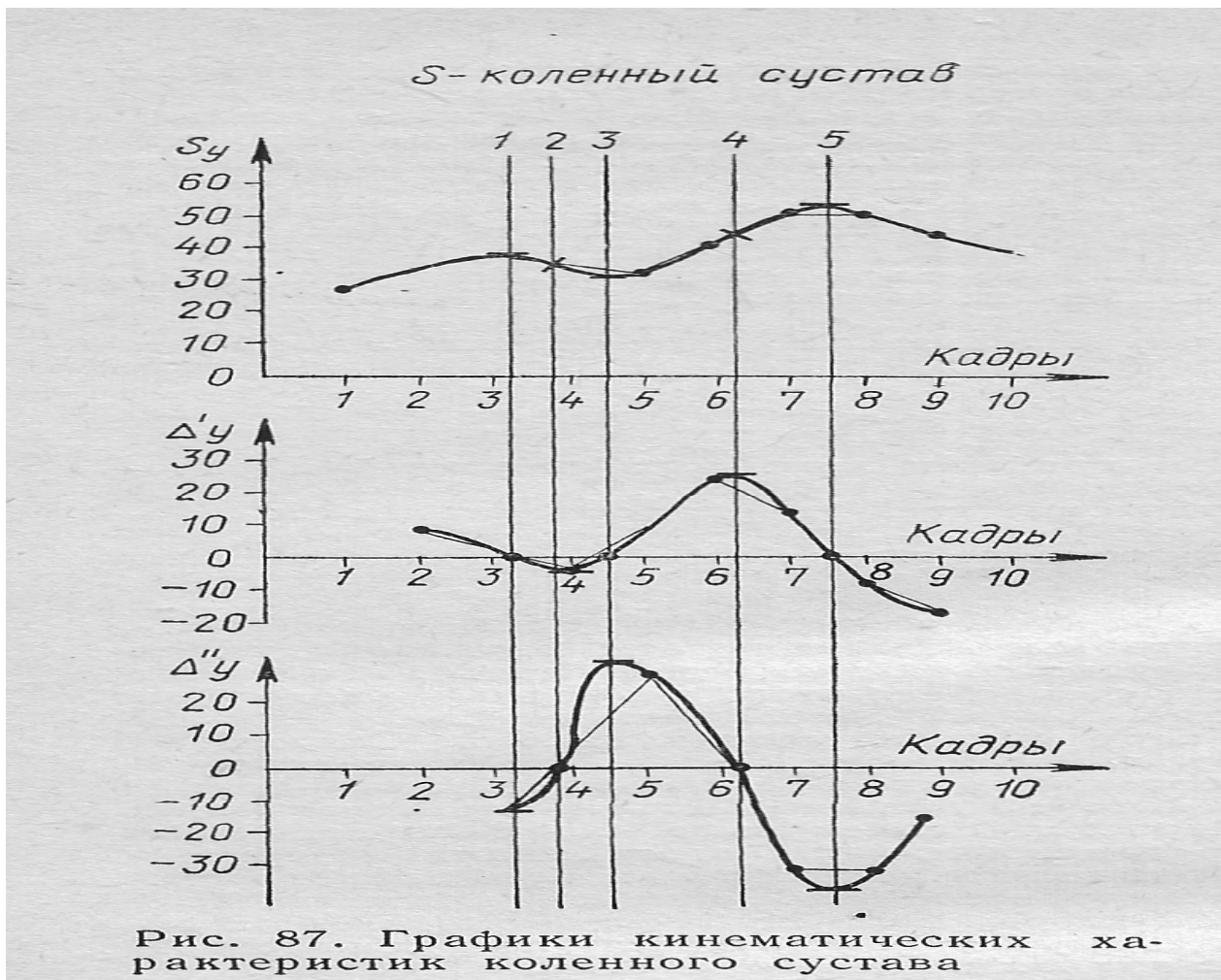
2. Масштаб зображення вибирається довільно, але з дотриманням двох умов: а) масштаб векторів горизонтальної та вертикальної складаючих повинен бути однаковим, інакше напрямок і модуль повного вектора будуть спотворені, б) масштаб векторів слід вибирати, враховуючи данні, отримані при розрахунку, щоб вектори вмістилися на промірі. Масштаб векторів швидкостей і прискорень між собою не пов'язані, так як це різні величини; порівнювати їх один з одним за величиною не можна.

3. Для зображення вектора слід від його початку (відповідна точка проміру) відкласти по горизонталі в обраному масштабі довжину горизонтальної складової ($\Delta'x$ або $\Delta''x$) і з зазначеної точки відкласти по вертикалі довжину вертикальної складової ($\Delta'y$ або $\Delta''y$). Отриману точку з'єднати з початком вектора: намалювати вектор в умовному позначенні (наприклад, вектор швидкості - суцільною лінією, вектор прискорення - пунктиром або кольором).

4. Кінематичні графіки показують зміни величини кінематичної характеристики з плином часу. Якщо їх розташувати на аркуші паперу один під одним при однаковому масштабі і початку відліку часу, то можна зіставити зміни в часі різних характеристик.

Завдання:

1. Намалювати лінійний масштаб на промірі для векторів швидкостей і прискорень.
2. Намалювати вектори швидкостей і прискорень точок (за даними лабораторної роботи № 3).
3. Заготовити координатні сітки графіків. Для прикладу побудуємо



Графіки вертикальних характеристик колінного суглобу (s_y , $\Delta Y'$, $\Delta y''$) (Дивися лабораторну роботу № 3). Розглянемо в таблицях координат, швидкостей і прискорень колонку точки колінного суглоба (x) у правій половині (вертикальні характеристики-у). Визначимо найбільші і найменші величини, щоб встановити розміри шкали (по вертикальній осі сітки) кожної характеристики (рис. 87).

По горизонтальній осі відкладемо 10 рівних відрізків, відповідних інтервалам часу між кадрами.

4. Побудувати графіки характеристик. Нанести на сітці кожної характеристики точки за даними таблиць. Якщо з'єднати ці точки один з одним за допомогою лінійки, то буде видно, що графіки вийшли незграбні, як ніби б характеристики миттєво різко змінювалися. Однак відомо, що на зміну швидкості завжди потрібний деякий час, тому графіки рухів не можуть мати вигляд ламаної лінії. Якби частота кінозйомки була більше, то графіки мали б вигляд більш плавних кривих.

5. Проаналізувати криві і встановити їх більш естественний вигляд. Спробуємо послідовно виправити графіки. На графіку вертикальних переміщень колінного суглоба (s_y) від 7-ї до 8-ї точки проведена горизонтальна лінія. Навряд чи коліно так довго «трималося» на одному рівні. Очевидно, був його зліт і зниження. Провівши плавну криву вгору, відзначимо її найвищу

точку посередині між точками 7 і 8. Накреслимо вертикальну лінію (№ 5) і перевіримо, як вона проходить через інші графіки. У цей момент вертикальна швидкість з позитивною (рух вгору) стає негативною (рух вниз), значить, вона дорівнює нулю. Поєднавши на графіку у точки 7, 8 і 9 плавною кривою, побачимо, що не помилилися, провівши вертикаль № 5. На графіку прискорень ($\Delta "y$) можна провести криву нижче точок 7 і 8 зі впаденою якраз на вертикалі № 5. І дійсно, до цього моменту негативне прискорення наростало, стало максимальним і далі зменшувалось. Міркуючи таким же чином, знайдемо між точками 4 і 5 вертикаль № 3 (при нульовій вертикальній швидкості найвище становище колінного суглоба і максимум позитивного вертикального прискорення) і трохи пізніше крапки 3 вертикаль № 1 (при нульовій вертикальній швидкості вище положення коліна і максимум негативного прискорення). Як видно, довелося змістити вищі і нижчі точки на графіках переміщень і прискорень і крива швидкості перетинає нульову лінію.

Тепер перевіримо, чи вірно зазначені вища і нижча точки графіка швидкості (близько точок 4 і 6). Коли швидкість максимальна, то це означає, що більше вона вже не росте. Значить, в цей момент прискорення дорівнює нулю і графік прискорення перетинає нульову лінію. Згладивши від руки графік прискорень уточнимо, де провести вертикалі № 2 і 4. У цей же момент на графіку переміщень змінюється напрямок кривизни, відбувається перегін кривої.

Сам процес уточнення графіків змушує задуматися над значенням характеристик і їх взаємозв'язків. Видно, що у переміщення і швидкості оди напрямок (рух коліна вниз - швидкість негативна; рух вгору - позитивна). Якщо швидкість збільшується, то у прискорення той же знак, тобто той же напрям, що і у швидкості. Якщо ж швидкість зменшується, то у прискорення протилежний напрямок (гальмуюча сила спрямована назустріч руху), знаки швидкості і прискорення протилежні. При крайньому положенні (верхньому або нижньому) швидкість нульова, а прискорення може бути навіть максимальним. Між крайніми положеннями, коли швидкість найбільша, прискорення дорівнює нулю (прискорююча сила змінюється гальмуючою).

Лабораторна робота № 5.

Тема: Розрахунок кутових швидкостей і прискорень по кутових координатах.

Основні завдання:

Навчитися визначати кутові положення тіла (зчитувати кутові координати).

Навчитися розраховувати кутові швидкості і прискорення за способом різниць.

Пояснення:

1. Кутові положення, швидкості і прискорення характеризують не рух точки тіла, а все тіло. Однак для визначення цих величин потрібна розпізнавальна точка (пункт або лінія відліку) на тілі.

У нашому прикладі (великий оборот назад на перекладині) такою точкою обраний загальний центр тяжіння тіла (ЗЦТ) (рис. 88). Визначимо початок відліку - вертикальна лінія, проведена через стійку перекладини. Визначимо напрямок відліку за часовою стрілкою, у напрямку руху гімнаста. Одиниці відліку - кутові градуси (визначаються за допомогою транспортира).

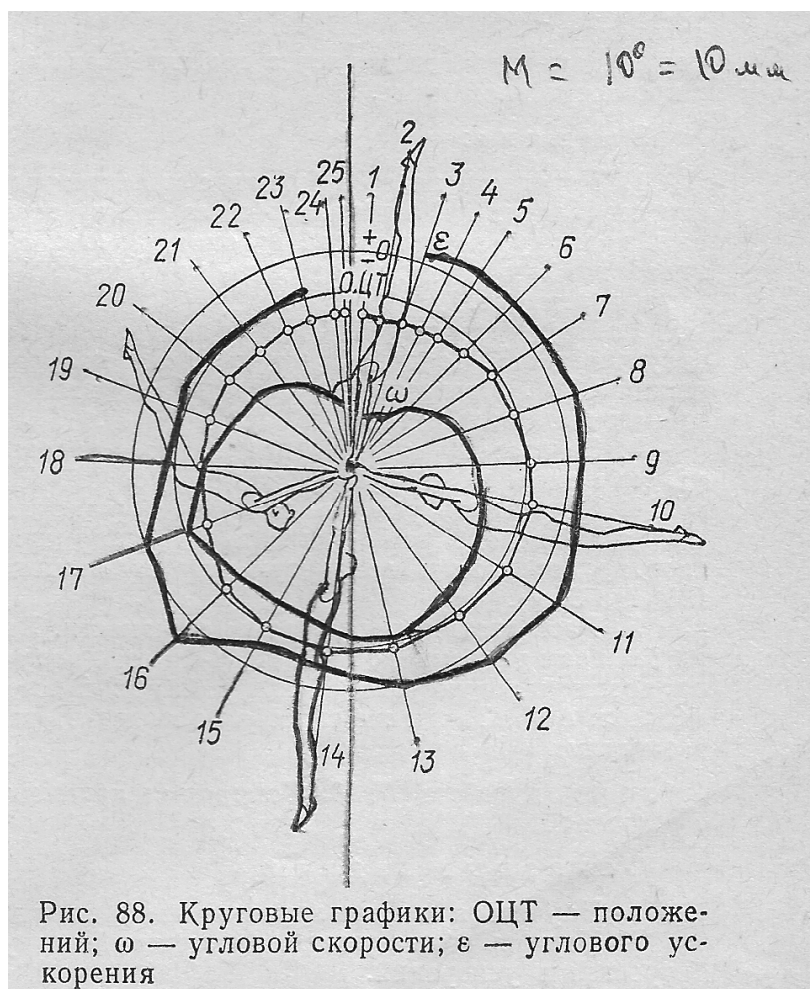


Рис. 88. Круговые графики: ОЦТ — положенный; ω — угловой скорости; ε — углового ускорения

Відлік кутового положення тіла (кутова координата) в кожній позі ведеться по лінії від точки хвата до ЗЦТ, яка служить лінією відліку від вертикалі за годинниковою стрілкою до радіуса ЗЦТ, проведеного від грифа поперечини до ЗЦТ. Строго кажучи, під дією відцентрових сил тіла гімнаста і його ваги поперечина згинається і центр обертання переміщується. Якщо враховувати це переміщення, то розрахунок ускладнюється, але зазвичай їм нехтують. Виміряні кутові положення (φ) заносять у вертикальну колонку.

2. Кутова швидкість - це міра швидкості зміни кутового положення всього тіла в просторі з плином часу. Її вимірюють відношенням кутового переміщення ($\Delta\varphi$) до витраченому часу. Розрахунок ведеться за способом перших різниць, описаному в лабораторній роботі № 2. З кутової координати 3-й пози (φ_3) віднімається кутова координата 1-й пози (φ^1). Отримана різниця $\varphi_3 - \varphi^1 = \Delta\varphi_2$ дорівнює чисельнику формули кутової швидкості ($CB_2 = \Delta\varphi_2 / \Delta t$). Це шлях (у кутових одиницях), пройдений за два інтервали між кадрами. Ця різниця прямо пропорційна швидкості. В нашому прикладі при частоті зйомки 12 кадрів на секунду два інтервали дорівнюють 1/6 сек (розділивши відповідну $\Delta\varphi$ на 1/6 сек, отримаємо кутову швидкість в градусах за 1 сек).

3. Кутове прискорення - це міра швидкості зміни кутової швидкості з плином часу. Вона вимірюється ставленням приросту кутовий швидкості (позитивного чи негативного) до часу, витраченому на це прирощення. Розрахунок кутових прискорень ведеться за способом других різностей. З першої різниці 4-й пози віднімається перша різниця 2-й пози. Отримана друга різницю ($\Delta\varphi_4 - \Delta\varphi_2 = \Delta^2\varphi_3$) становить чисельник формули кутового прискорення. Вона прямо пропорційна прискоренню.

Розрахунок різниць ведеться через два інтервали і, середнє прискорення відноситься до проміжної точки.

З а в д а н н я:

1. Перенести на аркуш паперу з кінограми положення ЗЦТ (25 точок), осі поперечини і вертикалі (через стійку поперечини). Можна використати копірку, перемалювати на віконному склі (на просвіт), або проколоти голкою кожену точку. Проставити номери точок відповідних ЗЦТ, провести вертикаль.

2. Провести радіуси ЗЦТ від центру обертання до кожної точки, відповідної ЗЦТ. З'єднати всі ці точки, отримуючи тим самим траєкторію руху ЗЦТ. Провести коло радіусом ЗЦТ пози в природно випрямленому положенні ЗЦТ (поза № 7).

3. Заготовити таблицю для запису кутових положень (φ), розрахунку кутових швидкостей ($\Delta\varphi$) і кутових прискорень ($\Delta^2\varphi$) (табл. 6).

4. Визначити кутові положення (вимірюючи від вертикалі по ходу руху) транспортиром і записати в таблицю (графу φ). Після 13-й пози транспортир перекласти по інший бік вертикалі і продовжувати відлік від 180 (до 360 °).

5. Розрахувати перші і другі різниці. Віднімаючи з кутовий координати 3-й пози кутову координату 1-й пози, отримати першу різниця, прямо пропорційну кутової швидкості в 2-й позі (записати у 2-й рядок 2-й колонки $\Delta\varphi$). Таким же способом визначити кутові прискорення (за другим різностям).

Лабораторна робота № 6.

Тема: Побудова колових графіків кутових швидкостей і прискорень.

Основні завдання:

1. Навчитися будувати кругові графіки кутових швидкостей і прискорень,
2. Вивчити взаємний зв'язок змін радіуса центру тяжіння, кутових швидкостей і прискорень.

Таблиця 6

Угловые координаты и их первые и вторые разности

Поза	φ	$\Delta'\varphi$	$\Delta''\varphi$	Поза	φ	$\Delta'\varphi$	$\Delta''\varphi$	Поза	φ	$\Delta'\varphi$	$\Delta''\varphi$
1	4	—	—	10	102	34	8	18	271	40	—7
2	10	13	—	11	120	40	12	19	291	35	—9
3	17	15	4	12	142	46	6	20	306	31	—7
4	25	17	4	13	166	46	—2	21	322	28	—9
5	34	19	5	14	188	44	—5	22	334	22	—9
6	44	22	7	15	210	41	—3	23	344	19	—9
7	56	26	8	16	229	41	1	24	353	13	—
8	70	30	6	17	251	42	—1	25	357	—	—
9	86	32	4								

Пояснення:

1. Зміни кутової швидкості тіла гімнаста і відповідні їм прискорення залежать від дії сили тяжіння (при русі вниз вона прискорює рух, при русі вгору вона його уповільнює), а також від зміни довжини радіуса ЗЦТ. Коли ЗЦТ наближається до поперечини, з'являється позитивне кутове прискорення і кутова швидкість збільшується; віддаляючи ЗЦТ від поперечини виробляє протилежну дію. Щоб простежити за впливом наближення ЗЦТ до центру обертання і віддалення від неї, з'єднати всі крапки, відповідні ЗЦТ, від № 1 до № 25 (включно, але не далі) суцільною лінією. Це траєкторія ЗЦТ.

2. Круговий графік кутових швидкостей зручно зобразити, відкладаючи величини кутової швидкості (перших різниць $\Delta'\varphi$) на радіусах ЗЦТ від осі поперечини. Поєднавши всі крапки на радіусах (від №2 до № 24). отримаємо графік кутової швидкості.

3. Круговий графік кутового прискорення зображують інакше, ніж графік кутової швидкості, так як швидкість має один знак (рух в одному напрямку), а у прискорення два знаки (позитивний - наростання швидкості і негативний - зменшення швидкості). За нульовий рівень приймемо коло довільного радіуса (центр її - вісь поперечини). Позитивні прискорення будемо відкладати по радіусах відповідних точок до центру від кола (від нуля), а негативні - від

центру.

З а в д а н н я:

1. Намалювати кругові графіки кутових швидкостей і прискорень. Відкласти на радіусах ЗЦТ (починаючи з 2-ої пози) величину кутової швидкості в довільному масштабі (наприклад, 10° першій різниці, що дорівнює 10 мм). З'єднати отримані точки лініями. Відкласти на радіусах ЗЦТ (починаючи з 3-й пози) від окружності довільного радіуса позитивні прискорення до центру, негативні - від центру (масштаб: 10 мм відповідає 10° другій різниці). З'єднати точки лініями (див. рис. 88). Звернути увагу на те, що криві не замкнуті, оскільки немає даних для першої та останньої пози за швидкостями, для двох з початку і двох з кінця для прискорюваних. Відзначити, що це графіки розглянутих характеристик по шляху, а не за часом.

2. Проаналізувати залежності руху від дії сили тяжіння і наближення тіла до осі поперечини. Помітити, де відбувається віддалення ЗЦТ від поперечини і його наближення до неї, які пов'язані з цим зміни прискорення і швидкості.

Лабораторна робота № 7.

Тема: Побудова лінійної хронограми.

О с н о в н і з а в д а н н я:

1. Навчитися визначати моменти зміни руху, фази і періоди.
2. Навчитися креслити лінійні хронограми.

П о я с н е н н я:

1. Хронограма – це діаграма (креслення) тимчасових співвідношень. На осі часу відкладаються відрізки, відповідні тривалості частин (фаз) руху. Фаза починається і закінчується в моменти зміни руху (наприклад, закінчення польоту і початок опорного положення, закінчення опори і початок польоту). Момент зміни руху служить кордоном між двома сусідніми фазами.

2. По хронограмі можна визначити послідовність фаз, їх котрі тривалість і співвідношення їх тривалостей (ритм руху).

З а в д а н н я:

1. Визначити граничні моменти фаз. Розглядаючи кінограму (мал. 89), звернути увагу на межі між фазами польоту і опори (приземлення - пози № 5, 13, 22, 55 і відрив від опори - пози № 1, 9, 18, 24), між зльотом в польоті і зниженням до опори (пози № 3, 38). В опорі по руху ЗЦТ помітна амортизація і відштовхування в третьому опорному положенні (на руках): від пози № 13 до № 15 - амортизація, від № 15 до № 18 - відштовхування. У другому і четвертому опорних положеннях амортизація по руху ЗЦТ непомітна (компенсується махом руками вгору), але видно по згинанню ніг (від пози № 5 до № 7, від пози № 22 до № 23).

Накресливши таблицю, вписати у відповідну графу позначення моменту і номер кадру. Позначити момент краще не як початок або кінець якої фази (наприклад, кінець амортизації), а по певних признаках (що відбувається в цей момент).

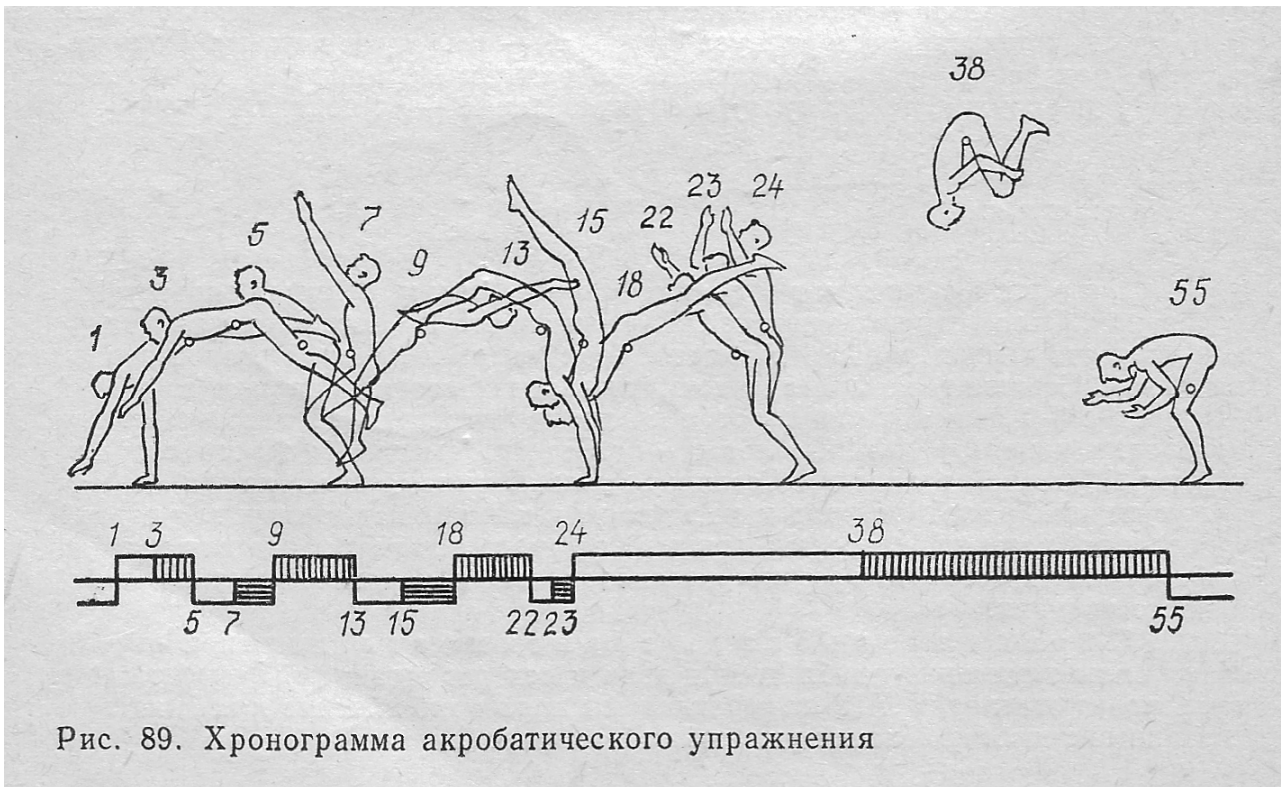


Рис. 89. Хронограмма акробатического упражнения

2. Визначити зміст і тривалість фаз. За записаними у таблицю моментам визначити зміст фаз, обмежених моментами, і записати в таблицю. Відзначити, які номери кадрів обмежують кожну фазу. Помітити, як побудована таблиця (зміщення строчок фаз відносно строчок моментів), що полегшує визначення кордонів фази. В останню графу вписати тривалість фаз - за кількістю інтервалів між кадрами. Частота зйомки - 24 кадру в секунду.

3. Накреслити лінійну хронограму. Провести вісь часу, встановити масштаб зображення і нанести його (у вигляді N кадрів) на вісь часу. Провести вісь хронограми (рис. 89). Відкласти на ній моменти зміни рухів (за таблицею) і надписати (зверху) назви моментів.

Відкласти фази (позначаючи їх прямокутниками): опорні - нижче осі хронограми, безопорні - вище осі. Надписати (знизу) назви фаз. Зобразити нижче хронограми схему поділу вправи на періоди. Звернути увагу на співвідношення тривалості опори і польоту (тривала опора і короткий політ в перших відштовхуваннях і зворотне співвідношення в останньому відштовхуванні). Простежити співвідношення тривалостей (ритм) амортизації та відштовхувань руками і ногами.

Лабораторна робота № 8.

Тема: Визначення положення загального центру тяжіння тіла графічним способом (складанням сил ваги)

Основні завдання:

1. Навчитися визначати положення центрів тяжіння ланок (ЦТ).
2. Навчитися визначати положення загального центру тяжіння тіла (ЗЦТ).

Пояснення:

1. Центр тяжіння ланки – це уявна точка, до якої прикладена рівнодіюча сил тяжіння всіх частинок ланки. Дослідним шляхом (О. Фішер, Н. А. Бернштейн) були визначені середні дані про вагу ланок тіла і про положення їх центрів тяжіння. Якщо прийняти вагу тіла за 100%, то вага кожної ланки може бути виражена у відносних одиницях (у %). При виконанні розрахунків не обов'язково знати абсолютну вагу (в кг) ні всього тіла, ні кожної ланки. Центри ваги ланок визначені або по анатомічним орієнтирам (голова, кисть), або за відносною відстанню ЦВ від проксимального суглоба (радіус центра ваги - частина всієї довжини ланки кінцівок), або по пропорції (тулуб, стопа).

Таблиця 7

Относительные веса и расположение центров тяжести звеньев тела

Название звена	Относительный вес (P) в %	Расположение ЦТ звена
Голова	7	Над верхним краем наружного слухового отверстия
Туловище	43	На линии между серединами осей плечевых и тазобедренных суставов на расстоянии 0,44 от плечевой оси
Плечо	3	0,47
Предплечье	2	0,42
Кисть	1	Пястнофаланговый сустав 3-го пальца
Бедро	12	0,44
Голень	5	0,42
Стопа	2	На линии между пяточным бугром и 2-м пальцем на расстоянии 0,44 от пятки

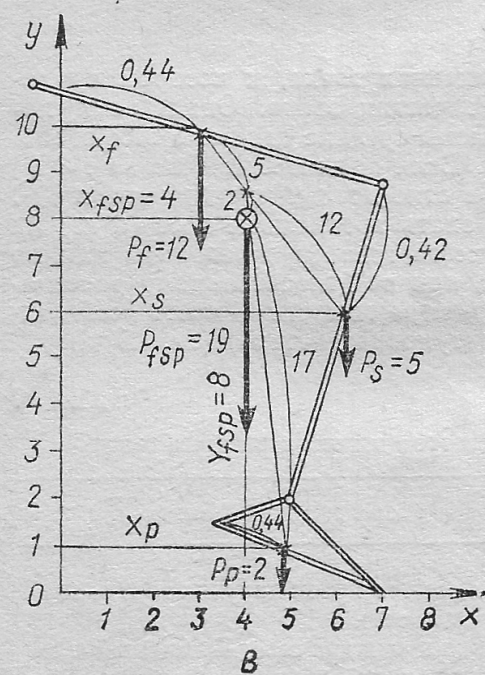
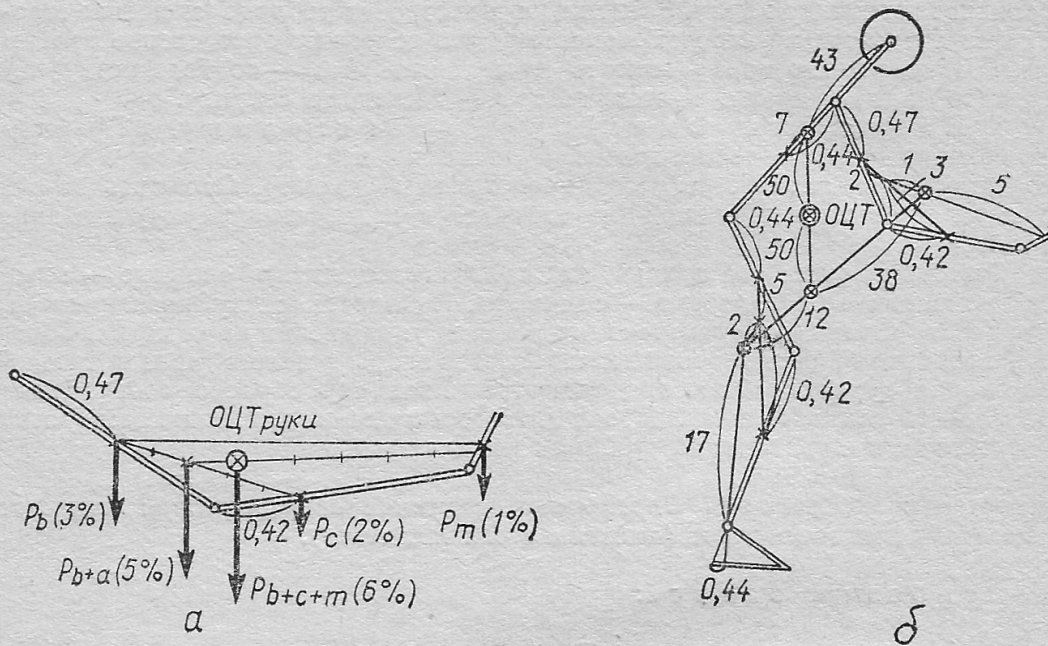


Рис. 90. Определение ОЦТ графически (а — звеньев руки; б — всего тела) и аналитически (в — звеньев ноги)

2. Для определения равнодействующей двух параллельных сил соединяют прямой линией точки их приложения. При сложении сил тяжести двух звеньев эта линия соединяет их ЦТ. На этой линии располагается точка приложения суммы двух сил (равнодействующей), т. е. общий центр тяжести двух звеньев. Например, общий центр тяжести плеча и предплечья расположен на линии, соединяющей их ЦТ (рис. 90, а). Так как вес плеча составляет 3%, а предплечья — 2% веса тела, то эту линию следует разделить на $2 + 3 = 5$ частей. ЦТ двух звеньев расположен ближе к более тяжелому (соотношение отрезков линии 2 : 3, считая от плеча). Таким же способом нужно прибавить все силы тяжести остальных звеньев.

3. Положение ОЦТ и ЦТ звеньев важно определить при разборе условий равновесия в статическом положении. Изменением траектории движения центра тяжести определить действие внешних сил, приложенных в целом или внешних относительно соответствующего звена.

З а в д а н н я:

1. Визначити положення ЦВ ланок тіла. На фотографії пози людини, користуючись анатомічними даними, помітити положення проєкцій осей суглобів. Поміряв довжину кожної довгої ланки, помножити її на відповідне

відносному значення радіуса ЦВ. Користуючись цими даними і анатомічними орієнтирами, проставити ЦВ всіх ланок.

2. Знайти рівнодіючу всіх сил ваги. Зручно знайти спочатку ЦВ сил ваги плеча та передпліччя (вектори сил ваги малювати не потрібно, слід тільки пам'ятати відносні ваги ланок); далі, додавши вагу кисті, знайти ЗЦТ всієї руки. Так само послідовно підсумовувати ваги ланок ноги. Якщо положення симетричне, то, значить, ЦВ обох рук розташовані однаково, так само як і обох ніг. Визначаючи ЗЦТ всіх кінцівок, це можна ще не враховувати, але, додаючи до їх ваги вагу тулуба або голови, не можна забувати подвоїти вага кінцівок. Визначаючи положення ЦВ тулуба (якщо він зігнутий або розігнутий), правильно його положення наносити не на вигнутій поздовжньої осі, а на прямій лінії, що з'єднує плечовий і тазостегновий суглоби. Однак і тут буде допущена похибка, тому розрахункові способи визначення положень ЗЦТ менш точні, ніж експериментальні (зрівноважуванням).

3. Визначивши положення ЗЦТ голови і тулуба (50% ваги тіла), а також всіх кінцівок (інша половина ваги), названі дві точки з'єднують відрізком, який ділять навпіл. У цій точці і розташований ЗЦТ тіла (мал. 90, б).

Лабораторна робота № 9.

Тема: Визначення положення загального центру тяжіння тіла аналітичним способом (складанням моментів сил тяжіння по теоремі Варіньона).

Основне завдання - навчитися визначати положення ЗЦТ складанням моментів сил ваги.

Пояснення:

1. Спосіб складання моментів сил ваги заснований на теоремі Варіньона: «Сума моментів сил щодо будь-якого центру дорівнює моменту суми цих сил (їх рівнодіюча) щодо того ж центру». Розглянемо для прикладу додавання моментів сил ваги трьох ланок Іогі (мал. 90, в). Визначимо спочатку положення ЦТ всіх трьох ланок (див. лабораторну роботу № 4). Виберемо довільно центр, щодо якого будемо визна-делять моменти сил тяжкості. Цю точку O можна поставити де завгодно, але зручніше її помістити внизу зліва від креслення, щоб всі моменти (x і y) були позитивні. Проведемо з цієї точки дві взаємно перпендикулярні осі Ox і Oy . Зауважимо, що їх напрямок щодо пози тіла не має ніякого значення. Фотознімок пози відносно цих осей можна розмістити в будь-якому нахилі. Це не вплине на становище ЗЦТ.

Далі вибирають любий масштаб, бажано (але не обов'язково) однаковий для обох осей. На кресленні для наочності позначимо координати центрів тяжіння ланок (x^f, x^s, x^p і y^f, y^s, y^p) і сили тяжіння в відносних одиницях (P^f, P^s, P^p). Момент сили тяжіння стегна щодо центру Про по осі x дорівнює добутку ваги стегна (P^s) на відстань його ЦВ від осі x : (координата x^s). Так само визначимо моменти сил тяжкості гомілки і стопи. Тепер запишемо суму цих моментів сил по теоремі Варіньона :

$$P_f x_f + P_s x_s + P_p x_p = P_{fsp} x_{fsp}$$

У лівій частині рівняння сума моментів сил ваги всіх ланок ноги відносно центру O по осі x , а в правій - момент їх рівнодіючий силі(P) З усіх величин рівняння невідома лише координата

x^p \ це координата л; точки прикладання сили P / яр! тобто ЗЦТ всій нозі, а її-то ми і шукаємо. Вона дорівнює:

$$x_{fsp} = \frac{P_f x_f + P_s x_s + P_p x_p}{P_{fsp}} = \frac{\sum P x}{P_{fsp}}$$

Так сумі моментів сил ваги, поділеної на вагу всієї ноги. Таким же засобом підставляючи до рівняння замість координат x ЦВ ланок їх координату y , знаходимо координату y ЗЦТ ноги. Координати x і y визначають положення всієї ноги. Таким же способом визначають і ЗЦТ тіла.

Для зручності розрахунку складається таблиця запису, за допомогою якої зручно перевіряти зроблену роботу. В цієї таблиці стільки строк скільки ланок тіла. При симетричному положенні можливо не перевіряти записи даних однаково розташованих ланок, а помножити їх моменти на два. Якщо відносну вагу виражати не в відсотках, а в сотих долях одиниці, то після складання моментів сил ділити їх на вагу не потрібно. Сума моментів чисельно дорівнює відповідній координаті ЗЦТ. Як вже відмічалось вище, рахувати абсолютну вагу кожної ланки, помножив відносну вагу на абсолютну, немає сенсу. Це зайва арифметична дія. В наступній дії суму моментів прийдеться знову ділити на ту ж абсолютну вагу.

З а в д а н н я:

1. Помітити на фотознімку положення проекцій осей суглобів і знайти положення ЦВ ланок.
2. Провести осі координат (з вільного центра) зчитати координати ЦВ ланок і записати їх в таблицю.
3. Підрахувати моменти сил ваги кожної ланки, записав у таблицю відносну вагу ланок (у відсотках чи долях одиниці) відносно обраного центра (початок координат)
4. Скласти моменти сил ваги (роздільно по осі x і y) і поділити їх на відносну вагу тіла (у тих же одиницях)
5. Нанести положення ЗЦТ по знайденим координатам відносно початку координат.

Лабораторна робота № 10

Тема: Визначення моменту інерції тіла людини (по методу В.А.Петрова).

Основне завдання - навчитися приблизно розраховувати моменти інерції тіла.

Пояснення:

1. Розрахунок моменту інерції тіла (по таблиці В.А.Петрова) заснований на прирівнюванні ланок тіла людини до тонких однорідних брусків однакового січення. Для моделі стандартної людини (вага=70 кг, зріст(L)=1,70 м) момент інерції відносно осі, проходятьч

через его середину: $I_c = \frac{ml^2}{12}$, и относительно оси, проходящей через конец: $I_k = \frac{ml^2}{3}$ (рис. 91). Если ось вращения ($a - a$) отстоит на L от какой-либо третьей оси $z - z$ (параллельной первой оси), проходящей через середину, и параллельна ей, то момент инерции можно рассчитывать по формуле $I_k = I_c + mL^2$.

2. Для такого приближенного расчета применяют расчетную таблицу (см. табл. 9)¹.

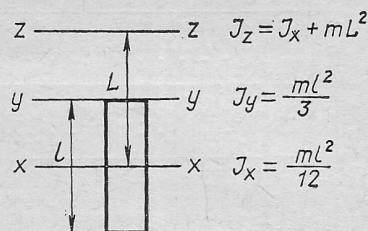


Рис. 91. Моменты инерции тела относительно параллельных осей

Таблица 9

Расчет момента инерции тела (по формуле $I = mk$)

№ п/п	Часть тела	Масса ($\frac{\text{кг} \cdot \text{сек}^2}{\text{м}}$)	Длина (l) части тела	r	K	Момент инерции ($\text{кг} \cdot \text{м} \cdot \text{сек}^2$)
1	Голова	0,49				
2	Туловище	3,30				
3	Бедро правое	0,87				
4	Бедро левое	0,87				
5	Голень—стопа пра- вая	0,43				
6	Голень — стопа ле- вая	0,43				
7	Вся нога правая . . .	1,30				
8	Вся нога левая . . .	1,30				
9	Рука правая	0,37				
10	Рука левая	0,37				
	Все тело					

Примечание. При положении тела с согнутыми ногами в расчетной таблице заполняют строки 3—6, при выпрямленных ногах — строки 7—8.

В колонку 4 записывают длину звена (в м), в колонку 5— расстояние центра (середина) звена (r) от оси вращения (в м). В колонку 6 записывают значение коэффициента K из таблицы 10, где слева записаны расстояния r, а вверху — длина звеньев l. Например, коэффициент K для расстояния r = 0,80 м и l = 0,60 м равен 0,670.

¹ Таблица В. А. Петрова составлена в так называемой технической системе единиц МКГСС, где единица силы — кгГ, а единица массы — $\frac{\text{кг} \cdot \text{сек}^2}{\text{м}}$.

Таблица расчетных коэффициентов K (для расчета момента инерции по формуле $I = \pi K r^4$)

Метры	Длина звена (l)															
	0	0,3	0,35	0,40	0,45	0,50	0,55	0,60	0,65	0,70	0,75	0,80	0,90	1,00	1,10	1,20
0,0	0,00	0,008	0,010	0,013	0,017	0,020	0,025	0,030	0,035	0,041	0,047	0,053	0,068	0,083	0,101	0,120
0,1	0,01	0,018	0,020	0,023	0,037	0,031	0,035	0,040	0,045	0,051	0,057	0,063	0,078	0,093	0,101	0,130
0,15	0,02	0,031	0,033	0,036	0,040	0,044	0,048	0,053	0,058	0,064	0,070	0,076	0,091	0,106	0,124	0,143
0,20	0,04	0,048	0,050	0,053	0,057	0,061	0,065	0,070	0,075	0,081	0,087	0,093	0,108	0,123	0,141	0,160
0,25	0,06	0,068	0,070	0,073	0,077	0,081	0,085	0,090	0,095	0,101	0,107	0,113	0,128	0,143	0,161	0,180
0,30	0,09	0,098	0,100	0,103	0,107	0,111	0,115	0,120	0,125	0,131	0,137	0,143	0,158	0,173	0,191	0,210
0,35	0,12	0,128	0,130	0,133	0,137	0,141	0,145	0,150	0,155	0,161	0,167	0,173	0,188	0,203	0,221	0,240
0,40	0,16	0,168	0,170	0,173	0,177	0,181	0,185	0,190	0,195	0,201	0,207	0,213	0,228	0,243	0,261	0,280
0,45	0,20	0,208	0,210	0,213	0,217	0,221	0,225	0,230	0,235	0,241	0,247	0,253	0,268	0,283	0,301	0,320
0,50	0,25	0,258	0,260	0,263	0,267	0,271	0,275	0,280	0,285	0,291	0,297	0,303	0,318	0,333	0,351	0,370
0,55	0,30	0,308	0,310	0,313	0,317	0,321	0,325	0,330	0,335	0,341	0,347	0,353	0,368	0,383	0,401	0,420
0,60	0,36	0,368	0,370	0,373	0,377	0,381	0,385	0,390	0,395	0,401	0,407	0,413	0,428	0,443	0,461	0,480
0,65	0,42	0,428	0,430	0,433	0,437	0,441	0,445	0,450	0,455	0,461	0,467	0,473	0,488	0,502	0,521	0,540
0,70	0,49	0,498	0,500	0,503	0,507	0,511	0,515	0,520	0,525	0,531	0,537	0,543	0,558	0,563	0,591	0,610
0,75	0,56	0,568	0,570	0,573	0,577	0,581	0,585	0,590	0,595	0,601	0,607	0,613	0,628	0,643	0,661	0,680
0,80	0,64	0,648	0,650	0,653	0,657	0,661	0,665	0,670	0,675	0,681	0,687	0,693	0,708	0,723	0,741	0,760
0,85	0,72	0,728	0,730	0,733	0,737	0,741	0,745	0,750	0,755	0,761	0,767	0,773	0,788	0,803	0,821	0,840
0,90	0,81	0,818	0,820	0,823	0,827	0,831	0,835	0,840	0,845	0,851	0,857	0,863	0,878	0,893	0,911	0,930
0,95	0,90	0,908	0,910	0,913	0,917	0,921	0,925	0,930	0,935	0,941	0,947	0,953	0,968	0,983	0,001	1,020
1,00	1,00	1,008	1,010	1,013	1,017	1,021	1,025	1,030	1,035	0,041	1,047	1,053	1,068	1,083	1,101	1,120
1,10	1,21	1,218	1,220	1,223	1,227	1,231	1,235	1,240	1,245	0,251	1,257	1,263	1,278	1,293	1,311	1,330
1,20	1,44	1,448	1,450	1,453	1,457	1,461	1,465	1,470	1,475	0,481	1,487	1,493	1,508	1,523	1,541	1,560
1,30	1,69	1,698	1,700	1,703	1,707	1,711	1,715	1,720	1,725	0,731	1,737	1,743	1,758	1,773	1,791	1,810
1,40	1,96	1,968	1,970	1,973	1,977	1,981	1,985	1,990	1,995	0,001	2,007	2,013	2,028	2,043	2,061	2,080
1,50	2,25	2,258	2,260	2,263	2,267	2,270	2,275	2,280	2,285	2,291	2,297	2,303	2,318	2,333	2,351	2,370
1,60	2,56	2,568	2,570	2,573	2,577	2,581	2,585	2,590	2,595	2,601	2,607	2,613	2,628	2,643	2,661	2,680
1,70	2,89	2,898	2,900	2,903	2,907	2,911	2,915	2,920	2,925	2,931	2,937	2,943	2,958	2,973	2,991	3,010
1,80	3,24	3,248	3,250	3,253	3,257	3,261	3,265	3,270	3,275	3,281	3,287	3,293	3,308	3,323	3,341	3,360
1,90	3,61	3,618	3,620	3,623	3,627	3,631	3,635	3,640	3,645	3,651	3,657	3,663	3,678	3,693	3,711	3,720
2,00	4,00	4,008	4,010	4,013	4,017	4,021	4,025	4,030	4,035	4,041	4,047	4,053	4,068	4,083	4,101	4,120

Расстояние от оси вращения до центра звена (r)

Визначивши на промірі в масштабі дійсну довжину ланок (L) їх центри, а також відстань від цих центрів до осі обертання (r) по таблиці розрахункових коефіцієнтів (див.табл. 10 визначають моменти інерції ланок (колонка 7, табл. 9)

З а в д а н н я:

1. Побудувати розрахункову таблицю для визначення моменту інерції тіла.
2. На промірі змірити і перерахувати згідно масштабу дійсну довжину ланок тіла.
3. Визначити (по радіусам центра ваги) положення центрів тяжіння кожної ланки, змірити їх відстань (r) до осі обертання і перерахувати згідно масштабу в дійсну довжину Записати отримані дані в колонку 5 розрахункової таблиці.
4. Знайти по даним (L) і (r) для кожної ланки в таблиці коефіцієнтів величини і записати в колонку 6 розрахункової таблиці.
5. Помножив масу m на коефіцієнт K , визначити момент інерції кожної ланки і записати його значення в колонку 7 розрахункової таблиці.
6. Додав моменти інерції усіх ланок, записати в розрахункової таблиці момент інерції всього тіла у строку 11 колонки 7.

Лабораторна робота № 11.

Тема: Методика роботи в програмі VIRTUAL DUB.

О с н о в н і з а в д а н н я:

1. Засвоїти навички роботи в програмі VIRTUAL DUB.
2. Методика побудови відеограми стрибка в довжину з розбігу в програмі Excel.

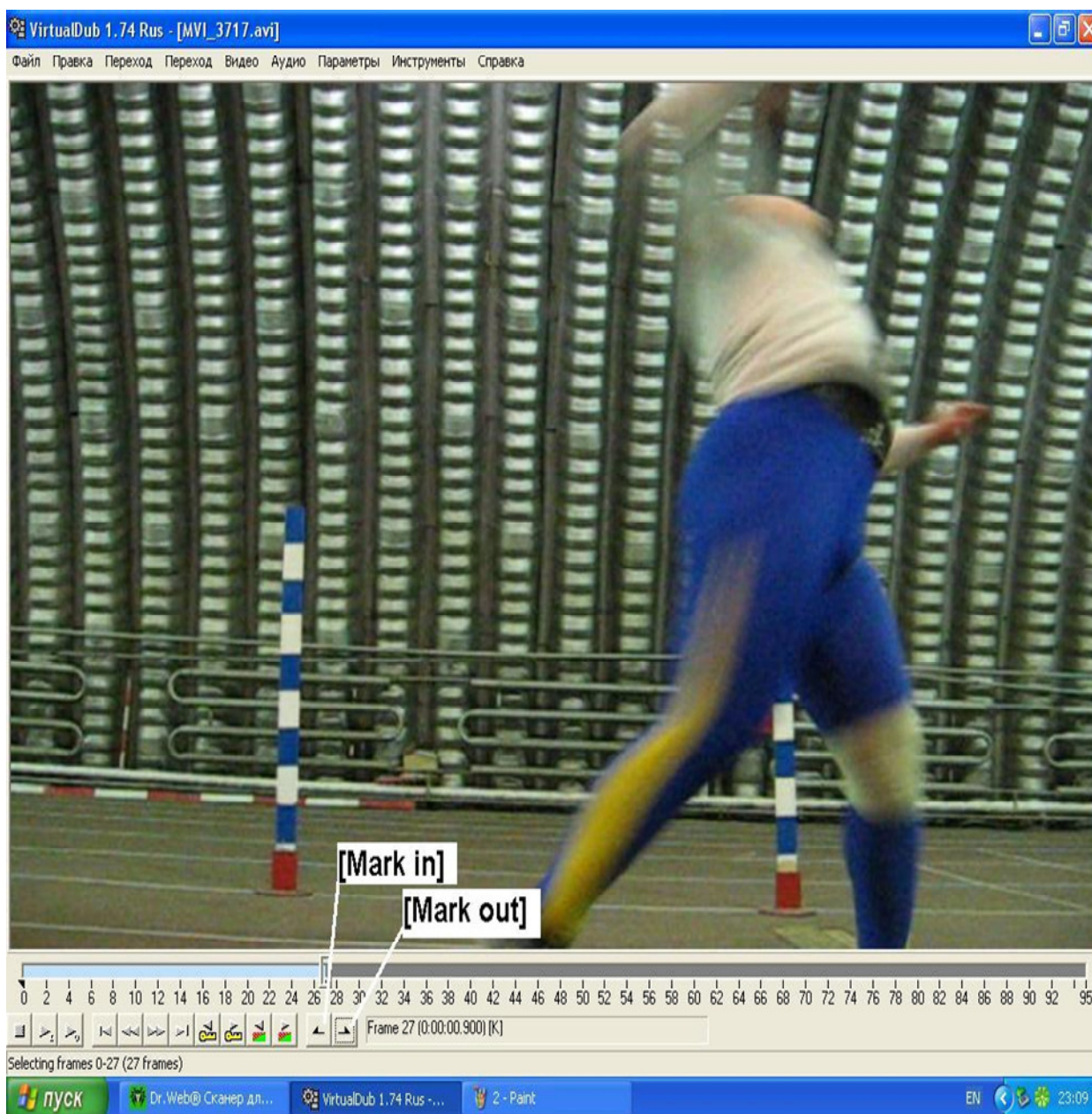
П о я с н е н н я:

1. Виконати відео зйомку веслування в академічному човні.
2. Виділити у файл потрібні кадри для аналізу.
3. Провести фазовий аналіз техніки академічного веслування на комп'ютері
4. Для проведення біомеханічного аналізу просторово-часових характеристик використовувалася програма Virtual Dub. За допомогою клавіш [Mark in] і [Mark out] виділяємо ділянки відео, які необхідно видалити, тиснемо клавішу «Delete» і вибираємо потрібний нам ділянку відео файлу. У рядку Frame вказується час відео. При помічник клавіші «Вправо» і «Вліво» вибираємо потрібні нам кадри і визначаємо їх тимчасові параметри і переносимо в окремий файл. Мал 12.

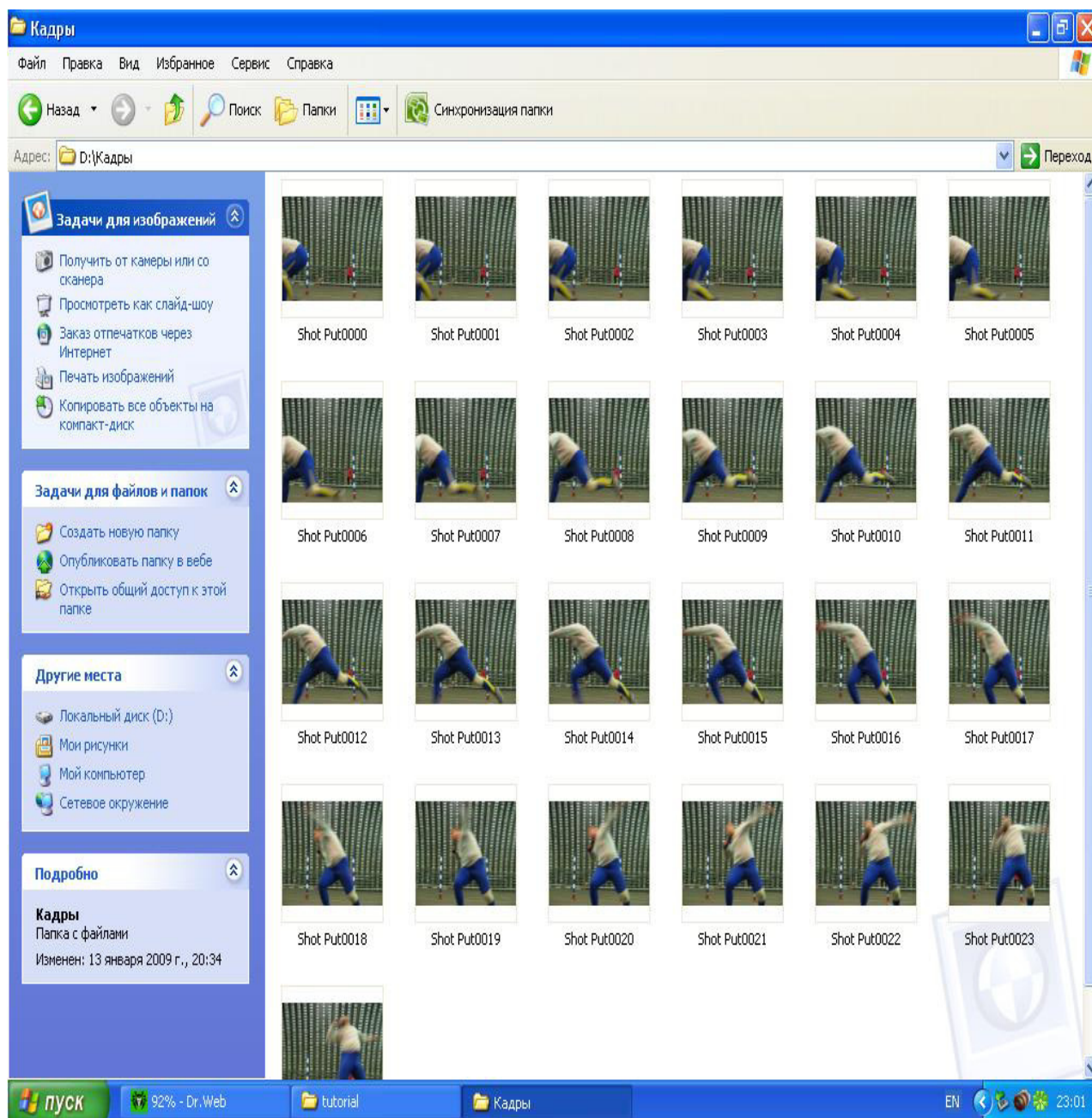
Вмикаємо комп'ютер;

2. Запускаємо програму Microsoft Excel: Пуск>Всі програми> Microsoft Office> Microsoft Office Excel;

Мал. №1. Для проведения біомеханічного аналізу просторово-часових характеристик використовуємо програму VIRTUAL DUB.



Мал. №2. Вибір потрібних кадрів для аналізу техніки



Вибираємо потрібні кадри і поміщаємо в файл. Друкуємо їх на принтері. За допомогою логограми знімаємо координати частин тіла потрібних для аналізу техніки.

Вводимо їх в таблицю координат. З таблиці вносимо координати в програму Excel і роздруковуємо на принтері.

Лабораторна робота № 12

Тема: Побудова відеоциклограми (ВЦГ) по координатах

Основні задачі:

1. Навчитися складати таблицю координат в комп'ютері.
- 2.. Навчитися по координатах знаходити положення точок тіла і креслити схематичні пози людини на комп'ютері.

Пояснення:

1. Відеоциклограма (ВЦГ) - рис.1 - просторово - тимчасова діаграма рухів. Вона показує, де розташовуються

2. точки тіла в просторі і як вони змінюють своє положення через певні інтервали часу.

3. Відеоциклограму будують по кадрах кіноплівки або фотовідеозйомки з них двома способами:

а) проекцією на координатну сітку (з відеокамери), при цьому мінімум два орієнтири на кожному кадрі (або знімку) повинні поєднатися з їх зображенням на координатній сітці.

б) по координатах кожної крапки (відносно вибраного початку координат) на кожному кадрі або знімку (координати; спочатку прочитуються по кожному знімку і ЗАПИСУЮТЬСЯ в таблицю координат), в обох способах заздалегідь вибирають масштаб зображення (звичайно 1:10 йди 1:20). Див. таблицю координат таблиця №1

3. По отриманій на координатній сітці ВЦГ (способом проекції) прочитують координати крапок і записують їх в таблицю координат. В обох випадках в результаті вийдуть ВЦГ і таблиця координат, по яких ведуть подальшу обробку.

Таблиця координат Масштаб 1:10(в 1см 10см) Масштаб різниць 1:20

(в 1см

З а в д а н н я:

Скласти таблицю координат: рівною числу кадрів (в нашому прикладі 10 позицій)

В представленій на малюнку таблиці координат дані раніше визначені по фотокадрах координати SX і SY для наступні 8 точок тіла:

Ge - центр тяжкості голови, в-плечовий, а-ліктьовий, m-променезап'ястний, f – тазостегновий, S – колінний суглоб, p- гомілковостопний суглоби і d-кінчик стопи. Кожна координата - це відповідне відстань від даної крапки до осі x або осі y.

таблицю координат. В обох випадках в результаті вийдуть ВЦГ і таблиця

координат, по яких ведуть подальшу обробку.

S _x	G ₂	b	a	m	f	s	p	d	S _y	G _e	b	a	m	f	S	p	d
1	9	15	6	30	6	10	-9	3	1	145	125	100	89	68	28	0	-8
2	33	48	46	71	35	23	+5	4	2	146	129	105	100	70	33	8	-7
3	68	79	81	105	65	50	19	17	3	148	132	108	105	73	36	20	+4
4	99	108	108	131	98	88	53	45	4	149	131	106	98	72	34	32	19
5	129	136	130	151	130	133	94	89	5	146	127	102	88	69	32	36	24
6	159	163	151	167	161	182	150	147	6	143	126	102	81	70	41	30	15
7	190	189	173	186	192	222	204	211	7	142	128	106	83	75	53	23	9
8	221	217	199	210	222	251	256	269	8	143	131	111	87	77	53	18	10
9	252	248	230	242	250	276	286	301	9	144	131	112	88	75	44	11	4
10	282	279	266	281	278	298	296	307	10	142	128	107	85	72	36	1	-7

Таблиця координат Масштаб 1:10(в 1см 10см) Масштаб різниць 1:20 (в 1см)

З а в д а н н я:

Скласти таблицю координат: рівною числу кадрів (в нашому прикладі 10 позицій)

В представленій на малюнку таблиці координат дані раніше визначені по фотокадрах координати SX і SY для наступні 8 точок тіла:

Ge - центр тяжкості голови, в-плечовой, а-локтевой,м- лучезап'ястный, f – тазостегновий, S – колінний суглоб,р- гомілковостопний суглоби і d-кончик стопи. Кожна координата - це відповідне відстань від даної крапки до осі x або осі y.

2. Побудувати сітку координат.

1. Заходимо в Пуск>Програми>Microsoft Excel.

2. Вводимо значення частин тіла в осередки в перший рядок значення x, в другу значення y.

Позначення і координати А- голова- G (9:145); В- плечовий суглоб В(15:125); С- ліктьовий суглоб А(6:100);

Д-лучезап'ястний суглоб м(30:89); Е- тазостегновий суглоб F(6:68); F- колінний суглоб S(10:28);

Г-гомілковостопний суглоб Р(-9:0); Н -кінчик стопи D(3;-8).

Microsoft Excel - Книга1

Файл Правка Вид Вставка Формат Сервис Данные Окно Справка

Arial Cyr 10

A1 9

	A	B	C	D	E	F	G	H	I
1	9	15	6	30	6	10	-9	3	
2	145	125	100	89	68	28	0	-8	
3									
4									
5									
6									
7									

Малюнок №2

На малюнку №2 зображені координати першого кадру для отримання 10 кадрів ми продовжуємо вводити в рядок таким же чином і решта координат.

3. Заповнили всю таблицю в осередки виділяємо всі значення, з верху 4 підпункт Вставка>Діаграма.

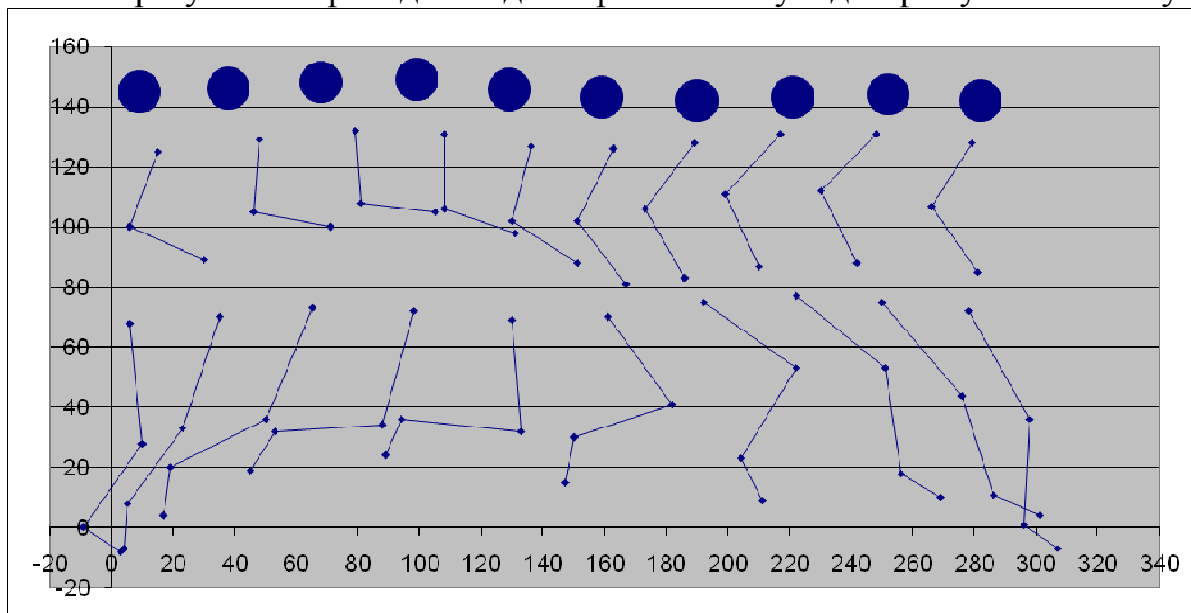
Тип діаграм: стандартные > Точечная > стандарт > далее > готово

Отримали графік на вісь X ми на водимо курсором подвійним натисненням на мишу отримаємо Формат осі>Шкала>максимальное значення 160 і мінімальний -20 основний розподіл 10.

Вісь Y таким же чином тільки максимальне значення 320 мінімальний -20 основний розподіл -30.

Ми отримали графік на якому зображені 10 кадрів.

В результаті проведених дій отримали таку відеограму техніки бігу



3. Самостійно побудувати на комп'ютері відеограму техніки бігу і провести її аналіз.

РОЗДІЛ IV. ПРАКТИЧНІ ЗАНЯТТЯ

Практичне заняття № 2.

Тема: «Методика розмітки поля для відео зйомки техніки фізичних вправ»

Завдання:

1. Виконати маркірування поля відеозйомки (мал. 1).
2. Особливості відео зйомки техніки фізичної вправи стрибка в довжину з місця.

Пояснення:

Наносимо розмітку поля відео зйомки. Встановити апаратуру для відео зйомки на відстані 5 метрів до об'єкта на висоті 1.50 м., під кутом 90 градусів.

Для кількісного біомеханічного аналізу сьогодні використовуються цифрові відеокамери. Комп'ютерна програма «Вертуал Дуб» дозволяє відтворювати по кадрове відео зображення в терміні часу, а також роздрукувати вибрані кадри і зчитувати координат точок біоланок об'єкта по виготовленій логограмі", а потім будувати відеограми в програмі «Ексель».

Для порівняльного аналізу в якості моделі опорно-рухового апарату людини використовується ретести, або моделі кваліфікованих спортсменів. Програмне забезпечення дозволяє розраховувати кінематичні характеристики.

Методика виконання відеозйомки показана на схемі. Виконання відеозйомки мал. 1.

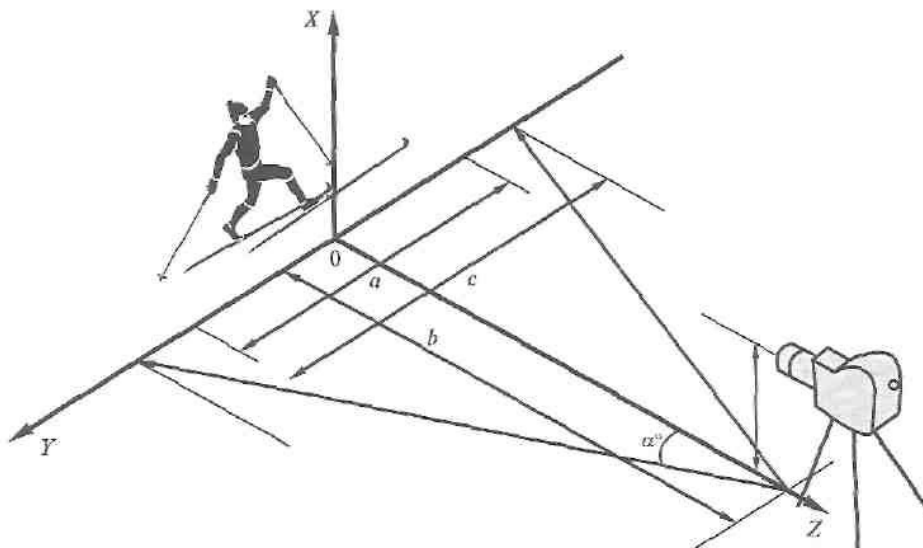


Рис. 5.18. Умови відеозйомки

Оволодіння методикою відео зйомки дозволяє зробити висновок, що безконтактні оптико-електронні методи відеокомп'ютерного аналізу мають найбільші перспективи щодо

- втілення у теорію та практику біомеханіки рухів людини;

- отримання об'єктивної кількісної інформації про рухову діяльність;
- ефективного управління руховою структурою складно координаційних вправ у спортсменів вищих розрядів;
- визначення нових педагогічних засобів в управлінні рухами.

Контрольні питання

1. Для чого будується біокінематична схема фізичної вправи?
2. Які основні вимоги методики побудови біокінематичної схеми за кінограмою?
3. Як визначити масштаб зображення?
4. Які помилки можливі при побудові біокінематичної схеми?
5. Яка послідовність роботи при складанні біокінематичної схеми за кіноплівкою, за кінограмою?
6. Що таке моменти часу, тривалість руху, темп та ритм руху?

Практичне заняття № 3.

Тема: «Методика маркерування тіла спортсмена і відеозйомка техніки фізичних вправ»

З а в д а н н я:

1. Розмітити поле відеозйомки для стрибка у довжину з місця.
2. Нанести маркери на об'єкт зйомки для визначення проекції суглобів.
3. Виконати відео зйомку техніки фізичної вправи стрибка в довжину з місця та внести її в комп'ютер.

П о я с н е н н я.

1. Закріпити маркери на місцях з'єднань кінематичних пар руки та ноги, для визначення проекцій суглобів.
2. Встановити відео камеру на штатив і приладнати для відео зйомки (мал.2)
3. Виконати відео зйомку техніки стрибка у довжину з місця.
4. Перенести матеріал зйомки у комп'ютер і переглянути результати відео зйомки.

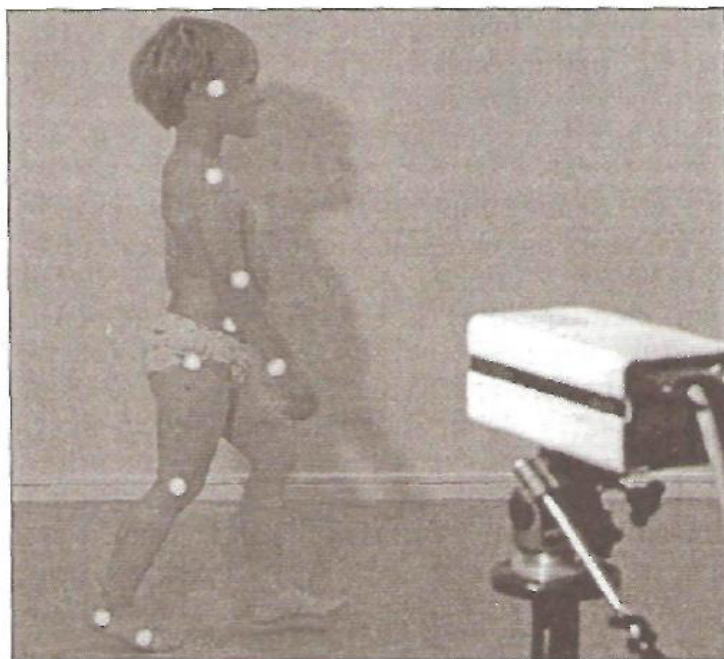


Рис. 5.16. Загальний вигляд досліджуваного зі спеціальними світловідбивачами-маркерами, закріпленими на суглобах тіла

Мал. 2

Наносимо маркери частин тіла мал.2 по яким фіксуємо траєкторії переміщення біолонок за допомогою спеціальних світловідбивачів-маркерів, або світлодіодів закріплених на суглобах людини, це дозволяє відстежувати переміщення біолонок тіла людини в одно площинній дії,

Для кількісного біомеханічного аналізу сьогодні використовуються цифрові відео камери. В подальшому комп'ютерна програма «Вертуал Дуб» дозволяє відтворювати покадрове відео зображення в терміні часу, а також

роздрукувати вибрані кадри і зчитувати координат точок біоланок об'єкта по виготовленій логограмі ", а потім будувати відеограми в програмі «Ексель».

Для порівняльного аналізу в якості моделі опорно-рухового апарату людини використовується ретести, або моделі кваліфікованих спортсменів. Програмне забезпечення дозволяє розраховувати кінематичні характеристики.



Мал 3. Відео стрибка у довжину з місця.

Контрольні питання

1. Що таке моменти часу, тривалість руху, темп та ритм руху?
2. Що таке хронограма фізичної вправи?
3. Яка послідовність побудови лінійних та колових хронограм?
4. Яке значення має дослідження часових характеристик руху для вивчення спортивної техніки?
5. Що таке траєкторія, переміщення, шлях?
6. Для чого вивчаються траєкторії руху точок тіла спортсмена?

Практичне заняття № 4.

Тема. Дослідження взаємозв'язку морфо динамічних показників довжини ноги, результатів стрибка в довжину з місця і силою розгибачів колінного суглоба.

Завдання:

1. Виконати стрибок у довжину з місця і зафіксувати результати.
2. Провести морфо динамічні заміри довжини ноги.
3. Заміряти динамометром силу розгибачів колінного суглоба під кутом 95-105 градусів.
4. Провести кореляційний аналіз між результатами довжини стрибка, силою розгибачів колінного суглоба і довжиною ноги.

Пояснення:

Методика досліджень взаємозв'язку морфо-динамічних показників і результатів стрибка у довжину з місця. Визначалися антропометричні показники нижніх частин тіла вимірювалися. Довжина ніг, стегна, гомілки і кут колінного суглоба в момент часу початку відштовхування. Довжину ніг дізнаються, віднімаючи величину зростання сидячи з величини зростання стоячи. Для виміру довжини частин нижніх кінцівок використовувалася методика морфологічних антропометричних вимірювань [3]. При проведенні антропометричних вимірів виконувалися всі вимоги, які забезпечують не тільки точність результатів, а й можливість їх порівняння.

Довжина нижньої кінцівки вимірювалася довжиною від остисто-подвздошней передній - найбільш виступаючою вперед точкою верхньої передньої остисто клубової кістки до площі опори.

Довжина стегна вимірювалася - довжина нижньої кінцівки мінус висота над площею опори верхньої гомілкової точки, найвищої точки верхнього краю виростків великої гомілкової кістки..

Довжина стегна вимірювалася - довжина нижньої кінцівки мінус висота над площею опори верхньої гомілкової точки, найвищої точки верхнього краю виростків великої гомілкової кістки..

Довжина гомілки - різниця між висотою над площею опори верхньої гомілкової і нижньої гомілкової точок (проекційна відстань між цими точками).

Таблиця кореляційного зв'язку.

	Фамилия, Имя	Вес	Длина прыжка	Угол прыжка	Длина ног	Длина бедра	Длина голени	Сила ног	Угол бедра
1	Болотин	75	2,3	87	102	52	50	130	113
2	Дидур	80	2,88	75	112	54	57	260	111
3	Сосюкин	83	2,32	96	106	52	53	450	109
4	Скоморог	75	2,2	76	102	47	50	340	106
5	Вербицкий	70	2,19	81	94	46	44	250	101
6	Кирток	77	2,22	108	100	47	51	400	114
7	Мельник	58	2,07	118	100	47	48	150	110
8	Тюренков	79	2,2	120	109	53	57	420	114
9	Караповский	80	2,3	76	107	52	55	270	98
10	Булык	70	2,12	102	99	53	54	250	100
11	Трохимчук	63	2,25	102	107	49	50	260	108
12	Билоконь	85	2,5	101	105	49	55	450	117
13	Жосан	80	2,7	96	101	48	54	400	140
		75	2,32	95,23	103,38	48,8	49,9	310	103,92

0,56576 0,39594 0,49321 0,287786 0,530396 0,24213 0,55105

Практичне заняття № 5.

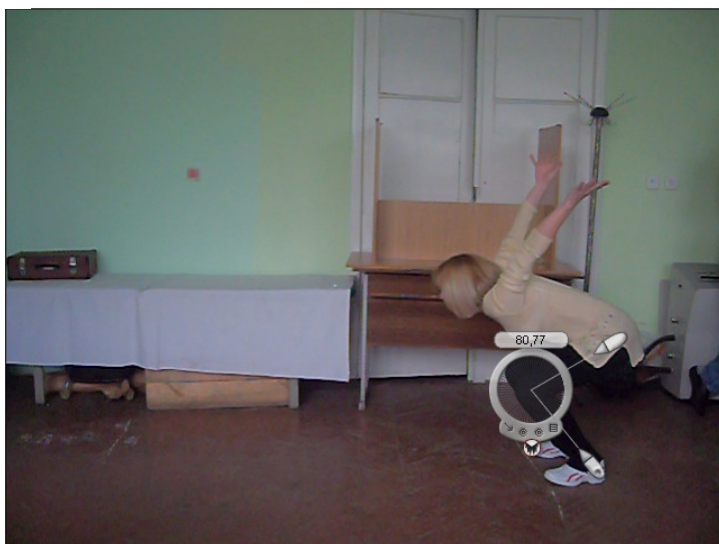
Тема. Визначення кута в колінному суглобі за допомогою комп'ютерної програми «Протрактор-4».

Завдання:

1. Заготовити таблицю для внесення вимірювань кутів у колінному суглобі на 4 кадрах відео циклограми техніки стрибка в довжину з місця.
2. Заміряти кут колінного суглоба в 4 кадрах у момент відштовхування за допомогою програми «Протрактор-4» і занести дані в таблицю.
3. Визначити на кадрах відео зйомки номер кадра і кут в колінному суглобі на початку відштовхування під час стрибків у довжину з місця.
4. Визначити момент часу відштовхування в стрибках в довжину з місця.

Пояснення:

Для безпосереднього вимірювання значень суглобових кутів застосовують прилади, котрі називаються гоніометри. Вони бувають двох типів — механічні та електромеханічні. Суглобовий кут у статичному положенні можна виміряти механічним гоніометром. Він складається з двох шарнірно з'єднаних планок, котрі закріплюються на сполучених ланках тіла (плече—передпліччя, стегно—гомілка), а вісь шарніра суміщають з віссю суглоба. Таким чином, кут, утворений двома планками, характеризує суглобовий кут. Щоб його виміряти, на одній з планок кріплять транспортер зі шкалою, а на другій — покажчик. Недоліком цього методу є те, що за його допомогою можна виміряти кути лише у статиці (визначається максимальна рухомість у суглобі). Для вимірювання кутів в суглобах ми пропонуємо використовувати комп'ютерну програму «Протрактор-4» яка дозволяє вимірювати кути при виконанні техніки фізичних вправ безпосередньо на комп'ютері. У програмі Protraktor-4 проводимо вимірювання кутів у суглобах, в нашому варіанті визначаємо кут колінного суглоба в момент часу початку відштовхування від опори і будуємо відеограму стрибка. Мал 3.(Відео 1.)



Відео 1.

Контрольні питання.

1. Від чого залежить ступінь стійкості тіла спортсмена?
2. Що називається площею опори тіла спортсмена?
3. Що таке кут стійкості тіла людини?
4. Що таке радіус стійкості?
5. Як визначити момент стійкості тіла людини?
6. Як визначити перекидний момент, що діє на тіло спортсмена?

Практичне заняття № 6.

Тема: «Методика зчитування координат частин тіла, побудова

	G	b1	a1	m1	r1	b2	a2	m2	r2	F1	S1	P1	d1	F2	S2	P2	d2
X	45	54	55	44	31	43	33	25	16	55	31	19	2	45	25	14	3
Y	60	47	42	32	30	47	42	38	37	18	20	1	4	26	29	7	5
X	110	113	95	82	72	111	96	84	75	128	108	87	71	121	97	84	72
Y	96	82	83	87	93	84	86	88	95	57	56	40	45	60	61	45	48
X	184	189	172	163	156	178	168	161	155	192	172	184	181	181	166	153	142
Y	103	92	107	116	124	94	105	113	122	61	48	41	30	68	67	53	51
X	230	232	220	221	225	221	214	217	221	231	227	235	230	221	205	204	196
Y	87	76	87	100	107	79	88	99	111	47	27	11	1	54	49	29	23

таблиці координат стрибка у довжину з розбігу.

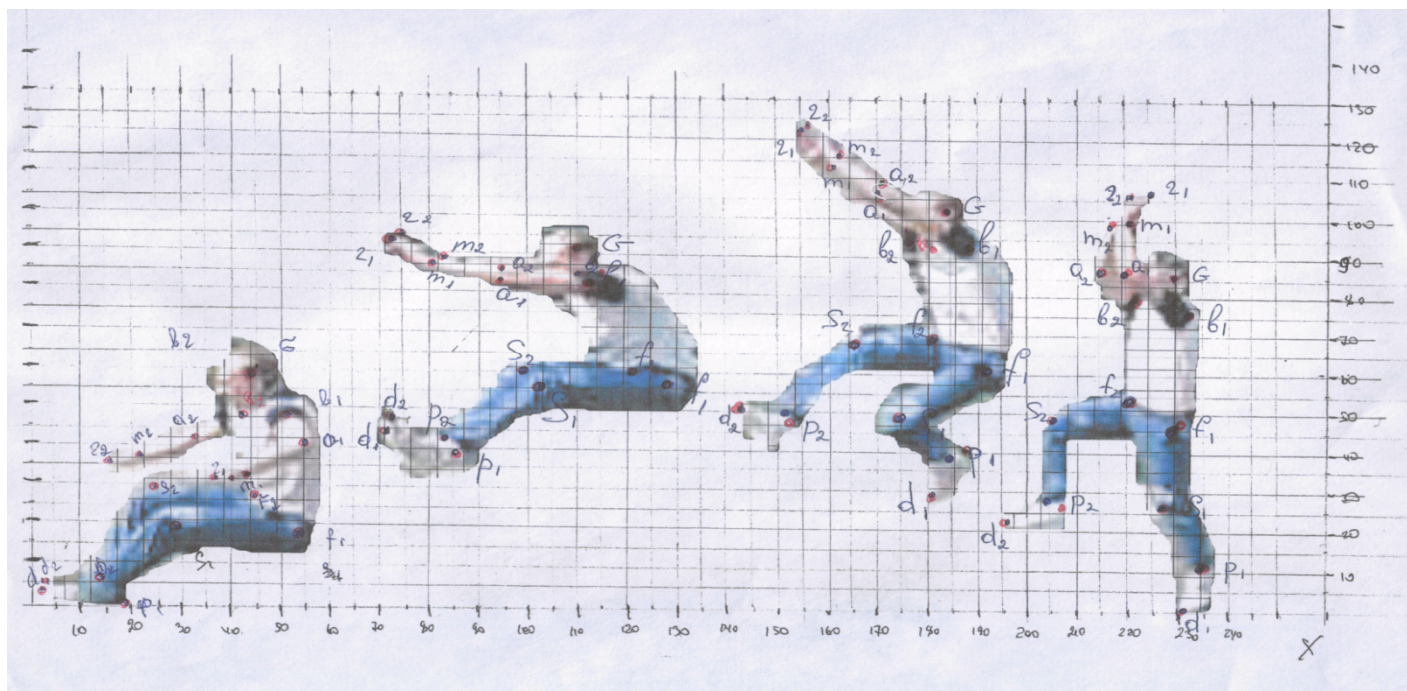
Завдання:

1. Роздрукувати циклограму стрибка у довжину з розбігу.
2. Помітити частини тіла і зняти їх координати, за допомогою логограми і внести дані у таблицю координат мал 4.

Мал 4. Відеограма стрибка у довжину з розбігу.

Пояснення:

Відеограма стрибка у довжину з розбігу.



Провести відео зйомку стрибка у довжину з розбігу. Вичертити на прозорій плівці таблицю координат по X-300 та Y-150 на форматі А-4, під віссю X розмітити часову шкалу відповідно часу номерів кадрів. Момент часу одного кадру 0,04с. Зчитати координати частин тіла і внести до таблиці

координат. Табл 1.

Контрольні питання.

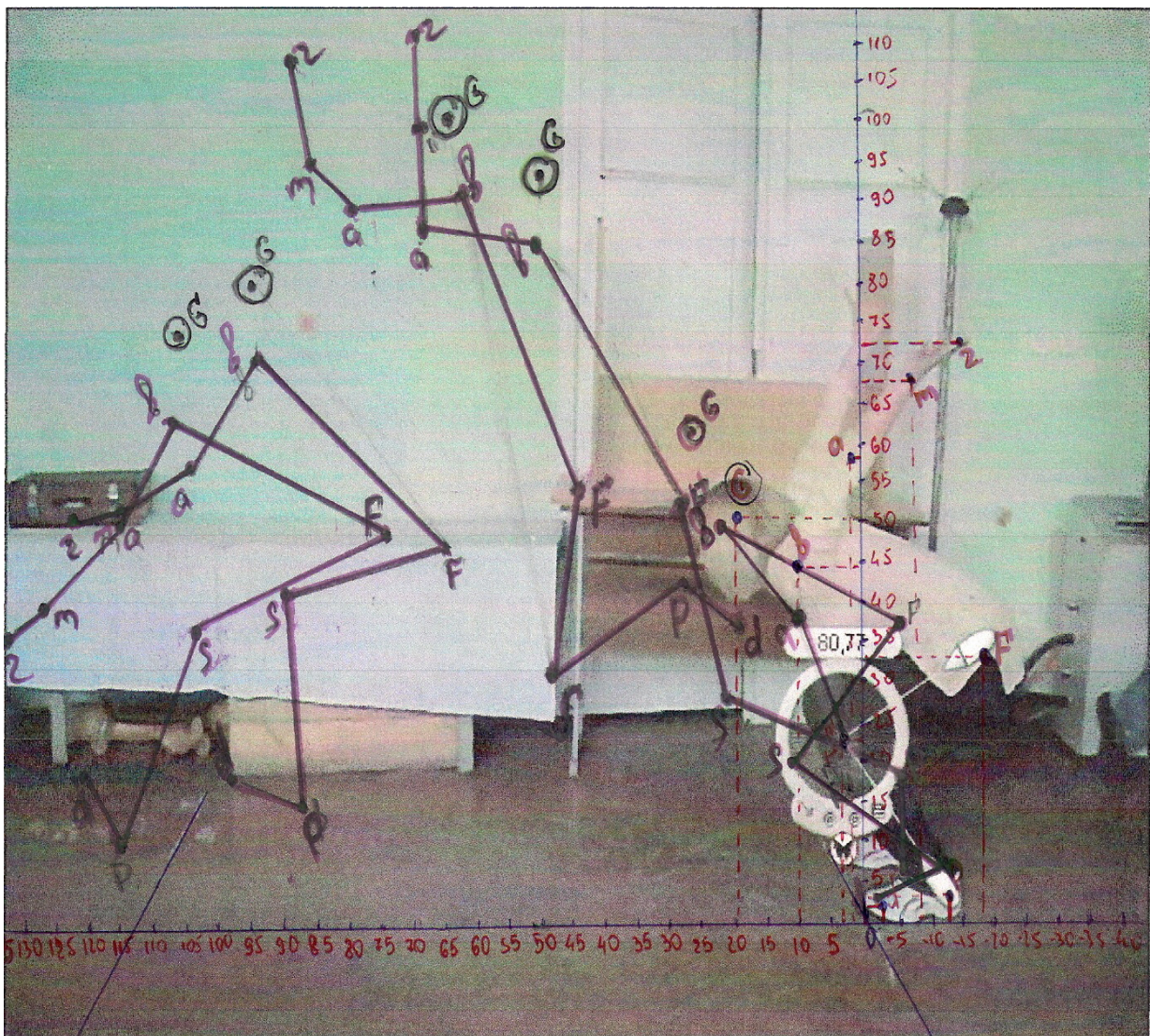
1. Який рух вважають прямолінійним, криволінійним?
2. Яка методика побудови траєкторій точок за біокінематичною схемою?
3. Як визначити лінійні та кутові переміщення точок?
4. Що таке середня швидкість, миттєва швидкість?
5. Що таке прискорення, чому воно дорівнює?
6. Яка послідовність та хід роботи з визначення лінійних швидкостей точок тіла спортсмена?

Практичне заняття № 7.

Тема: Побудувати графічним способом ЗЦТ на кадрах відеограми стрибка в довжину з місця і визначити кут польоту.

Завдання:

1. Засняти на відеокамеру стрибок в довжину з місця.
2. Побудувати відео циклограму стрибка в довжину з місця.
3. Розрахувати графічним способом ЗЦТ на кожному кадрі у стрибку в довжину з місця.
4. З'єднати кривою ЗЦТ у стрибку і визначити кут переміщення ЗЦТ під час стрибка.



Мал 5. Відеограма стрибка у довжину з місця.

Пояснення:

Зняти на відео стрибок у довжину з місця. За допомогою програми «Верт

дуб» вибрати необхідні кадри стрибка: 1- момент початку відштовхування, 2 - момент вильоту, 3- політ у найвищій точці, 4- початок приземлення. Знайти графічним способом у кожному кадрі ЗЦТ. ЗЦТ з'єднати між собою лінією. За допомогою транспортира визначити кут переміщення ЗЦТ.

Контрольні питання.

- 1.Що таке геометрія мас?
- 2.Які особливості вимірювання геометрії мас людини?
- 3.Які вимірювання тіла людини необхідно виконати, щоб визначити площу поверхні тіла та питому вагу? Що таке ЗЦМ тіла людини і які методи його визначення ви знаєте?
- 4.Чим відрізняється ЗЦМ тіла людини від ЦМ біоланки?
- 5.Що впливає на розташування ЗЦМ?
- 6.Які розрахункові методи визначення ЗЦМ тіла ви знаєте?

Практичне заняття № 8.

Тема: Визначити кут переміщення ЗЦТ у стрибку в довжину з розбігу.

Завдання:

1. Побудувати відеограму стрибка у довжину з розбігу.
2. Знайти графічним способом ЗЦТ у кожній позі на відеограмі.
3. Визначити кут траєкторії переміщення ЗЦТ у стрибку в довжину з розбігу на відеограмі.



Мал 6.

Пояснення:

Зняти на відео стрибок у довжину з розбігу. За допомогою програми «Верт дуб» вибрати необхідні кадри стрибка: 1 - момент вильоту, 2- політ у найвищій точці, 3- початок приземлення. Знайти графічним способом у кожному кадрі ЗЦТ графічним способом. ЗЦТ з'єднати між собою лінією. За допомогою транспортера визначити кут переміщення ЗЦТ.

Контрольні питання.

1. Що впливає на розташування ЗЦМ?
2. Які розрахункові методи визначення ЗЦМ тіла ви знаєте?
3. Що необхідно знати, щоб визначити вагу біоманки тіла людини?
4. Від чого залежить момент інерції біоманки?
5. Що таке центр поверхні тіла та центр об'єму тіла?
6. Як впливає геометрія мас тіла людини на її рухову активність?

Практичне заняття № 9.

Тема: Побудова параметричного графіку колінного суглоба у бігу на комп'ютері.

З а в д а н н я:

- 1.Роздрукувати відеограму бігу.
- 2.Визначити координати колінного суглоба у всіх 10 кадрах і внести в таблицю координат по X і Y.

П о я с н е н н я:

1. З таблиці координат по Y будуюмо переміщення колінного суглоба в 10 кадрах.
2. Згідно даних перших різностей будуюмо на другому графіку швидкість колінного суглоба.
- 3.На третьому графіку з таблиці других різностей, які визначають прискорення колінного суглоба будуюмо третій графік.

Побудувати в програмі «Ексель» параметричний графік переміщення колінного суглобу і його швидкості і прискорення. Зробити аналіз і висновки про швидкість руху колінного суглобу під час розбігу і відштовхування.

Практичний хід роботи комп'ютерної побудови на прикладі кіноциклограмми техніки бігу.

- 1.Запускаем Microsoft Office Excel
- 2.Вносим дані значень S-Y і номери кадрів в осередки, будуюмо осі координат.
- 3.Включити комп'ютер:
 1. Заходимо в **Пуск**
 - 2.Наводим на програму **Microsoft Excel** и натискаємо на неї л.к.м.
 - 3.Вводим координати всіх значень переміщення колінного суглоба 10 кадрів.

Sy-(f)

У рядок № 1 вводимо всі значення F, а в рядок № 2 номери з 1 по 10 кадр.

4.Далі заходимо підпункт Вставлення у верхньому ряду екрану натискаємо л.к.м. і вибираємо Діаграми і натискаємо л.к.м. в результаті отримуємо Меню вибору Диаграмм наводимо курсором на Тип Диаграмм і вибираємо Точкова і натискаємо л.к.м.

5.натиснути **Готово.**

Отримали **Формат Осі**

6.Виставляєм шкалу осі Y навівши курсором на шкалу з подвійним натисканням л.к.м.

Знаходимо під пункт **Шкала**

Виставляємо **Мінімальне значення -40 , Максимальне 60**

Ціна основного поділу 10.

7. Нажимаємо **ОК**.

8. Наводимо курсор на Вісь X навівши курсором на шкалу з подвійним натисканням л.к.м.

Отримали **Формат осі**

Находимо під пункт **Шкала**

Виставляємо **Мінімальне значення 1**, **Максимальне 10**

Ціна основного ділення 10.

Нажимаємо **ОК**.

Отримали точки тіла 10 кадрів.

Отримали **Формат елемента даних**

9. Щоб з'єднати точки частин тіла в і а виділяємо їх натисканням л.к.м. виділили і натискаємо і натискаємо пр.к.м. відривається Формат точки даних натискаємо л.к.м.

Відкривається Формат елемента даних

Наводимо курсором на Звичайний і наж. **ОК**.

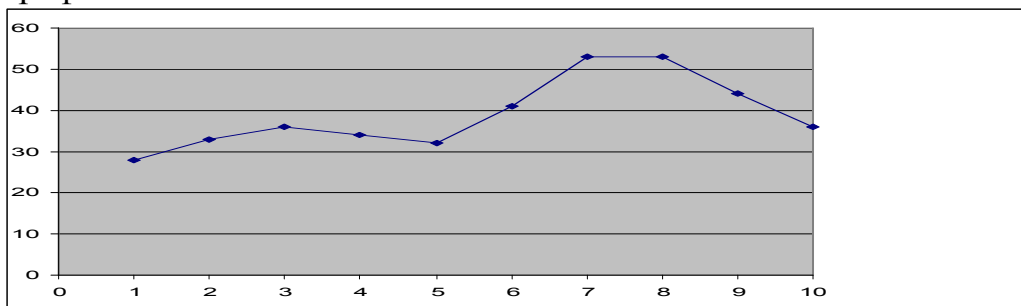
З'єднати точки.

10. Виділяємо точки F 1-10 кадрів курсором натискаємо пр.к.м. відкривається Формат точки даних натискаємо л.к.м. наводимо курсором на Звичайний і натискаємо **ОК**.

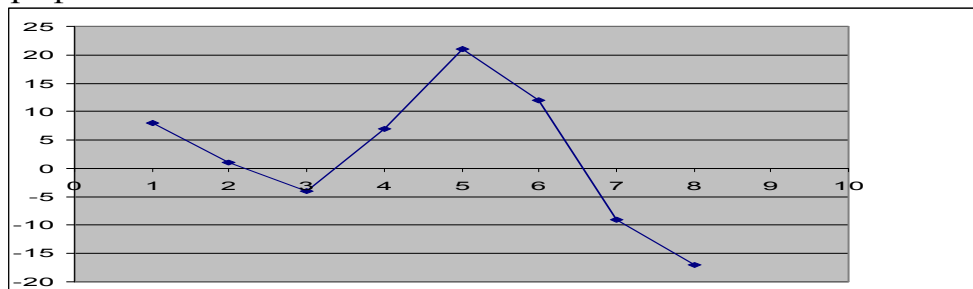
11. За цією ж методикою з'єднуємо частини тіла інших 9 поз і в результаті отримуємо відеоциклограми переміщення колінного суглоба.

Параметричні графіки колінного суглоба побудовані на комп'ютері.

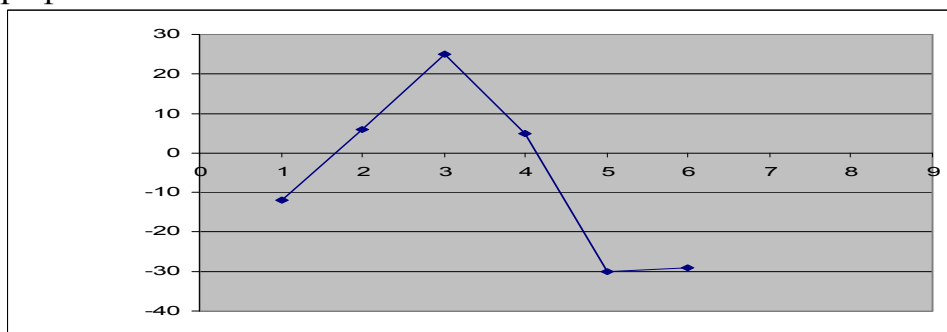
Граф. 1



Граф. 3



Граф.4



Друге завдання. Спринтер біжить стометрову дистанцію за $t = 10$ сек. Довжина його ніг $l_1 = 1.0$ м-, а середня довжина кроку складає $l = 2.0$.

ЗНАЙТИ: Середню швидкість руху його стопи в циклі кроку (V).

РІШЕННЯ. Визначимо частоту /темп/ рухів однієї ноги спринтера: на всій дистанції обидві ноги вироблять 50 кроків ($100 : 2$), або 50 обертальних циклів, одна нога відповідно n - 25 циклів за 10 секунд. Отже, середня швидкість /частота/ обертових рухів ноги спринтера складе:

$$W = \frac{n}{t} \left(W = \frac{25}{10} = 2,5 \text{ гц} \right)$$

Знаючи довжину ланок його ноги l_1 , знайдемо середню швидкість його стопи:?

$$V = l_1 W (1,0 \times 2,5 = 2,5 \text{ м/сек}).$$

Контрольні питання.

1. Яка послідовність та хід роботи з визначення лінійних швидкостей точок тіла спортсмена?
2. Як визначити лінійне прискорення точок біоланок?
3. Як визначити горизонтальну та вертикальну складові швидкості та прискорення?
4. Який рух називається обертальним?
5. Що таке кутова швидкість?
6. У яких одиницях вимірюється кутова швидкість?
7. Як вибрати масштаби кінематичних графіків координат, швидкостей та прискорень?

Практичне заняття № 10.

Тема: Визначити ЗЦТ у стрибках способом «Фосборі Флоп».

Завдання:

1. Провести відеозйомку техніки стрибка у висоту способом «Фосборі Флоп»
2. Вибрати кадр найвищого положення взльоту, роздрукувати на комп'ютер і визначити ЗЦТ.
3. Проаналізувати техніку стрибка – співвідношення ЗЦТ і рівня планки у стрибках в висоту у найвищому положенні.

Пояснення:

Вибираємо кадр у найвищій точці взльоту. У вибраному кадрі стрибка у момент найвищого положення взльоту знаходимо ЗЦТ графічним способом.

Аналізуємо техніку стрибка при переході через планку, знаходження ЗЦТ по відношенню до планки, висновки, рекомендації.

ДРУГЕ ЗАВДАННЯ:

При стрибку В.Брумеля в висоту з розбігу (результат 2,28 м) ЗЦТ стрибуну був піднятий на $H = 1,1$ м.

ЗНАЙТИ:

- вертикальну швидкість зльоту (V_0);
- час безопорной фази ($t_{\text{пол.}}$).

РІШЕННЯ.

1. Кінетична енергія, витрачена на повідомлення швидкості тіла, дорівнює по переміщенню тіла в полі сили тяжіння:

НАЙТИ:

- вертикальну швидкість зльоту (V_0);
- час безопорной фази ($t_{\text{пол.}}$).

РІШЕННЯ.

$$\frac{mV_0^2}{2} = mgH$$

$$V_0 = \sqrt{2gH} \quad (V_0 = \sqrt{2,0 \times 9,8 \times 1,1} = 4,65 \text{ м/сек})$$

Теж саме:

$$H_{\text{max}} = \frac{V_0^2}{2g}$$

2. Час безопірної фази визначається по формулі:

$$t_{\text{пол.}} = \frac{2V_0}{g} \quad \left(t_{\text{пол.}} = \frac{2,0 \cdot 4,65}{9,8} = 1,0 \text{ сек} \right)$$

Контрольні питання.

1. Яка різниця у поняттях ЗЦТ та ЗЦМ?
2. Які анатомо-фізіологічні особливості локалізації ЗЦТ тіла людини?
3. Який зміст теореми про суму моментів сил відносно певної осі?
4. Що таке момент сили тяжіння, що діє на окремі біоланки або усе тіло відносно вибраної осі?
5. Як визначити положення ЦТ окремих біоланок?
6. Яка відносна вага великих біоланок тіла людини?

Практичне заняття № 11.

Тема: Побудова відеоциклограмми (ВЦГ) стрибка в довжину з розбігу

Основні задачі:

1. Навчитися знімати координати точок тіла з фотографії за допомогою шаблону.
2. Навчитися складати таблицю координат в комп'ютері.
3. Навчитися по координатах знаходити положення точок тіла і креслити схематичні пози людини на комп'ютері.

Пояснення:

1. Відеоциклограма (ВЦГ) – рис.1 – просторово – тимчасова діаграма рухів. Вона показує, де розташовуються точки тіла в просторі і як вони змінюють своє положення через певні інтервали часу.

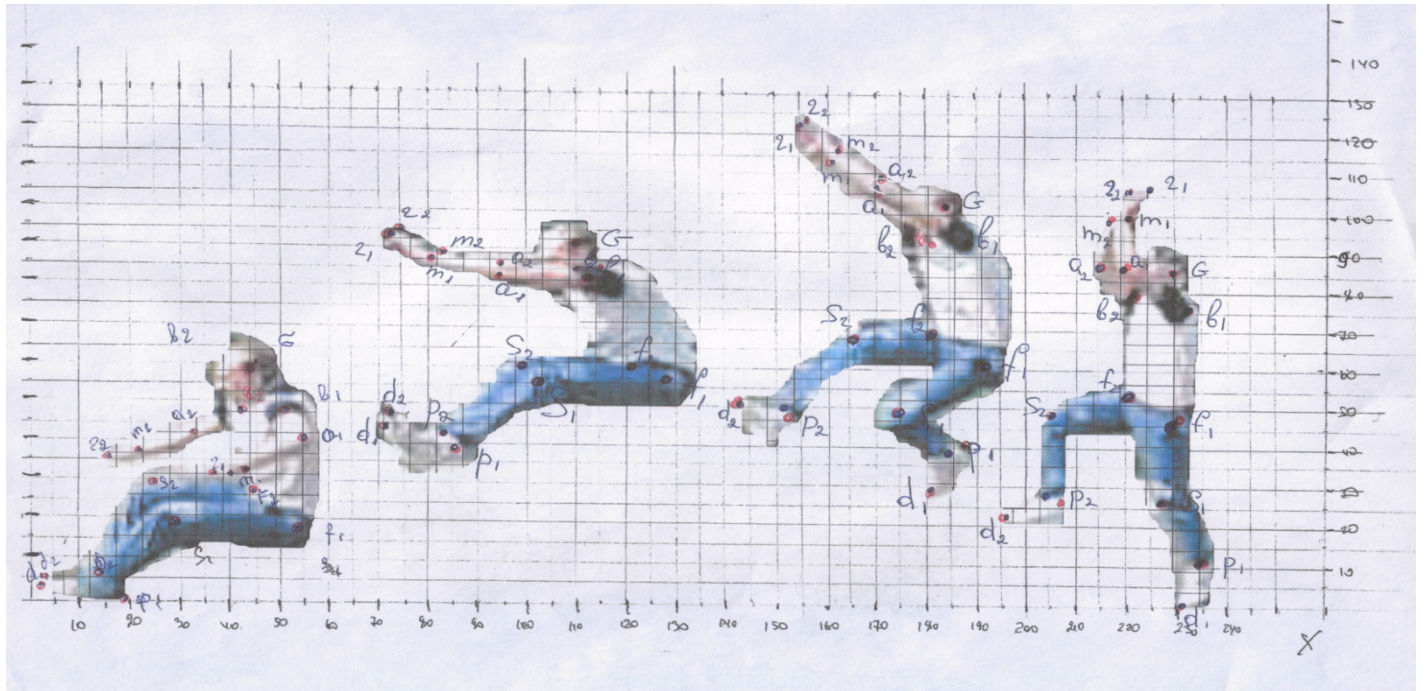
2. Відеоциклограму будують по кадрах кіноплівки або фотовідео зйомки з них ДВОМА способами:

а) проекцією на координатну сітку (з відео камери), при цьому мінімум два орієнтири на кожному кадрі (або знімку) повинні поєднатися з їх зображенням на координатній сітці.

б) по координатах кожної крапки (відносно вибраного початку координат) на кожному кадрі або знімку (координати; спочатку прочитуються по кожному знімку і ЗАПИСУЮТЬСЯ в таблицю координат), в обох способах ЗАЗДАЛЕГІДЬ вибирають масштаб зображення (звичайно 1:10 або 1:20). Дивись таблицю координат №1

3. По отриманій на координатній сітці ВЦГ (способом проекції) прочитують координати крапок і записують їх в таблицю координат. В обох випадках в результаті вийдуть ВЦГ і таблиця координат, по яких ведуть подальшу обробку.

Мал. 9. Відео стрибка в довжину з розбігу (4 кадри).



Координати для побудови ВЦГ необхідно записати в таблицю координат у наступному вигляді:

	G	b1	a1	m1	r1	b2	a2	m2	r2	F1	S1	P1	d1	F2	S2	P2	d2
X																	
Y																	

Де:

- G – точка якою позначена голова;
- b1(2) – точка якою позначене плече ліве (праве);
- a1(2) – точка якою позначено лікоть лівий (правий);
- m1(2) – точка якою позначено зап'ясток лівий (правий);
- r1(2) – точка якою позначено кінець пальців лівої (правої) руки;
- F1(2) – точка якою позначено стегно ліве (праве);
- S1(2) – точка якою позначено коліно ліве (праве);
- P1(2) – точка якою позначено п'ятка ліва (права);
- d1(2) – точка якою позначено кінець пальців лівої (правої) ноги.

Внаслідок зняття даних з фотографії за допомогою шаблону отримуємо таблицю координат:

Таблиця координат стрибка в довжину з розбігу

Y	103	92	107	116	124	94	105	113	122	61	48	41	30	68	67	53	51
X	230	232	220	221	225	221	214	217	221	231	227	235	230	221	205	204	196
Y	87	76	87	100	107	79	88	99	111	47	27	11	1	54	49	29	23

Для того щоб добудувати ВЦГ нам необхідно внести координати точок тіла в таблицю Excel. Всі координати по осі «X» вводяться по черзі в першу строчку по черзі починаючи з першого кадру, а по осі «У» в другу. Головним є правильне введення послідовності кадрів і частин тіла на кожному кадрі.

Мал.9. Таблиця Excel з введеними координатами першого кадру.

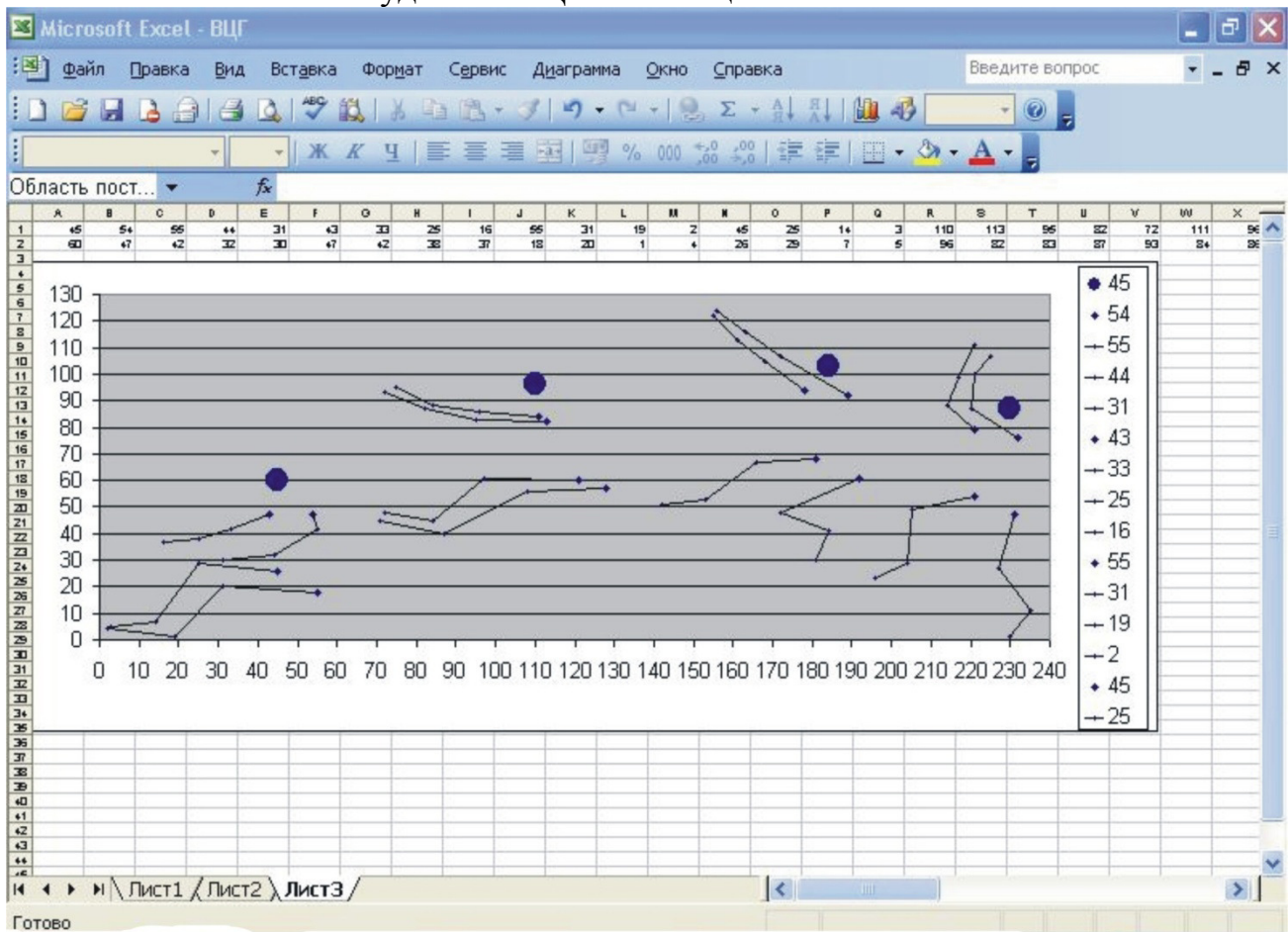
	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M	N	O	P	Q	R
1	46	54	54,9	44	31	43	33	25	16	55	31	19	2	46	25	14	3	
2	60	47	41,7	32	30	47	42	38	37	18	20	1	4	26	29	7	5	
3																		
4																		
5																		
6																		
7																		
8																		

Після того як усі дані були введенні ми будемо діаграму в наслідок чого отримуємо купу точок, які необхідно з'єднати між собою, і позначити окремо голову. Після з'єднання точок діаграма повинна мати вигляд як на малюнку №3.

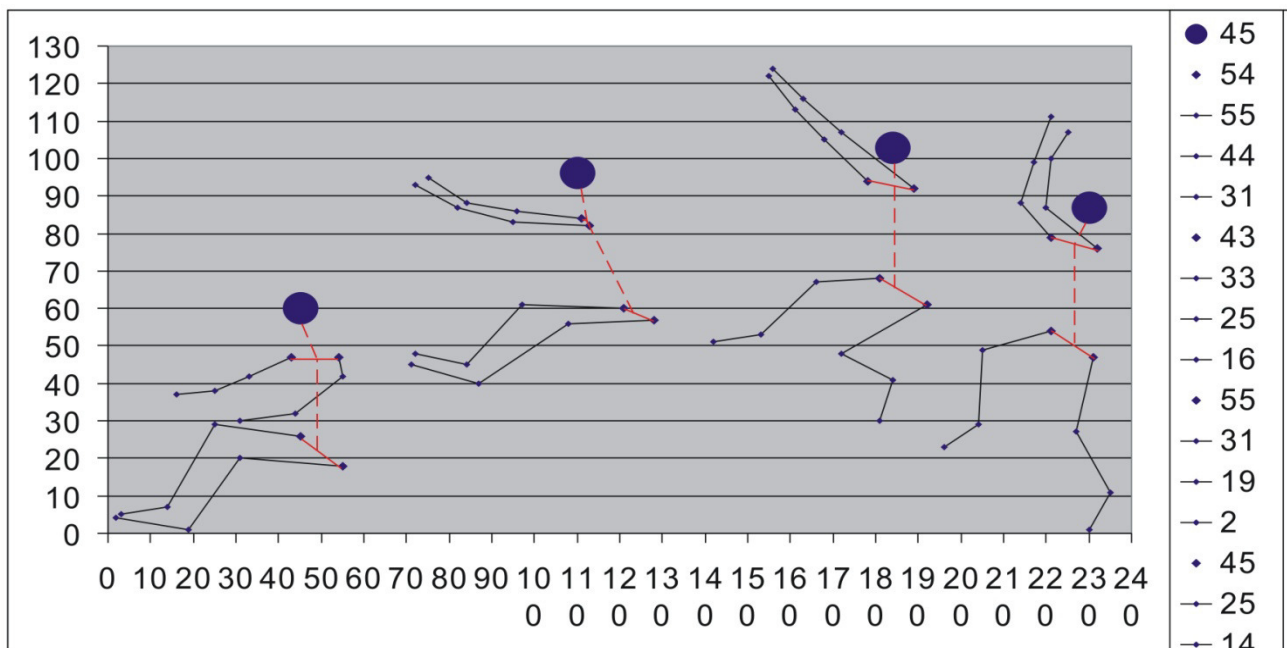
Для того щоб з'єднати між собою плечі, стегна, провести схематично хребет та шию необхідно використати програму CorelDRAW. Після того як на всіх кадрах будуть з'єднані кінцівки ми отримаємо ВЦГ яка повинна мати вигляд як на малюнку № 4. Краще за все з'єднувати іншим кольором для того

щоб лінії не зливалися.

Малюнок 10. Побудована ВЦГ в таблиці Excel.



Малюнок 11. Побудована ВЦГ.



Хід практичної роботи на комп'ютері при побудові ВЦГ стрибка в довжину з розбігу:

I. Побудувати діаграму в таблиці Excel:

1. Вмикаємо комп'ютер;
2. Запускаємо програму Microsoft Excel: Пуск>Всі програми> Microsoft Office> Microsoft Office Excel;

3. Вводимо координати всіх значень частин тіла 4 кадрів.

$$S_x - (G, b_1, a_1, r_1, m_1, F_1, S_1, P_1, d_1)$$

$$S_y - (G, b_2, a_2, r_2, m_2, F_2, S_2, P_2, d_2)$$

В строку №1 всі значення X, а в №2 значення Y.

4. Побудова діаграми: Утримуючи л.к.м. виділяємо всі введені дані по X та Y, потім виконуємо дію **Вставка> Діаграми> Меню вибору діаграм> Тип діаграми> Точкова>Готово.**

5. Виставляємо шкалу осі Y наводимо курсор на шкалу і виконуємо подвійний клік л.к.м., отримали діалогове вікно де **Формат осі> Шкала> Мінімальне значення (-20)> Максимальне значення (160)> Ціна основного поділу (20)> ОК.**

6. Виставляємо шкалу осі X наводимо курсор на шкалу і виконуємо подвійний клік л.к.м., отримали діалогове вікно де **Формат осі> Шкала> Мінімальне значення (-20)> Максимальне значення (340)> Ціна основного поділу (20)> ОК.**

Отримали точки тіла 4 кадрів.

7. Обводимо голову колом: виділяємо точку голови л.к.м. отримали **Формат елемента даних> Вид> Тип маркера> Коло> розмір 20ПТ> ОК.**

8. Для того щоб з'єднати точки частин тіла b_1 та a_1 виділяємо їх натиском л.к.м. й натискаємо пр.к.м. отримавши **Формат елемента даних> тип ліній звичайний> ОК.**

9. Виконуємо послідовне з'єднання всіх частин тіла для усіх 4 кадрів $b_1 > a_1 > r_1$ та $F_1 > S_1 > P_1 > d_1$; $b_2 > a_2 > r_2$ та $F_2 > S_2 > P_2 > d_2$.

Отримуємо ВЦГ як показано на малюнку №3.

II. З'єднання між собою плечей, стегон, схематичне зображення шії та хребта.

1. Запускаємо програму CorelDRAW: знаходимо на робочому столі ярлик CorelDRAW і запускаємо програму подвійним натиском л.к.м.

2. Для того щоб вставити діаграму з таблиці Excel в програму CorelDRAW необхідно навести курсор на діаграму натиснути пр.к.м. і вибрати копіювати, потім відкрити програму CorelDRAW натиснути пр.к.м. і видрати вклеїти.

3. З лівої сторони на вертикальній панелі знаходимо автомалювання або натискаємо «S». Після чого наводимо курсор на точку правого плеча і зажавши л.к.м. пересуваємо курсор до лівого плеча. Теж саме робимо зі стегнами, потім від голови до середини лінії яка з'єднує плечі, а звідси до середини лінії яка з'єднує стегна. Отримавши всі лінії на всіх 4 кадрах наводимо курсор на саму верхню іконку в лівій панелі, отримуємо звичайний курсор (указатель).

4. Наводимо курсор на лінію, яка з'єднує стегна, і виділяємо її, потім в правому нижньому куті знаходимо колір контура виконуємо подвійний клік л.к.м. **Колір> червоний> ширина> 0,353мм> ОК.** Наводимо курсор на лінію, яка з'єднує плечі, і виділяємо її, потім в правому нижньому куті знаходимо колір контура виконуємо подвійний клік л.к.м. **Колір> червоний> ширина> 0,353мм> ОК.** Дану дію виконуємо на всіх 4 кадрах.

5. Наводимо курсор на лінію, яка з'єднує ший з плечима, і виділяємо її, потім в правому нижньому куті знаходимо колір контура виконуємо подвійний клік л.к.м. **Колір> червоний> ширина> 0,353мм> стиль> пунктир> ОК.** Наводимо курсор на лінію яка є умовним хребтом і виділяємо її, потім в правому нижньому куті знаходимо колір контура виконуємо подвійний клік л.к.м. **Колір> червоний> ширина> 0,353мм> стиль> пунктир> ОК.** Дану дію виконуємо на всіх 4 кадрах.

Виконавши всі ці дії отримуємо ВЦГ як показано на малюнку 11.

Контрольні питання.

1. Що таке відео циклограма ?
2. Що треба зробити щоб побудувати відео циклограму?
3. У якій комп'ютерній програмі будується відео циклограма?
4. Які фізичні вправи можна будувати на відео циклограмі ?
5. Яка методика розмітки поля для відео зйомки ?
6. Як скласти таблицю координат для побудови відео циклограми ?

Рухи у великих суглобах тіла

Частина скелета	Суглоб	Форма	Характер руху
Череп	Скронево-нижньо-щелеповий	Блокоподібно-кулястий	Основний рух навколо фронтальної осі
Пояс верхньої кінцівки	Груднино-ключичний	Сідлоподібний	Функціонує як кулястий, рух можливий навколо усіх трьох осей
	Акроміально-ключичний	Плоский	Рухи дуже обмежені
Верхня кінцівка	Плечовий	Кулястий	Рух можливий навколо усіх трьох осей
	Ліктьовий (складається з 3-ох суглобів: плечоліктьового, плечопроменевого, проксимального променево-ліктьового)	Блокоподібний	Рух навколо фронтальної осі
	Дистальний променево-ліктьовий	Циліндричний	Рух навколо вертикальної осі
	Променево-зап'ястковий	Еліпсоподібний	Рух навколо передньозадньої та поперечної осей
	Зап'ястково-п'ястковий	Плоский	Малорухливий
	П'ястко-фаланговий	Кулястий	Рух обмежений, можливий навколо усіх трьох осей
	Міжфалангові кисті	Кулясті (обмежені зв'язками)	Рух вертикальний навколо поперечної осі

Частина скелета	Суглоб	Форма	Характер руху
Череп	Атланто-потиличний	Еліпсоподібний	Рух навколо перельно-задньої та поперечної осей
Грудна клітка	Головки ребра	Плоскі, зміцнені зв'язками	Малорухливі
	Реберно-поперечні	Плоскі, зміцнені зв'язками	Малорухливі
Пояс нижньої кінцівки	Кривково-клубовий	Плоский	Малорухливий
Нижня кінцівка	Кулястий	Кулястий	Рух можливий навколо усіх трьох осей
	Колінний	Блокоподібно-кулястий, спіралеподібний	Рух можливий навколо поперечної осі, а по мірі згинання — навколо усіх трьох осей
	Гомілковостопний	Блокоподібний	Рух можливий навколо поперечної осі
	Таранно-п'ятково-човноподібний	Кулястий, зміцнений зв'язками	Рух можливий навколо передньозадньої осі, малорухливий
	П'ятково-кубоподібний	Плоскосідлоподібний	Малорухливий
	Передньоплеснові	Плоскі	Малорухливі
	Плеснофалангові	Кулясті, зміцнені зв'язками	Рухи можливі навколо поперечної осі
Міжфалангові стопи	Блокоподібні	Рухи можливі навколо поперечної осі	

Участь м'язів у рухах частин тіла

Частини тіла, суглоби	Можливі рухи	М'язи
Пояс верхньої кінцівки	Уперед	Великий грудний, малий грудний, передній зубчастий
	Назад	Трапецієподібний, великий та малий ромбоподібний, найширший спини
	Угору	Верхні пучки трапецієподібного, великий та малий м'язи, що піднімають лопатку, ромбоподібні, груднино-ключично-соскоподібний
	Униз	Малий грудний, підключичний, нижні пучки трапецієподібного, нижні зубці переднього зубчастого
	Обертання лопатки (усередину) нижнім кутом	Малий грудний, нижня частина великого ромбоподібного
	Обертання лопатки (назовні) нижнім кутом	Передній зубчастий своїми нижніми та середніми зубцями, великий круглий
Плечовий суглоб, плече, верхня кінцівка	Коловий рух	Почергове скорочення усіх названих м'язів
	Відведення (до горизонтального положення руки)	Дельтоподібний, надостний, а вище лінії горизонталі рука відводиться за участю м'язів, що повертають лопатку нижнім кутом назовні
	Приведення	Великий грудний, найширший м'яз спини, підостний, малий та великий круглі, підлопатковий, довгий круглий, довга головка триголоваго плеча, дзьобоподібно-плечовий
	Згинання	Передня частина дельтоподібного, великий грудний дзьобоподібно-плечовий, двоголовий плеча
	Розгинання	Задня частина дельтоподібного, найширший спини, великий круглий, малий круглий, триголовий плеча
	Обертання усередину	Підлопатковий, великий грудний, передня частина дельтовидного, найширший спини, великий круглий, дзьобоподібно-плечовий
	Обертання назовні	Підостний, малий круглий, задня частина дельтоподібного
	Коловий рух	Почергове скорочення усіх названих м'язів

Частина тіла, суглоби	Можливі рухи	М'язи
Ліктьовий суглоб, передпліччя	Згинання	Двоголовий плеча, плечовий, плечопроменевий, круглий пронатор та передня група м'язів передпліччя
	Розгинання	Триголовий плеча, ліктьовий та задня група м'язів передпліччя
	Обертання усередину	Круглий пронатор, квадратний пронатор, частково плечопроменевий
	Обертання назовні	Двоголовий плеча, супінатор, плечопроменевий
Променево-зап'ястковий суглоб, суглоб кисті, кисть	Згинання	Довгий долонний, поверхневий згинач пальців, променевий згинач зап'ястка, ліктьовий згинач зап'ястка, глибокий згинач пальців, довгий згинач великого пальця кисті
	Розгинання	Довгий променевий розгинач зап'ястка, короткий променевий розгинач зап'ястка, ліктьовий розгинач зап'ястка, розгинач пальців, розгинач мізинця, розгинач вказівного пальця, довгий розгинач великого пальця кисті
	Приведення	Одночасно беруть участь ліктьовий згинач та ліктьовий розгинач зап'ястка
	Відведення	Променевий згинач зап'ястка, довгий променевий розгинач зап'ястка, короткий променевий розгинач зап'ястка, довгий м'яз, котрий відводить великий палець кисті, короткий розгинач великого пальця кисті
Суглоб кисті, міжфалангові суглоби, суглоб великого пальця, пальці	Згинання	Поверхневий та глибокий згинач пальців, довгий згинач великого пальця кисті
	Розгинання	Розгинач пальців, довгий та короткий розгиначі великого пальця, розгиначі вказівного пальця та мізинця
	Протиставлення великого пальця	Короткий згинач великого пальця кисті, протиставляючий великий палець кисті, м'яз, що приводить великий палець кисті
Тулуб, хребетний стовп	Розгинання	Трапецієподібний, надшкірний, що випрямляє хребетний стовп, поперечноостистий

Частина тіла, суглоби	Можливі рухи	М'язи
Тулуб, хребетний стовп	Згинання	Передній, середній та задній груднино-ключично-соскоподібний, драбинчастий, найдовші голови та шиї, прямий живота, косі живота, клубово-поперековий
	Рух убік	Ліднімач лопатки при закріпленій лопатці, клубово-реберний попереку, міжреберні, міжпоперечні
	Скручування	За умови, що вони скорочуються з одного боку: груднино-ключично-соскоподібний; шилопід'язиковий, верхня частина трапецієвидного, драбинчасті, зовнішній косий живота разом з внутрішнім косим другого боку тіла, ротатор, клубово-поперековий
	Коловий рух	Відбувається при почерговому скороченні усіх м'язових груп тулуба
Тулуб, грудна клітка	Вдих	Діафрагма, зовнішні та внутрішні міжреберні м'язи, що піднімають ребра, задній верхній та нижній зубчасті, клубово-реберний попереку, драбинчасті, груднино-ключично-соскоподібний, малий грудний, підключичний, великий грудний, нижні пучки переднього зубчастого, передні м'язи шиї
	Розширення грудної клітки	Верхня частина трапецієподібного, ромбоподібного, м'язи, що піднімають лопатку, ключична головка груднино-ключично-соскоподібного
	Видих	Прямий живота, поперечний живота, зовнішній косий живота, внутрішній косий живота, внутрішні та зовнішні міжреберні (як антагоністи діафрагми), підреберні, поперечний грудей
	Опускання ребер	Задній нижній зубчастий, клубово-реберний попереку, клубово-реберний
Нижня кінцівка, кульшовий суглоб, стегно	Згинання	Клубово-поперековий, кравецький, напружувач широкої фасції, гребінчастий, прямий стегна
	Розгинання	Великий сідничний, двоголовий стегна, напівсухожилковий, напівперепончастий, великий привідний
	Відведення	Середній сідничний, малий сідничний, грушоподібний, внутрішній затульний, верхній та нижній близнюкові, напружувач широкої фасції стегна
	Приведення	Гребінчастий, довгий привідний, короткий привідний, великий привідний, тонкий
	Поворот назовні	Клубово-поперековий, квадратний стегна, сідничні, кравецький, внутрішній та зовнішній затульний, грушоподібний, верхній та нижній близнюкові

Частина тіла, суглоби	Можливі рухи	М'язи
Нижня кінцівка, кульшовий суглоб, стегно	Поворот усередину	Напружувач широкої фасції, передні пучки середнього сідничного, напівсухожилковий, напівперетинчастий, тонкий
Колінний суглоб	Колові рухи	Почергово усі м'язи, що охоплюють суглоб
	Згинання	Триголовий гомілки, напівсухожилковий, напівперепончастий, кравецький, тонкий, підколінний, литковий, підшовний
	Розгинання	Чотириголовий
	Обертання усередину у зігнутому положенні	Напівсухожилковий, напівперепончастий, кравецький, тонкий, внутрішня головка литкового, підколінний
Гомілково-стопний суглоб, стопа	Обертання назовні у зігнутому положенні	Двоголовий стегна, зовнішня головка литкового
	Згинання	Триголовий гомілки, підшовний, задній великогомілковий, довгий згинач великого пальця стопи, довгий згинач пальців, довгий малоомілковий, короткий малоомілковий
	Розгинання	Передній великогомілковий, довгий розгинач пальців, довгий розгинач великого пальця стопи
	Приведення	Передній великогомілковий, задній великогомілковий
Підтаранний та таранно-п'яtkово-човниковоподібний суглоби, стопа	Відведення	Короткий малоомілковий, довгий малоомілковий
	Обертання усередину	Довгий малоомілковий, короткий малоомілковий, третій малоомілковий
	Обертання назовні	Передній великогомілковий, довгий розгинач великого пальця стопи
	Згинання, відведення	Короткий згинач великого пальця стопи, м'яз, що відводить великий палець стопи, довгий згинач пальців, м'яз, що приводить великий палець стопи, м'яз, що відводить мізинець, короткий згинач пальців, квадратні м'язи підопи, червоподібні
Міжфалангові суглоби пальців	Розгинання	Довгий розгинач пальців стопи, довгий розгинач великого пальця стопи, передній великогомілковий, короткий розгинач пальців, короткий розгинач великого пальця стопи

Основні і додаткові одиниці СІ (по СТ СЕВ 1052–78)

Величина		Одиниці		
Найменування	Розмірність	Найменування	Позначення	
			міжнародне	вітчизняне
<i>Основні одиниці</i>				
Довжина	L	Метр	m	м
Маса	M	Кілограм	kg	кг
Час	T	Секунда	s	с
Сила струму	I	Ампер	A	А
Температура	Q	Кельвін	K	К
Кількість речовини	N	Моль	mol	моль
Сила світла	J	Кандела	cd	кд
<i>Додаткові одиниці</i>				
Кут на площині	L ²	Радіан	rad	рад
Кут у просторі	L ³	Стерадіан	sr	ср

Характеристики рухів людини (фізичні величини, їх позначення і формули, одиниці вимірювання і формули розмірності)

Характеристика	Механічна величина	Позначення і формула	Одиниці вимірювання (СІ)	Формула розмірності
Координата лінійна	Довжина	$s_x = OA_x$; $s_y = OA_y$; $s_z = OA_z$	метр (м)	L
Координата кугова	Кут	$\varphi = \frac{s}{r}$	рад (рад)	L ⁰
Переміщення лінійне	Довжина	$\Delta s = s_t - s_0$	м	L
Переміщення кугове	Кут	$\Delta \varphi = \varphi_t - \varphi_0$	рад	L ⁰
Довжина траєкторії	Довжина	$l = \sum ds$	м	L
Кривизна траєкторії	—	$k = \frac{l}{R}$	—	L ⁻¹
Момент часу	Час	t	секунда (с)	T
Тривалість руху	Час	$\Delta t = t_1 - t_0$	с	T
Темп рухів	Частота	$N = \frac{1}{\Delta t}$	герц (Гц)	T ⁻¹

Характеристика	Механічна величина	Позначення і формула	Одиниці вимірювання (СИ)	Формула розмірності
Ритм рухів	—	$R = \Delta t_{21} : \Delta t_{32}$	—	T^2
Швидкість точки	Швидкість	$v = \frac{ds}{dt} = \dot{s}$	$\text{м} \cdot \text{с}^{-1}$	LT^{-1}
Швидкість кутова	Швидкість кутова	$\omega = \frac{d\phi}{dt} = \dot{\phi}$	$\text{рад} \cdot \text{с}^{-1}$	$L^0 T^{-1}$
Прискорення лінійне	Прискорення	$a = \frac{dv}{dt} = \ddot{s}$	$\text{м} \cdot \text{с}^{-2}$	LT^{-2}
Прискорення нормальне	Прискорення	$a_n = \frac{v^2}{r} = r\omega^2$	$\text{м} \cdot \text{с}^{-2}$	LT^{-2}
Прискорення тангенціальне	Прискорення	$a_t = \frac{dv}{dt} = r\varepsilon$	$\text{м} \cdot \text{с}^{-2}$	LT^{-2}
Прискорення кутове	Прискорення	$\varepsilon = \frac{d\omega}{dt} = \ddot{\phi}$	$\text{рад} \cdot \text{с}^{-2}$	LT^{-2}
Маса	Маса	$m = \frac{F}{a}$	кілограм (кг)	M
Момент інерції тіла	Момент інерції	$I = \sum m r_i^2$	$\text{кг} \cdot \text{м}^2$	$L^2 M$
Радіус інерції	Радіус інерції	$R_{\text{ин}} = \sqrt{\frac{I}{m}}$	м	L
Сила	Сила	$F = ma$	ньютон (Н) $\text{кг} \cdot \text{м} \cdot \text{с}^{-2}$	LMT^{-2}
Сила доцентрова	Сила	$F_{\text{дц}} = \frac{mv^2}{r} = m r \omega^2$	Н	LMT^{-2}
Сила інерції	Сила	$F_{\text{ин}} = -ma$	Н	LMT^{-2}
Сила пружної деформації	Сила	$F_{\text{пруж}} = C\Delta l$	Н	LMT^{-2}
Сила притягування	Сила	$F_{\text{притяг}} = \gamma \frac{m_1 m_2}{r^2}$	Н	LMT^{-2}
Сила тяжіння	Сила	$G = F_{\text{тяж}} + F_{\text{пр}}^*$	Н	LMT^{-2}
Сила дії середовища	Сила	$R_x = SC_x \rho v^2$	Н	LMT^{-2}

Характеристика	Механічна величина	Позначення і формула	Одиниці вимірювання (СІ)	Формула розмірності
Сила тертя	Сила	$T = k_{\text{тер}} N$	Н	LMT^{-2}
Момент сили полярний	Моменти сили	$M_c(F) = Fd$	ньютон·метр (Н·м)	$L^2 MT^{-2}$
Момент сили осьовий	Моменти сили	$M_z(F) = F_T d$	Н·м	$L^2 MT^{-2}$
Імпульс сили	Імпульс сили	$S = \int_{t_0}^t F dt$	ньютон × секунда (Н·с)	LMT^{-1}
Імпульс моменту сили	Імпульс моменту сили	$S_z = \int_{t_0}^t M_z(F) dt$	ньютон·метр × секунда (Н·м·с)	$L^2 MT^{-1}$
Кількість руху	Кількість руху	$K = mv$	кг·м·с ⁻¹	LMT^{-1}
Кінетичний момент	Кінетичний момент	$K_z = I\omega$	кг·м ² ·с ⁻¹	$L^2 MT^{-1}$
Робота сили	Робота сили	$W = \int_0^s F ds$	джоуль (Дж) (Н·м)	$L^2 MT^{-2}$
Робота сили тяжіння	Робота сили	$A_{\text{тяж}} = Ph$	Дж	$L^2 MT^{-2}$
Робота пружної сили	Робота сили	$A_{\text{пруж}} = -\frac{G\Delta l^2}{2}$	Дж	$L^2 MT^{-2}$
Робота сили тертя	Робота сили	$A_{\text{тер}} = -k_{\text{тер}} Ns$	Дж	$L^2 MT^{-2}$
Потужність сили	Потужність сили	$N = \frac{dA}{dt} = Fv$	ват (Вт) (Дж·с ⁻¹)	$L^2 MT^{-3}$
Кінетична енергія тіла, що рухається поступально	Кінетична енергія	$E_{\text{к(пост)}} = \frac{mv^2}{2}$	Дж	$L^2 MT^{-2}$
Кінетична енергія тіла, що обертається	Кінетична енергія	$E_{\text{к(обер)}} = \frac{I\omega^2}{2}$	Дж	$L^2 MT^{-2}$
Потенціальна енергія в полі сил тяжіння	Потенціальна енергія	$E_{\text{п(тяж)}} = Gh$	Дж	$L^2 MT^{-2}$
Потенціальна енергія пружнодеформованого тіла	Потенціальна енергія	$E_{\text{п(пруж)}} = \frac{C\Delta l^2}{2}$	Дж	$L^2 MT^{-2}$

КОРОТКИЙ ТЛУМАЧНИЙ СЛОВНИК ОСНОВНИХ ТЕРМІНІВ, ЯКІ ЗАСТОСОВУЮТЬСЯ У БІОМЕХАНІЦІ

Рухова функція

Рухова функція — одна з найважливіших функцій організму. У процесі еволюції організм людини як відкрита, але відносно уособлена біологічна система, набув здатності до активних рухів завдяки наявності ефективних механізмів обміну енергією, речовиною та інформацією з довколишнім середовищем. Характер та закономірності організації цих рухів багато у чому визначають ті прояви життєдіяльності організму, котрі прийнято об'єднувати загальним поняттям — *рухова функція людини*. Стан рухової функції відображає здатність конкретної біологічної системи вловлювати, накопичувати та перетворювати різні види енергії, речовини та інформації. Ця здатність може бути змінена й вивчена шляхом об'єктивного дослідження механічних рухів та інших фізичних проявів біологічної системи організму.

Оскільки матерія та рухи як філософські категорії найбільш повно відображають цілісні сучасні наукові уявлення про всесвіт, то з визначеною мірою певності можна стверджувати, що матерія та рух організму людини також являють собою єдине й нерозривне ціле. Практично це означає, що кожному рівню побудови та організації матерії організму відповідає цілком певний рівень побудови його рухів. На атомно-молекулярному рівні — один рівень рухів, на клітковому — другий, на тканинному — третій, органному й організменному — відповідно четвертий та п'ятий. Кожному рівню відповідає свій рівень взаємодій, що визначає, насамкінець, закономірності виявлення рухової функції. Так звані *сильні* (або *ядерні*) та *електромагнітні взаємодії* детермінують в основному закономірності руху матерії організму людини на атомно-молекулярному рівні, а також на клітковому та тканинному рівнях побудови матерії. *Гравітаційні* і, якоюсь мірою, *слабкі* взаємодії визначають закони руху матерії на органному та організменному рівнях.

Механізми регуляції рухової функції, як і матерія — її носій, мають

багаторівневу структуру організації. Довільне управління механічними рухами цілісного організму людини відбувається під впливом в основному гравітаційних взаємодій. Схематично спрощено організацію рухової функції на рівні цілісного організму можна уявити складеною з таких блоків:

- блок управління, центральною частиною котрого є нервова система;
- блок виконання (ефекторний), що включає руховий апарат (скелетно-м'язова система) та залози;
- блоки обслуговуючих систем (практично це усі інші системи організму, серед котрих виділяються ендокринна, серцево-судинна, травна, дихальна, видільна та ін.).

Взаємозв'язок усіх цих структурних блоків, взаємообумовленість їх будови, розташування і функції у синтетичній єдності породжують специфічну інтегративну рухову функцію людини.

Поняття, що характеризують рухову функцію

Адаптація — система механізмів рухової функції, що забезпечує такі зміни її характеристик або способів її виявлення, котрі спрямовані на підвищення ефективності її функціонування для підтримання гомеостазису організму людини та його нерівноважного термодинамічного стану по відношенню до довколишнього середовища.

Біокінематичний ланцюг — система взаємозв'язаних біокінематичних пар, просторові координати котрих визначаються особливостями анатомічної будови рухового апарату людини.

Біокінематична пара — рухоме з'єднання двох біоланок рухового апарату людини, що мають між собою кінематичні зв'язки, котрі обмежують їх зовнішню свободу рухів.

Біомеханічні характеристики рухів людини — це міри змін механічного стану рухової функції людини на рівні цілісного організму (матеріальної точки або системи матеріальних точок).

Витривалість — це така рухова якість людини, котра характеризує її працездатність і може виявлятися нею протягом певного часу; оцінити її можна тільки за суворої регламентації заданих біомеханічних характеристик рухових дій.

Власне магнітне поле тіла людини — це магнітне поле, створюване його молекулами, атомами або іонами, що кількісно характеризується магнітною індукцією, абсолютне значення котрої дорівнює силі, що діє на поодинокий електричний заряд, який рухається з одиничною швидкістю у напрямку, перпендикулярному до напрямку магнітної індукції.

Гомеостазіс — стан рухової функції, що забезпечує сталість внутрішнього середовища організму за умов його активної та динамічної взаємодії із зовнішнім середовищем.

Гравітаційна енергія — це енергія, котра кількісно характеризує запас працездатності системи, що має якусь масу і піднята над Землею, або системи, що складається з окремих точкових мас, взаємопов'язаних між собою пружними силами, або системи, маси котрих, взаємодіючи між собою, здійснюють певну роботу за рахунок реакції своїх зв'язків.

Гравітаційне поле — це поле сили тяжіння (прискорення сили тяжіння), котра є складовою двох основних сил: сили тяжіння Землі та відцентрової сили, викликаної її добовим обертанням. Це поле, як і будь-яке інше, визначається прискоренням у кожній точці простору (силою, що діє на одиничну масу, вміщену у цю точку).

Гравітаційні взаємодії тіла людини — це взаємодії, що характеризуються співвідношенням його гравітаційної маси з масою Землі, а також співвідношенням мас його відносно рухомих частин — ланок, котрі визначають особливості метаболізму її організму, тип вищої нервової діяльності та його рухові можливості.

Динамічні характеристики рухів людини — це міри зовнішніх та внутрішніх взаємодій тіла людини (матеріальної системи), що визначають причини її рухів.

Енергія — здатність тіла здійснювати роботу (запас працездатності системи).

Ентропія — ступінь впорядкованості елементів системи (кількісна міра невизначеності). При максимально можливому порядку елементів у системі її енергія є максимальною, а ентропія дорівнює нулю.

Жест — культурно детермінований експресивний рух, що визначає певний душевний стан, використовується звичайно для надання додаткової виразності мові.

Звичні маніпуляції — це рухи, котрі приносять їх виконавцеві певне самозадоволення (однак є несприйнятливими з точки зору загальноприйнятих норм поведінки, координованими руховими актами). Виникають найчастіше у моменти тривоги, нудьги, втоми, ніяковіння.

Зворотний зв'язок — механізм інформаційного забезпечення системи управління адаптацією організму у середовищі його проживання.

Змістове завдання — особисто осмислене й усвідомлене, включене у систему цінностей людини її власне ставлення до необхідності виконання певних рухів із заданими біомеханічними характеристиками, що стимулюють її до активізації розумової та рухової діяльності й дозволяють досягти відповідної мети при розв'язанні того чи іншого рухового завдання.

Імпринтинг (англ. — зберігання) — одна з форм адаптації, вироблена у людини в процесі філогенезу. Проявляється, зокрема, у вигляді прихильності до матері (батька). Має велике значення у ході нормального формування людини у процесі онтогенезу. Ґрунтується на генотипних та фенотипних нейробіологічних механізмах звикання різних систем живого організму. У процесі розвитку людини закладається в основу механізмів пам'яті. Завдяки цьому людина здатна навчатися.

Кінематичні характеристики рухів людини — це міри положення та руху у просторі та у часі (просторові, часові та просторово-часові) тіла людини (матеріальної точки або системи матеріальних точок).

Координаційна структура руху — це закон інтеграції кінематичних та

динамічних структур у єдиній системі рухової дії.

Координаційні здібності — це такі природжені передумови в організації рухової функції, котрі визначають її відповідність біомеханічним вимогам до реалізації рухових завдань, що мають певні кінематичні та динамічні параметри і при цьому дозволяють людині вибирати оптимальні способи розв'язання рухових завдань, мінімізуючи свої енергетичні витрати.

Координація рухів — це умовний термін, що показує ступінь узгодженості кінематичних та динамічних характеристик рухової дії при розв'язанні рухового завдання (координат точок тіла, траєкторій, кутів у суглобах, швидкостей та прискорень руху мас ланок тіла, діючих сил, моментів сил, інерційних характеристик рухів ланок тіла тощо).

Локомоторний механізм виникає у системі біокінематичних пар та ланцюгів, що забезпечують розв'язання людиною певного рухового завдання.

Локомоції — це активні переміщення тіла людини у просторі за допомогою роботи м'язів у різних умовах взаємодії з гравітаційним полем Землі.

Магнітна енергія — це енергія, котру має струм. Вона відповідає енергії, що витрачається на створення поля, і вивільнюється, коли поле щезає. При русі провідника у магнітному полі перпендикулярно до його силових ліній у ньому індукується напруга, що називається електромагнітною індукцією. Таким чином виникає електромагнітне поле.

Маніпуляції — координаційно складні рухи кисті та пальців.

Манірні рухи — незвичайна (примхлива, вигадлива) форма цілеспрямованої рухової дії, що виникає внаслідок включення стереотипної дії у цілеспрямовану поведінку.

Метаболізм — процес руху живої матерії на субмікрорівні її організації, котрий супроводжується виділенням хімічної та теплової енергії, перетворюваної у подальшому на електромагнітну енергію клітин, тканин та органів. Це забезпечує їхню працездатність, перетворювану, у свою чергу, на гравітаційну енергію усього тіла, що забезпечує рух на макрорівні організації організму людини.

Механічні рухи — це зміни положення тіла (матеріальної точки або системи його матеріальних точок) з плином часу відносно інших тіл (систем відліку). Під рухом розуміють будь-які зміни в організмі, а також зміну його стану.

Моторика — сукупність (система) рухових здібностей та рухових можливостей людини.

Негентропія — міра ймовірності підтримання певного стану системи незважаючи на фізичні перепони для її існування (наприклад, гомеостазіс організму, стабільність біомеханічної системи вправи тощо).

Рухова активність — це біологічно детермінований рівень виявлення рухових здібностей та рухових можливостей, обумовлений генотипними та фенотипними особливостями організму людини.

Рухова дистонія — одночасне скорочення м'язів-агоністів та м'язів-антагоністів, що супроводжується спазмом (швидкими тикоподібними рухами), м'язовою активністю, тривалістю від 1 с і більше.

Рухова дія — це таке виявлення рухової активності людини, котре нею усвідомлене й цілеспрямоване на розв'язання будь-якого конкретного рухового завдання (технічна дія, змагальна дія — мета тренувального процесу).

Рухова навичка — це автоматизований компонент рухової дії, у котрому усвідомлюються тільки ті сенсорні корекції, що забезпечують її змістовну та програмну частини.

Рухове завдання — це соціально та біологічно обумовлена вимога для виконання певних рухів із заданими біомеханічними характеристиками, що стимулює людину до активізації розумової та рухової діяльності й, насамкінець, дозволяє досягти відповідної мети у процесі використання окремої фізичної вправи, впливу певного рухового режиму, тієї або іншої системи фізичного виховання та гравітаційного тренування.

Рухове уміння — це певний рівень підготовленості людини до ефективного розв'язання рухового завдання, що сформований у процесі навчання на основі системи природжених та набутих рухових навичок.

Рухові здібності — це потенційна, але не реалізована схильність людини до того чи іншого прояву рухової функції.

Рухові можливості — це реальні передумови до виконання рухів з певними біомеханічними характеристиками, що склалися в організмі людини у процесі філогенезу, онтогенезу, навчання та тренування.

Рухові стереотипи — це рухи, що одноманітно повторюються, нецілеспрямовані, безглузді, нерідко тривають довго на шкоду іншим формам рухової активності людини.

Рухові якості — це окремі, якісно різні боки моторики людини, котрі виявляються нею в одних і тих самих біомеханічних характеристиках, мають один і той самий вимірювач та мають схожі анатомічні, біологічні та психічні механізми забезпечення та реалізації.

Сила — це міра взаємодії тіла людини у цілому, окремих його частин — ланок або інших біоелементів (клітин, тканин, органів) з гравітаційним або електромагнітним полем.

Соматична система координат (від лат. *somo* — тіло людини) — це система координат тіла людини (центр розташований в антропометричній точці *A* — верхівці остистого виростка *V* поперекового хребця — *L-5*), що однозначно визначає положення у тримірному просторі матеріальної системи точок тіла людини.

Спритність — це така якість, котра дозволяє людині розв'язувати рухові завдання, що характеризуються великою складністю, швидкою зміною зовнішніх умов та потребують від неї відповідно швидкої та узгодженої зі змінними умовами зміни характеристик координаційної структури та рухового складу власних дій.

Структури рухових дій, динаміка прояву котрих у змагальній діяльності найчастіше моделюється у спортивному тренуванні:

- *управління* (інформаційно-психологічна структура) — забезпечується такою функціональною активністю нервової системи, в результаті котрої у

людини формуються мотив і мета дії, на основі переробки інформації із зовнішнього середовища будується оперативний образ (концептуальна модель) дії, приймається рішення, здійснюється перевірка результатів і корекція елементів дії;

- *виконання* (антропомоторна, біомеханічна, а також структура гравітаційних взаємодій) — включає: системи генотипних та фенотипних навичок, а також природжених та набутих у процесі природного біологічного розвитку, навчання та тренування, комплексів рухових реакцій поведінки та рухових умінь, що містять такі елементи прояву рухової активності, як реакції пози, просторові переміщення тіла певної маси у гравітаційному полі, локомоції, маніпуляційні та інші рухи, котрі забезпечують розв'язання рухового завдання та досягнення мети;

- *обслуговуючі структури* — забезпечуються взаємодією систем, що обслуговують апарат рухів (серцево-судинна, дихальна, травна, ендокринна, видільна тощо).

Техніка фізичних вправ (спортивна техніка) — спосіб розв'язання рухового завдання, система рухових дій, основана на раціональному використанні рухових можливостей людини, спрямована на досягнення нею високих показників в обраному виді спорту.

Технічна майстерність — ступінь розвитку рухових можливостей, котрий характеризується таким обсягом рухових дій, такою раціональністю, ефективністю та опанованістю їх виконання, котрі дозволяють людині розв'язувати рухові завдання у відповідному виді спорту.

Тик — раптовий, мимовільний одноманітний рух, до котрого залучаються певні групи м'язів. Він нагадує нормальний координований рух, варіює за інтенсивністю і відрізняється відсутністю ритмічності, може тимчасово приглушуватися вольовим зусиллям й відносно легко імітується. В його основі лежить короткочасне скорочення м'яза, котрий викликає даний рух, або одночасна активація м'яза-агоніста й м'яза-антагоніста тривалістю 50—500 мс.

Утома — часове зниження рухової активності та рухових можливостей

людини, спричинене таким проявом рухової функції, котрий перевищує потенціал її організму у даний період часу.

Фізична вправа — це основний засіб фізичного виховання — комплекс рухових дій, спрямованих на розв'язання певних окремих завдань фізичного виховання, рухової реабілітації або прикладної професіональної рухової дидактики, спортивного тренування, виконуваних за суворої регламентації гравітаційних взаємодій організму людини, зокрема біомеханічних характеристик її рухів, зовнішніх умов з урахуванням геометрії мас її тіла, статевих та вікових особливостей і загального стану її організму.

Фізичне навантаження — виявляється у вигляді підвищення інтенсивності обміну речовин та активізації емоціонально-психічних процесів в організмі людини. Виникає внаслідок застосування фізичних вправ або в результаті будь-яких інших причин, що призводять до змін умов гравітаційних взаємодій організму, котрі супроводжуються збільшенням маси тіла людини або зміною дії на неї якихось зовнішніх сил (точки докладання, модуля, вектора) або впливу прискорень. У випадку адекватного застосування та суворого медико-біологічного контролю здатна викликати в організмі адаптаційні або інші зміни, що забезпечують збереження його гомеостазису та стимулюють його спрямований розвиток.

Фізичний розвиток — термін, що має два тлумачення: а) процес розвитку, формування рухової функції людини у філогенезі або онтогенезі; б) стан рухової функції людини у конкретний момент часу, що характеризується фізичними параметрами статури, рухового апарату, систем, що його обслуговують.

Швидкість — це така якість, котра визначається швидкістю руху центра мас тіла людини, його окремих ланок або точок тіла у вибраній системі відліку, а також швидкістю або часом його рухової реакції у відповідь на будь-який зовнішній подразник.

Чинники, процеси та технології, що впливають на рухову функцію

Алгоритм (алгорифм) — це сукупність правил, що визначають ефективну процедуру розв'язання будь-якого завдання з певного заданого класу завдань.

Апроксимація (наближення, відтворення — лат.) — математична операція, котра полягає у наближеному описі аналітичної функції, фактичних даних або у заміні складних функцій простими.

Варіативність (зміни — лат.) — відмінності у кількісних показниках, що характеризують будь-який об'єкт або процес (коефіцієнт варіації — відношення середньоквадратичного відхилення додатної випадкової величини до її математичного очікування).

Гомоморфізм — це поняття передбачає таке спрощення та скорочення інформації про модельований об'єкт, котре не викривлює ізоморфних відношень моделі з оригіналом.

Гомохронність — характеристика взаємозв'язку моделі руху та її оригіналу (наприклад, таких їхніх характеристик, як відстань, масштаб часу, швидкість тощо).

Гравітаційне тренування — це спеціально організований процес педагогічного управління, в основу котрого покладено методи інтенсивних занять спеціальними фізичними вправами для досягнення високого заданого рівня формування певних навичок та умінь, розвитку рухових можливостей та досконалості рухової функції осіб, котрі тренуються. Її ефективність досягається шляхом застосування методів критеріального моделювання таких умов гравітаційних взаємодій рухової функції людини із зовнішнім середовищем, котрі є характерними, наприклад, для її майбутньої спортивної змагальної або будь-якої професійної рухової діяльності.

Дидактичні принципи — цілісна система взаємопов'язаних вихідних положень, що визначає та регламентує діяльність педагогів-тренерів та учнів (спортсменів) у відповідності до мети фізичного виховання й закономірностей розвитку організму людини та умовами її взаємодії з довколишнім

середовищем у процесі навчання рухових дій.

Екстенсивна організація управління тренувальним процесом пов'язана зі збільшенням його кількісних (витратних, ресурсних), наприклад часових, енергетичних, матеріальних, а не якісних (ефективних) показників та результатів.

Змагальна діяльність — це динамічна система специфічно організованих у кожному виді спорту рухових дій, орієнтованих на розв'язання тих рухових завдань, котрі передбачені й регламентовані умовами й правилами змагань.

Ізоморфізм — це поняття відображає такі відношення моделі та оригіналу, за котрих їхня взаємно однозначна відповідність оцінюється за схожістю, еквівалентністю, подібністю форми цих об'єктів або інших характеристик.

Інваріантність — це якість біомеханічних характеристик рухів, завдяки котрій вони залишаються незмінними при певних перетвореннях, зокрема деяких спрощеннях, немінучих при моделюванні.

Інтенсивна організація управління тренувальним процесом характеризується високою ефективністю, її результати досягаються за рахунок підвищення (поліпшення) якісних показників, а не збільшення витрат та споживання значних ресурсів.

Кінезитерапія — один з напрямів прикладної кінезіології, в основі котрого лежить специфічний метод спрямованого регулювання гравітаційних взаємодій організму людини та середовища, метою якого є профілактика та лікування захворювань, а також реабілітація тимчасово втрачених якостей різних функцій; засобами слугують мимовільні рухи (пасивна кінезитерапія) та рухові дії (довільні рухи), фізичні вправи (активна кінезитерапія).

Корекція гравітаційних взаємодій тіла людини — це спосіб приведення маси її тіла та мас окремих, відносно рухомих його ланок до такого співвідношення, котре забезпечувало б задану їх взаємодію для ефективного розв'язання конкретних рухових завдань.

Кореляція (співвідношення), відповідність (взаємозв'язок, взаємозалежність — англ.) — вірогідна (стохастична) залежність між

випадковими величинами, що не має характеру суворого функціонального зв'язку між ними.

Критерії подібності — це такі математичні співвідношення характеристик модельованого об'єкта та його моделі, котрі фіксують ті або інші умови їхньої подібності. Моделі, побудовані з дотриманням критеріїв подібності, називаються критеріальними.

Метод навчання — спосіб реалізації дидактичних принципів, спосіб діяльності педагога-тренера та адекватна йому рухова діяльність учнів-спортсменів. Це певна форма теоретичного та практичного опанування руховими діями виходячи з фізичного та духовного розвитку особистості.

Моделювання змагальної діяльності — це процес відображення певних закономірностей її організації, зокрема гравітаційних взаємодій тіла людини та відтворення їх за допомогою спеціальних фізичних вправ або технічних засобів із дотриманням основних положень теорії подібності та її принципів взаємно однозначної відповідності моделі та модельованих об'єктів. Спеціальні фізичні вправи при цьому використовуються як засоби спрямованого впливу на організм спортсмена та пред'являють їм у тренувальному процесі як рухові завдання, котрі адекватні меті й завданням їхньої ефективної підготовки до змагань.

Модель спортивної техніки — це об'єкт будь-якої природи, що дозволяє замішувати рух або рухову дію (зразок техніки), котрі вивчаються, таким чином, щоб під час досліджень можна було б отримати нові знання про спортивну техніку.

Об'єкт фізичного виховання — особа, котра займається фізичним вихованням, спортсмен.

Оптимізація гравітаційних взаємодій тіла людини — це спосіб приведення її маси та мас її окремих ланок до такого співвідношення, котре дозволяє їй успішно розв'язувати рухові завдання, витрачаючи при цьому мінімум енергетичних ресурсів за умов збереження психологічного потенціалу своєї особистості.

Регресійна модель — рівняння регресії, що дозволяє аналітично визначити очікувані (середні) значення однієї ознаки за заданим числовим значенням іншої, сполученої з нею ознаки.

Регресійний аналіз — це метод математичної статистики, що дозволяє визначити ступінь роздільного та сумісного впливу чинників, котрі вивчаються, на результативну ознаку, та кількісно оцінити цей вплив шляхом використання різних критеріїв.

Регресія (повернення, повторення — лат.) — це закон зміни умовного математичного очікування однієї випадкової величини залежно від значення іншої (ряд групових середніх y_x (або x_y), що показує динаміку зміни ознаки Y (або X) залежно від зміни значень ознаки X (або Y).

Рухова реабілітація — це процес відновлення тимчасово втрачених якостей рухової функції засобами фізичного виховання для збереження здоров'я та забезпечення нормальних умов життєдіяльності організму людини.

Система фізичного виховання розглядається як одна з найважливіших частин усієї соціальної, громадської та державної системи виховання, що дає змогу кожній людині зміцнювати своє здоров'я, ефективно розвивати й удосконалювати свої рухові можливості в органічній єдності з усіма іншими (розумовими, моральними та естетичними) компонентами своєї особистості.

Спеціальні вправи являють собою таку систему моделей рухових дій, котра повною мірою зберігає гомоморфні та ізоморфні відносини з біомеханічною гравітаційною структурою змагальних вправ. Доведенням адекватності цих моделей меті й завданням спеціальної підготовки може слугувати тільки відповідність модельованих ними рухових дій об'єктивно встановленим критеріям подібності з тими або іншими компонентами змагальної діяльності.

Спорт — одна з найбільш активних форм виявлення фізичної культури у житті суспільства, що характеризується насамперед змагальною діяльністю, у котрій певним чином оцінюються та співставляються результати процесу фізичного виховання як окремих індивідуумів, так і цілих колективів.

Спортивне змагання — це одна з найефективніших форм занять фізичними вправами, що вирізняється штучно організованим та регламентованим певними правилами суперництвом фізкультурників та спортсменів у рамках єдиного та цілісного педагогічного процесу фізичного виховання, спрямована на активізацію їх розумової та рухової діяльності для удосконалення їх рухової функції та зміцнення здоров'я.

Спортивний результат (результат змагань) — це такий прояв рухової функції спортсменів за умов індивідуального або колективного суперництва, регламентованого, вимірюваного та оцінюваного відповідно до правил змагань, котра відрізняється специфічними для кожного виду спорту біомеханічними характеристиками рухових дій та особливостями способів розв'язання рухових завдань.

Структура змагальної діяльності — це закон інтеграції елементів змагальної діяльності, котрі можуть бути представлені у вигляді системи багаторівневих моноцільових моделей, що об'єктивно відображають ієрархічні зв'язки психологічних, біологічних, функціонально-морфологічних та інших компонентів моторики, які забезпечують успішне розв'язання основних рухових завдань.

Суб'єкт фізичного виховання — педагог (тренер), котрий здійснює управління поведінкою об'єкта — спортсмена. Якщо спортсмен свідомо й активно бере участь у процесі навчання, то він, як і тренер, стає його суб'єктом.

Технічна підготовка — специфічна форма організації процесу гравітаційного тренування, метою якого є таке використання педагогічних засобів, що дозволяє спортсменам досягти потрібного рівня технічної майстерності.

Тренажери — це пристрої або пристосування, за допомогою котрих у процесі гравітаційного тренування моделюються ті або інші умови майбутньої реальної діяльності учнів (наприклад, змагальні умови виконання спортивних вправ). Вони дозволяють спрямовано перетворювати енергію зовнішнього середовища таким чином, щоб вона набувала необхідної для утилізації

організмом корисної форми. Тренажери класифікуються: *за призначенням* (пристрої, застосовувані для розвитку певних рухових здібностей; технічні засоби, використовувані для розвитку рухових якостей — силових можливостей окремих м'язових груп; пристрої, призначені для управління процесом формування спеціальних рухових навичок); *за спрямованістю* (на опанування геометрії рухів, біокінематичної або біодинамічної структури рухів); *за областю моделювання* з використанням механічних чинників (різних умов гравітаційних взаємодій тіла людини), інформаційних чинників (логічних схем); *за характером інформаційного обміну* (з дублюванням зворотного зв'язку, без дублювання зворотного зв'язку, з використанням звукових, слухових та інших каналів зв'язку).

Фізична культура — частина загальнолюдської культури, найважливішими цінностями котрої є здоров'я, фізична й духовна досконалість особистості.

Фізична підготовка — специфічна форма організації процесу гравітаційного тренування, метою котрого є таке використання педагогічних засобів, що дозволяє спортсменам досягти заданого рівня розвитку своїх рухових (фізичних) якостей.

Фізичне виховання — спеціально організований активний пізнавальний процес, що характеризується двосторонньою взаємопов'язаною діяльністю педагога (тренера) та учня (спортсмена) з передачі та засвоєння комплексу знань, рухових навичок та умінь, спрямований на зміцнення здоров'я людини, підготовку її до праці, професійної діяльності у нерозривному зв'язку з моральними, етичними та соціально-патріотичними прагненнями суспільства й держави.

ЛІТЕРАТУРА

1. Бернштейн Н.А. О ловкости и ее развитии. – М.: ФиС, 1991. – 28 с.
2. Брижаций О.В. Біомеханіка: модульна система навчання: Навчальний посібник для факультетів фізичного виховання педагогічних вузів та педагогічних університетів. – Суми: ВВП “Мрія” ЛТД, 1997. – 64 с.
3. Брижаций О.В., Одинцова С.В. Біомеханічні основи спортивної діяльності: Навчальний посібник: Лекційний матеріал до дисципліни “Теорія і методика обраного виду спорту”. – Суми, 1998. – 154 с.
4. Волков В.М., Филин В.П. Спортивный отбор. – М: ФиС, 1983. – 176 с.
5. Глузман Л С., Баранов В.М. Домашние тренажеры. – М.: Знание, 1985. – 64 с.
6. Донской Д.Д. Биомеханика с основами спортивной техники. – М.: ФиС, 1971. – 288 с.
7. Запорожанов В.А. Контроль в спортивной тренировке. – К.: Здоров’я, 1988. – 144 с.
8. Зациорский В.М., Алешинский С, Якунин Н.Л. Биомеханические основы выносливости. – М.: ФиС, 1982 – 207 с.
9. Зациорский В.М., Аруин А.С., Селуянов В.П. Биомеханика двигательного аппарата человека. – М.: ФиС, 1981. – 143 с.
10. Иваницкий М.Ф. Анатомия человека (с основами динамической и спортивной морфологии): Учеб. для ИФК. – М.: ФиС, 1985. – 544 с.
11. Иванов В.В. Комплексный контроль в подготовке спортсменов. – М.: ФиС, 1987. – 256 с.
12. Использование тренажеров в оздоровительных целях / А.А.Шелюженко, С.А.Душанин, Е.А.Пирогова, Л.Я.Иващенко, - К.: Здоров’я, 1984. – 135 с.
13. Лапутин А.Н., Хапко В.Е. Биомеханика физических упражнений. – К.: Рад. шк., 1986. – 135 с.
14. Лапутин А.Н. Обучение спортивным движениям. – К.: Здоров’я, 1986.

– 216 с.

15.Лапутин А.Н., Уткин В.Л. Технические средства обучения: Учебное пособие для ИФК. – М.: ФиС, 1990. – 80 с.

16.Лапутін А.М., Носко М.О., Кашуба В.О. Біомеханічні основи техніки фізичних вправ. – К.: Наук. світ, 2001. – 201 с.

17.Назаров В.Т. Движения спортсменов. – Мн.: Полымя, 1984. – 176 с.

18.Практическая биомеханика / А.Н.Лапутин, В.В.Гамалий, А.А.Архипов и др.; А.Н.Лапутин (общ. ред.). – К.: Науковий світ, 2000. – 298 с.

19.Уткин В.Л. Биомеханика физических упражнения: Учеб. пособие для студентов фак. физ. воспитания пед.ин-тов, физ.культуры по спец. №2114 “Физ.воспитание”. – М.: Просвещение, 1989. – 210 с.

20.Нока Р.М. Основы кинезиологии. – К.: Олимпийская литература, 1998. – 400 с.

Додаткова література

1. Баландин В.И., Блудов Ю.М., Плахтиенко В.А. Прогнозирование в спорте. – М.: ФиС, 1986. – 192 с.

2. Благу П.К. К теории тестирования двигательных возможностей. – М.: ФиС, 1982. – 165 с.

3. Верхошанский Ю.В. Основы специальной физической подготовки спортсменов. – М.: ФиС, 1988. – 331 с.

4. Гурфинкель В.С., Левик Ю.С. Скелетная мышца структура и функция. – М.: Наука, 1985. – 143 с.

5. Зотов В.П. Восстановление работоспособности в спорте. – К.: Здоров'я, 1990. – 200 с.

6. Карпман В.Л. и др. Тестирование в спортивной медицине. – М.: ФиС, 1988. – 208 с.

7. Матвеев Л.П. Основы спортивной тренировки. – К.: Вища школа, 1984. – 336 с.

8. Миронова З.С. и др. Перенапряжение опорно-двигательного аппарата у спортсменов. – М.: ФиС, 1982. – 95 с.
9. Моногаров В.Д. Утомление в спорте. – К.: Здоров'я, 1986. – 120 с.
10. Назаров В.Т. Биомеханическая стимуляция: явь и надежды. – Мн.: Полямя, 1986. – 95 с.
11. Платонов В.Н. Современная спортивная тренировка. – К.: Здоров'я, 1980. – 336 с.
12. Платонов В.Н. теория и методика спортивной тренировки. – К.: Вища школа, 1984. – 336 с.
13. Практикум по биомеханике: Пособие для ИФК /Под редакцией И.М.Козлова. - М.: ФиС, 1980. – 120 с.
14. Программированное обучение и технические средства в спортивной тренировке / Под редакцией Н.А.Нельма. – Мн.: Полямя. – 148 с.
15. Теория спорта /Под редакцией В.Н.Платонова. – К.: Вища школа, 1987 – 424 с.
16. Техническая подготовка спортсменов в циклических видах спорта /Братковский В.К., Лисенко Г.И. – К.: Здоров'я, 1991. – 135 с.
17. Фомин Н.А., Вавилов Ю.М. Физиологические основы двигательной активности. – М.: ФитС, 1991. – 224 с.

Козубенко О. С., Тупєєв Ю.В.

БІОМЕХАНІКА ФІЗИЧНИХ ВПРАВ

Навчально-методичний посібник