

Міністерство освіти і науки України
Донбаська державна машинобудівна академія (ДДМА)
Кафедра технічної механіки



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

С. В. Подлесний

БИОМЕХАНИКА

Конспект лекцій

для студентів спеціальності 122 «Комп'ютерні науки»

BIOMECHANICS

Lecture notes

for students specialties 122 "Computer Science"

Розроблено за підтримки міжнародного проекту «Erasmus+» BioArt «Інноваційна мультидисциплінарна навчальна програма для підготовки бакалаврів та магістрів зі штучних імплантів для біоінженерії» (586114-EPP-1-2017-1-ES-EPPKA2-SBHE-JP), що фінансується Європейською Комісією. Підтримка Європейською комісією цієї програми не означає схвалення змісту, який відображає лише думки авторів, і Комісія не може нести відповідальність за будь-яке використання інформації, що міститься в ній.

Краматорськ
ДДМА
2019

УДК 519.8 : 004.42

Біомеханіка: конспект лекцій для студентів закладів вищої освіти спеціальності 122 «Комп'ютерні науки», освітня програма «Комп'ютерні науки в медицині» / укл. С. В. Подлесний. – Краматорськ : ДДМА, 2019. – 104 с.

Конспект лекцій призначений для студентів спеціальності 122 «Комп'ютерні науки», які починають вивчати біомеханіку. Містить лекційні матеріали, згідно програмі курсу, приклади, перелік літератури.

The lecture notes are intended for students of the specialty 122 "Computer Science", who begin to study biomechanics. Includes lecture materials, sample programs, appendices, list of references. Contains lecture materials, according to the course program, examples, list of literature.

Затверджено
на засіданні кафедри комп'ютерних
інформаційних технологій
протокол № 11 від 18.06.2019 р.

Затверджено
Вченою радою факультету
автоматизації машинобудування
й інформаційних технологій
протокол № 9 від 24.06.2019 р.

Розроблено за підтримки міжнародного проєкту «Erasmus+» BioArt «Інноваційна мультидисциплінарна навчальна програма для підготовки бакалаврів та магістрів зі штучних імплантів для біоінженерії» (586114-EPP-1-2017-1-ES-EPPKA2-SVHE-JP), що фінансується Європейською Комісією. Підтримка Європейською комісією цієї програми не означає схвалення змісту, який відображає лише думки авторів, і Комісія не може нести відповідальність за будь-яке використання інформації, що міститься в ній.

© ДДМА, 2019

© С. В. Подлесний, 2019

Лекція 1.

ВВЕДЕННЯ. БІОМЕХАНІКА ЯК НАВЧАЛЬНА І НАУКОВА ДИСЦИПЛІНА

Біомеханіка - це розділ біофізики, в якому вивчаються механічні властивості тканин, органів і систем живого організму і механічні явища, що супроводжують процеси життєдіяльності. Користуючись методами теоретичної і прикладної механіки, ця наука досліджує деформацію структурних елементів тіла, перебіг рідин і газів у живому організмі, рух у просторі частин тіла, стійкість і керованість рухів та інші питання, доступні зазначеним методам. На основі цих досліджень можуть бути складені біомеханічні характеристики органів і систем організму, знання яких є найважливішою передумовою для вивчення процесів регуляції. Облік біомеханічних характеристик дає можливість будувати припущення про структуру систем, що керують фізіологічними функціями. До останнього часу основні дослідження в галузі біомеханіки були пов'язані з вивченням рухів людини і тварин. Однак сфера додатку цієї науки прогресивно розширюється; зараз вона включає в себе також вивчення дихальної системи, системи кровообігу, спеціалізованих рецепторів тощо. Цікаві дані отримані при вивченні еластичного і нееластичного опору грудної клітини, рухів газів через дихальні шляхи. Робляться спроби узагальненого підходу до аналізу руху крові з позицій механіки суцільних середовищ, зокрема, вивчаються пруге коливання судинної стінки. Доведено також, що з точки зору механіки структура судинної системи оптимальна для виконання своїх транспортних функцій. Реологічні дослідження в біомеханіці виявили специфічні деформаційні властивості багатьох тканин тіла: експоненціальну нелінійність зв'язку між напругами і деформаціями, істотну залежність від часу тощо. Отримані знання про деформаційні властивості тканин допомагають вирішенню деяких практичних завдань, зокрема, вони використовуються при створенні внутрішніх протезів (клапани, штучне серце, судини тощо). Особливо плідно застосовується класична механіка твердого тіла у вивченні рухів людини. Часто під біомеханікою розуміють саме цей її додаток. При вивченні рухів біомеханіка використовує дані антропометрії, анатомії, фізіології нервової і м'язової систем та інших біологічних дисциплін.

Кількість керуючих впливів у нервово-м'язовій системі величезна. Тим не менш, нервово-м'язова система володіє дивовижною надійністю і широкими компенсаторними можливостями, здатністю не тільки багаторазово повторювати одні і ті ж стандартні комплекси рухів (синергії), але і виконувати стандартні довільні рухи, спрямовані на досягнення певних цілей. Крім здатності організувати і активно завчати необхідні рухи, нервово-м'язова система забезпечує пристосованість до швидко мінливих умов навколишнього і внутрішнього середовища організму, змінюючи стосовно цих умов звичні дії. Ця варіативність має не тільки пасивний характер, але володіє рисами активного пошуку, здійснюваного нервовою системою, коли вона домагається найкращого вирішення поставлених завдань. Перелічені здібності нервової системи забезпечуються переробкою в ній інформації про рухи, яка надходить зі зворотних зв'язків, утворених сенсорною афферентацією. Діяльність нервово-м'язової системи відображається в тимчасовій, кінематичній і динамічній структурах руху. Завдяки цьому відображенню стає можливим, спостерігаючи механіку, отримати інформацію про регуляцію рухів і її порушення. Такою можливістю широко користуються при діагностиці захворювань, в нейрофізіологічних дослідженнях за допомогою спеціальних тестів при контролі рухових навичок і навченості інвалідів, спортсменів, космонавтів і в ряді інших випадків.

ІСТОРІЯ РОЗВИТКУ БІОМЕХАНІКИ

Біомеханіка - одна з найстаріших гілок біології. Її витокami були роботи Аристотеля і Галена, присвячені аналізу рухів тварин і людини. Але тільки завдяки роботам одного з найбільш блискучих людей епохи Відродження - Леонардо да Вінчі (1452 - 1519) - біомеханіка зробила свій наступний крок. Леонардо особливо цікавився будівлею людського

тіла (анатомією) у зв'язку з рухом. Він описав механіку тіла при переході з положення сидячи до положення стоячи, при ходьбі вгору і вниз, при стрибках і, мабуть, вперше дав опис походок.

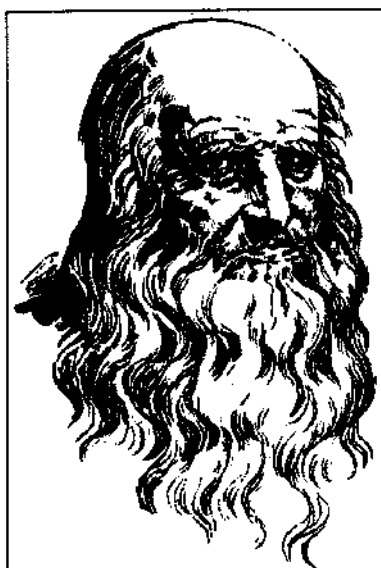
Р. Декарт (1596 - 1650) створив основу рефлекторної теорії, показавши, що причиною рухів може бути конкретний фактор зовнішнього середовища, що впливає на органи почуттів. Цим пояснювалося походження мимовільних рухів.

Надалі великий вплив на розвиток біомеханіки зробив італієць Д. Бореллі (1608 - 1679) - лікар, математик, фізик. У своїй книзі "Про рух тварин" по суті він поклав початок біомеханіці як галузі науки. Він розглядав організм людини як машину і прагнув пояснити дихання, рух крові і роботу м'язів з позицій механіки.

Біологічна механіка як наука про механічний рух у біологічних системах використовує як методичний апарат принципи механіки.

Механіка людини є новий розділ механіки, що вивчає цілеспрямовані рухи людини.

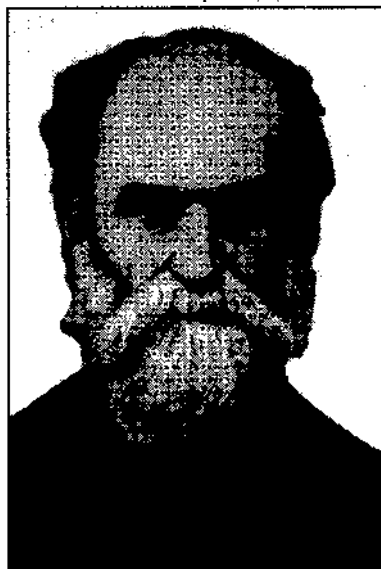
Біомеханіка - це розділ біології, що вивчає механічні властивості живих тканин, органів і організму в цілому, а також механічні явища, що відбуваються в них (при русі, диханні тощо).



Леонардо Да Вінчі



І.П. Павлов



П.Ф. Лесгафт



Н.С. Введенський

Перші кроки в докладному вивченні біомеханіки рухів були зроблені лише напри-

кінці XIX століття німецькими вченими Брауном і Фішером (V. Braune, O. Fischer), які розробили досконалу методику реєстрації рухів, детально вивчили динамічну сторону переміщень кінцівок і загального центру тяжкості (ОЦТ) людини при нормальній

К.Х. Кекчеєв (1923) вивчав біомеханіку патологічних ходок, використовуючи методику Брауна і Фішера.

П.Ф. Лесгафтом (1837 - 1909) створена біомеханіка фізичних вправ, розроблена на основі динамічної анатомії. У 1877 р. П.Ф. Лесгафт почав читати лекції з цього предмета на курсах з фізичного виховання. В Інституті фізичної освіти ім. П.Ф. Лесгафта цей курс входив в предмет "фізична освіта", а в 1927 р. був виділений в самостійний предмет під назвою "теорія руху" і в 1931 р. перейменований в курс "Біомеханіка фізичних вправ".

Великий внесок у пізнання взаємодії рівнів регуляції рухів зробив Н.А. Бернштейн (1880 - 1968). Їм дано теоретичне обґрунтування процесів управління рухами з позицій загальної теорії великих систем. Дослідження Н.А. Бернштейна дозволили встановити надзвичайно важливий принцип управління рухами, загально визнаний в даний час. Нейрофізіологічні концепції Н.А. Бернштейна послужили основою формування сучасної теорії біомеханіки рухів людини.

Ідеї Н.М. Сеченова про рефлекторну природу управління рухами шляхом використання чутливих сигналів, отримали розвиток в теорії Н.А. Бернштейна про кільцевий характер процесів управління.

В.С. Гурфінкель та ін. (1965) клінічно підтвердили цей напрямок, виявили принцип синергії в організації роботи скелетної мускулатури при регуляції вертикальної пози, а Ф.А. Северин та ін. (1967) отримали дані про спинальних генераторів (мотонейрони) оторних рухів. R. Granit (1955) з позиції нейрофізіології дав аналіз механізмів регуляції рухів.

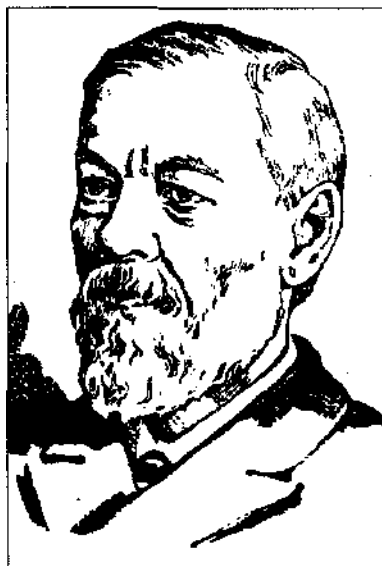
R. Granit (1973) зазначив, що організація відповідей на виході в кінцевому рахунку визначається механічними властивостями рухових (моторних) одиниць (ДЕ) і специфічною ієрархією процесів активації - включенням повільних або швидких ДЕ, тонічних або фазичних мотонейронів, альфа-моторного або альфа-гамма-контролю.



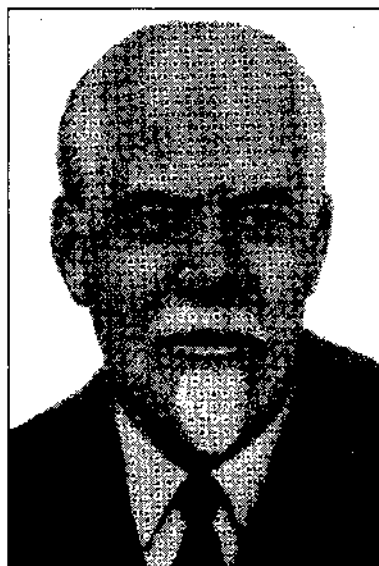
Н.А. Бернштейн



А.А. Ухтомський



І.М. Сеченов



О.М. Крестовников

Великий внесок у біомеханіку спорту внесли R.G. Osterhoud (1968); T. Duck (1970), R.M. Brown; J.E. Counsilman (1971); S. Plagenhoef (1971); C.W. Buchan (1971); Dal Monte et.al. (1973); M.Saito et al. (1974) і багато інших.

У нас в країні вивчення координації рухів людини ведеться з двадцятих років ХХ століття. Проводилися дослідження всієї біомеханічної картини координаційної структури довільних рухів людини з метою встановлення загальних закономірностей, що визначають як центральну регуляцію, так і діяльність м'язової периферії в цьому найважливішому життєвому процесі. З тридцятих років ХХ століття в інститутах фізкультури в Москві (Н.А. Бернштейн), в Ленінграді (Є.А. Котикова, Є.Г. Котельникова), в Тбілісі (Л.В. Чхаїдзе), в Харкові (Д.Д. Донський) та інших містах стала у 1939 р. вийшов навчальний посібник Є.А. Котикової "Біомеханіка фізичних вправ" і в наступні роки в підручники та навчальні посібники став входити розділ "Біомеханічне обґрунтування спортивної техніки з різних видів спорту".

З біологічних наук у біомеханіці більше інших використовувалися наукові дані з анатомії та фізіології. У наступні роки великий вплив на становлення і розвиток біомеханіки як науки мали динамічна анатомія, фізика і фізіологія, особливо вчення про нервизм І.П. Павлова і про функціональні системи П.К. Анохіна.

Великий внесок у вивчення фізіології рухового апарату зробив Н.С. Введенський (1852 - 1922). Ним виконані дослідження процесів збудження і гальмування в нервовій і м'язовій тканинах. Його роботи про фізіологічну лабільність живих тканин і збуджених систем, про парабіоз мають величезне значення для сучасної фізіології спорту. Велику цінність представляють також його роботи про координацію рухів.

За визначенням О.О. Ухтомського (1875 - 1942), біомеханіка досліджує "яким чином отримана механічна енергія руху та напруги може набути робочого застосування". Їм показано, що сила м'язів при інших рівних умовах залежить від поперечного перерізу. Чим більше поперечний переріз м'яза, тим більше він в змозі підняти вантаж. О.О. Ухтомський відкрив найважливіше фізіологічне явище - домінанту в діяльності нервових центрів, зокрема, при рухових актах. Велике місце в його роботах відведено питанням фізіології рухового апарату.

Питання фізіології спорту розробляв О.М. Крестовников (1885 - 1955). Вони були пов'язані з з'ясуванням механізму м'язової діяльності, зокрема, координації рухів, формування рухових умовних рефлексів, етіології стомлення при фізичній діяльності та іншими фізіологічними функціями при виконанні фізичних вправ.

М.Ф. Іваницький (1895 - 1969) розробив функціональну (динамічну) анатомію стосовно завдань фізкультури і спорту, тобто визначив зв'язок анатомії з фізкультурою.

Успіхи сучасної фізіології, і, в першу чергу, праці академіка П.К. Анохіна дали можливість з позиції функціональних систем по-новому поглянути на біомеханіку рухів.

Все це дало можливість узагальнити фізіологічні дані з біомеханічними дослідженнями і підійти до вирішення важливих питань біомеханіки рухів у сучасному спорті, спорті вищих досягнень.

У середині ХХ століття вчені створили протез руки, керований електричними сигналами, що надходять з нервової системи. У 1957 р. у нас в країні була сконструйована модель руки (пензля), яка виконувала біоелектричні команди типу "стиснути - розтиснути", а в 1964 р. створений протез зі зворотним зв'язком, тобто протез, від якого безперервно надходить в ЦНС інформація про силу стиснення або розжаття кисті, про напрямок руху руки і тому подібне.



П.К. Анохін

Американські фахівці (E.W. Schrader та ін., 1964) створили протез ноги, ампутованої вище коліна. Була виготовлена гідравлічна модель колінного суглоба, що дозволяє домогтися природної ходьби. Конструкція передбачає нормальну висоту підйому п'яти і витягування ноги при її відведенні незалежно від швидкості ходьби.

Бурхливий розвиток спорту в СРСР послужив підставою розвитку біомеханіки спорту. З 1958 р. у всіх інститутах фізичної культури біомеханіка стала обов'язковою навчальною дисципліною, створювалися кафедри біомеханіки, розроблялися програми, видавалися навчальні посібники, підручники, проводилися науково-методичні конференції, готувалися фахівці.

Як навчальний предмет біомеханіка виконує кілька ролей. По-перше, з її допомогою студент вводиться в коло найважливіших фізико-математичних понять, які необхідні для розрахунків швидкості, кутів відштовхування, маси тіла, розташування ОЦТ і його ролі в техніці виконання спортивних рухів. По-друге, ця дисципліна має самостійне застосування в спортивній практиці, тому що представлена в ній система рухової діяльності з урахуванням віку, статі, маси тіла, статури дозволяє виробити рекомендації для роботи тренера, вчителя фізкультури, методиста лікувальної фізкультури та ін.

Біомеханічні дослідження дозволили створити новий тип взуття, спортивного інвентарю, обладнання та техніки управління ними (велосипеди, гірські та стрибкові лижі, гоночні лижі, човни для веслування та багато іншого).

Вивчення гідродинамічних характеристик риб і дельфінів дало можливість створити спеціальні костюми для плавців, змінити техніку плавання, що сприяло підвищенню швидкості плавання.

Біомеханіку викладають у вищих фізкультурних навчальних закладах у багатьох країнах світу. Створено міжнародне товариство біомеханіків, проводяться конференції,

симпозиуми, конгреси з біомеханіки. При Президії Російської академії наук створено наукову Раду з проблем біомеханіки з секціями, що охоплюють проблеми інженерної, медичної та спортивної біомеханіки.

Лекція 2

ТОПОГРАФІЯ ТІЛА ЛЮДИНИ. ЗАГАЛЬНІ ДАНІ ПРО ТІЛО ЛЮДИНИ

Тіло людини являє собою з точки зору механіки об'єкт найбільшої складності. Воно складається з частин, які з великим ступенем точності можна вважати твердими (скелет) і деформованих порожнин (м'язи, судини тощо), причому в цих порожнинах містяться плинні і фільтрувальні середовища, що не володіють властивостями звичайних рідин.

Тіло людини в загальних рисах зберігає будову, властиву всім хребетним: двуполлярність (головний і хвостовий кінці), двосторонню симетрію, переважання парних органів, наявність осьового скелета, збереження деяких (реліктових) ознак сегментарності (метамерії) тощо (рис. 2.1).

До інших морфофункціональних особливостей тіла людини належать: високополіфункціональна верхня кінцівка; рівний ряд зубів; розвинений головний мозок; прямозбереження; пролонговане дитинство та ін.

В анатомії прийнято вивчати тіло людини у вертикальному положенні з сумнівними нижніми і опущеними верхніми кінцівками.

У кожній частині тіла виділяють області (рис. 2.2, а, б) голови, шиї, тулуба і двох пар верхніх і нижніх кінцівок (див. рис. 2.1,6).

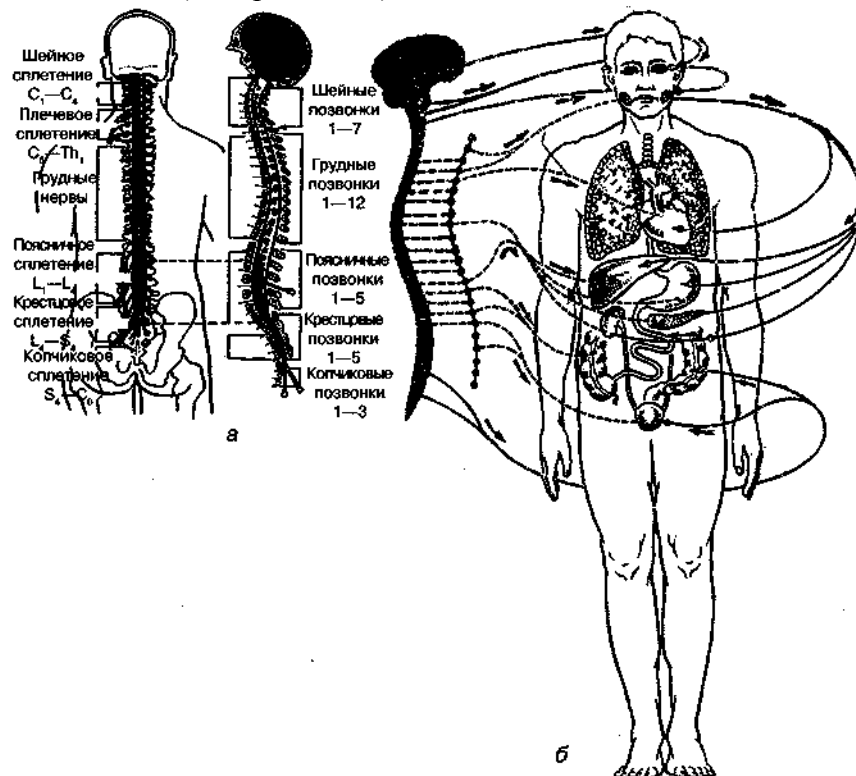


Рис. 2.1. Сегментарний поділ спинного мозку. Формування сплетень з корінців мозку (а). Сегментарна інверсація органів і функціональних систем (б)

На тулубі людини позначають два кінці - черепний, або краніальний і хвостовий, або каудальний і чотири поверхні - черевну, або вентральну, спинну, або дорсальну і дві бічних - праву і ліву (рис. 2:3).

На кінцівках визначають по відношенню до тулуба два кінці: проксимальний, тобто ближчий і дистальний, тобто віддалений (див. рис. 2.3).

Осі та площини

Тіло людини побудовано за типом двобокової симетрії (воно ділиться серединною площиною на дві симетричні половини) і характеризується наявністю внутрішнього скелета. Всередині тіла спостерігається розчленування на метамери, або сегменти, тобто утворення однорідні по будові і розвитку, розташовані в послідовному порядку, в напрямку поздовжньої осі тіла (наприклад, м'язові, нервові сегменти, хребці тощо); центральна нервова система лежить ближче до спинної поверхні тулуба, травна - до черевної. Як і всі ссавці, людина має молочні залози і покриту волоссям шкіру, порожнина її тіла розділена діафрагмою на грудній і черевній відділи (рис. 2.4).

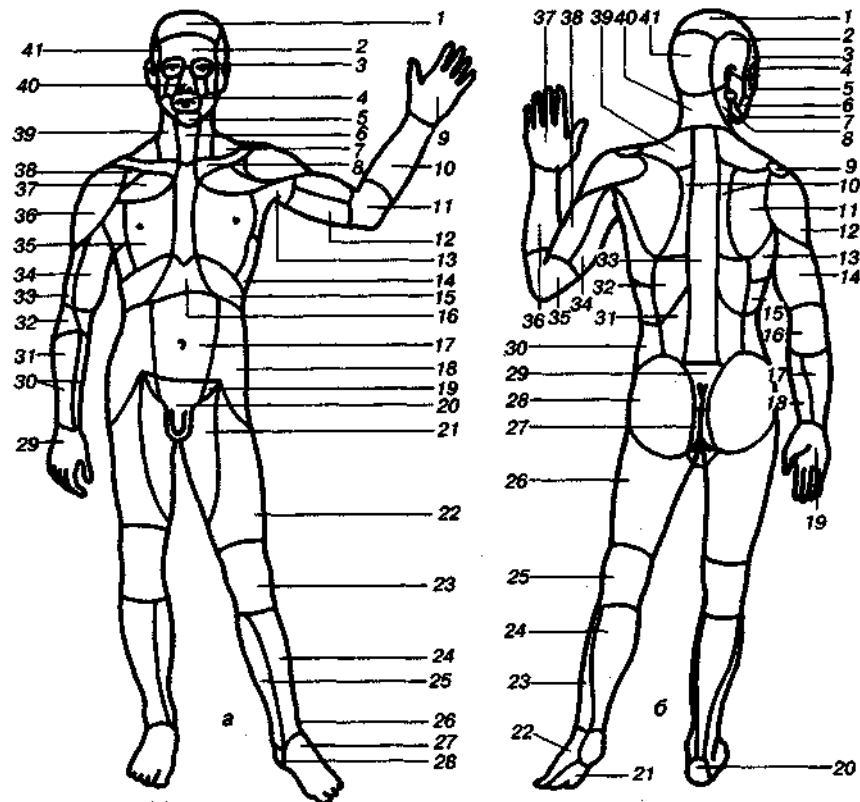


Рис. 2.2. Области тіла людини:

а - передня поверхня: 7 - темна область; 2 - лобна область; 3 - область очниці; 4 - область рота; 5 - підборіджувальна область; 6 - передня область шиї; 7 - латеральна область шиї; 8 - область ключиці; 9 - долоню пензля; 10 - передня область передпліччя; 11 - передня ліктьова область; 12 - задня область плеча; 13 - підмишкова область; 14 - грудна область; 15 - підреберна область; 16 - надчревна область; 17 - пупочна область; 18 - бічна область живота; 19 - пахова область; 20 - лобкова область; 21 - медіальна область стегна; 22 - передня область стегна; 23 - передня область коліна; 24 - передня область гомілки; 25 - задня область гомілки; 26 - передня гомілкоstopна область; 27 - тил стопи; 28 - п'ятичкова область; 29 - тил кисті; 30 - передпліччя; 31 - задня область передпліччя; 32 - задня ліктьова область; 33 - задня область плеча; 34 - задня область передпліччя; 35 - область молочної залози; 36 - дельтовидна область; 37 - ключово-грудний трикутник; 38 - підключична ямка; 39 - грудино-ключично-сосцевидна область; 40 - область носа; 41 - скронева область.

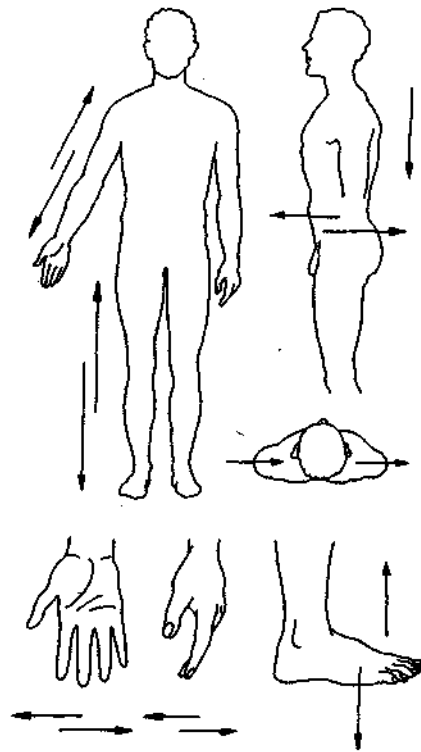


Рис. 2.3. Взаємне становище частин у людському тілі

б - задня поверхня: 1 - теменна область; 2 - скронева область; 3 - лобна область; 4 - область очниці; 5 - вилична область; 6 - щічна область; 7 - піднижній трикутник; 8 - грудино-ключично-сосцевидная область; 9 - акроміальна область; 10 - міжлопаточна область; 11 - лопаткова область; 12 - дельтовидна область; 13 - бічна грудна область; 14 - задня область плеча; 15 - підреберна область; 16 - задня ліктьова область; 17 - задня область передпліччя; 18 - передня область передпліччя; 19 - долоню пензля; 20 - п'ятиточна область; 21 - підошва стопи; 22 - тил стопи; 23 - передня область гомілки; 24 - задня область гомілки; 25 - задня область коліна; 26 - задня область стегна; 27 - заднепрохідна область; 28 - сіднична область; 29 - хрестцева область; 30 - бічна область живота; 31 - поперекова область; 32 - підлопаточна область; 33 - хребетна область; 34 - задня область плеча; 35 - задня ліктьова область; 36 - задня область передпліччя; 37 - тил кисті; 38 - передня область плеча; 39 - надлопаточна область; 40 - задня область ший; 41 - потилична область

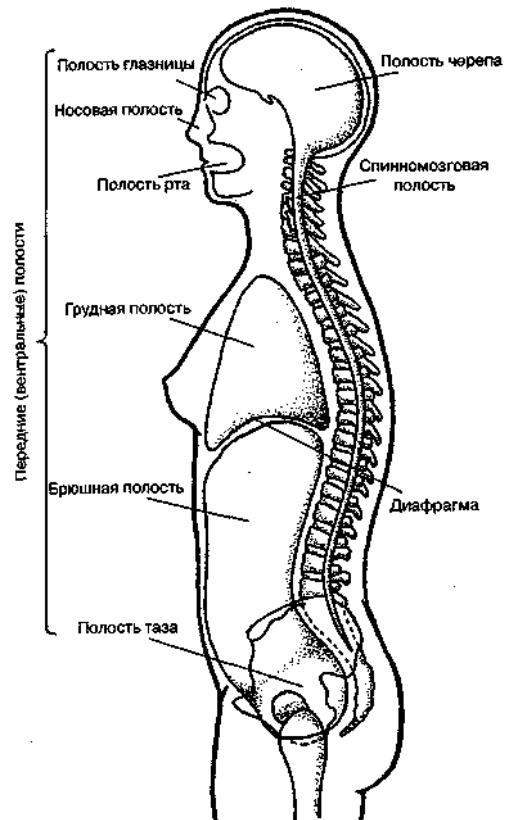


Рис. 2.4. Порожнини тіла

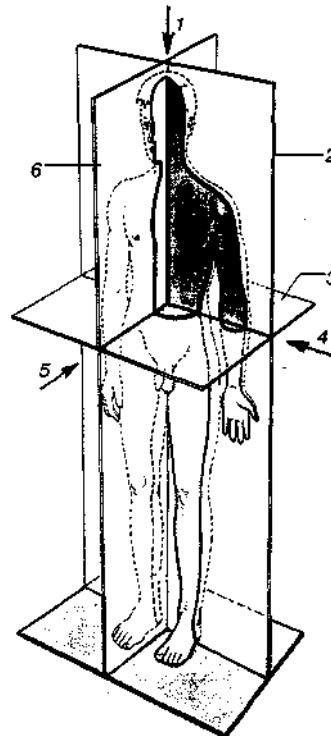


Рис. 2.5. Схема осей і площин у тілі людини:

- 1 - вертикальна (поздовжня) вісь;
 2 - фронтальна площина; 3 - горизонтальна площина; 4 - поперечна вісь; 5 - сагіт-
 тальна вісь; 6 - сагітальна площина

Щоб краще орієнтуватися відносно взаємного положення частин у людському тілі, виходять з деяких основних площин і напрямків (рис. 2.5). Терміни "верхній", "нижній",

"передній", "задній" належать до вертикального положення тіла людини. Площина, що ділить тіло у вертикальному напрямку на дві симетричні половини, називається серединною. Площини, паралельні серединній, називаються сагітальними (лат. *sagitta* - стріла); вони ділять тіло на відрізки, розташовані в напрямку справа наліво. Перпендикулярно серединній площині йдуть фронтальні, тобто паралельні лоби (фр. *front* - лоб) площини; вони розсікають тіло на відрізки, розташовані в напрямку спереду назад. Перпендикулярно серединній і фронтальній площині проводяться горизонтальні, або поперечні площини, що розділяють тіло на відрізки, розташовані один над одним. Сагітальних (за винятком серединної), фронтальних і горизонтальних площин можна провести довільну кількість, тобто через будь-яку точку поверхні тіла або органу.

Термінами "медіально" і "латерально" користуються для позначення частин тіла по відношенню до серединної площини: *medialis* - ближче до серединної площини, *lateralis* - далі від неї. З цими термінами не треба змішувати терміни "внутрішній" - *internus* і "зовнішній" - *externus*, які вживаються тільки по відношенню до стінок порожнин. Слова "черевної" - *ventralis*, "спинної" - *dorsalis*, "правий" - *dexter*, "лівий" - *sinister*, "поверхневий" - *superficial*, "глибокий" - *profundus* не потребують пояснення. Для позначення просторових відносин на кінцівках прийняті терміни "*proximalis*" і "*distalis*", тобто знаходиться ближче і далі від місця з'єднання кінцівки з тулубом.

Для визначення проекції внутрішніх органів проводять ряд вертикальних ліній: передню і задню серединні - відповідно перерізам серединної площини; праву і ліву грудинні - по бокових краях грудини; праву і ліву серединноключичні - через середину ключиці; праву і ліву окологрудинні - посередині між грудиною і серединноключичною; праву і ліву переднепідкрильцеві - відповідно передньому краю підкрильцевої ямки; праву і ліву серединнопідкрильцеві - вихідні з глибини однойменної ямки; праву і ліву заднепідкрильцеві - відповідно задньому краю підкрильцевої ямки; праву і ліву лопаткові - через нижній кут лопатки; праву і ліву навколопозвоенні - посередині між лопатковою і задньою серединною лініями (відповідає верхівкам поперечних відростків).

Короткі дані про центр тяжкості тіла людини

Функція нижніх кінцівок людини, якщо виключити багато фізичних вправи, визначається головним чином опорою (положення стоячи) і локомоцією (ходьба, біг). І в тому, і в іншому випадку на функцію нижніх кінцівок, на відміну від верхніх, має значний вплив загальний центр тяжкості (ОЦТ) тіла людини (рис. 2.6).

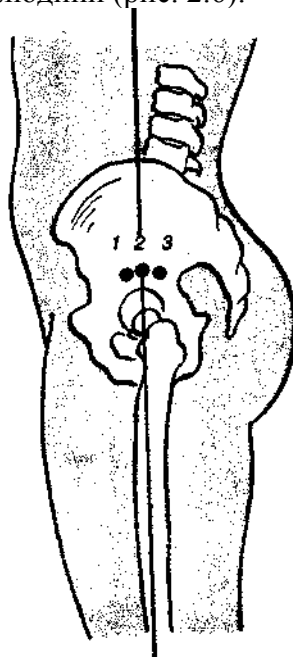


Рис. 2.6. Розташування загального центру тяжкості при різних видах стояння: 1 - при напруженому; 2 - при антропометричному; 3 - при спокійному

У багатьох завданнях механіки зручно і допустимо розглядати масу якогось тіла так, як ніби вона сконцентрована в одній точці - центрі тяжкості (ЦТ). Оскільки нам належить аналізувати сили, що діють на тіло людини під час виконання фізичних вправ і стоячи (спокій), нам слід знати, де знаходиться ЦТ у людини в нормі і при патології (сколіоз, коксартроз, ДЦП, ампутації кінцівки та ін.).

У загальній біомеханіці важливим є вивчення розташування центру тяжкості (ЦТ) тіла, його проекції на площу опори, а також просторового співвідношення між вектором ЦТ і різними суглобами (рис. 2.7). Це дозволяє вивчати можливості блокування суглобів, оцінити компенсаторні, пристосувальні зміни в опорно-руховому апараті (ОДА). У дорослих чоловіків (в середньому) ОЦТ розташовується на 15 мм позаду від передньо-нижнього краю тіла V поперекового хребця. У жінок ЦТ в середньому розташовується на 55 мм спереду від передньо-нижнього краю I хрещеного хребця (рис. 2.8).

У фронтальній площині ОЦТ незначно (на 2,6 мм у чоловіків і на 1,3 мм у жінок) зміщено вправо, тобто права нога приймає дещо більше навантаження, ніж ліва.

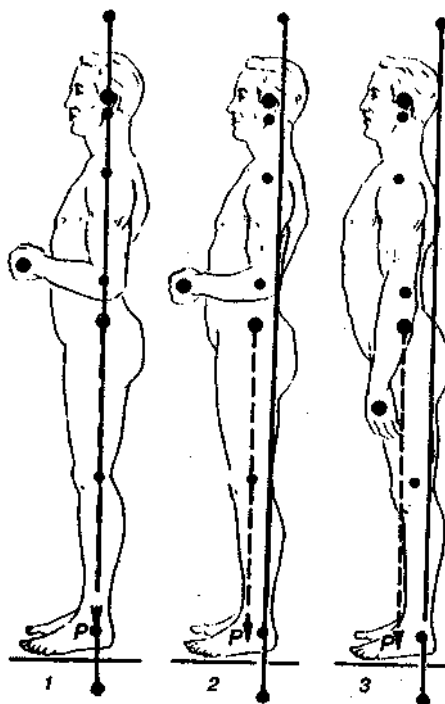


Рис. 2.7. Види положення тіла людини стоячи: 1 - антропометричне положення; 2 - спокійне становище; 3 - напружене становище: Гурток з точкою в центрі, що знаходиться в області тазу, показує положення загального центру тяжкості тіла; в області голови - положення центру тяжкості голови; в області кисті - положення загального центру тяжкості кисті. Чорні точки показують поперечні осі суглобів верхньої і нижньої кінцівок, а також атланта-потиличного суглоба

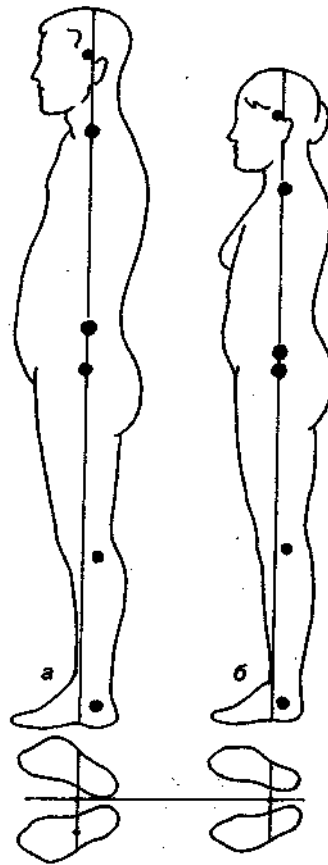


Рис. 2.8. Адреса центру тяжкості (ЦТ): а - у чоловіків; б - у жінок

Загальний центр тяжкості (ОЦТ) тіла складає з центрів тяжкості окремих частин тіла (парціальні центри тяжкості) (рис. 2.9). Тому при рухах і переміщенні маси частин тіла переміщується і загальний центр тяжкості, але для збереження рівноваги його проєкція не повинна виходити за межі площі опори.

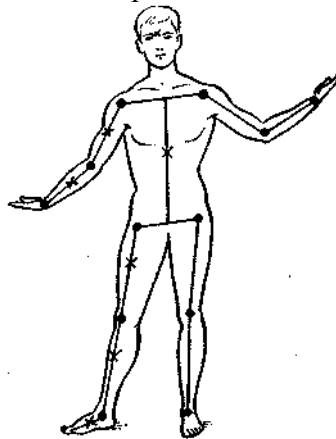


Рис. 2.9. Розташування центрів тяжкості окремих частин тіла

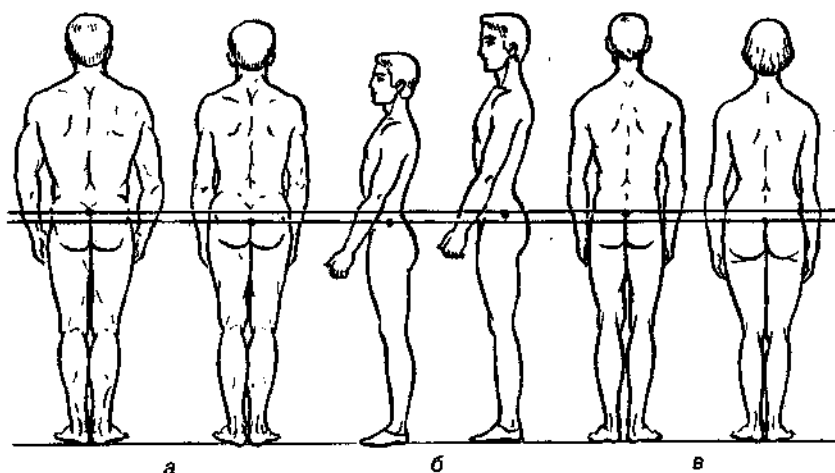


Рис. 2.10. Положення загального центру тяжкості тіла: а - у чоловіків однакового зросту, але різної статури; б - у чоловіків різного зросту; в - у чоловіків і жінок

Висота положення ОЦТ у різних людей значно варіює в залежності від цілого ряду факторів, до числа яких в першу чергу відносяться стать, вік, статура тощо (рис. 2.10).

У жінок ОЦТ зазвичай "знаходиться трохи нижче, ніж у чоловіків (див. рис. 2.8).

У дітей раннього віку ОЦТ тіла розташований вище, ніж у дорослих.

При зміні взаємного розташування частин тіла, проекція його ОЦТ також змінюється (рис. 2.11). Змінюється при цьому і стійкість тіла. У практиці спорту (навчання вправам і тренуванню) і при виконанні вправ лікувальної гімнастики це питання дуже важливе, оскільки при більшій стійкості тіла можна виконувати рухи з більшою амплітудою без порушення рівноваги.

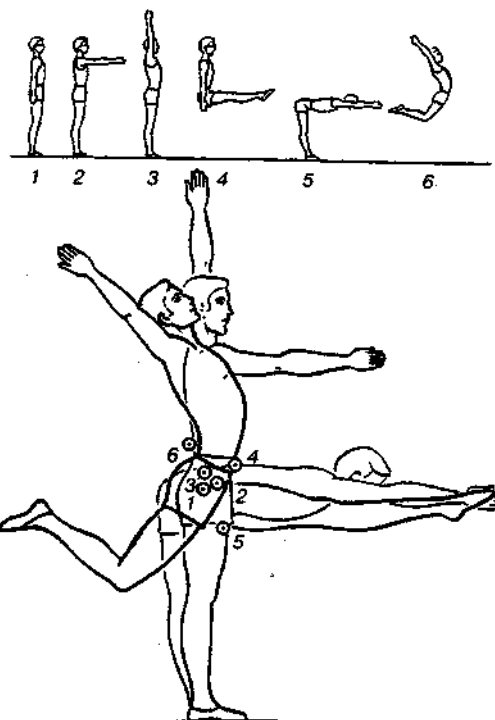


Рис. 2.11. Положення загального центру тяжкості при різних положеннях тіла

Стійкість тіла визначається величиною площі опори, висотою розташування ОЦТ тіла і місцем проходження вертикалі, опущеної з ОЦТ, всередині площі опори (див. рис. 2.7). Чим більша площа опори і чим нижче розташований ОЦТ тіла, тим більша стійкість тіла.

Кількісним виразом ступеня стійкості тіла в тому чи іншому положенні є кут стій-

кості (УУ). УУ називається кут, утворений вертикаллю, опущеної з ОЦТ тіла і прямої, проведеної з ОЦТ тіла до краю площі опори (рис. 2.12). Чим більший кут стійкості, тим більший ступінь стійкості тіла.

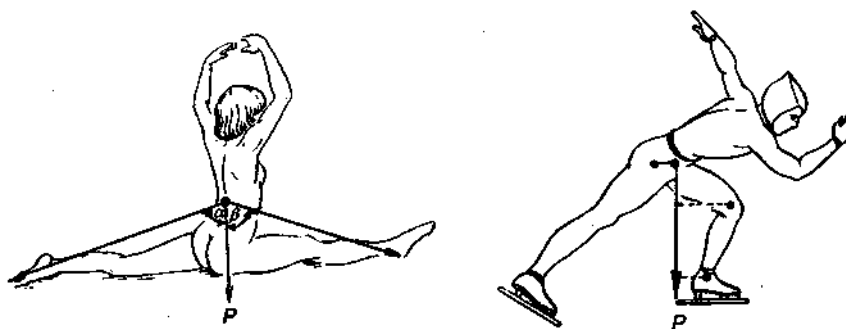


Рис. 2.12. Кути стійкості при Рис. 2.13. Плечі сили тяжкості по виконанні вправи "шпагат": ставлення до поперечних осей
а - кут стійкості назад; обертання в тазостегновому, колінному
р - кут стійкості вперед; і гомілковостопному суглобах опорної
Р - сила тяжкості ноги ковзаняра
(за М.Ф. Іваницьким)

Вертикаль, опущена з ОЦТ тіла, проходить на деякій відстані від осей обертання суглобів. У зв'язку з цим сила тяжкості в будь-якому положенні тіла має по відношенню до кожного суглобу певний момент обертання, рівний твору величини сили тяжкості на її плече. Плечем сили тяжкості є перпендикуляр, проведений з центру суглоба до вертикалі, опущеної з ОЦТ тіла (рис. 2.13). Чим більше плече сили тяжкості, тим більший момент обертання вона має по відношенню до суглобу.

Маса частин тіла визначається різними способами. Якщо у різних людей абсолютна маса частин тіла буде значно різнитися, то відносна маса, виражена у відсотках, досить постійна (див. табл. 5.1).

Дуже велике значення мають дані про масу частин тіла, а також про розташування парціальних центрів тяжкості та моментів інерції в медицині (для конструювання протезів, ортопедичного взуття тощо) і в спорті (для конструювання спортивного інвентарю, взуття тощо).

Організм, орган, система органів, тканини

Організмом називається всяка жива істота, основними властивостями якої є: постійний обмін речовин і енергії (всередині себе і з навколишнім середовищем); самовідновлення; рух; дратівливість і реактивність; саморегулювання; зростання і розвиток; спадковість і мінливість; пристосування до умов існування. Чим складніше влаштований організм, тим більшою мірою він зберігає сталість внутрішнього середовища - гомеостаз (температура тіла, біохімічний склад крові та ін.) незалежно від мінливих умов зовнішнього середовища.

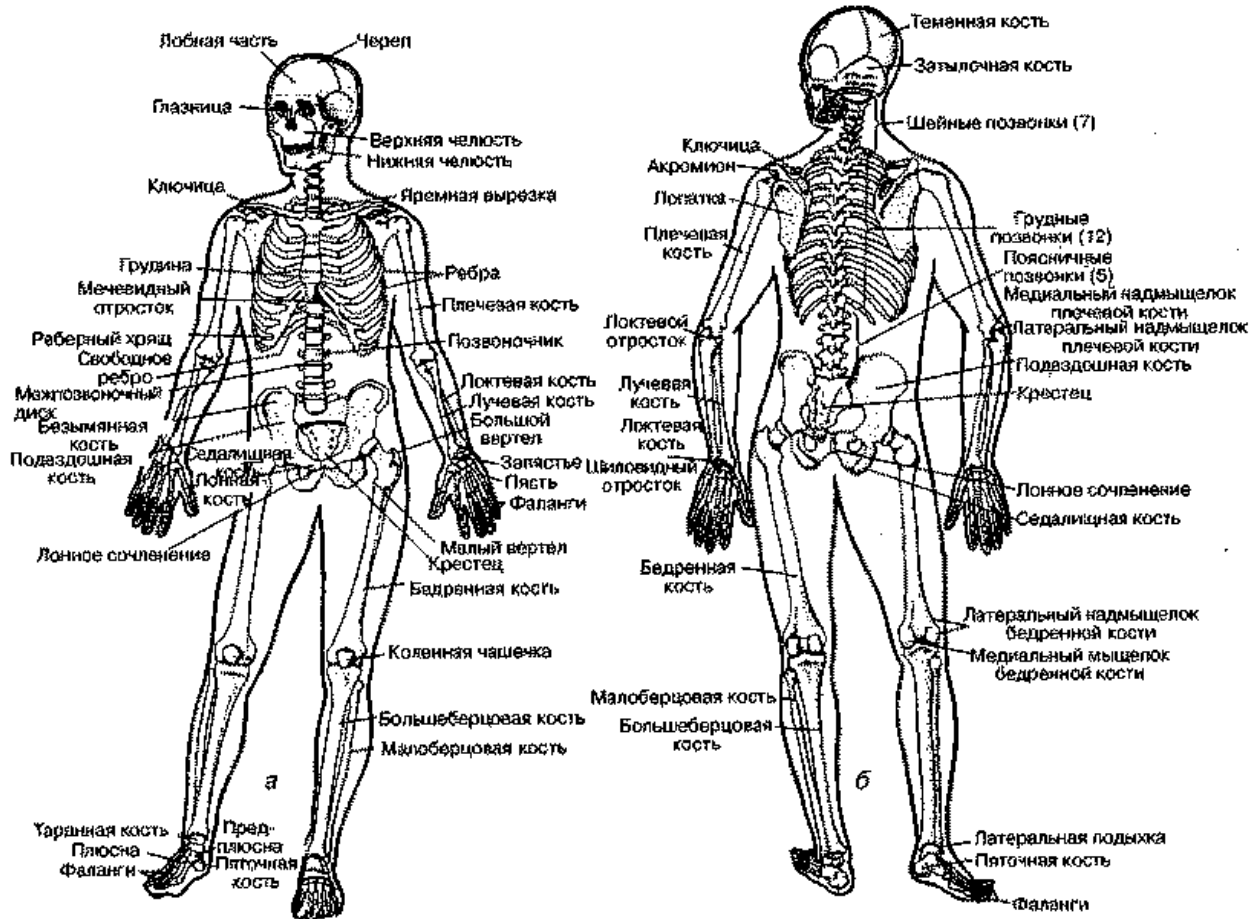
Еволюція відбувалася під знаком двох протилежних тенденцій: диференціації, або поділу тіла на тканини, органи, системи (з відповідним і одночасним поділом і спеціалізацією функцій), і інтеграції, або об'єднання частин у цілісний організм.

Органом називають більш-менш відокремлену частину організму (печінка, нирка, око тощо), що виконує одну або кілька функцій. В освіті органу беруть участь різні з будови та фізіологічної ролі тканини, що виникли протягом тривалої еволюції як сукупність пристосовних механізмів. Одні органи (печінка, підшлункова залоза та ін.) мають складну будову, причому кожен їх компонент виконує свою функцію. В інших випадках складові

той чи інший орган (серце, щитоподібна залоза, нирка, матка та ін.) клітинні структури підпорядковані виконанню єдиної складної функції (кровообіг, сечовиділення тощо).

Група органів різних за структурно-функціональними ознаками, але службовців для виконання одного з головних життєвих відправлень, отримала назву апарату або системи органів. До системи органів

Рис.2.14. Скелет людини (а - вид спереду, б - вид ззаду)



відносяться: апарат руху та опори, травний апарат (травна система); дихальний апарат (дихальна система); сечостатевий апарат (сечостатева система); нервова система та ін. (рис. 2.14, рис. 2.15, рис. 2.16).

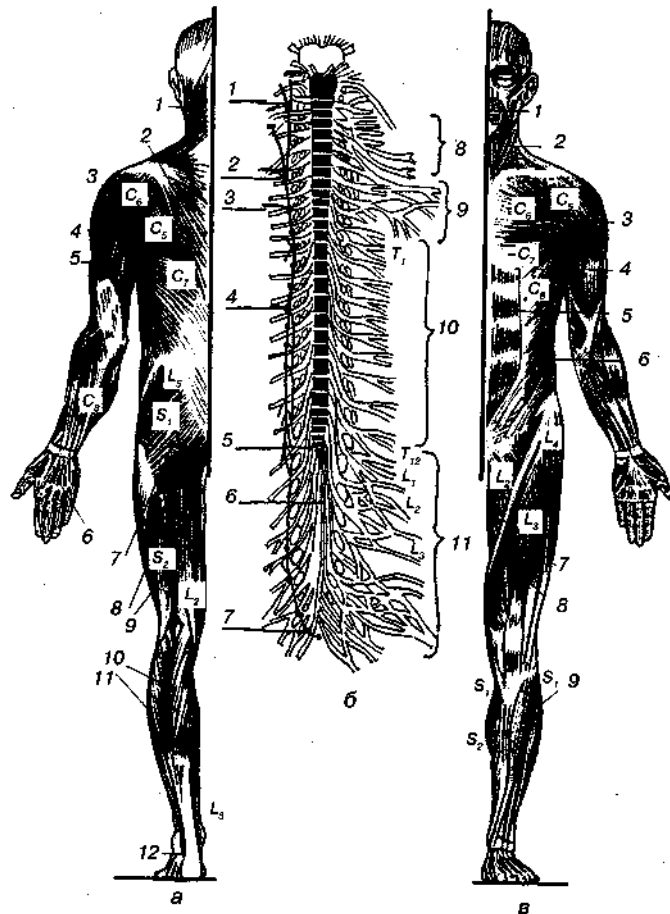


Рис. 2.15. М'язи (а, в) та сегментарна інервація (б)

а: 1 - ремінний м'яз голови; 2 - трапецієвидна; 3 - дельтовидна; 4 - найширший м'яз спини; 5 - триголова; 6 - тильні міжкісткові м'язи; 7 - велика сіднична; 8 - двоголовий м'яз стегна; 9 - напівсухожильна; 10 - триголовий м'яз гомілки; 11 - передня більшоберцова; б: 1 - шийний вузол; 2 - середній шийний вузол; 3 - нижній шийний вузол; 4 - прикордонний симпатичний стовбур; 5 - мозковий конус; б - термінальна (кінцева) нитка мозкової оболонки; 7 - нижній хрестцевий вузол симпатичного стовбура; 8 - шийне сплетіння; 9 - плечове сплетіння; 10 - міжреберні нерви; 11 - попереково-хрестцеве сплетіння; в: 1 - круговий м'яз рота; 2 - грудино-ключично-сосцевидная; 3 - велика грудна; 4 - двоголова; 5 - прямий м'яз живота; 6 - зовнішній косий м'яз живота; 7 - портняжна; 8 - чотириголовий м'яз стегна; 9 - передній більшоберцевий м'яз

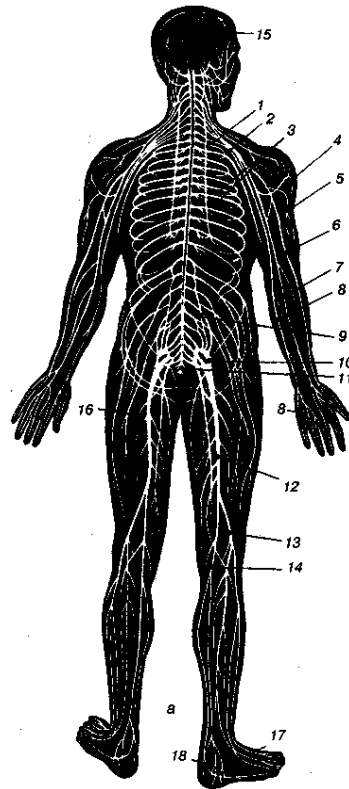
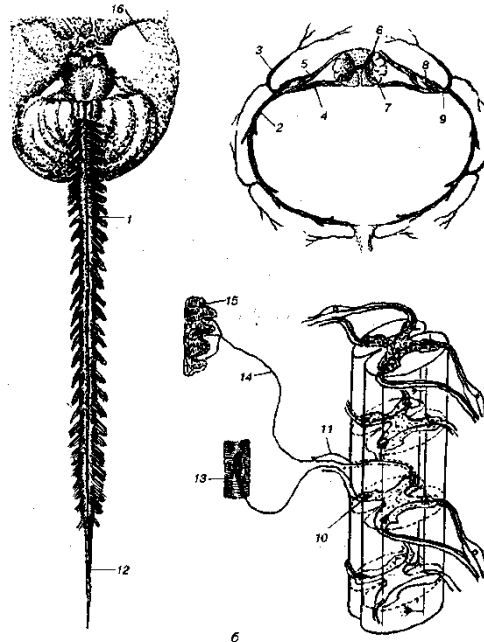


Рис. 2.16. Центральна і периферична нервова система (а, б) а: 1 - діафрагмальний нерв; 2 - плечове сплетіння; 3 - міжреберні нерви; 7 - серединний нерв; 8 - ліктьовий нерв; 9 - поперекове сплетіння; 10 - хрещене сплетіння; 11 - срамне і копчикове сплетіння; 12 - сідничний нерв; 13 - мелогомілковий нерв; 14 - великомірцевий нерв; 15 - головний мозок; 16 - зовнішній шкірний нерв стегна; 17 - латеральний тильний шкірний нерв; 18 - великомірцевий нерв.



б: 1 - спинний мозок; 2 - передня гілка спинномозкового нерва; 3 - задня гілка спинномозкового нерва; 4 - передній корінець спинномозкового нерва; 5 - задній корінець спинномозкового нерва; 6 - задній ріг; 7 - передній ріг; 8 - спинномозковий вузол; 9 - спинномозковий нерв; 10 - рухова нервова клітина; 11 - спинномозковий вузол; 12 - кінцева нитка; 13 - м'язові волокна; 14 - чутливий нерв; 15 - закінчення чутливого нерва; 16 - головний мозок

Клітини і тканини організму. Будова і функція тканин

Живий організм - складна, постійно змінюється, розвивається цілісна система, що перебуває в постійному зв'язку із зовнішнім середовищем і утворює з ним нерозривну єдність. Організм складається з клітин і проміжної міжклітинної речовини.

Клітина - це структурний елемент, зазвичай мікроскопічної величини. У ній розрізняють: 1) протоплазму (цитоплазму) з органоїдами та включеннями та 2) ядро (кариоплазму). Форма клітин різноманітна і залежить від функції, а також положення, яке вони займають у складі тканини. Функція клітини, як і її будова, знаходиться залежно від навколишнього середовища.

У результаті поділу функцій між клітинами складного організму і його взаємодії з середовищем розвиваються особливі об'єднання клітин - тканини. Тканина за морфологічним і функціональним принципом становить нерозривну єдність.

З точки зору генезу і функції розрізняють чотири основні групи тканин: 1) епітеліальні; 2) сполучні; 3) м'язові; 4) нервові. Кожна група в свою чергу складається з більшого або меншого числа підрозділів.

1) Епітеліальні тканини являють собою пласт клітин, поверхнева частина якого більш диференційована.

Епітелій стоїть на кордоні внутрішнього середовища організму і зовнішнього світу, звідси його назва - прикордонна тканина. Водночас за допомогою епітелію здійснюється обмін речовин між організмом і середовищем. Для епітелію характерно те, що він завжди розташований на сполучній тканині і від неї відокремлений тонкою базальною мембраною.

Розрізняють кілька видів епітелію: шкірний, кишковий, нирковий, цнотливий та епендимогліальний.

Шкірний епітелій - багат шаровий, знаходиться у складі шкіри, рогівки, переднього відділу травного тракту та інших частин тіла. До його похідних належать волосся, нігті та залози.

Кишковий епітелій - одношаровий, призматичний, знаходиться в середньому і задньому відділах травного тракту.

Нирковий епітелій - одношаровий, утворює стінки сечових каналців нирки.

Ціломічний епітелій (включає в себе мезотелій) - одношаровий, плоский, гермінативний (зародковий), входить до складу всіх серозних оболонок (черевина, плевра, перикард).

Епендимогліальний епітелій - одношаровий кубічний або плоский, розвивається із загального з нервовою системою джерела; він обмежує елементи останньої від інших тканин організму. Сюди ж відноситься пігментний епітелій сітківки, покривів мозкових оболонок та ін.

2) Сполучні тканини, або тканини внутрішнього середовища мають різноманітні властивості. У цій групі тканин розрізняють тканини опори і тканини трофічні; останні забезпечують процеси харчування, обміну речовин в організмі, їм належить і захисна функція. До трофічних тканин належать: мезенхіма, ретикулярна тканина, пухка неоформенна сполучна тканина, кров, лимфа та ін.

Пухка неоформенна сполучна тканина знаходиться у всіх органах по ходу кровонесних і лімфатичних судин, під шкірою і між м'язами утворює значні прошарки.

У деяких місцях організму пухка сполучна тканина перетворюється на жирову. В окремих областях тіла жирова тканина розвивається постійно (під шкірою, навколо нирок, у сальнику тощо). Значення її насамперед трофічне (при голодуванні жир з клітин, як відомо, зникає), разом з цим жирова тканина представляє поганий провідник тепла; розташовуючись між органами, охороняє останні від тиску і струсу.

Тканини опори - щільні, оформлені, хрящові та кісткові, характеризуються значним розвитком проміжної речовини і відносно малою кількістю клітин. Хрящова

містить товсті пучки колагенових фібрил, що йдуть у певних напрямках. У тканині сухожилів і зв'язок пучки розташовані паралельно, в сітчастому шарі шкіри вони проходять під прямим кутом, утворюючи правильну плетенку. Хрящ розрізняють: гіаліновий, сполучний і еластичний. Гіаліновий хрящ складається з клітин і проміжної речовини. Молодий хрящ бідний проміжною речовиною. Хрящ росте через апозицію (нашарування) з боку надхрящниці.

У кістковій тканині більшою мірою, ніж в інших, має значення проміжна речовина; колагенові фібрили, що полягають у ньому, складають платівки; пластинчаста будова властива кісткам людини в дорослому стані. Колагенові пучки просякнуті солями (переважно кальцію), тому кісткова тканина відрізняється високою міцністю.

Зовні кістки покриті надкісткою. Зовнішній шар останньої побудований із щільної сполучної тканини.

3) М'язові тканини характеризуються тим, що елементи їх здатні до скорочення. Існує два види м'язових тканин: гладка і поперечнополосата, або соматична. М'язи різняться також за належністю до певних органів (серцеві, судинні, травні тощо), за швидкістю відповіді на збуджувальний сигнал (швидкі та повільні), за наявністю зв'язуючого кисень білкового пігменту тощо. Гладка м'язова тканина знаходиться в стінках судин і внутрішніх органів (кишківник, сечовивідні і статеві шляхи), що по наявності зв'язує кисень білкового пігменту тощо.

Поперечнополосата м'язова тканина (див. рис. 2.15) розвивається з мезодерми (міотомів) і утворює всю скелетну мускулатуру. Її основний елемент - м'язове волокно, що досягає в деяких випадках значної довжини (до 12 см). Воно складається з протоплазми, що містить міофібрили, паралельно йдуть уздовж волокна, з великої кількості (кілька сот) ядер, розташованих на периферії волокна і добре розвиненої оболонки (сарколеми) фібрилярної будови. Міофібрили побудовані з правильно чергуються за їх довжиною дисків: темні, двоякопреломляючі світло - анізотропні; світлі, однопреломляючі світло - ізотропні. У всіх міофібриллах кожного волокна однойменні диски знаходяться на одному рівні, внаслідок чого волокно набуває поперечної змиченості.

Рихла волокниста сполучна тканина, що полягає в достатку в кровеносних судинах і нервах, пов'язує поперечнополосаті м'язові волокна в пучки більшої або меншої величини.

4) Нервова тканина - складний комплекс гістологічних елементів, об'єднаних у нервову систему; до її складу входять нервові клітини, або нейрони, і допоміжні елементи - клітини глії. Нейрони мають різної форми тіла, від яких відходять відростки.

Чутливі, або афферентні нейрони псевдоуніполярної або біполярної форми периферичним відростком сприймають роздратування і проводять його у формі імпульсів по центральному відростку до інших нейронів. Рухові, або ефферентні нейрони мультиполярної форми сприймають імпульс від інших нейронів своїми короткими відростками - дендритами - і проводять його далі за довгим відростком - нейритом (аксоном) - до м'язової тканини або до залоз. Чутливий,

проміжний і руховий нейрони складають разом рефлекторну дугу, через яку здійснюється рефлекс. Місце контакту між нейронами називається синапсами; тут відбувається передача імпульсів з одного нейрона на інший. Відростки нервових клітин, вкриті оболонками, утворюють нервові волокна.

Периферичні відростки афферентних нейронів закінчуються в тканинах чутливими апаратами - рецепторами, що сприймають різні роздратування. Одні з них знаходяться в зовнішніх покривах і сприймають роздратування безпосередньо від зовнішнього середовища - екстерорецептори; інші лежать у різних внутрішніх органах - інтерорецептори. Нейрити ефферентних нейронів закінчуються кінцевими апаратами в м'язовій тканині (рухові бляшки) або в залізах. По них відбувається передача нервового імпульсу тканинам. Допоміжний елемент нервової тканини - глія - виконує опорну, трофічну і розмежувальну функції.

Спинний мозок. Хребт

Спинний мозок бере участь у здійсненні всіх складних рухових реакцій організму. Він отримує імпульси від екстерорецепторів шкірної поверхні, проприорецепторів і вісцерорецепторів тулуба і кінцівок (див. рис. 2.16, а) (за винятком тих вісцерорецептивних імпульсів, які приходять в ЦНС по блукаючих нервах). Спинний мозок іннервує всю скелетну мускулатуру, крім м'язів голови, іннервованих черепно-мозковими нервами (див. рис. 2.15, рис. 2.16).

Інформація, що надходить у спинний мозок від рецепторів, передається численними провідними шляхами, розташованими в задніх і бічних стовпах спинного мозку, до центрів мозкового стовбура і досягає кори великих півкуль і мозочка (див. рис. 2.16, б). У свою чергу, від вищележущих відділів ЦНС спинний мозок отримує імпульси, які приходять до нього по провідних шляхах передніх і бічних стовпів; ці імпульси надають збуджувальну або гальмуючу дію на вставочні і моторні нейрони спинного мозку, в результаті чого змінюється діяльність скелетної мускулатури і внутрішніх органів. У проведенні імпульсів від периферичних рецепторів до головного мозку і від нього до ефекторних апаратів полягає важлива провідникова функція спинного мозку (див. рис. 2.16, б).

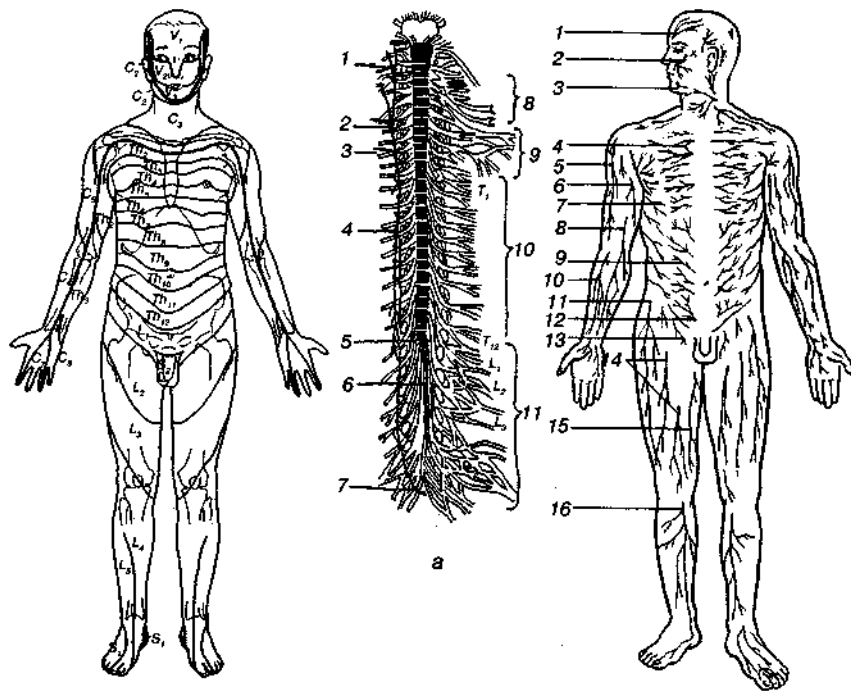


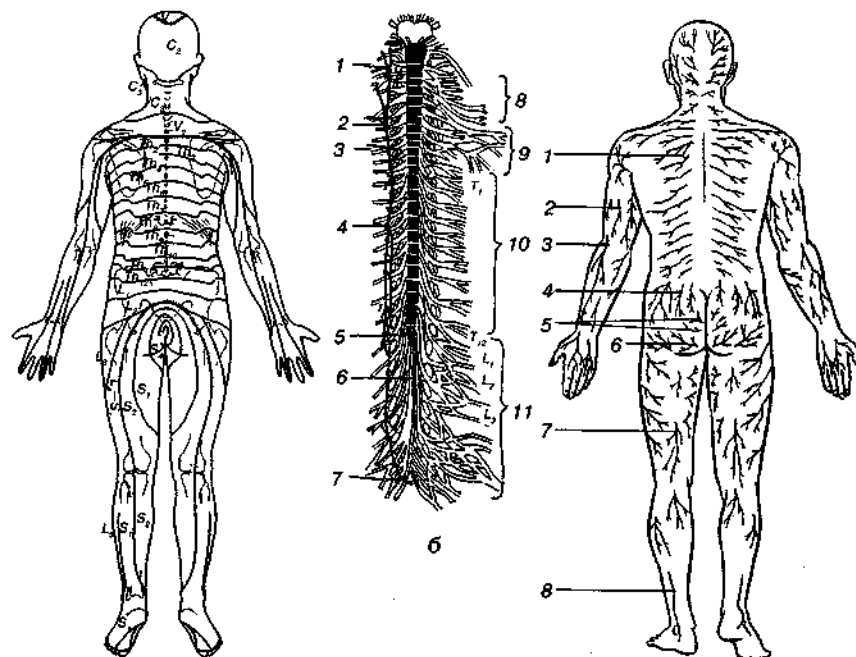
Рис. 2.17. Сегментарна іннервація шкіри людини
(а - вид спереду, б - вид ззаду)

а - вид спереду: 1 - лобний нерв (1-ша гілка трійничного нерва); 2 - нижньоглазничний нерв (2-га гілка трійничного нерва); 3 - підборідний нерв (3-тя гілка трійничного нерва); 4 - передні шкірні гілки міжреберних нервів; 5 - зовнішній шкірний нерв плеча; 6 - серединний шкірний нерв плеча; 7 - зовнішні шкірні гілки міжреберних нервів; 8 - серединний шкірний нерв передпліччя; 9 - передні шкірні гілки міжреберних нервів; 10 - зовнішній шкірний нерв передпліччя; 11 - зовнішній шкірний нерв стегна; 12 - шкірна гілка підвздошно-підкорівного нерва; 13 - шкірна гілка стегново-статевого нерва; 14 - шкірна гілка стегнового нерва; 15 - шкірна гілка запірального нерва; 16 - підшкірний нерв;

Зв'язок спинного мозку з периферією здійснюється за допомогою нервових волокон, що проходять у спинномозкових корінцях; ними надходять до спинного мозку афферентні імпульси і проходять від нього на периферію ефферентні імпульси. По обидва боки спинного мозку є по 31 парі передніх і задніх корінців (див. рис. 2.16, а). У передніх

корінцях проходять, крім моторних нервів скелетної мускулатури, інші ефферентні нервові волокна: судинні та секреторні, а також ті, що йдуть до гладкої мускулатури. Передні корінці містять відцентрові, ефферентні волокна. У задніх корінцях знаходяться товсті волокна, які є афферентними провідниками, що йдуть від ядерної сумки м'язових веретен і телець Гольджі, розташованих в сухожиллях.

Розлад координації рухів настає внаслідок припинення потоку афферентних імпульсів в мозок, насамперед від рецепторів рухового апарату, тобто від проприорецепторів, а також від екстерорецепторів шкіри. Відсутність інформації про стан рухового апарату в кожен момент руху призводить до того, що мозок втрачає здатність контролювати, оцінювати характер руху і вносити поправки на всіх етапах рухового акта. І хоча ефферентні імпульси надходять з мозку в м'язи і викликають їх скорочення, процес цей не контролюється і не регулюється, оскільки відсутній зворотний зв'язок, без якого неможливо управління руховими актами і виконання точних і плавних рухів. Втрата чутливості призводить, крім того, до ослаблення м'язового тону.



б - вид ззаду: 1 - гілки задніх спинних нервів; 2 - задній шкірний нерв плеча; 3 - задній шкірний нерв передпліччя; 4 - верхній сідничний нерв; 5 - середній сідничний нерв; 6 - нижній сідничний нерв; 7 - задній шкірний нерв стегна; 8 - нерв гомілки

Кожен сегмент спинного мозку (див. рис. 2.16, а), від якого відходить з кожного боку по одному задньому корінцю, іннервує три поперечних відрізки - метамера тіла (один метамер відповідає сегменту спинного мозку, другий розташований над ним, і третій - під ним). Кожен метамер отримує чутливі волокна від трьох розташованих один над одним задніх корінців.

На рис. 2.17 представлено розподіл сегментарної іннервації шкіри людини.

Сегментарний розподіл волокон, що виходять зі спинного мозку в складі передніх корінців, чітко виявляється лише в міжреберних м'язах. Великі м'язи тулуба і кінцівок іннервуються нервовими клітинами, тіла яких розташовані в 2 - 3 сегментах спинного мозку. Аксони цих клітин йдуть від спинного мозку у складі двох або трьох передніх корінців. Багато м'язів іннервовані волокнами, що виходять зі спинного мозку через передній корінець.

Механізм рухів тулуба і голови

Основна функція м'язового апарату тулуба і голови полягає в утриманні тіла в стані рівноваги, в забезпеченні рухливості (згинання, розгинання, бічні нахили, кругові обертання) хребетного стовпа, грудної клітини і голови і в подоланні опору і тяжкості різних предметів. Статика і динаміка тулуба значною мірою взаємопов'язані з механізмом дихання і станом органів грудної і черевної порожнин.

Утримування тіла в рівновазі при випрямленому його положенні сприяє одночасне скорочення більшості м'язів тулуба. Головна роль у цьому належить напруженню підвздошно-стегнової зв'язки і скороченню сідничних м'язів.

Згинання тулуба може бути пасивним і активним. У першому випадку внаслідок розслаблення м'язів-розгиначів хребта, а також тяжкості голови і внутрішніх органів відбувається пасивний нахил тулуба вперед. Таке явище часто може відбуватися у осіб, які працюють сидячи, а також при загальному ослабленні м'язового тонусу (виснажливі захворювання, хронічні професійні отруєння та ін.) і нерідко у літніх людей.

Активні згинання тіла спостерігаються при деяких професійних і спортивних рухах, а також в умовах подолання навантаження (наприклад, носіння тяжкостей на спині). При цьому скорочуються м'язи живота, підвздошно-поперекові, довгі м'язи голови і шиї, сходові і грудино-ключично-сосцевидні і почасти м'язи переднього відділу шиї.

Розгинання тулуба забезпечується скороченням всіх м'язів спини і заднього відділу шиї, але, головним чином, м'язів-розгиначів хребта.

Найбільший інтерес представляє робота м'язів в умовах подолання навантаження: носіння вантажу на плечовому поясі, підняття тяжкостей (рис. 2.18 та рис. 2.19) тощо. У таких випадках крім напруги зазначених м'язів-розгиначів сильно скорочується дихальна мускулатура і м'язи передньої черевної стінки. Внаслідок цього грудна і черевна порожнини являють собою свого роду туго надуті повітряно-газові камери, що перешкоджають форсованому згинанню тіла і тим оберігають від можливості розриву зв'язкового апарату хребетного стовпа.

Бічні згинання тулуба відбуваються при одночасному скороченні згиначів і розгиначів однієї сторони хребетного стовпа. У цьому також беруть участь м'язи, що піднімають ребра, задні зубчасті м'язи, квадратний м'яз попереку, зовнішні і внутрішні міжреберні м'язи, м'язи бічної стінки живота, а при фіксованому поясі - м'язи, що піднімають лопатку, найширший м'яз спини, великий і малий грудні м'язи. Всі зазначені м'язи працюють з великою напругою при піднятті вантажу однією рукою.

Обертання тілом забезпечується, головним чином, скороченням наступних м'язів: зовнішнього косого м'яза живота однойменного боку, внутрішнього косого м'яза живота протилежного боку, сходових м'язів, всіх частин попереочно-остистих м'язів, грудино-ключично-сосцевидного м'яза, верхньої частини трапецієвидного м'яза і м'яза, що піднімає лопатку протилежного боку.

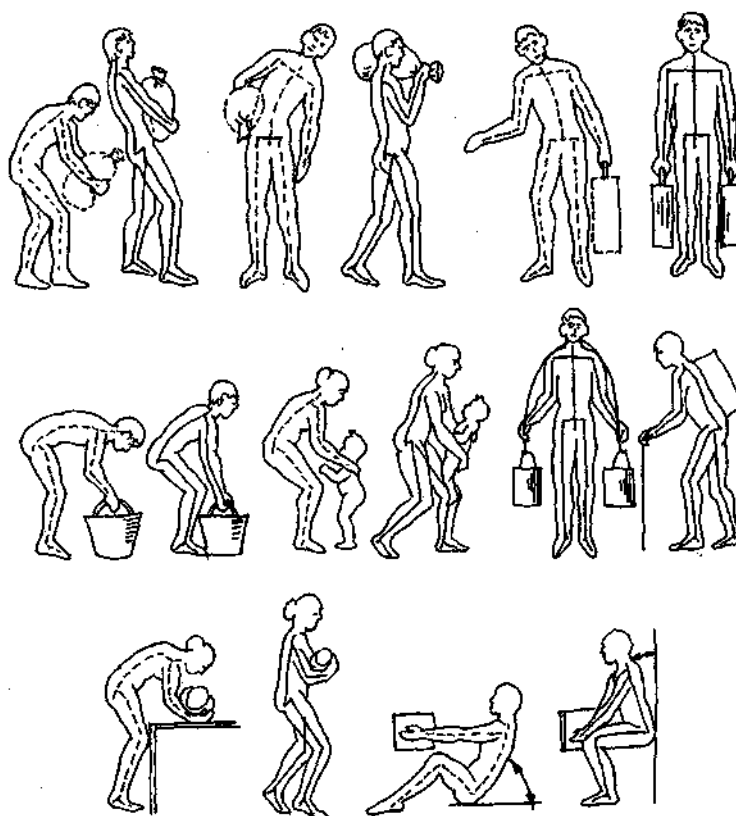


Рис. 2.18. Методи підняття і перенесення вантажу. Пунктиром позначено неправильні положення



Рис. 2.19. Деякі робочі пози і напрямок сили тяжкості вантажу

Рухи голови можуть здійснюватися одночасно з рухами тулуба або самостійно. Згинання голови відбувається внаслідок розслаблення всіх м'язів заднього відділу шиї і голови і може форсуватися при двосторонньому скороченні довгих м'язів голови і шиї, передніх прямих м'язів голови, грудино-ключично-сосцевидних м'язів, переднього відділу шиї.

Розгинання голови пов'язане з функцією ремінних м'язів голови і шиї, довгих м'язів голови і шиї, а також і грудино-ключично-сосцевидних м'язів.

Бічні нахили голови, здійснюються переважно за рахунок скорочення прямої і бічних м'язів голови однойменної сторони, а також комбінованої функції інших м'язів передньої і задньої областей шиї.

Обертання головою навколо вертикальної осі можливе завдяки комбінації скорочення м'язів з косим напрямком м'язових пучків, а саме ремінних м'язів голови і шиї, півостистого м'яза голови і шиї і одного з грудинно-ключично-сосцевидних м'язів.

У всіх випадках при нижній опорі (положення стоячи або сидячи) механізм рухів голови та окремих частин тулуба здійснюється за типом важеля першого роду, тобто важеля рівноваги.

Рухи хребетного стовпа і голови

Рухи хребетного стовпа подібні змінам положення і форми упругого стрижня, укріпленого на штативі (рис. 2.20). Разом з тим тут всі рухи ніби контролюються і направляються його суглобами, а в грудному відділі значно обмежуються ребрами.

Найбільш рухливими є шийний, нижньогрудний і верхньоясничний відділи хребетного стовпа. Схематично різноманітні форми рухів хребетного стовпа можуть бути представлені в наступному вигляді: руху навколо фронтальної осі (згинання і розгинання) - загальний розмах 170 - 245°; руху навколо сагітальної осі (відхилення в сторони) - близько 55°; обертання навколо вертикальної осі - до 90° (значною мірою визначається тренуванням).

Рухи голови можуть бути класифіковані наступним чином: згинання і розгинання, що визначається ковзною рухливістю у всіх суглобах шийного відділу хребетного стовпа; обертання навколо вертикальної осі, в якому беруть участь лише атланта-потиличні та атланта-осьові суглоби; бічні нахили голови, що визначаються також головним чином суглобами двох верхніх шийних хребців; кругові обертання, що відбуваються в суглобах нижніх трьох-чотирьох шийних хребців.

У молодому віці хребетний стовп більш рухливий, у літніх людей обсяг рухів у всіх його відділах різко скорочений. Це пояснюється деяким сплюсцуванням і частковим окостенінням міжхребцевих дисків, а іноді і низкою захворювань (найчастіше - остеохондрозом, деформуючим спондилізом тощо). Такі захворювання зазвичай носять професійний характер (важка фізична праця, спорт та ін.).

Шляхом фізичних вправ об'єм рухів хребетного стовпа (бічні зміщення голови, бічні рухи грудної клітини та ін.) може бути збільшений за рахунок резервної еластичності зв'язкового апарату і тренуваності м'язів.

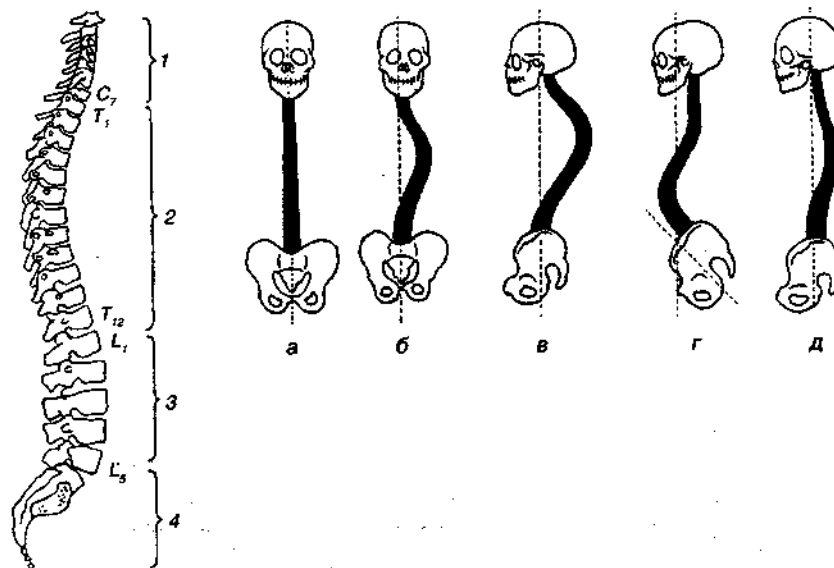


Рис. 2.20. Дзвінковий стовп (вигляд збоку). Вигини хребетного стовпа:
а - нормальне положення (фас); б - сколіоз; в - кіфоз; г - лордоз;
д - нормальне положення (профіль)

Механізм рухів верхньої кінцівки

Верхні кінцівки є найбільш рухомими ланками апарату руху тіла людини. Поряд з цим вони пристосовані до значних силових навантажень.

Все різноманіття рухів верхніх кінцівок у трудовій (або спортивній) діяльності лю-

дини схематично можна представити у вигляді таких основних форм: перекладання та перенесення предметів; підняття або утримання предмета на вазі; відштовхування (рух від себе); піднімання (опускання) верхньої кінцівки з подальшими маніпуляціями пензлем; ударні рухи; пронаторно-супінаторні рухи; обертання; тиск на предмет у вертикальному напрямку.

Перекладання і перенесення предметів - найбільш поширена форма рухів вільною верхньою кінцівкою; при цьому передпліччя і пензель у більшості випадків напівпроньовані. Робота м'язів спрямована на згинання ліктьового, розгинання і приведення (рідше згинання) лучезапястного і розгинання і приведення (рідше відведення) плечового суглобів. В даному випадку скорочуються, долаючи більший або менший опір, наступні м'язи: поверхневий і глибокий згиначі пальців, променевий згинач і променеві розгиначі кома, плечелучовий м'яз, двоголовий м'яз плеча, надостний, підостальний, підлопаточний м'язи, і в деяких випадках - найширший м'яз спини. Рідше при цій формі рухів дистальні відділи кінцівок повністю проньовані (веслування та ін.) або ж, навпаки, супіновані (висування ящика тощо). У першому випадку переважне силове навантаження падає на м'язи передньої групи передпліччя, по черзі на триголову і двоголовий м'язи плеча, а також м'язи, які прямо або побічно впливають на плечовий суглоб. У другому випадку головним чином скорочується двоголовий м'яз плеча і м'язи, що розгинають плечовий суглоб.

Підняття або утримання предмета вимагає, як правило, напівпроньованого (рідше проньованого) положення передпліччя і пензля. При цьому основна робота м'язів спрямована на стиснення пальців і згинання ліктьового (іноді і плечового) суглоба і переважне навантаження падає на згиначі пальців, плече-променевий м'яз, променевий згинач і променеві розгиначі коми, двоголовий м'яз плеча і частково велику грудну і передню частину дельтовидного м'яза. При утриманні предмета (носіння вантажу в витягнутій руці), крім скорочення згиначів пальців, значною мірою напружені всі м'язи вільної верхньої кінцівки, що перешкоджає перерозтягненню зв'язкового апарату. При слабкому розвитку м'язів верхніх кінцівок (у дітей, підлітків, виснажених людей) носіння тяжкостей може призвести до травмування зв'язкового апарату.

Відштовхування предмета (штовхання ядра) вимагає активної участі розгиначів, причому найбільше навантаження падає на триголовий м'яз плеча. Одночасно значно скорочується передній зубчастий м'яз, який з силою висуває верхню кінцівку вперед (див. рис. 2.15, 9.11).

При підніманні неотягощеної верхньої кінцівки вперед скорочуються двоголовий м'яз плеча, великий грудний м'яз і м'язи радіального відділу передпліччя.

При ударних, рухах (робота молотобійця та ін.) верхні кінцівки знаходяться переважно в напівпроньованому положенні і робота м'язів полягає в наступному. Попереднє підняття руки, крім напруги згиначів пальців, вимагає скорочення всіх згаданих у попередньому випадку м'язів, але останні внаслідок обтяження руки повинні працювати з великою напругою. Забезпечення удару визначається головним чином силовим скороченням триголового м'яза плеча і всіх м'язів долонного відділу передпліччя.

Пронаторно-супінаторні рухи при зігнутому ліктьовому суглобі здійснюються переважно за рахунок скорочення пронаторів і супінаторів передпліччя, а при розігнутій верхній кінцівці в них беруть значну участь велика і мала грудні, надостна і підостна м'язи, широкий м'яз спини, а також передня і задня частини дельтовидної

При кругових обертаннях верхньою кінцівкою по черзі включаються в роботу м'язи піднімають, відводять і опускають плече і плечовий пояс. Отже, в цьому беруть участь двоголовий м'яз плеча, великий грудний і передній зубчастий м'язи, всі частини дельтовидного і верхні пучки трапецієвидного м'язів, м'яз, що піднімає лопатку, ромбовидні м'язи і частини (при форсованому опусканні плечового поясу) мала грудна, підключична і нижні пучки

Тиск на предмет у вертикальному напрямку дає можливість використовувати верхні кінцівки для силового впливу на важелі другого роду. Ця функція вимагає переваж-

но роботи розгиначів, що діють на ліктювий суглоб. Крім того, при цьому значною мірою напружені всі м'язи переднього відділу передпліччя, що переходять на пензель, так як їх роль в даному випадку полягає в зміцненні променезапястного суглоба і в запобіжному його від перерозгинання.

У функціональному відношенні найбільш важливою частиною верхньої кінцівки є пензель. Велика складність і значна різноманітність рухів, що здійснюються пензлем, забезпечується головним чином наступними обставинами: наявністю найбільш досконалих форм протиставлення великого пальця; диференційованість рухів кожного з пальців; великою рухливістю лучезапястного суглоба; чіткою координацією всіх видів руху кисті та кінцівки в цілому, обумовленою функцією центральної нервової системи (ЦНС).

Деякі позиції верхніх кінцівок створюють сприятливі умови для активної участі допоміжної дихальної мускулатури в механізмі дихання. До них належать: фіксація плечового поясу шляхом скорочення ромбовидних м'язів; упор розігнутих верхніх кінцівок (на стіл, спинку стільця та ін.); опора пензля на полицю; положення ліктів на підлокітниках та ін.; опора тулуба (на спинку стільця, кРисла та ін.); положення рук на стегнах. Навпаки, опускання плечового поясу, що в більшості випадків носить пасивний характер (дія сили тяжкості) і зазвичай має місце при сильній м'язовій втомі (у працюючих сидючи без підлокітників), несприятливо позначається на глибині вдиху і призводить до поверхневого дихання.

Все зазначене необхідно враховувати лікарю, тренеру (інструктору фізкультури) при контролі за конструкцією робочого місця (столу, парти та ін.) та організації виробничої гімнастики.

Деякі дані про конституцію людини

Класифікація типів конституції людини ґрунтується на різних принципах: морфологічних, функціональних, біохімічних, нейрореактивних, гормональних та ін.

Астенічний тип характеризується високим зростом, довгою грудною кліткою з гострим підгрудинним кутом, довгою шиєю, вузькими наплеччями, відносно довгими кінцівками, ніжною тонкою і блідою шкірою і слабо розвиненою підшкірною клітковиною. Серце малих розмірів, легкі подовжені, кишечник короткий, тиск крові знижений, переважають процеси дисиміляції (рис. 2.21).

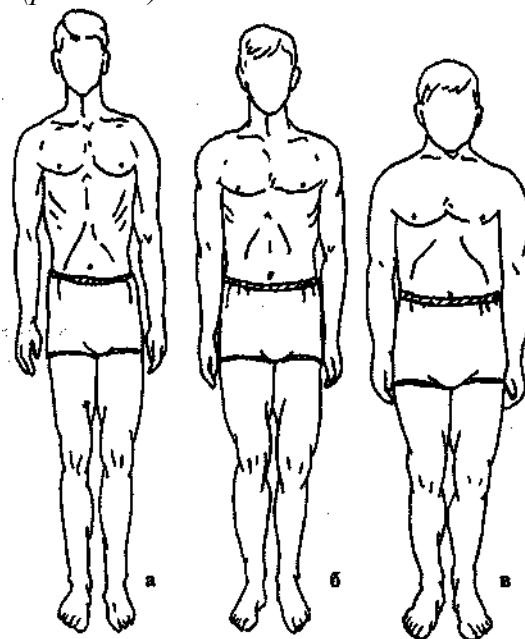


Рис. 2.21. Типи конституції людини: а - астенічний; б - нормостенічний; в - гіперстенічний

Гіперстенічний тип має риси загалом прямо протилежні попередньому типу, тобто середній і нижче середнього зРист, масивне тіло, виражене жировідкладення (схильність до хмари), відносно короткі кінцівки, коротка грудна клітина, коротка шия, великий живіт, відносно велике серце, довгий кишечник, схильність до підвищення артеріального тиску

Нормостінічний (атлетичний, мускульний) тип володіє відносно пропорційною гармонійною статурою, добре розвиненою в більшості випадків кістковою і м'язовою системами. Вважають, що нормостінічний тип займає середнє положення між астенічним і гіперстенічним типами.

В даний час прийнято вважати, що представники різних типів конституції людини - це групи людей, що володіють комплексом більш-менш схожих спадкових і набутих протягом індивідуального життя ознак (морфологічних, фізіологічних, біохімічних, вищої нервової діяльності та ін.), що обумовлюють особливості життєдіяльності і реактивності всього організму.

Нервова регуляція пози і рухів

Нервова регуляція роботи скелетних м'язів здійснюється руховими центрами ЦНС. Вони повинні гарантувати суворо необхідний ступінь збудження і гальмування іннервуваних цим м'язам мотонейронів, щоб виникаючі м'язові скорочення забезпечували тільки потрібний рух - не більше і не менше. Однак точне виконання рухів можливе тільки в разі адекватного вихідного положення тулуба і кінцівок. Нервова регуляція відповідності пози і руху, їх правильного сполучення - одна з найважливіших функцій рухових центрів.

Запрограмовані (автоматичні) рухи. Організація рухів не завжди заснована на рефлексах. Наприклад, зовнішнє дихання. Така послідовність рухів, підтримувана ЦНС без зовнішньої стимуляції, називається "запрограмованою", або автоматичною.

Після того, як була виявлена здатність ЦНС до такої діяльності, швидко отримала визнання гіпотези, згідно з якою рухи регулюються в основному програмами, а не рефлексами, і уявлення про "програмну організацію" ЦНС стало загальноприйнятим. Дихання, ходьба, чесання - все це приклади вроджених програм, до яких протягом життя нагороду додається безліч придбаних. Серед останніх є спортивні або професійні навички (гімнастичні рухи, друкування тощо), що стають у результаті відповідної практики майже автоматичними.

Цілеспрямовані функції і функції пози. Інший важливий момент полягає в тому, що значна частина нашої м'язової

діяльності спрямована не на здійснення рухів у зовнішньому середовищі, а на прийняття та підтримання пози, положення тіла в просторі. Без контролю пози з боку рухової системи, людина безпорадно впаде на землю, як боксер в нокауті. Крім того, рухова система управляє всіма цілеспрямованими рухами тіла в зовнішньому світі. Вони завжди супроводжуються роботою і реакціями механізмів пози, чи йдеться про підготовку до руху або про корекцію пози під час або після нього. Тісний взаємозв'язок між функціями пози і цілеспрямованими функціями - функціональна властивість рухової системи.

Адаптація рухової системи до виконання все більш складних завдань відбувається поступово. Філогенетичний розвиток відбувається шляхом не стільки перетворення вже існуючих, скільки формування додаткових регулюючих механізмів для виконання нових видів діяльності. Паралельно цьому підвищується і спеціалізація окремих рухових центрів. В результаті центри регуляції рухової активності не тільки складають елементи ієрархічної системи, але одночасно діють як партнери

Опорна роль нижніх кінцівок найбільш велика при різних формах пози стоячи. Розрізняють позу стоячи (стійку) симетричну, при якій тяжкість тіла розподіляється рівномірно на обидві нижні кінцівки (рис. 2.22), і асиметричну, коли тяжкість тіла передається переважно або цілком на одну з кінцівок. При всіх видах - як симетричній, так і асиметричній позі стоячи утримання тіла в стані рівноваги можливо тільки в тому випадку, коли вертикальна лінія, проведена з центру тяжкості тіла, проходить в межах площі опори.

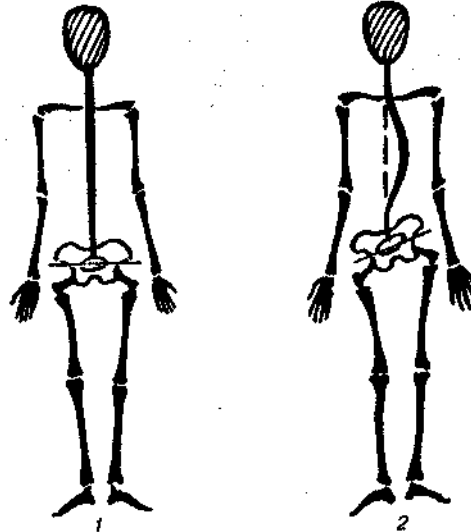


Рис. 2.22. Симетричне (1) і асиметричне (2) стояння

Симетрична поза стоячи залежно від положення тіла має три основні види: стійка нормальна, стійка військова і стійка неохайна. Нормальна стійка зазвичай приймається за вихідне положення (в. п.) при атропометричних вимірах тіла. Це такий вид стійки, при якому загальний центр тяжкості тіла і поперечна вісь тазостегнового суглоба лежать в одній площині, тулуб і голова помірно випрямлені, кут нахилу тазу 50 - 65°, п'яти разом, шкарпетки розведені під кутом 65 - 70°, перпендикуляр, опущений із загального центру тяжкості, перетинає лінію, з'єднання

При нормальній стійці для врівноваження тіла необхідна невелика балансуєча напруга всіх м'язів, що оточують тазостегновий суглоб. Утримування коліна в середньому положенні визначається деякою напругою його зв'язок і тонусом м'яза, що натягує широку фасцію (частково також згиначі коліна). У гомілковостопних суглобах тяжкість тіла зрівноважується головним чином напругою камбаловидних м'язів. Стійкість рівноваги тіла при цій стійці може бути збільшена, якщо розставити ноги у фронтальній площині.

Стійка військова (стан "смирно") характеризується тим, що перпендикуляр, опущений із загального центру тяжкості тіла, проходить спереду поперечних осей найголовніших суглобів (тазостегновий, суглоб коліна, гомілковостопний) нижніх кінцівок. При цьому вигляді стійки тулуб і голова випрямлені, поперековий лордоз, а разом з ним і нахил тазу збільшено до 80 - 90°, живіт підтягнуті, грудна клітина розширена. Положення "вільне" таке ж, як і при нормальній стійці. В даному випадку для утримання тіла в стані рівноваги, зокрема, для запобігання його падіння вперед, необхідна сильна напруга м'язів задньої поверхні тіла і особливо нижніх кінцівок, причому найбільше навантаження несуть сідничні м'язи. Зазначена стійка відрізняється великою нестійкістю, але більш вигідна для безпосереднього переходу до руху.

При стійці неохайній ("зручне положення") тулуб ніби відкинуто назад, а нижні кінцівки в колінних суглобах більшою або меншою мірою перерозігнуті, в результаті чого перпендикуляр, опущений з ОЦТ, зрушено назад. При цьому все тіло певною мірою розслаблене, грудний кіфоз збільшено, а поперековий лордоз, навпаки, зменшено, таз розташований більш горизонтально (нахил близько 40°), ребра опущені.

Зазначений вид стійки відрізняється найбільшою участю у функції утримання тіла в рівновазі пасивних сполучних елементів. Особливо важлива роль при цьому підвздош-

но-стегнових зв'язок, натягнення яких перешкоджає падінню тулуба назад. Суглоб коліна утримується в розігнутому стані головним чином за допомогою зв'язок. У гомілковостопних суглобах зберігається рівновага за рахунок незначного скорочення камбаловидних м'язів.

Неряшлива стійка забезпечує найбільш стійку рівновагу, яка може бути збільшеною, якщо розставити ноги на ширину плечей. До несприятливого впливу цього виду стійки слід віднести зменшену глибину вдиху і тиск органів малого тазу на м'язи тазового дна.

Від різних видів положення стоячи слід відрізнити поставу тіла, під якою розуміється не вимушене або свідоме взаєморозташування ланок, а звичне тримання тіла, обумовлене індивідуальними особливостями людини (рис. 2.25).

Осанка залежить від форми хребта, рівномірності розвитку і тону м'язів торсу, виду діяльності, віку та інших факторів.

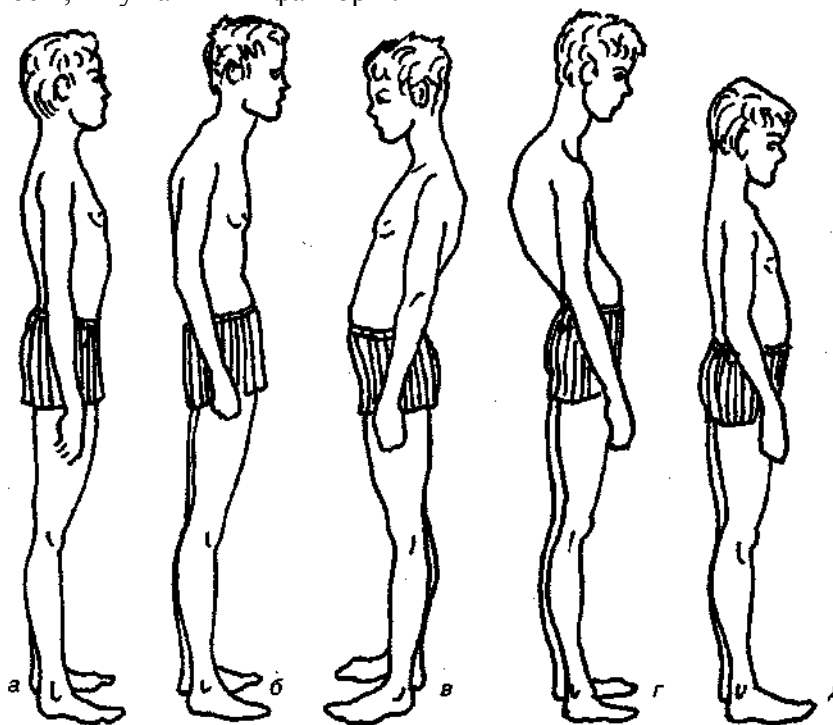


Рис. 2.23. Види постави:

а - нормальна; б - сутулувата; в - лордотична; г - кіфотична; д - випрямлена (плоска)

Напруга (тонус) м'язів у спокійному стані невелика. Момент сили тяжкості голови сприяє її нахилу вперед, цьому протидіє напруга м'язів, що викликають нахил голови назад і розгинання ший. Протидія силі тяжкості, яка прагне провести згинання хребетного стовпа, надають м'язи, що розгинають його (рис. 2.24). Нахил тазу назад перешкоджає натягненню підвздошно-стегнових і лобково-стегнових зв'язок.

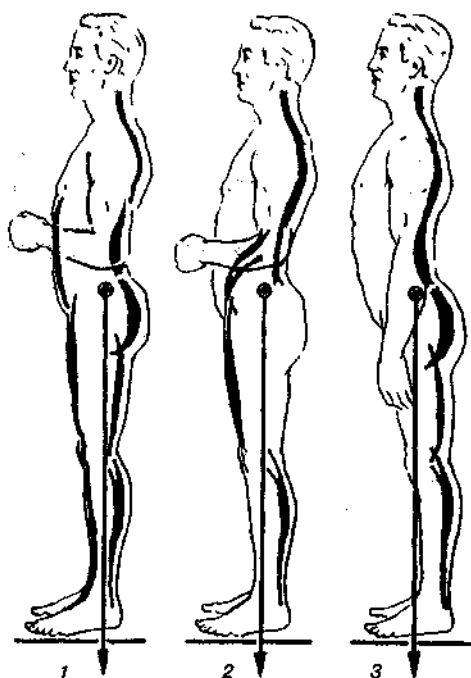


Рис. 2.24. Схема, що показує скорочення функціональних груп м'язів при різних положеннях тіла стоячи:

1 - антропометричне положення; 2 - спокійне становище; 3 - напружене становище

Крім пасивних сил у забезпеченні рівноваги тіла беруть участь також м'язи нижніх кінцівок: згиначі стегна, розгиначі гомілки і згиначі стопи.

При функціональному порушенні постави і сколіозі виявляється м'язовий дисбаланс.

Лекція 3

КІНЕМАТИКА

Розділ механіки, в якому вивчається механічний рух, але не розглядаються причини цього руху, називається кінематикою (гр. *kinema* - рух). Опис руху як тіла людини (її частин) в різних видах спорту, так і всіляких спортивних снарядів є невід'ємною частиною спортивної біомеханіки.

3.1. Механічний рух. Система відліку. Матеріальна точка. Траєкторія. Шлях і переміщення. Вестибулярний апарат як інерційна система орієнтації

У переважній більшості випадків взаємне розташування цікавих нам тіл змінюється з плином часу і ці зміни мають практичне значення. Наприклад, обертання Землі навколо своєї осі викликає зміну дня і ночі, а обертання Землі навколо Сонця - зміну часів року. Для опису подібних змін у фізиці вводять поняття механічного руху.

Механічний рух - це зміна положення тіла в просторі щодо інших тіл.

Перш ніж описувати сам рух потрібно вибрати спосіб кількісного опису положення тіла. У фізиці для цього використовують систему відліку.

Система відліку - це деяке тіло, щодо якого вказують положення інших тіл, пов'язана з ним система координат і годинник для відліку часу.

Вибір тіла відліку, системи координат і точки, в яку розміщується її початок, залежить від вирішуваної задачі. Наприклад, для того, щоб вказати положення марафонця на дистанції, систему координат пов'язують із Землею, а початок відліку поміщають у місці старту. Якщо ж потрібно описати рух гімнаста, що крутить "сонце" на поперечині, то початок координат пов'язують з поперечиною. Тип вибраної системи координат також

визначається особливостями вирішуваної задачі.

У фізиці використовують два основних типи системи координат: прямокутний і полярний. На площині ці системи показано на рис. 3.1.

У прямокутній системі положення тіла вказується за допомогою його координат по двох осях. У полярній системі для визначення положення тіла вказують його віддалення від початку відліку (R) і кут (φ), який радіус-вектор тіла утворює з обраним напрямком

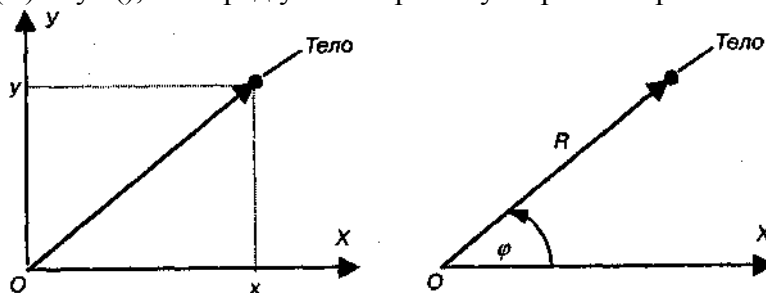


Рис. 3.1. Типи систем координат

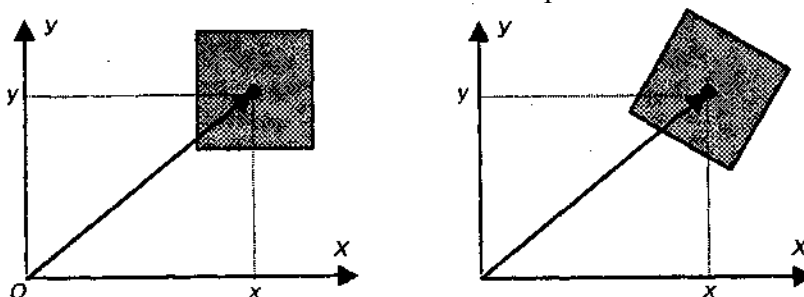


Рис. 3.2. Відмінність у положеннях двох однакових тіл

(вісь X). Зрозуміло, що для тіла, розміри якого значні, цього не достатньо.

Наприклад, на рис. 3.2 координати центрів квадратів однакові.

Але положення цих квадратів різні. Однак у багатьох випадках розміри тіл при описі їх руху не мають істотного значення. Наприклад, не мають значення розміри планет при описі їх руху навколо Сонця. У цих випадках тіла називають матеріальними точками.

Матеріальна точка - тіло, розмірами і внутрішньою структурою якого в цих умовах можна знехтувати.

Відповідь на питання про те, чи можна розглядати тіло як матеріальну точку, залежить від вирішуваної задачі. Так, при визначенні середньої швидкості бігуна ($V = \frac{s}{t}$) його власними розмірами безумовно можна знехтувати. Водночас при описі руху тіла стрибуна у воду його не можна розглядати як матеріальну точку, оскільки в даному випадку значення має вигляд стрибка і чистота його виконання.

Розгляньмо, які характеристики використовуються для опису руху матеріальної точки.

Рухомою точкою описує в просторі деяку безперервну лінію, яка називається траєкторією руху (рис. 3.3).

Траєкторія називається лінією, яку описує рухомою точкою щодо цієї системи відліку.

Шляхом (s), пройденим тілом, називається довжина траєкторії.

Пересунути (ΔR) тіла називається вектор, що з'єднає початкову точку траєкторії з кінцевою.

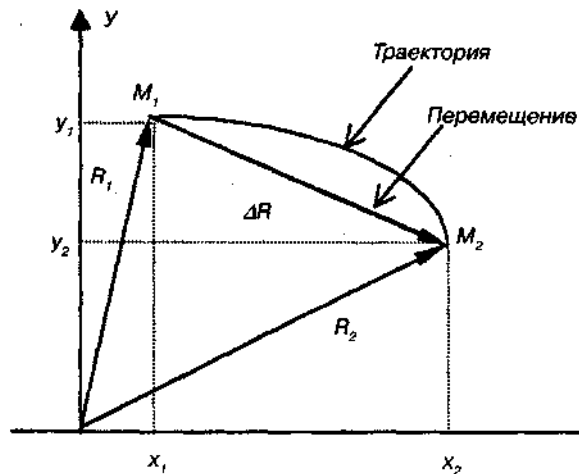


Рис. 3.3. Траекторія руху точки та її переміщення

У початковий момент часу (t) точка знаходиться в положенні M яке задається радіус-вектором R (її координати позначені x і y). У кінцевий момент (t) точка знаходиться в положенні M з радіус-вектором R (координати - x і y).¹¹¹¹¹²²²²²

Приклади траекторій деяких реальних тіл показано на рис. 3.4 - 3.6.

На рис. 3.4. представлені траекторії руху снаряда, випущеного з міномета під кутом 75° (а), і кулі при горизонтальному напрямку пострілу (б). На рис. 3.5 показана траекторія, яку описує в горизонтальній площині центр мас тіла розташованої людини (статокінезіграма). На рис. 3.6 наведена стробоскопічна фотографія польоту м'яча.

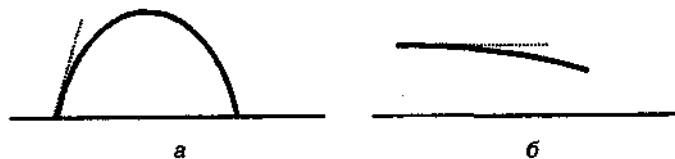


Рис. 3.4. Траекторія руху снаряда міномета (а) і кулі (б). (Пунктиром показано орієнтацію стовбура)

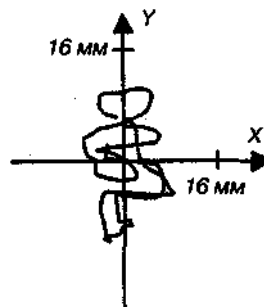


Рис. 3.5. Статокінезіграма людини, що стоїть

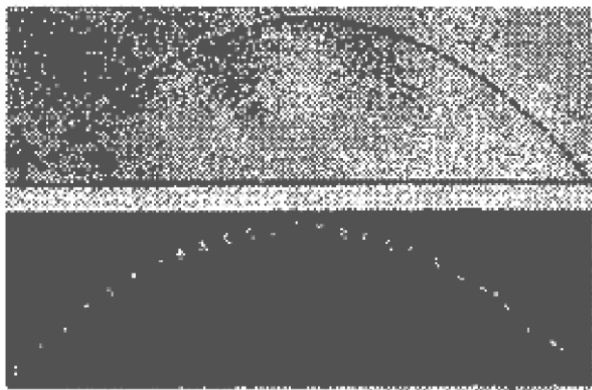


Рис. 3.6. Стробоскопічна фотографія польоту м'яча

У різних системах відліку траєкторії руху різні. Так, траєкторія точки А, що знаходиться на ободі колеса, що котиться, в системі, пов'язаній з віссю колеса (О), являє собою коло, в той час як відносно землі - це циклоїда (пунктирна лінія) (рис.3.7).

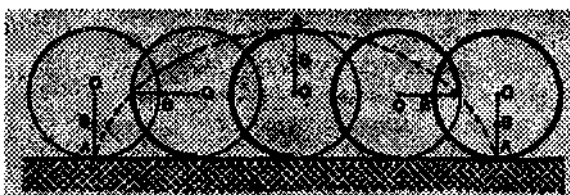


Рис. 3.7. Траєкторії точки А: окружність - щодо осі колеса; циклоїда - щодо землі

У людини є орган, який по суті є інерціальною системою орієнтації - це вестибулярний апарат. Він розташований у внутрішньому вусі і складається з трьох взаємно перпендикулярних напівкруглих каналів і порожнини - напередодні. На внутрішній поверхні стінок напередодні і в частині напівкруглих каналів знаходяться групи чутливих нервових клітин, що мають вільні закінчення у формі волосин. В середині переддні і напівкруглих каналів є студениста маса (ендолімфа), що містить дрібні кристали фосфорнокислого і вуглекислого кальцію (отоліти).

Під час руху голови в просторі (з прискоренням або уповільненням) ендолімфа внаслідок інерції відстає від руху кісткових стінок лабіринту і, отже, переміщується щодо них у зворотному напрямку. Переміщення ендолімфи викликає згинання волосин нервових клітин, в яких при цьому виникають імпульси, що сигналізують в центральну нервову систему про напрямок і величину прискорення переміщення ендолімфи. При обертальному русі головою ці явища найбільш виражені в тому напівкруглому каналі, який лежить переважно в площині обертання.

При прямолінійному русі аналогічні явища найбільш виражені напередодні, причому в цьому випадку дія переміщення рідини посилюється переміщенням разом з нею відолітової маси.

Вестибулярний апарат, як і будь-яка інша біофізична система, не розрізняє сили тяжкості і сили інерції, а реагує на рівнодіючу цих сил. Якщо сили інерції будуть періодично впливати на вестибулярний апарат, наприклад, при качці корабля, то це може призвести до морської хвороби.

Від стану вестибулярного апарату залежить здатність до орієнтування в просторі, а також здатність збереження рівноваги тіла. При порушенні функції вестибулярного апарату спостерігається промахування при пальцево-носовій пробі, а також нестійкість в пробі Ромберга.

3.2. Швидкість. Середня і миттєва швидкість. Тимчасові характеристики руху

Для того, щоб охарактеризувати наскільки швидко змінюється в просторі положення рухомого тіла, використовують спеціальне поняття швидкість.

Середньою швидкістю тіла на цій ділянці траєкторії називається ставлення

пройденого шляху до часу руху:

$$V_{\text{cp}} = \frac{S}{t}. \quad (3.1)$$

Якщо на всіх ділянках траєкторії середня швидкість однакова, то рух називається рівномірним.

Питання про швидкість бігу є важливим у спортивній біомеханіці. Відомо, що швидкість бігу на певну дистанцію залежить від величини цієї дистанції. Бігун може підтримувати максимальну швидкість тільки протягом обмеженого часу. Середня швидкість стаєрів зазвичай менша, ніж спринтерів. На рис. 3.8. показано залежність середньої швидкості (V) від довжини дистанції (S).

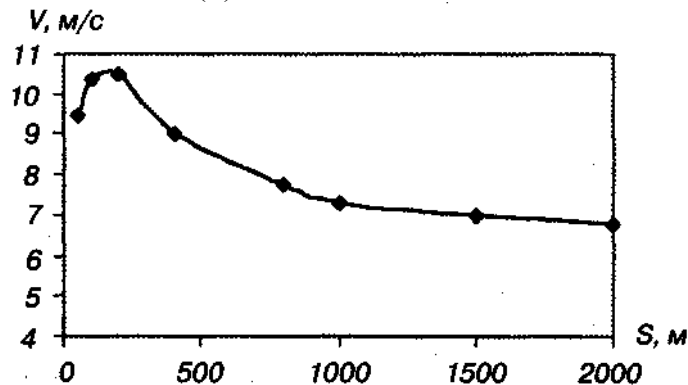


Рис. 3.8. Залежність середньої швидкості бігу від довжини дистанції

Графік залежності проведено через точки, що відповідають середнім швидкостям для всіх рекордних результатів у чоловіків на дистанціях від 50 до 2000 м. Середня швидкість зростає зі збільшенням дистанції до 200 м, а потім вбиває.

У табл. 3.1 наведено світові рекорди швидкості.

Для зручності проведення обчислень середню швидкість можна записати і через зміну координат тіла. При прямолінійному русі пройдений шлях дорівнює різниці координат кінцевої і початкової точок. Так, якщо в момент часу t тіло знаходилося в точці з координатою x , а в момент часу t - в точці з координатою x , то пройдений шлях. (У фізиці та математиці прийнято використовувати символ. Для позначення різниці однотипних величин або для позначення дуже маленьких інтервалів.) У цьому випадку

$$V_{\text{cp}} = \frac{\Delta x}{\Delta t}. \quad (3.2)$$

Таблиця 3.1

Світові спортивні рекорди

Вид змагань і дистанція	Чоловіки		Жінки	
	час, показаний на дистанції	середня швидкість, м/с	час, показаний на дистанції	середня швидкість, м/с
Біг 100 м	9,83с	10,16	10,49 с	9,53
200 м	19,72 с	10,14	21,34 с	9,37
400м	43,29 с	9,24	47,60 с	8,40
800м	1 хв 41,73 с	7,86	1 хв 53,28 с	7,06
1500м	3 хв 29,46 с	7,16	3 хв 52,47 с	6,46
5000 м	12 хв 58,39 с	6,42	14 хв 37,33 с	5,70

10000 м	27 хв 13,81 с	6,12	30 хв 13,75 с	5,51
Марафон (42 км 195 м)	2 год 6 хв 50 с	5,5	2 год 21 хв 0,6 с	5,0
Біг на ковзанах 500м	36,45 с	13,72	39,10 с	12,78
1500м	1 хв 52,06 с	13,39	1 хв 59,30 с	12,57
5000м	6 хв 43,59 с	12,38	7 хв 14,13 с	11,35
10000 м	13 хв 48,20 с	12,07		
Плавання 100 м (вільний стиль)	48,74 с	2,05	54,79 с	1,83
200 м (вільний стиль)	1 хв 47,25 с	1,86	1 хв 57,55 с	1,70
400 м (вільний стиль)	3 хв 46,95 с	1,76	4 хв 3,85 с	1,64
100 м (брас)	1 хв 1,65 с	1,62	1 хв 7,91 с	1,47
200 м (брас)	2 хв 13,34 с	1,50	2 хв 26,71 с	1,36
100 м (батерфляй)	52,84 с	1,89	57,93 с	1,73
200 м (батерфляй)	1 хв 56,24 с	1,72	2 хв 5,96 с	1,59

У загальному випадку середні швидкості на різних ділянках шляху можуть відрізнятися. На рис. 3.9 представлені координати падаючого тіла, моменти часу, в які тіло проходить через ці точки, а також середні швидкості для виділених інтервалів.

x, м	0,0	0,5	1,0	1,5	2,0	2,5	3,0	3,5	4,0	4,5	5,0
t, с	0,000	0,319	0,452	0,553	0,639	0,714	0,782	0,845	0,904	0,958	1,010
v_{cp1}											
v_{cp2}											
v_{cp3}											
v_{cp4}											
v_{cp5}											
v	7,00										

Рис. 3.9. Залежність середньої швидкості від координати

З даних, наведених на рис. 3.9 видно, що середня швидкість на всьому шляху (від 0 м до 5 м) дорівнює

$$V_{cp1} = \frac{\Delta x_1}{\Delta t_1} = \frac{(5-0)}{(1,010-0,000)} = 4,95 \text{ м/с.}$$

Середня швидкість на інтервалі від 2 м до 3 м рівна

$$V_{cp2} = \frac{\Delta x_5}{\Delta t_5} = \frac{(3-2)}{(0,782-0,639)} = 6,96 \text{ м/с.}$$

Рух, при якому середня швидкість змінюється, називається нерівномірним.

Ми обчислювали середню швидкість в околиці однієї і тієї ж точки $x = 2,5$ м. На рис. 3.9 видно, що в міру зменшення інтервалу, за яким проводяться обчислення, середня швидкість прагне до деякої межі (в нашому випадку це 7 м/с). Ця межа називається миттєвою швидкістю або швидкістю в даній точці траєкторії.

Миттєвою швидкістю руху, або швидкістю в даній точці траєкторії називається межа, до якої прагне ставлення переміщення тіла в околиці цієї точки до часу при необмеженому зменшенні інтервалу:

$$V = \lim_{\Delta t \rightarrow 0} \frac{\Delta R}{\Delta t} = \frac{dR}{dt}.$$

Розмірність швидкості в СІ/с.

Часто швидкість вказують в інших одиницях (наприклад, в км/год). При необхідності такі значення можна перевести в СІ. Наприклад, 54 км/год = 54000 м/3600 с = 15 м/с.

Для одномірного випадку миттєва швидкість дорівнює похідній від координати тіла за часом:

$$V = \frac{dx}{dt}. \quad (3.3)$$

При рівномірному русі величини середньої і миттєвої швидкості збігаються і залишаються незмінними.

Миттєва швидкість - величина векторна. Напрямок вектора миттєвої швидкості показано на рис. 3.10.

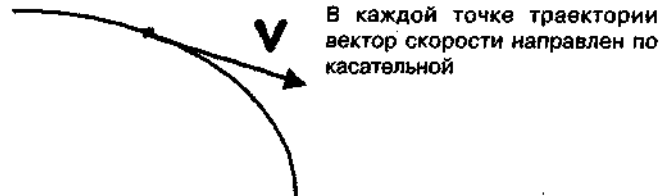


Рис. 3.10. Напрямок вектора миттєвої швидкості

Під час забігу миттєва швидкість бігуна змінюється. Особливо суттєві такі зміни у спринті. На рис. 3.11 наводиться приклад такої зміни для дистанції 200 м.

Бігун починає рух зі стану спокою і розганяється, поки не досягне максимальної швидкості. Для бігуна-чоловіка час прискорення приблизно 2 с, а максимальна швидкість наближається до 10,5 м/с. Середня швидкість на всій дистанції менше цього значення.

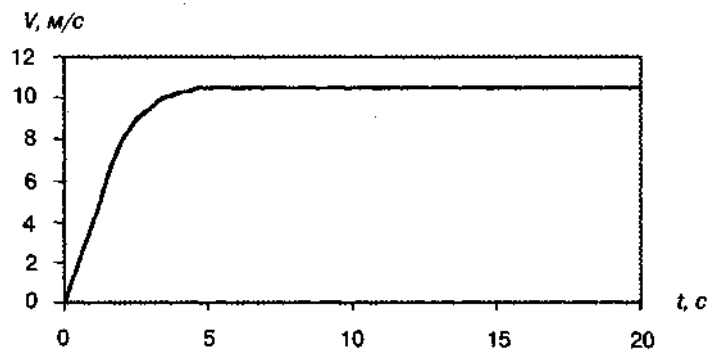


Рис. 3.11. Залежність миттєвої швидкості від часу бігу для дистанції 200 м, чоловіки

Причина того, що бігун не може довго підтримувати свою максимальну швидкість руху, полягає в тому, що він починає відчувати нестачу кисню. Тіло містить кисень, запасений у м'язах, а надалі отримує його при диханні. Тому спринтер може підтримувати свою максимальну швидкість тільки до тих пір, поки не витратить запас кисню. Це кисневе виснаження настає на дистанції близько 300 м. Отже, для великих дистанцій бігун повинен обмежувати себе швидкістю менше максимальної. Чим довша дистанція, тим

менше повинна бути швидкість, щоб кисню вистачило на весь забіг. Тільки спринтери біжать на максимальній швидкості всю дистанцію.

На змаганнях бігун зазвичай прагне або перемогти суперника, або встановити рекорд. Від цього залежить стратегія забігу. При встановленні рекорду оптимальною стратегією буде та, при якій вибирається швидкість, що відповідає повному виснаженню запасу кисню до моменту перетину фінішу.

У спорті використовуються спеціальні часові характеристики.

Час (t) - це тимчасова міра положення точки, тіла або системи. Момент часу визначають проміжком часу до нього від початку відліку.

Моментами часу позначають, наприклад, початок і закінчення руху або будь-якої його частини (фази). За моментами часу визначають тривалість руху.

Тривалість руху - це його тимчасовий захід, який вимірюється різницею моментів часу закінчення і початку руху:

$$\Delta t = t - t_{\text{кін-Так}}$$

Тривалість руху являє собою кількість часу, що минув між двома обмежувачими його моментами часу. Самі моменти тривалості не мають. Знаючи шлях точки і тривалість її руху, можна визначити її середню швидкість.

Темп руху (N) - це тимчасовий захід повторності рухів. Він вимірюється кількістю рухів, що повторюються в одиницю часу (частота рухів):

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

У повторних рухах однакової тривалості темп характеризує їх протікання в часі. Темп - величина, зворотна тривалості рухів. Чим більша тривалість кожного руху, тим менший темп, і навпаки.

Ритм рухів - це тимчасовий захід співвідношення частин рухів. Він визначається за співвідношенням проміжків часу - тривалостей частин рухів: $\Delta t : \Delta t : \Delta t \dots$

Різний ритм рухів для лижників при ковзному кроці (для п'яти фаз кроку) показаний на рис. 3.12.

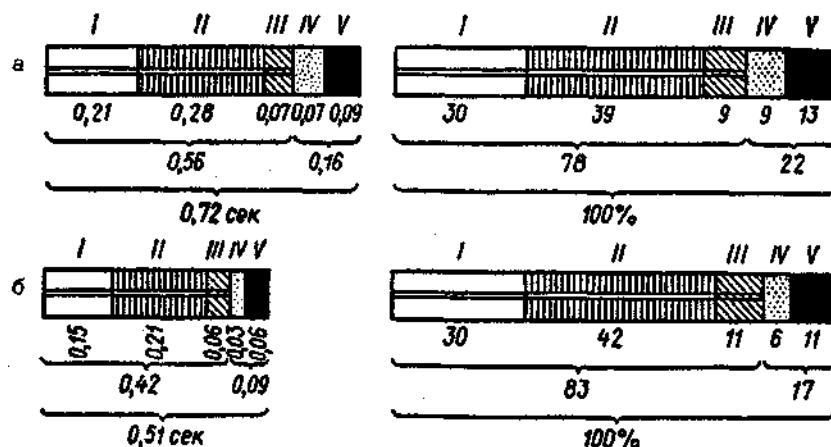


Рис. 3.12. Різний ритм у ковзному кроці на лижах: а) у висококваліфікованих лижників;

б) у найсильніших лижників світу;

фази I-III - ковзання, фази ковзання,

фази IV - V - стояння лижі

Швидкість - це темп, в якому долається відстань без урахування напрямлення.

Швидкість - скалярна величина. Нехай між двома пунктами при русі по одному шосе одночасно рухаються автомобіліст, мотоцикліст, велосипедист, бігун. У всіх чотирьох однакові траєкторії, шляхи, переміщення. Однак їх рух відрізняється швидкістю (стрімкістю), для характеристики якої і вводиться поняття "швидкість".

3.3. Рівномірний прямолінійний рух і його графічне представлення

Розглянемо найпростіший вид руху - рівномірне прямолінійне.

Рівномірним називають рух, при якому за будь-які рівні проміжки часу тіло проходить однакові шляхи. У цьому випадку величина швидкості залишається незмінною (у напрямку швидкість може змінюватися, якщо рух криволінійний).

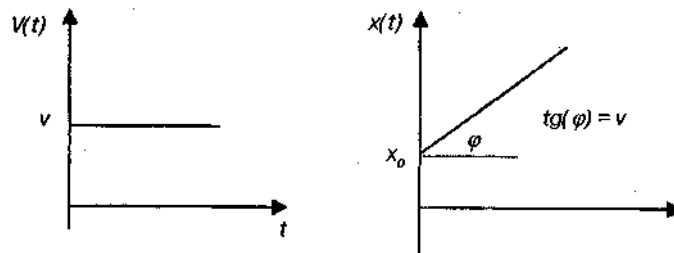
Прямолінійним називається рух, при якому траєкторія є прямою лінією. У цьому випадку напрямок швидкості залишається незмінним (величина швидкості може змінюватися, якщо рух не рівномірний).

Рівномірним прямолінійним називається рух, який є і рівномірним, і прямолінійним. У цьому випадку залишаються незмінними і величина, і напрямок швидкості.

Для опису прямолінійного руху вісь X зазвичай направляють по лінії руху, а положення тіла вказують за допомогою його координати. У цьому випадку величина пересування дорівнює різниці координат. Запишемо визначення швидкості при рівномірному прямолінійному русі:

$$v = \frac{\Delta x}{t} = \frac{(x - x_0)}{t},$$

- x - координата при $t = 0$;
- x - координата в поточний момент часу t ,
- t - час руху.



$v = const$. Графік - пряма, $x = x_0 + v \cdot t$ - лінійна функція, паралельна осі t , Графік - похила пряма, що проходить тим вище, що проходить тим крутіше, чим більша швидкість

Рис. 3.13. Графіки залежності швидкості та координати від часу для рівномірного руху

Звідси отримаємо залежність координати від часу руху:

$$x = x_0 + v \cdot t. \quad (3.4)$$

Графіки залежностей $v(t)$ і $x(t)$ показано на рис. 3.13.

3.4. Прискорення. Рівноприскорений прямолінійний рух, графіки

У загальному випадку при русі тіла змінюються і величина, і напрямок вектора швидкості. Для того, щоб охарактеризувати наскільки швидко відбуваються ці зміни, використовують спеціальну величину - прискорення.

Миттєвим прискоренням тіла або його прискоренням у цій точці траєкторії називається векторна величина, рівна межі, до якої прагне ставлення зміни вектора швидкості до часу цієї зміни, при необмеженому зменшенні інтервалу часу.

$$\mathbf{a} = \lim_{\Delta t \rightarrow 0} \left(\frac{\Delta \mathbf{v}}{\Delta t} \right)$$

Розмірність прискорення в $\text{СИ}/\text{с}^2$.

При прямолінійному русі вектор швидкості у всіх точках спрямований уздовж

прямої, по якій рухається тіло. Уздовж цієї ж прямої спрямований і вектор прискорення.

Прямолінійний рух називається рівнопрямим, якщо за будь-які рівні проміжки часу швидкість тіла змінюється на одну і ту ж величину.

У цьому випадку ставлення $\frac{\Delta v}{\Delta t}$ однаково для будь-яких інтервалів часу. Тому величина і напрямок прискорення залишаються незмінними: $a = \text{const}$.

Для прямолінійного руху вектор прискорення спрямований по лінії руху. Якщо напрямок прискорення збігається з напрямком вектора швидкості, то величина швидкості зростатиме. У цьому випадку рух називають рівноускореним. Якщо напрямок прискорення протилежний напрямку вектора швидкості, величина швидкості буде зменшуватися. У цьому випадку рух називають рівнозамедленим.

Запишемо рівняння, які описують зміну швидкості і координати тіла при рівнопрямому русі. Будемо відраховувати час від моменту початку спостережень за рухом тіла. У цьому випадку $t = 0$. Якщо кінцевий момент часу позначити t , то $\Delta t = t - 0 = t$ і за визначенням прискорення можна записати:

$$a = \frac{\Delta v}{\Delta t} = \frac{(v - v_0)}{t},$$

де v_0 - швидкість руху при $t = 0$; v - швидкість у поточний момент часу t .

Звідси отримуємо залежність швидкості від часу руху:

$$v = v_0 + a \cdot t. \quad (3.5)$$

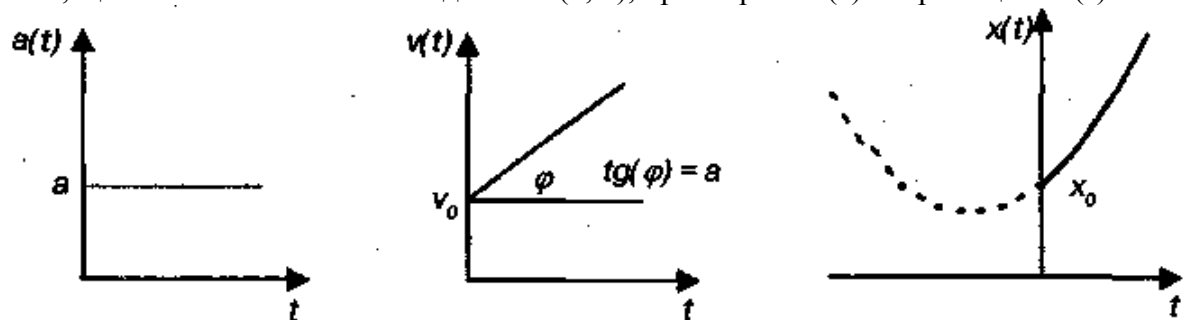
Можна показати, що при рівнопрямому русі координата тіла змінюється за квадратичним законом:

$$x = x_0 + v_0 \cdot t + \frac{a \cdot t^2}{2}. \quad (3.6)$$

Часто при описі переходу тіла з однієї точки в іншу (відстань між ними s) зручно користуватися рівнянням, що зв'язує початкову і кінцеву швидкість переходу:

$$v^2 - v_0^2 = 2as. \quad (3.7)$$

За винятком часу, всі величини, що входять у рівняння (3.5 - 3.7), є алгебраїчними. Це означає, що численні значення швидкостей (v, v_0), прискорення (a) і переміщення (s)



$a = \text{const}$. Графік - пряма, $v = v_0 + a \cdot t$ - $x = x_0 + v_0 \cdot t + \frac{a \cdot t^2}{2}$

паралельна осі t , лінійна квадратична функція

функція, що проходить тим. Графік - Графік - ділянка

вище, ніж більш похила пряма, параболи ($t > 0$)

прискорення тим, що проходить

крутіше,

чим більше прискорення.

Рис. 3.14. Графіки залежності кінематичних величин від часу для рівноускореного руху

підставляються в рівняння зі знаком "+", якщо відповідний вектор спрямований у бік осі

X, і зі знаком "-" в іншому випадку. Зазвичай, при описі прямолінійного руху координатну вісь X направляють у бік руху. При такому виборі осі прискорення позитивне для рівноускореного руху і негативне для рівнозамеденого руху. На рис. 3.14 представлені графіки залежностей прискорення, швидкості і координати тіла від часу рівноускореного руху.

Приклади рівноускореного руху

а) Гоночний автомобіль стартує з місця і при постійному прискоренні розвиває швидкість 385 км/год (107 м/с) на шляху 0,4 км (400 м).

Застосуємо формулу (3.7), з якої знайдемо прискорення при розгоні:

$$v^2 - v_0^2 = 2as \rightarrow a = \frac{(v^2 - v_0^2)}{2s} = \frac{(107^2 - 0)}{800} = 14,3 \text{ м/с}^2.$$

Це прискорення близько до максимально досяжного сухопутними колісними засобами і залежить від тертя між колесами і дорогою. Спроби перевищити цю максимальну величину шляхом використання більш потужного двигуна призведуть до проскальзування шин.

Час, витрачений на розгін, знайдемо з рівняння (3.5):

$$v = v_0 + a \cdot t \rightarrow t = \frac{(v - v_0)}{a} = \frac{(107 - 0)}{14,3} \approx 7,5 \text{ с}.$$

б) Знайдемо гальмівний шлях автомобіля, знати який важливо не тільки для безпеки руху, а й з метою раціональної організації руху. Нехай, наприклад, при швидкості руху $v = 100$ км/год (28 м/с) водій приймає рішення про екстрене гальмування. Вважається, що час реакції, витрачений на реалізацію рішення включити гальмо, становить 0,3 - 1,0с. Покладемо його рівним 0,50 с. У цей час автомобіль рухатиметься рівномірно і пройде шлях $s = v \cdot t = 14$ м. На сухій рівній дорозі прискорення гальмування становить 5 - 8 м/с². Покладемо його рівним 6,0 м/с². Підставимо це значення у формулу (3.7) зі знаком "-" (оскільки рух уповільнений) і знайдемо шлях s_2 , пройдений від початку гальмування до зупинки:0102

$$s_2 = \frac{(0 - v_0^2)}{2a} = \frac{-28^2}{-12} \approx 65 \text{ м}.$$

Повний шлях дорівнює $s = s + s_2 = 79$ м.12

На мокрій дорозі або при ожеледиці величина a може становити лише третину величини a на сухій дорозі і гальмівний шлях значно збільшиться.

в) Гравець у бейсбол (рис. 3.15) кидає м'яч зі швидкістю $v = 30$ м/с (початкова швидкість $v = 0$). При кидку м'яч прискорюється на загальній відстані (для дорослого чоловіка) $s \approx 3,5$ м, коли гравець проводить м'яч з-за спини до точки, в якій м'яч звільняється. Skorиставшись співвідношенням (3.7) знайдемо прискорення, що повідомляється м'ячу:

$$a = \frac{(v^2 - v_0^2)}{2s} = 129 \text{ м/с}^2.$$

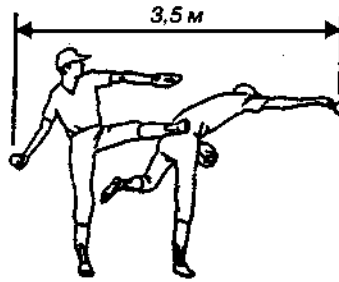


Рис. 3.15. Гравець у бейсбол прискорює м'яч на відрізку 3,5 м

Це майже в 13 разів більше прискорення вільного падіння.

3.5. Вільне падіння і його прискорення

У природі існує природний рівноускорений рух - це вільне падіння.

Вільним падінням називається падіння тіла, якщо на нього діє єдина сила - сила тяжкості.

Досліди, проведені Галілеєм, показали, що при вільному падінні всі тіла рухаються з однаковим прискоренням, яке

називають прискоренням вільного падіння і позначають буквою g . Поблизу поверхні Землі $g \approx 9,8 \text{ м/с}^2$. Прискорення вільного падіння обумовлено тяжінням з боку Землі і спрямовано вертикально вниз. Строго кажучи, такий рух можливий лише у вакуумі. Падіння в повітрі можна вважати приблизно вільним, якщо сила опору руху з боку повітря мала порівняно з силою тяжкості.

На рис. 3.16 наведені стробоскопічні фотографії сталеві кульки, що падає вертикально вниз без початкової швидкості, і кулька, якій повідомлена горизонтальна швидкість.

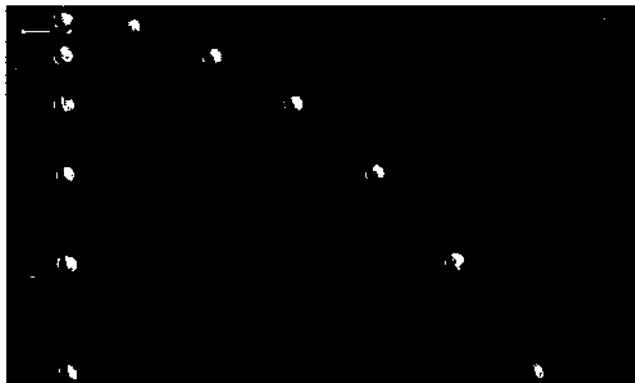


Рис. 3.16. Стробоскопічна фотографія вільного падіння

Траєкторія руху вільно падаючого тіла залежить від напрямку вектора початкової швидкості. Якщо тіло кинуте вертикально вниз, то траєкторія - вертикальний відрізок, а рух є рівноперемінним. Якщо тіло кинуте вертикально вгору, траєкторія складається з двох вертикальних відрізків. Спочатку тіло піднімається, рухаючись рівнозамедлено. У точці найвищого підйому швидкість стає рівною нулю, після чого тіло опускається, рухаючись рівноускорено. Якщо вектор початкової швидкості спрямований під кутом до горизонту, то рух тіла відбувається по параболі. Так при відсутності опору повітря рухаються кинутий бейсбольний м'яч, диск, молот, спортсмен стрибає в довжину (у висоту), що летить куля та ін.

Припустімо, що тіло кинуте під кутом до горизонту і має початкову швидкість v , рис. 3.17.проо

Рух відбувається у вертикальній площині, що проходить через вектор початкової

швидкості. Помістіть початок координат у початкову точку, а координатні вісі направимо горизонтально (X) і вертикально вгору (Y). Прискорення в будь-якій точці польоту дорівнює прискоренню вільного падіння g .

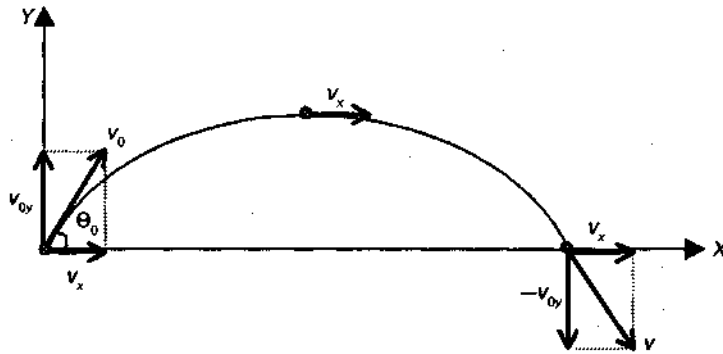


Рис. 3.17. Рух тіла, кинутого під кутом до горизонту

Проекція вектора g на вісь X дорівнює нулю. Тому рух уздовж цієї осі є рівномірним зі швидкістю $v = v \cdot \cos(\theta)$. Проекція вектора g на вісь Y рівна $-g$. Тому рух уздовж цієї осі є рівноперемінним з прискоренням $-g$ і початковою швидкістю $v = v$. Таким чином, тіло, кинуте під кутом до горизонту бере участь одночасно в двох незалежних рухах: рівномірному русі по горизонталі і в рівноперемінному - по вертикалі. Дальність польоту максимальна при $\theta = 45^\circ$. Характеристики руху по двох осях представлені в табл. 3.2.

Слід мати на увазі, що швидкості в симетричних точках параболи за модулем однакові, але напрямки вертикальних проекцій протилежні.

Тіло в балістичному русі може перетнути вісь X , якщо вихідна точка кидка знаходилася вище, ніж точка приземлення.

Розгляньмо деякі приклади теоретичних розрахунків.

Політ футбольного м'яча

По футбольному м'ячу вдаряють так, що він злітає під кутом $\theta = 37^\circ$ зі швидкістю 20 м/с . Використовуючи формули наведені

$$S = \frac{v_0^2 \sin(2\theta_0)}{g} = 39,2 \text{ м.}$$

у табл. 3.2 знайдемо дальність польоту

Таблиця 3.2

Характеристики руху тіла, кинутого під кутом до горизонту, по двох осях (вісь Y спрямована вгору)

Характеристики	Вісь X	Вісь Y
Початкова швидкість	$v = v \cdot \cos(\theta)$	$v = v \cdot \sin(\theta)$
Прискорення	0	$-g$
Час польоту	$y = \frac{2v_0 \sin \theta_0}{g}$	

Дальність польоту для випадку, коли точки кидка і приземлення знаходяться на одній висоті	$S = \frac{v_0^2 \sin(2\theta_0)}{g}$	
Максимальна висота		$H = \frac{v_{0y}^2}{2g}$
Швидкість у момент t	$v_x = v_{0x}$	$v_y = v_{0y} - gt$
Координати на момент t	$x = v_x t$	$y = v_{0y} t - \frac{gt^2}{2}$

Максимальна висота підйому
$$H = \frac{v_{0y}^2}{2g} = \frac{v_0^2 \cdot \sin^2(\theta_0)}{2g} = 7,35 \text{ м.}$$

Політ кулі

З автомата здійснюють постріл у горизонтальному напрямку ($\alpha = 0$). Початкова швидкість кулі $v = 715 \text{ м/с}$. Відстань до мішені $x = 100 \text{ м}$. У нашому випадку $v = v_x = 715 \text{ м/с}$; $v_y = 0$.

З рівняння $x = v_x t$ знайдемо $t = \frac{x}{v_x} = 0,14 \text{ с}$ Координата точки мішені, в яку потра-

пить куля, знаходиться з рівняння $y = v_{0y} t - \frac{gt^2}{2} = -0,1 \text{ м}$. Таким чином куля опуститься на 10 см . Щоб скомпенсувати таке опускання, постріл роблять під невеликим кутом вгору, для чого відповідним чином встановлюють приціл.

Стрибок у довжину з розбігу (рис. 3.18)

Оцінимо теоретичну максимальну дальність стрибка в довжину, визначену фізичними можливостями людини. Горизонтальну швидкість v спортсмен набирає при розбігу.

Прийmemo її рівної максимальної швидкості спринтера: $v = 10,5 \text{ м/с}$. Вертикальну швидкість v_y спортсмен набуває при відштовхуванні. Оцінимо її виходячи з того, що висота, на яку людина може підняти свій центр мас, стрибаючи вертикально вгору з місця, приблизно дорівнює $0,6 \text{ м}$. З формули

$$H = \frac{v_{0y}^2}{2g}$$

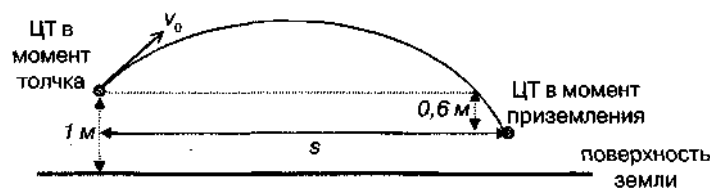


Рис. 3.18. До опису стрибка в довжину з розбігу

Знайдемо $v_{0y} = \sqrt{2gH} = 3,43 \text{ м/с}$. Стрибун відштовхується у вертикальному положенні, а приземляється в "сидячому" положенні. При цьому центр мас опускається при-

близно на 0,6 м (при відштовхуванні центр мас знаходиться на висоті млрд 1 м, а при приземленні на висоті млрд 0,4 м). Значить координата точки приземлення $y \approx -0,6$ м.

Ця координата визначається формулою $y = v_{0y} \cdot t - \frac{gt^2}{2}$. Підставивши численні значення, отримаємо квадратне рівняння: $4,9 \cdot t^2 - 3,43 \cdot t - 0,6 = 0$. Вирішивши його, знайдемо час польоту $t = 0,845$ с. Дальність стрибка знайдемо з формули $s = v \cdot t = 8,87$ м.

3.6. Рух по окружності, нормальне і тангенційне прискорення. Кутове прискорення

У природі рух тіла частіше відбувається кривими лініями. Майже будь-який криволінійний рух можна уявити як послідовність рухів по дугах кола. У загальному випадку, при русі по колу швидкість тіла змінюється як за величиною, так і за напрямом.

Рівномірний рух по колу

Рух по колу називається рівномірним, якщо величина швидкості залишається незмінною.

Основними характеристиками такого руху є:

- радіус окружності R ;
- швидкість руху (лінійна швидкість) V ;
- кутова швидкість руху ω ;
- кут повороту радіусу (кутове переміщення) φ

Кутовою швидкістю тіла, що рухається по окружності рівномірно, називається ставлення кута повороту його радіус-вектора до часу, за який здійснено поворот: $\omega = \frac{\varphi}{t}$.

У фізиці застосовується радіанний захід кута (безрозмірний), який визначається, як відношення довжини дуги (l) до радіусу

кола: $\varphi = \frac{l}{R}$, тому розмірність кутової швидкості -

$\frac{1}{c} = c^{-1}$, рис. 3.19, а. Радіан - такий кут, довжина дуги якого дорівнює радіусу кола.

Повний поворот по колу містить 2π радіан.

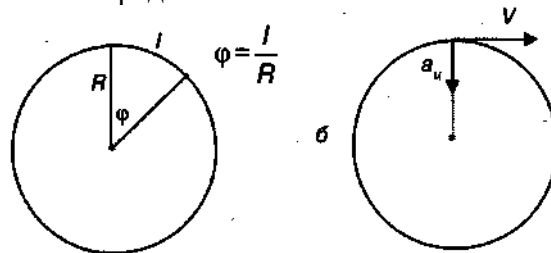


Рис. 3.19. Радіанний захід кута (а). Центроборнове прискорення (б)

Між лінійною та кутовою швидкостями існує простий зв'язок:

$$V = \frac{l}{t} = R \cdot \frac{\varphi}{t}; \quad \frac{\varphi}{t} = \omega \rightarrow$$

$$V = \omega \cdot R. \quad (3.8)$$

Можна показати (рис. 3.19.б), що при рівномірному русі по окружності вектор прискорення спрямований до центру. Таке прискорення називається центростремним.

Величина центроборового прискорення визначається формулами

$$a_n = \frac{V^2}{R} = \omega^2 \cdot R. \quad (3.9)$$

Крім основних характеристик обертального руху, використовуються такі допоміжні величини:

- частота обертання (ν), що дорівнює числу обертів за одиницю

часу: $\nu = \frac{N}{t}$ (N - число обертів). Розмірність - $1/\text{с}$.

- період обігу (T), рівний часу, за який тіло здійснює один оборот: $T = \frac{t}{N}$. Розмірність - с.

Ці величини пов'язані з кутовою швидкістю співвідношеннями:

$$\omega = 2 \cdot \pi \cdot \nu = \frac{2 \cdot \pi}{T}. \quad (3.10)$$

Нерівномірний рух по кола

Якщо швидкість тіла, що рухається по кола, змінюється за величиною, то поряд з центроостремним прискоренням a_n буде мати місце і тангенціальне прискорення a_t , рис. 3.20.

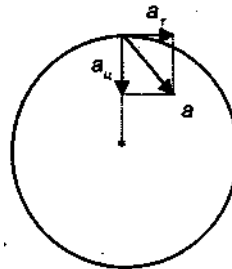


Рис. 3.20. Компоненти прискорення при нерівномірному обертальному русі

На відміну від центроостремого прискорення, яке обумовлене зміною напрямку швидкості, тангенціальне прискорення виникає через зміну величини вектора швидкості:

$$a_t = \frac{dv}{dt}.$$

Тангенціальне прискорення завжди спрямоване по дотичній до кола, і, якщо швидкість збільшується, його напрямок збігається з напрямком руху. Якщо ж швидкість зменшується, напрямок тангенціального прискорення протилежний вектору швидкості. Вектори a_n і a_t перпендикулярні один одному, а їх сума дає вектор повного прискорення:

$$a = a_n + a_t$$

Оскільки ці вектори завжди перпендикулярні один одному, величина повного прискорення в будь-який момент часу дорівнює:

$$a = \sqrt{a_n^2 + a_t^2}.$$

З тангенціальним прискоренням ми зустрічаємося в спорті. Наприклад, розкручуючи молот, спортсмен повідомляє йому тангенціальне прискорення для того, щоб він набув до моменту кидка високу швидкість.

Крім звичайного прискорення (a), при описі нерівномірного руху по кола використовують ще одну характеристику - кутове прискорення (ϵ).

Кутовим прискоренням тіла називається похідна від кутової швидкості за часом (відношення зміни кутової швидкості до часу цієї зміни, обчислене в дуже маленькому інтервалі даної точки траєкторії):

$$\varepsilon = \frac{d\omega}{dt}. \quad (3.11)$$

Розмірність прискорення в СІ - 1/с².

Примітка. У тих випадках, коли кутова швидкість розглядається як вектор, кутове прискорення теж є вектором. У даному підручнику такі випадки не розглядаються.

Можна показати, що кутове прискорення дорівнює відношенню тангенційного прискорення до радіусу окружності:

$$\varepsilon = \frac{a_{\tau}}{R}. \quad (3.12)$$

3.7. Зв'язок обертального руху з коливальним

Обертальний рух тісно пов'язаний з коливальним. На рис 3.21. показано, що при рівномірному русі тіла по окружності його координата вздовж осі Y змінюється за гармонійним законом (аналогічна залежність має місце і вздовж осі X). Кут повороту радіуса відраховується від горизонтальної вісі проти годинникової стрілки. Цей кут називається фазою (греч. phasis - поява).

Приклади обертального руху показано на рис 3.22.

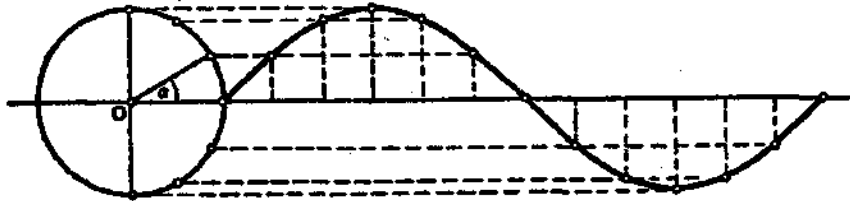


Рис. 3.21. Коливальний характер зміни координати точки при її рівномірному обертанні

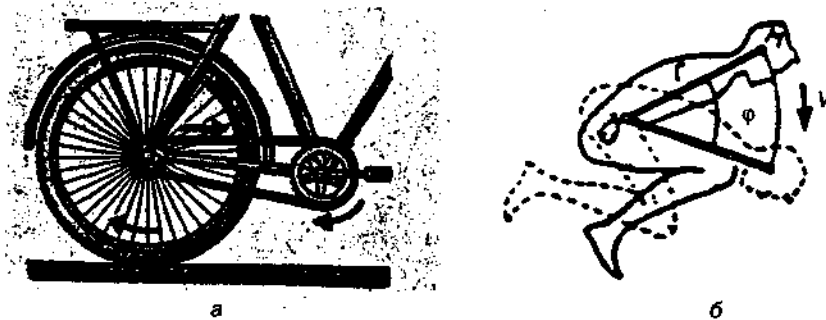


Рис. 3.22. Обертальний рух: колеса велосипеда (а), тіла людини навколо центру мас (б)

Прискорення викликається силою. Отже, на тіло, що рухається по кола, діє сила, спрямована до центру окружності. Ця сила F називається центростремною. З цією силою на рухоме по кола тіло діє зв'язок. Роль центростремної сили може виконувати будь-яка за природою сила.

За другим законом Ньютона $F = ma$. Оскільки центростремне прискорення $a_{\tau} = \frac{v^2}{R}$ або $a = \omega^2 \cdot R$, то центростремна сила рівна:

$$F_{\tau} = \frac{m \cdot v^2}{R} \text{ или } F_{\tau} = m \cdot \omega^2 \cdot R.$$

(3.13)

За третім законом Ньютона кожна дія викликає рівну і протилежно спрямовану протидію. Центростремній силі, з якою зв'язок діє на тіло, протидіє рівна за модулем і протилежно спрямована сила, з якою тіло діє на зв'язок. Цю силу P назвали відцентровою, оскільки вона спрямована по радіусу від центру окружності. Відцентрова сила дорівнює за модулем відцентровій:ц.б.

$$F_{ц.б.} = \frac{m \cdot V^2}{R} \text{ или } F_{ц.б.} = m \cdot \omega^2 \cdot R. \quad (3.14)$$

Приклади

Розглянемо випадок, коли спортсмен обертає навколо своєї голови предмет, прив'язаний до кінця нитки. Спортсмен відчуває при цьому силу, додану до руки і тягну її назовні. Для утримання предмета на окружності спортсмен (за допомогою нитки) тягне його всередину. Отже, за третім законом Ньютона, предмет (знову-таки за допомогою нитки) діє на руку з рівною і протилежно спрямованою силою, і це та сила, яку відчуває рука спортсмена (рис. 3.23). Сила, що діє на предмет - це спрямована всередину сила натягнення нитки.

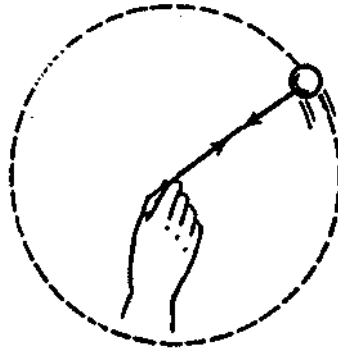


Рис. 3.23. Під час обертання кулька на нитці рука діє на кульку, кулька на руку

Інший приклад: на спортивний снаряд "молот" діє трос, утримуваний спортсменом (рис. 3.24).

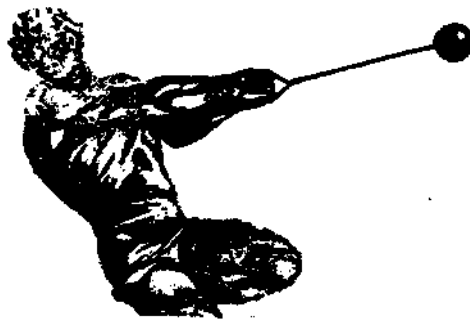


Рис. 3.24. На спортивний снаряд "молот" діє трос, утримуваний спортсменом

Нагадаємо, що відцентрова сила діє не на обертове тіло, а на нитку. Якби відцентрова сила діяла на тіло, то при обриві нитки воно полетіло б по радіусу в бік від центру, як показано на рис 3.25, а. Однак насправді при обриві нитки тіло починає рухатися по дотичній (рис 3.25, б) в напрямку швидкості, яку воно мало в момент обриву нитки.

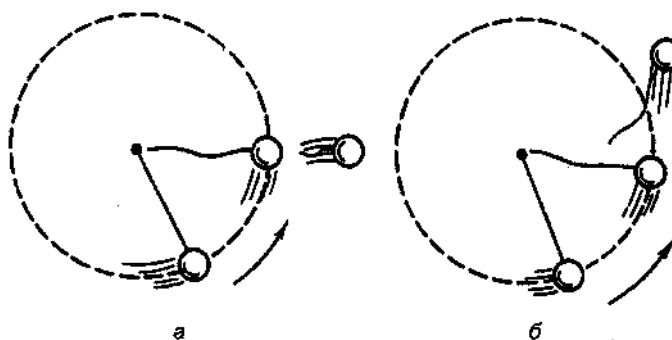


Рис. 3.25. Рух тіла після обриву нитки:
 а) якби відцентрова сила була додана до тіла,
 то при обриві нитки тіло полетіло б по радіусу;
 б) дійсний політ тіла

Відцентрові сили знаходять широке застосування.

Центрифуга - пристрій, призначений для тренувань і випробувань льотчиків, спортсменів, космонавтів. Великий радіус (до 15 м) і велика потужність двигунів (кілька МВт) дозволяють створювати центростремне прискорення до 400 м/с^2 . Відцентрова сила при цьому притискає тіла з силою, що перевершує нормальну силу тяжкості на Землі більше ніж у 40 разів. Людина може витримувати тимчасове перевантаження в 20 - 30 разів, якщо вона лежить перпендикулярно напрямку відцентрової сили, і в 6 разів, якщо лежить уздовж напрямку цієї сили.

3.8. Елементи опису руху людини

Рухи людини носять складний характер і насилу піддаються опису. Однак у ряді випадків можна виділити істотні моменти, що відрізняють одні види рухів від інших. Розгляньмо, наприклад, чим відрізняється біг від ходьби.

Елементи крокових рухів при ходьбі представлені на рис. 3.26. У крокових рухах кожна нога по черзі буває опорною і переносною. В опорний період входять амортизація (гальмування руху тіла у напрямку до опори) і відштовхування, в переносній - розгін і гальмування.

Послідовні рухи тіла людини і її ніг при ходьбі представлені на рис. 3.27.

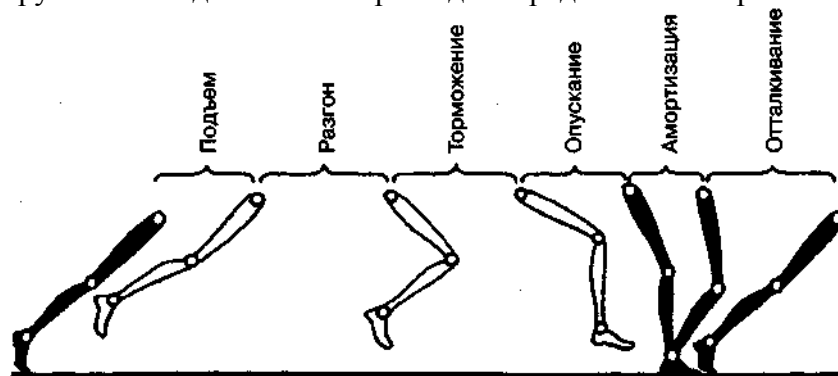


Рис. 3.26. Елементи крокового руху

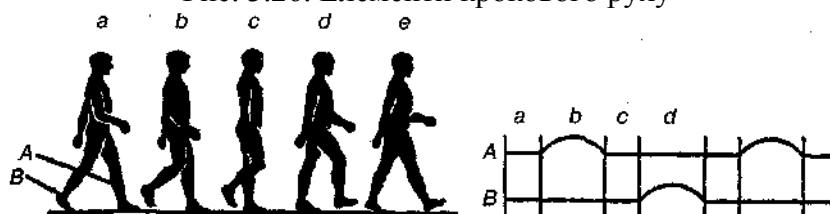


Рис. 3.27. Послідовні рухи тіла людини при ходьбі

Лінії А і В дають якісне зображення руху стоп ніг у процесі ходьби. Верхня лінія А відноситься до однієї ноги, нижня лінія В - до іншої. Прямі ділянки відповідають моментам опори стопи об землю, дугоподібні ділянки - моментам руху стоп. Протягом проміжку часу (а) обидві ноги спираються на землю; потім (b) - нога А в повітрі, нога В продовжує спиратися; а після (с) - знову обидві ноги спираються об землю. Чим швидше ходьба, тим коротше стають проміжки (а і с).

На рис. 3.28 представлені послідовні рухи тіла людини при бігу і графічне зображення рухів стоп. Як видно на малюнку, при бігу існують проміжки часу (b, d, f), коли обидві ноги знаходяться в повітрі, а проміжків одночасного торкання ніг землі немає. Цим і відрізняється біг від ходьби.

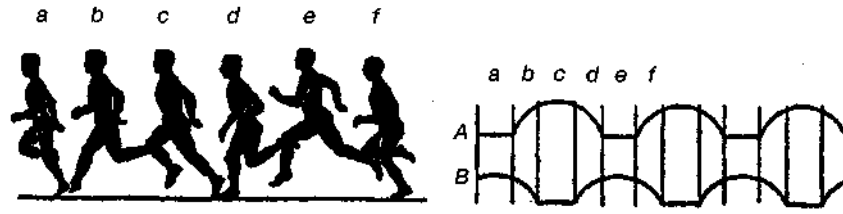


Рис. 3.28. Послідовні рухи тіла людини при бігу

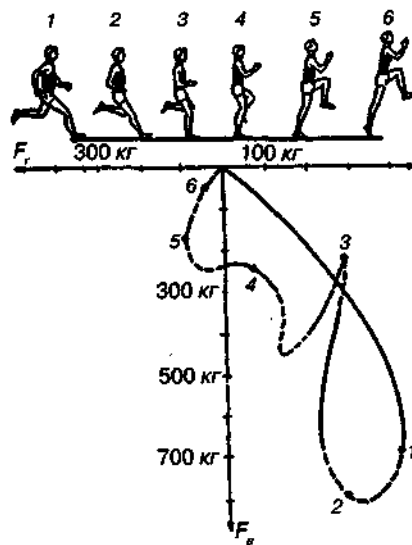


Рис. 3.29. Сили, що діють на опору при відштовхуванні

Іншим поширеним видом руху є відштовхування від опори при різних стрибках. Відштовхування здійснюється за рахунок випрямлення поштовхної ноги, махових рухів рук і тулуба. Завдання відштовхування - забезпечити максимальну величину вектора початкової швидкості загального центру мас спортсмена і його оптимальний напрямок. На рис. 3.29 показані фази процесу відштовхування і відповідні їм сили (горизонтальна - F_x і вертикальна - F_y), з якими спортсмен $m = 70$ кг діє на опору при стрибку в довжину. Видно, що ці сили значно перевищують вагу спортсмена.

Лекція 4 ДИНАМІКА РУХУ МАТЕРІАЛЬНОЇ ТОЧКИ

Динамікою називається розділ механіки, в якому вивчається рух тіла з урахуванням його взаємодії з іншими тілами.

У розділі "Кінематика" були введені поняття швидкості і прискорення матеріальної точки. Для реальних тіл ці поняття потребують уточнення, оскільки для різних точок ре-

ального тіла ці характеристики руху можуть бути різними. Наприклад, закручений футбольний м'яч не тільки рухається вперед, але і обертається. Точки обертового тіла рухаються з різними швидкостями. З цієї причини спочатку розглядається динаміка матеріальної точки, а потім отримані результати поширюються на реальні тіла.

4.1. Перший закон Ньютона. Інерційна система відліку

У різних системах відліку рух одного і того ж тіла виглядає по-різному і від вибору системи відліку багато в чому залежить простота або складність опису руху. Зазвичай у фізиці використовують інерційну систему відліку, існування якої встановив Ньютон, узагальнивши досвідчені дані.

Перший закон Ньютона

Існує система відліку, відносно якої тіло (матеріальна точка) рухається рівномірно і прямолінійно або зберігає стан спокою, якщо на нього не діють інші тіла. Така система називається інерційною.

Якщо тіло нерухоме або рухається рівномірно і прямолінійно, то його прискорення дорівнює нулю. Тому в інерційній системі відліку швидкість тіла змінюється тільки під впливом інших тел. Наприклад, футбольний м'яч, що котиться по полю, через деякий час зупиняється. В даному випадку зміна його швидкості обумовлена впливами з боку покриття поля і повітря.

Інерційних систем відліку існує незліченна безліч, тому що будь-яка система відліку, яка рухається відносно інерційної системи рівномірно прямолінійно також є інерційною.

У багатьох випадках інерційною можна вважати систему відліку, пов'язану із Землею.

4.2. Маса. Сила! Другий закон Ньютона. Додавання сил

В інерційній системі відліку причиною зміни швидкості тіла є вплив інших тел. Тому при взаємодії двох тіл змінюються швидкості обох.

Досвід показує, що при взаємодії двох матеріальних точок їх прискорення вольодіють наступною властивістю.

Відношення величин прискорень двох взаємодіючих тіл є величина постійна, не залежна від умов взаємодії.

Наприклад, при зіткненні двох тіл відношення величин прискорень не залежить ні від швидкостей тіл, ні від кута, під яким відбувається зіткнення.

Тіло, яке в процесі взаємодії набуває меншого прискорення, називається більш інертним.

Інертність - властивість тіла чинити опір зміні швидкості його руху (як за величиною, так і за напрямом).

Інертність - невід'ємна властивість матерії. Кількісним заходом інертності є спеціальна фізична величина - маса.

Маса - кількісна міра інертності тіла.

У побуті ми вимірюємо масу зважуванням. Однак цей метод не є універсальним. Наприклад, неможливо зважити

планету. Тому фізики ввели поняття маси, засноване на закономірностях взаємодії тел. Для цього використовується наступна процедура:

- якесь тіло вибирають як еталон маси (тобто його масу приймають за одиницю: $m = 1$);
- для визначення маси іншого тіла його приводять у взаємодію з еталоном і визначають величини прискорень тіла - a і еталона - a_0 ;
- масу тіла обчислюють за формулою

$$m = \left(\frac{a_3}{a_1} \right) \cdot m_3. \quad (4.1)$$

Одиниця вимірювання маси в СІ називається кілограм ($\tau = 1 \text{ кг}$).

Замість еталона можна використовувати будь-яке інше тіло, маса якого вже відома, наприклад - m_1 . Тоді визначена маса m_2 знаходиться за аналогічною формулою¹²

$$m_2 = \left(\frac{a_1}{a_2} \right) \cdot m_1. \quad (4.2)$$

Формули (4.1 і 4.2) мають теоретичну цінність, але в практичних розрахунках використовують більш зручну формулу:

$$m_2 = \left(\frac{|\Delta v_1|}{|\Delta v_2|} \right) \cdot m_1. \quad (4.3)$$

Тут $|\Delta v_1|$ і $|\Delta v_2|$ - зміни векторів швидкостей тіл за весь час взаємодії.¹²

Перевага формули (4.3) полягає в тому, що виміряти зміну вектора швидкості в багатьох випадках значно простіше, ніж прискорення.

Приклад

Тіло $m_1 = 2 \text{ кг}$ і тіло невідомої маси m_2 розташовані на гладкому столі. Між ними розташована стиснута пружина (рис. 4.1). Пружину звільняють, і вона розштовхує тіла. Перше тіло набуває швидкості $v_1 = 0,3 \text{ м/с}$, а друге - $v_2 = 0,5 \text{ м/с}$.¹²

Оскільки початкові швидкості дорівнюють нулю, $|\Delta v_1| = v_1$, $|\Delta v_2| = v_2$. За формулою (4.3) знаходимо $m_2 = (0,3/0,5) \cdot 2 = 1,2 \text{ кг}$.¹²²²

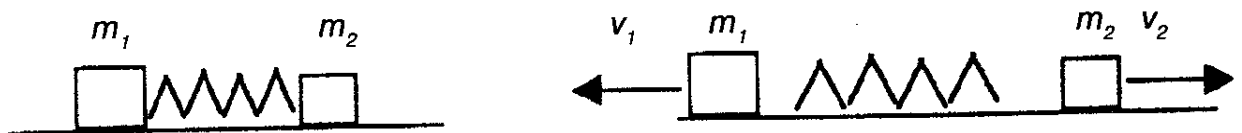


Рис. 4.1. Визначення маси невідомого тіла

Зміна швидкості тіла обумовлена впливом інших тіл. Тому природно вважати, що вплив тим інтенсивніше, чим більше створене ним прискорення. З іншого боку, у тіла з більшою масою прискорення менше (тобто його швидкість змінити важче). Тому вимірювати вплив на тіло з боку всіх інших тіл прийнято витвором маси тіла на повідомлене йому прискорення. Цей захід впливу називають силою.

Силою, що діє на тіло з боку інших тіл, називається векторна величина, рівна твору маси тіла на його прискорення щодо інерціальної системи відліку:

$$F = m \cdot a. \quad (4.4)$$

Одиниця вимірювання сили в СІ називається ньютон: $\text{Н} = \text{кг} \cdot \text{м/с}^2$

Між масою тіла, чинною силою і набутиим прискоренням існує взаємозв'язок. Якщо співвідношення (4.4) переписати у вигляді $a = \frac{F}{m}$, то ми отримаємо Другий закон Ньютона:

в інерціальній системі відліку прискорення тіла прямо пропорційно чинній на нього силі і назад пропорційно його масі. Напрямок прискорення збігається з напрямком чинної сили:

$$a = \frac{F}{m}.$$

Додавання сил

Якщо на тіло (матеріальну точку) діє кілька інших тіл, то сила результуючого впливу (рівнодіюча сила), яка і створює прискорення тіла, дорівнює векторній сумі окремих сил: $F = F + F + \dots$ ⁰¹²

Наприклад, на стрибуна в довжину діють сила тяжкості ($m \cdot g$) і сила опору повітря (F), рис 4.2, а. Прискорення створює їх рівнодіюча (F).^{cp}

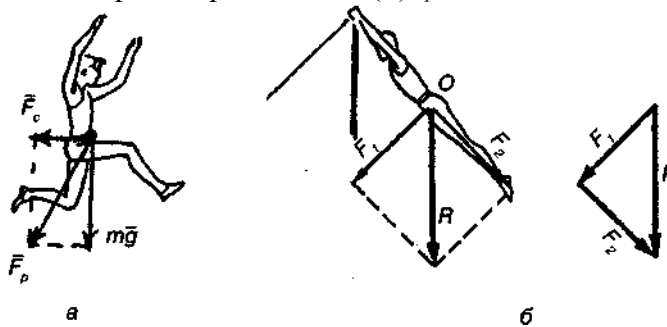


Рис. 4.2. Додавання (а) і розкладання (б) сил

У деяких випадках потрібно вирішити зворотне завдання: подати одну чинну силу у вигляді суми двох складових, спрямованих певним чином. Це також робиться шляхом побудови паралелограма сил. 4.2, б показаний гімнаст, що виконує вправу на поперечині. Діючи на нього силу тяжкості зручно представити як суму двох взаємно перпендикулярних сил F_1 і F_2 . Перша складова створює лінійне прискорення ОЦМ, а друга складова бере участь у створенні центростремного прискорення (разом з реакцією поперечини, що діє на кисті рук).¹²

4.3. Третій закон Ньютона

З визначення маси тіла як міри його інертності (4.2) випливає, що при взаємодії двох тіл їх прискорення назад пропорційні масам:

$$\frac{a_1}{a_2} = \frac{m_2}{m_1}.$$

Звільнившись від знаменника, отримуємо: $m \cdot a = m \cdot a$.¹¹²²

Відповідно до формули (4.4), твір маси тіла на його прискорення дорівнює чинній на тіло силі: $m \cdot a = F$. Тому взаємодіючі тіла діють один на одного з силою однаковою за величиною: $F = F$ (F - сила, що діє на перше тіло з боку другого, F - сила, що діє на друге тіло з боку першого).

Крім того, експериментально встановлено, що прискорення взаємодіючих тіл завжди мають протилежні напрямки. Тому і сили F , F спрямовані в протилежні сторони. Це визначає зміст Третього закону Ньютона: взаємодіючі тіла діють один на одного з силою, однаковою за величиною і протилежною за напрямком: $F = -F$.

4.4. Кінетична енергія матеріальної точки і механічна робота

Другий закон Ньютона встановлює зв'язок між прискоренням матеріальної точки і діючими на неї силами. Однак у ряді випадків буває зручно звільнитися від прискорення. Це можна зробити шляхом спільного використання рівнянь кінематики і другого закону Ньютона. При цьому з'являються дві нові фізичні величини, що мають велике значення: механічна робота та кінетична енергія.

Нехай матеріальна точка рухається прямолінійно з прискоренням a під дією сили,

спрямованої в бік руху тіла. З кінематики відомо, що при переході тіла з однієї точки в іншу виконується співвідношення

$$v_2^2 - v_1^2 = 2 \cdot a \cdot s,$$

де v_1 і v_2 - кінцева і початкова швидкості тіла; s - пройдений шлях.

За другим законом Ньютона $a = \frac{F}{m}$. Підставивши у формулу, отримаємо:

$$\frac{m \cdot v_2^2}{2} - \frac{m \cdot v_1^2}{2} = F \cdot s.$$

Можна показати, що в загальному випадку, коли сила утворює з напрямком руху кут α , формула приймає вигляд (рис. 4.3):

$$\frac{m \cdot v_2^2}{2} - \frac{m \cdot v_1^2}{2} = F \cdot s \cdot \cos(\alpha). \quad (4.5)$$

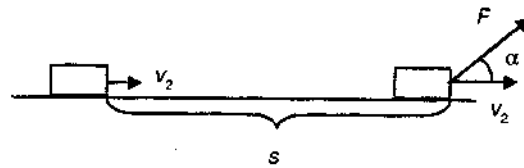


Рис. 4.3. Зміна кінетичної енергії тіла під дією сили

Скалярна величина, рівна половині твору маси тіла на квадрат його швидкості називається кінетичною енергією тіла:

$$E_k = \frac{m \cdot v^2}{2}. \quad (4.6)$$

Кінетична енергія тіла (від гр. kinetikos - приводить в рух) - це енергія, якою тіло володіє внаслідок руху.

Скалярна величина, рівна твору сили, що діє на тіло, на пройдений ним шлях і на косинус кута між напрямком сили і напрямком руху називається механічною роботою:

$$A = F \cdot s \cdot \cos(\alpha). \quad (4.7)$$

Якщо на тіло діє кілька сил (F, F, \dots), то повна робота дорівнює сумі робіт окремих сил:

$$A = A + A + \dots$$

Підставивши формули (4.6 і 4.7) у співвідношення (4.5), отримаємо зв'язок між роботою рівнодіючої сили і кінетичною енергією матеріальної точки.

Зміна кінетичної енергії матеріальної точки дорівнює сумі робіт усіх діючих на неї сил:

$$E_2 - E_1 = A + A + \dots \quad (4.8)_{k2 \ k1 \ \text{ш}}$$

Тут E_1 і E_2 - кінетична енергія тіла в початковій і кінцевій точках траєкторії.

Це співвідношення виконується і загалом, але робота обчислюється як інтеграл від сили вздовж траєкторії руху від її початкової точки (1) до кінцевої точки (2):

$$A = \int_1^2 F \cdot \cos(\alpha) \cdot ds. \quad (4.9)$$

Робота сили може бути як позитивною, так і негативною. Її знак визначається величиною кута α . Якщо цей кут гострий (сила спрямована в бік руху тіла), то робота позитивна. При тупому вугіллі α робота негативна.

Якщо під час руху точки $\alpha = 90^\circ$ (сила спрямована перпендикулярно вектору швидкості), робота дорівнює нулю.

Приклад

Нехай тіло масою m , початкова швидкість якого дорівнює нулю, починає рухатися по гладкій горизонтальній площині під дією сили F , спрямованої вздовж неї. Крім сили F , на тіло діятимуть ще дві сили (рис. 4.4):

- сила тяжіння ($F_{гп}$), спрямована вниз;
- реакція опори (N), що діє з боку площини і спрямована перпендикулярно їй.

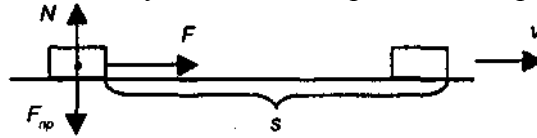


Рис. 4.4. Рух тіла гладкою площиною

Потрібно визначити, яку швидкість набуде тіло, пройшовши шлях s .

Застосуємо до руху тіла рівняння (4.8):

$$E_2 - E_1 = A_{F_{гп}} + A_N + A_F \quad (4.10)$$

Початкова швидкість дорівнює нулю, тому $E_1 = 0$. Кінцеву швидкість позначимо v .

$$\text{Тоді } E_2 = \frac{m \cdot v^2}{2}.$$

Для сили F кут $\alpha = 0$ і $\cos(\alpha) = 1$. Тому $A = F \cdot s$. Для сил F і N кут $\alpha = 90^\circ$ і $\cos(\alpha) = 0$. Тому їхні роботи дорівнюють нулю. Підставивши ці значення в (4.10), отримаємо:

$$\frac{m \cdot v^2}{2} - 0 = F \cdot s + 0 + 0.$$

Звідси знайдемо кінцеву швидкість:

$$v = \sqrt{\frac{2F \cdot s}{m}}.$$

4.5. Динаміка руху матеріальної точки по кола. Центроствремна і тангенціальна сили. Плече і момент сили. Момент інерції. Рівняння обертального руху точки

У даному випадку матеріальною точкою можна вважати тіло, розміри якого малі порівняно з радіусом кола.

У підрозділі (3.6) було показано, що прискорення тіла, що рухається по окружності, складається з двох складових (див. рис. 3.20): центроствремного прискорення - а тангенціального прискорення a , спрямованих по радіусу і дотичній відповідно. Ці прискорення створюються проекціями рівнодіючої сили на радіус кола і дотичну до неї, які називаються центробинковою силою (F_u) і тангенціальною силою (F_t) відповідно (рис. 4.5).

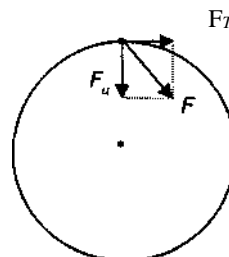


Рис. 4.5. Компоненти рівнодіючої сили при нерівномірному обертальному русі

Центростремною силою називається проекція рівнодіючої сили на той радіус окружності, на якому в даний момент знаходиться тіло.

Тангенціальною силою називається проекція рівнодіючої сили на дотичну до окружності, проведену в тій точці, в якій в даний момент знаходиться тіло.

Роль цих сил різна. Тангенціальна сила забезпечує зміну величини швидкості, а центробанкова сила викликає зміну напрямку руху. Тому для опису обертального руху записують другий закон Ньютона для центростремної сили:

$$F = m \cdot a_{\text{цц}} \quad (4.11)$$

Тут m - маса матеріальної точки, а величина центростремного прискорення визначається за формулою (4.9).

У ряді випадків для опису руху по окружності зручніше використовувати не центростремну силу (F), а момент сили, що діє на тіло. Пояснимо сенс цієї нової фізичної величини.

Нехай тіло обертається навколо осі (O) під дією сили, яка лежить у площині кола.

Найкоротша відстань від осі обертання до лінії дії сили (що лежить в площині обертання) називається плечем сили (h).

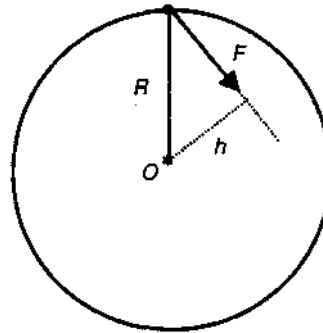


Рис. 4.6. Плече сили (h)

На рис. 4.6 показані діюча сила і її плече.

Моментом сили (M) щодо осі обертання називається твір величини сили на її плече:

$$M = \pm F \cdot h. \quad (4.12)$$

Момент сили береться зі знаком "+", якщо сила прагне повернути тіло за годинниковою стрілкою і зі знаком "-" в іншому випадку.

Примітка. У деяких випадках момент сили вважають вектором, спрямованим по осі обертання. У даному підручнику такі випадки не розглядаються.

Можна показати, що кутове прискорення, з яким матеріальна точка рухається по кола, прямо пропорційно моменту (M) діючої на нього сили:

$$\epsilon = \frac{M}{m \cdot R^2}. \quad (4.13)$$

Величина, що входить до знаменника формули (4.13), називається моментом інерції.

Моментом інерції (J) матеріальної точки відносно осі обертання називається твір її маси (m) на квадрат відстані (R) до осі обертання:

$$J = m \cdot R^2. \quad (4.14)$$

З визначення випливає, що вимірюється момент інерції в $\text{кг} \cdot \text{м}^2$.

Підставивши момент інерції (4.14) до знаменника формули (4.13), отримаємо

рівняння, що описує обертання матеріальної точки під дією сили:

$$\epsilon = \frac{M}{J}. \quad (4.15)$$

Кутове прискорення матеріальної точки дорівнює моменту чинної сили до моменту інерції точки щодо осі обертання.

Лекція 5 ДИНАМІКА ПОСТУПАЛЬНОГО РУХУ ТІЛА

5.1. Центр мас тіла. Маса тіла

Будь-яке тіло можна розглядати як сукупність матеріальних точок, в якості яких можна, наприклад, брати молекули. Виявляється, що закони Ньютона, представлені в попередньому розділі для матеріальної точки, майже без змін застосовні і до реального тіла, якщо ввести нове поняття - центр мас (ЦМ).

Нехай тіло складається з n матеріальних точок з масами m_1, \dots, m_n . Зв. 1, 2 n

Центром мас тіла, що складається з n матеріальних точок, називається точка (в геометричному сенсі), радіус-вектор якої визначається формулою:

$$\vec{R} = \frac{m_1 \vec{R}_1 + m_2 \vec{R}_2 + \dots + m_n \vec{R}_n}{m_1 + m_2 + \dots + m_n}. \quad (5.1)$$

Тут \vec{R}_i - радіус-вектор точки з номером i ($i = 1, 2, \dots, n$).

Це визначення виглядає незвично, але насправді воно дає положення того самого центру мас, про який у нас є інтуїтивне уявлення. Наприклад, центр мас стрижня буде знаходитися в його середині.

Застосування формули (5.1) для тіла, що складається з двох точок з масами m і $2m$, проілюстровано на рис. 5.1.

Можна показати, що швидкість і прискорення центру мас визначаються аналогічними формулами:

$$\vec{v} = \frac{m_1 \vec{v}_1 + m_2 \vec{v}_2 + \dots + m_n \vec{v}_n}{m_1 + m_2 + \dots + m_n}. \quad (5.2)$$

$$\vec{a} = \frac{m_1 \vec{a}_1 + m_2 \vec{a}_2 + \dots + m_n \vec{a}_n}{m_1 + m_2 + \dots + m_n}. \quad (5.3)$$

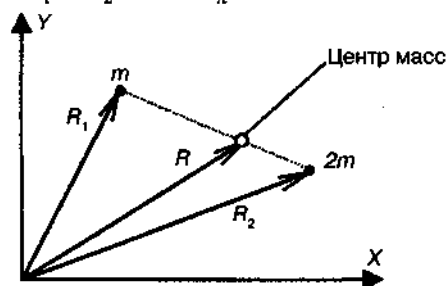


Рис. 5.1. Розташування центру мас тіла з двох точок

Сума мас усіх точок, що входить до знаменників формул (5.1-5.3), називається масою тіла.

Масою тіла називається сума мас усіх його точок:

$$m = m_1 + m_2 + \dots + m_n. \quad (5.4)$$

Центри мас деяких однорідних пластин правильної форми показані на рис. 5.2.

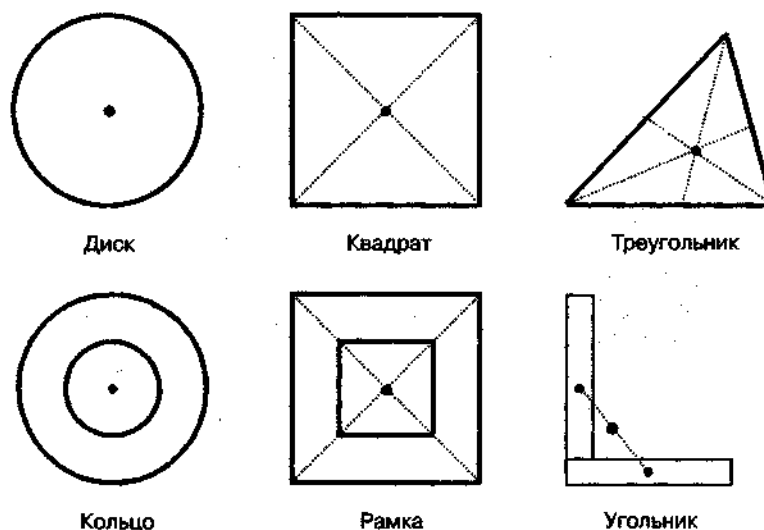


Рис. 5.2. Розташування центру мас деяких пластин правильної форми

У симетричних однорідних тілах ЦМ завжди розташований в центрі симетрії або лежить на осі симетрії, якщо у фігури центру симетрії немає. Центр мас може знаходитися як всередині тіла (диск, трикутник, квадрат), так і поза ним (кілець, вугільник, квадрат з вирізом в центрі). Для людини становище ЦМ залежить від прийнятої пози. На рис. 5.3. показано положення ЦМ тіла стрибунка у воду на різних етапах стрибка. Залежно від положення частин тіла відносно один одного його ЦМ знаходиться в різних точках.

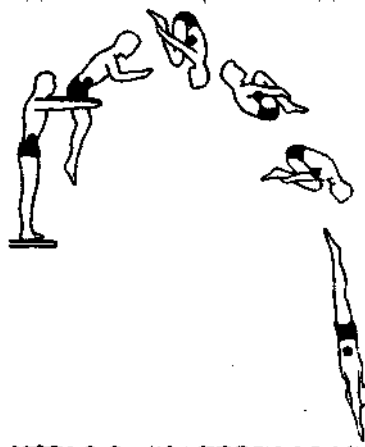


Рис. 5.3. Положення ЦМ стрибунка у воду

5.2. Розподіл маси в тілі людини

Маса тіла і маси його окремих сегментів дуже важливі для різних аспектів біомеханіки. У багатьох видах спорту необхідно знати розподіл маси для вироблення правильної техніки виконання вправ. Для аналізу рухів тулуба використовується метод сегментування тіла людини: воно розсікається на певні сегменти. Для кожного сегмента визначається його маса та положення центру мас. На рис. 5.4 вказані сегменти і позначені антропометричні точки, що визначають межі сегментів. Тут же наведено координати положення

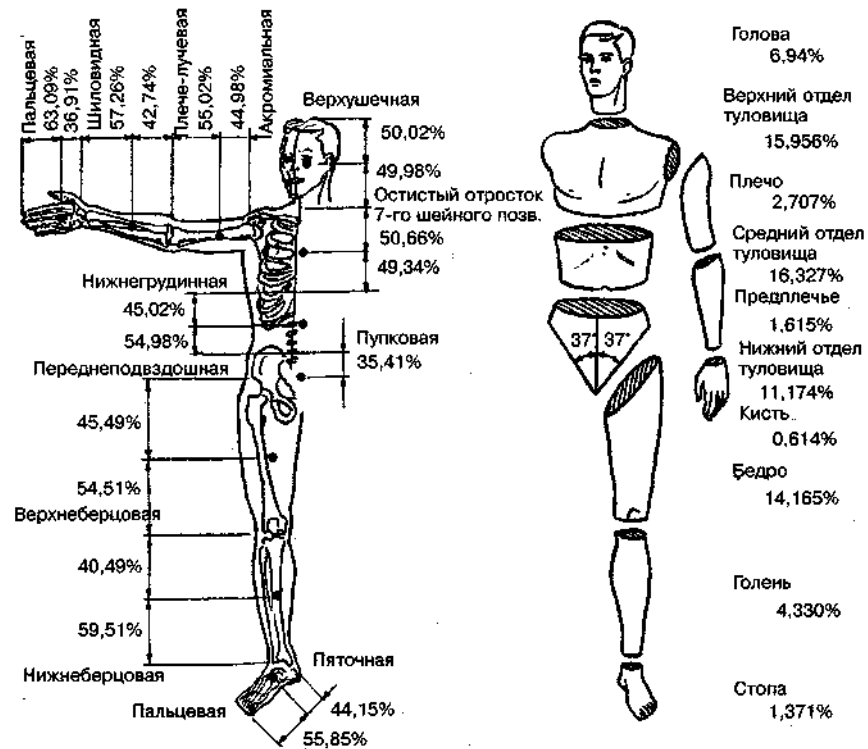


Рис. 5.4. Сегментування тіла людини:
а) сегменти та їх відносна вага; б) антропометричні точки меж сегментів і положення їх центрів мас на поздовжніх осях

центрів мас сегментів на їх поздовжніх осях ($y\%$ до довжин сегментів) і відносні маси сегментів. Це дає можливість більш точного визначення положення центру мас тулуба при виконанні різних вправ.

На рис. 5.5 наведені схожі результати (цитовані в багатьох джерелах, вони отримані Національною комісією з дослідження космічного простору США) вивчення розподілу маси в тілі чоловіка.

У табл. 5.1. за тими ж даними представлені координати точок з'єднання суглобів і маси елементів тіла. При навчальних розрахунках прийнято вважати маси різних частин тіла у відносних одиницях.

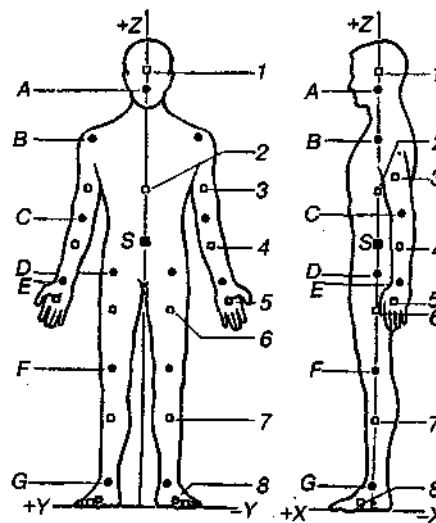


Рис. 5.5. Розподіл маси в тілі людини: темні гуртки, зазначені номерами, показують центри мас різних частин тіла; темні квадрати показують розташування центру мас всього тіла

Таблиця 5.1

Маси частин тіла у відносних одиницях

Сегмент	Відносна маса сегмента
Голова	7%
Тулуб	43%
Плече	3%
Передпліччя	2%
Пензель	1%
Стегно (1)	12%
Гомілка (1)	5%
Стопи	2%

Часто замість поняття центру мас використовують інше поняття - центр тяжкості (див. поділ 7.4). В однорідному полі тяжкості центр тяжкості завжди збігається з центром мас.

Положення центру тяжкості ланки вказують як його відстань від осі проксимального суглоба і виражають відносно довжини всієї ланки, прийнятої за одиницю. Геометрія мас тіла людини представлена на рис. 5.6.

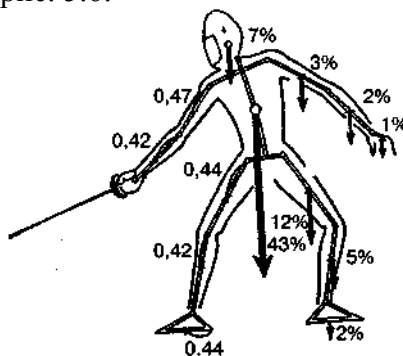


Рис. 5.6. Геометрія мас тіла людини: координати центрів тяжкості (ліворуч) і відносні ваги ланок (праворуч)

У табл. 5.2 наведено анатомічне положення центрів тяжкості різних ланок тіла.

Таблиця 5.2

Центри тяжкості частин тіла

Частина тіла	Положення центру тяжкості
Стегно	0,44 довжини ланки
Гомілка	0,42 довжини ланки
Плече	0,47 довжини ланки
Передпліччя	0,42 довжини ланки
Тулуб	0,44 відстані від Поперечної осі плечових суглобів до осі тазостегнових; вимірюють від голови
Голова	розташований в області турецького сидла клиновидної кістки (проекція спереду на поверхню голови - між бровами, збоку - на 3,0 - 3,5 см вище зовнішнього слухового проходу)
Пензель	в області головки третьої п'ясткової кістки
Стопа	на прямій, що з'єднує п'яточний бугор п'яточної кістки з кінцем другого пальця на відстані 0,44 від першої точки
Загальний центр тяжкості при вертикальному положенні тіла	розташований при основній стійці малого тазу, в області попереду хрестця

5.3. Закони Ньютона для довільного тіла. Поступальний рух

Покажемо, як поняття центру мас використовується в законах Ньютона.

На кожну матеріальну точку, що входить до складу тіла, діють сили як з боку інших тіл - зовнішні сили, так і з боку інших точок самого тіла - внутрішні сили. Наприклад, для падаючого тіла зовнішніми є сила тяжкості і сила опору повітря, а внутрішніми є сили взаємодії між молекулами. Позначимо F суму всіх сил, що діють на точку з номером i , і запишемо другий закон Ньютона для всіх точок:

$$F = ma_{11 \cdot 1}$$

$$F = ma_{22 \cdot 2}$$

$$\dots\dots\dots$$

$$F = ma_{nn \cdot n}$$

Склавши всі рівності, отримаємо:

$$F+F+\dots + F = m \cdot a + m \cdot a + \dots + m \cdot a. \quad (5.5)$$

Зліва стоїть сума всіх сил, що діють на всі точки тіла. Серед них є як зовнішні, так і внутрішні сили. Відповідно до третього закону Ньютона сума всіх внутрішніх сил дорівнює нулю (сили, з якими матеріальні точки діють один на одного, рівні за величиною і протилежні за напрямом і при складанні дають нуль). Тому сума всіх сил у рівності (5.5) дорівнює сумі зовнішніх сил:

$$F+F+\dots + F = F_{12n \text{ вн}}$$

У правій частині рівності (5.5) стоїть числівник формули (5.3). Тому

$$m \cdot a + m \cdot a + \dots + m \cdot a = (m + m + \dots + m) \cdot a = m \cdot a. \quad 1122nn12n$$

З урахуванням цього рівність (5.5) приймає такий вигляд:

$$F = m a. \quad (5.6)$$

Або

$$a = \frac{F_{\text{вн}}}{m}. \quad (5.7)$$

Співвідношення (5.7) є другим законом Ньютона для довільного тіла.

В інерціальній системі відліку прискорення центру мас тіла дорівнює відношенню суми зовнішніх сил до маси тіла.

Перший і третій закони Ньютона для довільного тіла узагальнюються наступним чином.

Існує система відліку, щодо якої центр мас тіла рухається рівномірно і прямолінійно або зберігає стан спокою, якщо на нього не діють інші тіла. Така система називається інерціальною.

Будь-які взаємодіючі тіла діють один на одного з силою, однаковою за величиною і протилежною за напрямом: $F = -F$

Зазначимо один вид руху тіла, до якого закони руху матеріальної точки застосовні без жодних змін.

Нехай тіло рухається так, що будь-який його відрізок залишається паралельним своєму початковому положенню (рис. 5.7). Такий рух називається поступальним.



Рис. 5.7. Поступальний рух

При такому русі траєкторії руху всіх точок однакові. Тому однакові і всі характеристики руху (швидкість, прискорення тощо).

5.4. Принцип відносності Галілея

У підрозділі (4.1) було зазначено, що інерційних систем відліку існує незліченна безліч. Виникає питання про рівноправність різних інерційних систем, відповідь на яке дає принцип відносності, сформульований Галілеєм.

Будь-яке механічне явище у всіх інерціальних системах протікає однаково і підпорядковується одним і тим же законам.

Це означає, що досвід, поставлений в різних інерціальних системах в однакових умовах, дасть один і той же результат. Наприклад, якщо гімнаст виконує якусь вправу в спортзалі (система відліку, пов'язана із Землею), то точно так само він виконає цю вправу і на палубі корабля, який рухається рівномірно і прямолінійно по спокійному морю.

5.5. Робота сил, що діють на тіло, і його кінетична енергія

Під час переходу від розгляду руху матеріальної точки до розгляду руху тіла закони Ньютона зазнали лише невеликих уточнень. Інакше йде справа з поняттями "робота" і "кінетична енергія". Пояснимо це на наступному прикладі.

Приклад

Нехай людина стискає двома руками гумовий м'яч, прикладаючи до нього однакові за величиною і протилежні за напрямом сили (рис. 5.8).



Рис. 5.8. Робота, здійснена при стисненні м'яча, відмінна від нуля

Переміщення кожної руки спрямоване в бік докладеної сили. Тому кожна рука зробила позитивну роботу. У той же час м'яч залишився на місці, і його кінетична енергія не змінилася (залишилася рівною нулю). Видимим результатом дії сил стала лише зміна його форми. Співвідношення (4.8) між роботою та кінетичною енергією в цьому випадку не виконується!

Кінетична енергія тіла, рух якого не є поступальним, теж потребує уточнення, оскільки швидкості точок тіла різні.

Введемо поправки та уточнення, необхідні для отримання формул, які можна використовувати в практичних розрахунках.

Механічною роботою сили, що діє на тіло, називається скалярна величина, рівна твору сили на шлях, пройдений точкою, до якої вона докладена і на косинус кута між напрямком сили і напрямком руху цієї точки:

$$A = F \cdot s \cdot \cos(\alpha). \quad (5.8)$$

При обчисленні кінетичної енергії обмежимося розглядом руху твердого тіла, тобто тіла, яке не змінює форму і розміри. У цьому випадку кінетична енергія дорівнює сумі двох доданків:

$$E_k = \frac{mv_{\text{цм}}^2}{2} + E_{\text{обр}}, \quad (5.9)$$

де v - швидкість руху центру мас тіла, а e - кінетична енергія, пов'язана з обертанням тіла відносно центру мас. Формула для обчислення кінетичної енергії обертання навколо центру мас буде приведена в підрозділі (7.1)._{цмВР}

При поступальному русі тіла швидкості всіх його точок однакові (v), а обертання

відсутнє ($E = 0$). Тому кінетична енергія при поступальному русі розраховується так само, як для матеріальної точки_{ВР}

$$E_k = \frac{mv^2}{2}.$$

Зв'язок між зміною кінетичної енергії і роботою зовнішніх сил для твердого тіла такий же, як для матеріальної точки:

Зміна кінетичної енергії твердого тіла дорівнює сумі робіт усіх діючих на нього зовнішніх сил:

$$F - F = A + A + \dots \quad (5.10)$$

5.6. Потужність

Навіть дуже маленька сила при великому переміщенні тіла може зробити значну роботу. Правда, для цього буде потрібен чималий проміжок часу. Однак у багатьох випадках величина ділянки траєкторії і час дії сили обмежені. Наприклад, при стрибку сила м'язів діє тільки при розгинанні суглоба досить малий час. За цей час робота м'язів повинна встигнути повідомити стрибуну необхідну кінетичну енергію. Тому важливою характеристикою "пристроїв", що використовуються для здійснення роботи є швидкість її здійснення. Така характеристика називається потужністю.

Корисною потужністю називається скалярна величина, рівна відношенню роботи до часу, за який вона здійснена:

$$P_n = \frac{A}{t}. \quad (5.11)$$

Витраченою потужністю (потужність енерговитрат) називається скалярна величина, рівна відношенню витраченої енергії до часу, за який вона витрачена:

$$P = \frac{E}{t} \quad (5.12)$$

Формули (5.11 і 5.12) визначають середню потужність. Для аналізу практичних ситуацій цього поняття не достатньо. Наприклад, при спурті (англ. spurt - ривок) спортсмен повинен за відносно малий час набрати велику швидкість і здатність до спурту у різних людей різна. Тому вводять поняття миттєвої потужності.

Миттєвою потужністю називають ставлення роботи (dA) до часу, обчислене для дуже малого інтервалу (dt):

$$P_n = \frac{dA}{dt}. \quad (5.13)$$

Аналогічно визначається миттєва потужність енерговитрат:

$$P_s = \frac{dE}{dt}. \quad (5.14)$$

Відношення корисної потужності до витраченої показує наскільки ефективно використовується енергія і називається коефіцієнтом корисної дії (ККД), який виражають у відсотках:

$$\text{ККД} = \left(\frac{P_n}{P_s} \right) \cdot 100\%. \quad (5.15)$$

Одиниця вимірювання потужності в СІ називається Ватт: 1 Вт = Дж/с (тобто 1 Вт - це потужність двигуна, який здійснює роботу 1 Дж за 1 с).

Якщо двигун використовується для переміщення тіл, то потужність (P), сила тяги (F) і швидкість руху (v) пов'язані співвідношенням:

$$P = \frac{dA}{dt} = F_t \cdot \frac{dS}{dt} = F_t \cdot v. \quad (5.16)$$

$$P = F_t \cdot v.$$

5.7. Робота і потужність людини. Ергометрія

Робота і потужність, які характерні для людини, залежать від багатьох факторів. При короткочасних зусиллях людина може розвивати потужність близько декількох кіловат. Наприклад, якщо спортсмен масою 70 кг підстрибує так, що його центр мас піднімається на 1 м (по відношенню до нормальної стійки), а фаза відштовхування триває 0,2 с, то він розвиває потужність близько 3,5 кВт.

При ходьбі з постійною швидкістю по рівному місцю людина також здійснює роботу, хоча її кінетична енергія не змінюється. В даному випадку енергія витрачається головним чином на періодичне підняття центру мас тіла і на прискорення або уповільнення ніг. Частина цієї енергії йде на нагрівання організму за рахунок "опору" його частин і нагрівання навколишнього середовища. Наприклад, людина масою 70 кг при ходьбі зі швидкістю 5 км/год розвиває потужність близько 60 Вт. Зі зростанням швидкості ця потужність швидко збільшується, досягаючи 200 Вт при швидкості 7 км/год. При їзді на велосипеді положення центру мас людини змінюється набагато менше, ніж при ходьбі, і прискорення ніг теж менше. Тому потужність, що витрачається при їзді на велосипеді, значно менша: 30 Вт при швидкості 9 км/год, 120 Вт при 18 км/год.

Робота, що здійснюється м'язами при виконанні активних рухів, називається динамічною. Ця робота пов'язана з переміщенням частин тіла. У тому випадку, коли людина зберігає свою позу незмінною, такі переміщення відсутні, а за відсутності переміщення робота всіх сил дорівнює нулю. Тому може здатися, що людина, яка стоїть нерухомо, не витрачає енергію. Однак досвід показує, що збереження нерухомої пози протягом тривалого часу викликає значну стому. Ще більшу втому відчуває людина, що тримає у витягнутій руці гантель. Сидячий чоловік також відчуває втому м'язів спини і поперекової області, якщо на плечі йому помістити вантаж. Причина втому (а значить і енерговитрат) при статичних навантаженнях полягає в тому, що спокій в даному випадку є таким, що здається. Внаслідок біологічної активності м'язів у людини завжди спостерігається фізіологічний тремор (лат. tremor - тремтіння). При цьому відбуваються непомітні оку дуже дрібні і дуже часті скорочення і розслаблення м'язів. Отже, м'язи постійно здійснюють роботу (таку роботу називають статичною) і витрачають запас енергії. Сила м'язів падає і потрібна перерва для її відновлення. Цим і пояснюється те, що стоїть людина час від часу переносить тяжкість тіла з однієї ноги на іншу.

У спортивній термінології використовуються такі поняття:

- ритм роботи - певна послідовність чергування робочих операцій та їх окремих елементів у процесі діяльності;
- темп роботи - число послідовно виконуваних операцій в одиницю часу.

При цьому потужність часто визначають як темп, в якому виконується робота або витрачається енергія.

Ергометри. Для вимірювання роботи людини застосовують прилади, звані ергометрами. Наприклад, велоергометр призначений для вимірювання корисної роботи і потужності при їзді на велосипеді. Для цього через обід колеса, яке обертає випробовуваний, перекинута сталевая стрічка. Сила тертя між стрічкою і ободом колеса вимірюється динамометром. Вся робота випробовуваного витрачається на подолання тертя. Множачи довжину окружності колеса на силу тертя, знаходять роботу, здійснену при кожному звороті. Знаючи кількість обертів і час випробування, визначають повну роботу і середню потужність.

Енергетика бігу. Припустимо, що бігун пересувається з постійною швидкістю по горизонтальній поверхні. Робота, яка при цьому здійснюється, зводиться до подолання тертя і опору повітря. При бігу дія тертя невелика, але, тим не менш, біг з постійною швидкістю пов'язаний зі значними витратами енергії. Енергія витрачається на рух тіла бігуна вгору-вниз і на відштовхування ногами від ґрунту. Крім того, тіло бігуна перетворює енергію на теплоту. Додаткова причина втрати енергії полягає в тому, що ноги

бігуна, маса яких становить приблизно 40% від маси тіла (див. табл. 5.1), в процесі бігу постійно прискорюються і гальмуються. Тому робота, виконувана м'язами ніг для підтримки руху тіла вперед з постійною швидкістю, велика.

У першому наближенні можна вважати, що робота, виконувана м'язами бігуна за один крок, пропорційна кінетичній енергії, повідомленій тій нозі, яка після відштовхування від землі виноситься вперед: $A \text{ ауд } mv^2$ (m - маса ноги). У той же час ця робота визначається формулою $A = F \cdot d$, де F - сила м'язів, d - відстань, на якій при кожному кроці м'язи виконують роботу. Вважається, що сила м'язів (F) пропорційна квадрату характеристичної довжини (L^2), а маса (m) пропорційна кубу характеристичної довжини (L^3). Крім того, відстань d пропорційно L . Отже,

$$v^2 \sim \frac{2Fd}{m} \sim \frac{L^2 L}{L^3} = \text{const.}$$

Таким чином, можна вважати, що швидкість, яку може підтримувати бігун, не залежить від його розмірів. Орієнтовні значення швидкостей, які можуть розвивати людина і деякі тварини, представлені в табл. 5.3.

Люди - неважливі бігуни. Це пояснюється тим, що маса ніг людини становить близько 40% маси тіла і вимагає значних витрат енергії при кожному гальмуванні і розгоні. Найшвидші тварини мають худі ноги, а основна маса зосереджена в тілі. Великі м'язи ніг у деяких тварин (лев, тигр, великі кішки) пристосовані для стрибків, а не для швидкого бігу.

Таблиця 5.3

Швидкості тварин і людини	
Об'єкт	Швидкість, м/с
Гепард	30
Газель	- 28
Сторінка	23
Лисиця	20
Заєць	18
Вовк	18
Гончий собака	16
Людина	11

Людина обмежена в величині виробленої нею роботи не тільки необхідною для цього енергією, але і швидкістю її використання, тобто потужністю. Наприклад, людина може пройти велику відстань сходами, перш ніж буде змушена зупинитися через те, що витратила занадто багато енергії. Однак, при підйомі у високому темпі, він може впасти в знеможенні, подолавши лише невелику частину шляху. У цьому випадку обмеження ставить величина потужності, що витрачається, тобто швидкості, з якою людина за рахунок біохімічних процесів перетворює хімічну енергію їжі в механічну роботу. Та обставина, що активний організм часто функціонує на межі своїх граничних можливостей, підтверджується безліччю випадків, коли спортсмени на змаганнях розривають м'язи, зв'язки, сухожилля.

Таблиця 5.4

Витрата енергії людиною при різній діяльності (орієнтовні значення)	
Вид діяльності	Потужність енерговитрат, Вт
Підготовка до занять	105—125
Практичні заняття (лабораторні роботи)	110—125
Читання про себе	100
Фізична зарядка	265—380
Плавання	550

Сон.	70
Спокійне лежання	85
Стійка "вільно"	130
Керування мотоциклом	160
Ходьба рівною дорогою зі швидкістю 5 км/год	255-340

Потужність енерговитрат людини з масою 70 кг при різних видах діяльності та при виконанні фізичних вправах представлена в табл. 5.4 та 5.5

Таблиця 5.5

Витрата енергії людиною при виконанні фізичних вправ у групі лікувальної фізкультури

Вправа	Потужність енерговитрат, Вт
Біг, 9 км/год	750
Їзда на велосипеді 8,5 км/год	345
Їзда на велосипеді, 15 км/год	490
Їзда на велосипеді, 20 км/год	690
Плавання, 10 м/хв	250
Плавання, 20 м/хв	355
Плавання, 50 м/хв	850
Веслування 50 м/хв	215
Веслування 80 м/хв.	440
Волейбол	265
Футбол	620—930
Баскетбол	780

Таблиця 5.6

ККД людини при виконанні вправ на велоергометрі (60 об/хв)

Потужність, що розвивається, Вт	Потужність енерговитрат, Вт	ККД, %
50	236	21
75	355	21
100	475	21
125	595	21
150	710	21
175	830	21

Уявлення про ККД людини дає таблиця 5.6, в якій представлені відомості про корисну і витрачену потужності при виконанні вправ на велоергометрі (60 об/хв).

5.8. Імпульс тіла. Імпульс системи тіл

Співвідношення (5.6) між рівнодіючою всіх зовнішніх сил і прискоренням, яке вона повідомляє тілу, можна перетворити до виду, який виявляється корисним при вирішенні багатьох завдань:

$$F = m \cdot a = \frac{m \cdot dv}{dt} = \frac{d(m \cdot v)}{dt} \quad (5.17)$$

Вираз, що стоїть у дужках називається імпульсом тіла.

Імпульсом тіла називається векторна величина, що дорівнює виробу маси тіла на швидкість його центру мас.

$$p = m \cdot v. \quad (5.18)$$

Розмірність імпульсу в СІ - $\text{кг} \cdot \text{м/с}$.

З урахуванням цього визначення другий закон Ньютона (5.6) приймає вигляд:

$$\mathbf{F} = \frac{d\mathbf{p}}{dt} \text{ или}$$

$$d\mathbf{p} = \mathbf{F} \cdot dt. (5.19)$$

Створення сили на час її дії ($\mathbf{F} \cdot dt$) називається імпульсом сили. Тому співвідношення (5.19) читається так: зміна імпульсу тіла дорівнює імпульсу діючої на нього сили.

Для вирішення практичних завдань співвідношення (5.19) застосовують до процесів малої тривалості та записують у наступному вигляді

$$\Delta \mathbf{p} = \mathbf{F} \cdot \Delta t. (5.20)$$

Тут цей параметр $\Delta \mathbf{p}$ - зміна вектора імпульсу, а Δt - тривалість процесу.

Приклад

Нехай людина масою 70 кг стрибає вгору з місця. Швидкість його центру мас при відриві від землі дорівнює 3,5 м/с, тривалість фази відштовхування $\Delta t = 0,2$ с. Визначити силу, що розвивається м'язами ніг при поштовху.

Рішення. Початкова швидкість дорівнює нулю, тому $p = 0$. У кінцевій фазі відштовхування імпульс $p = m \cdot v = 70 \cdot 3,5 = 245 \text{ кг} \cdot \text{м/с}$, отже, $\Delta p = p - p = 245 \text{ кг} \cdot \text{м/с}$. Використовуючи (5.20), знаходимо $F = \Delta p / \Delta t = 245 / 0,2 = 1225 \text{ Н}$.

Лекція 6

ВИДИ СИЛ У ПРИРОДІ

6.1. Гравітаційні сили. Закон всесвітнього тяжіння

У природі існують різні сили, які характеризують взаємодію тел. Розглянемо ті сили, які зустрічаються в механіці.

Гравітаційні сили

Ймовірно, найпершою силою, існування якої усвідомив чоловік, була сила тяжіння, що діє на тіла з боку Землі. І було потрібно багато століть для того, щоб люди зрозуміли, що сила тяжіння діє між будь-якими тілами. Першим цей факт зрозумів англійський фізик Ньютон. Аналізуючи закони, яким підпорядковується рух планет (закони Кеплера), він прийшов до висновку, що спостережувані закони руху планет навколо Сонця можуть виконуватися тільки в тому випадку, якщо між ними діє сила тяжіння, прямо пропорційна їх масам і назад пропорційна квадрату відстані між ними. Розуміючи, що планети і Сонце нічим, крім розмірів і мас, не відрізняються від інших тіл, Ньютон сформулював закон всесвітнього тяжіння.

Будь-які два тіла притягуються один до одного. Сила тяжіння між точковими тілами спрямована по прямій, їх з'єднуючій, прямо пропорційна масам обох тіл і назад пропорційна квадрату відстані між ними:

$$F = G \cdot \frac{m_1 \cdot m_2}{R^2}. \quad (6.1)$$

Під точковими тілами в даному випадку розуміють тіла, розміри яких у багато разів менше відстані між ними.

Сили всесвітнього тяжіння називають гравітаційними силами. Коефіцієнт пропорційності G називають гравітаційною постійною. Його значення було визначено експериментально.

ментально: $G = 6,7 \cdot 10^{-11} \text{ Н} \cdot \text{м}^2/\text{кг}^2$.

Сила тяжіння, що діє поблизу поверхні Землі, спрямована до її центру і обчислюється за формулою

$$F = m \cdot g. (6.2)$$

де g - прискорення вільного падіння.

Роль сили тяжіння в живій природі дуже значна так як від її величини багато в чому залежать розміри, форми і пропорції живих істот.

6.2. Сили пружності. Закон Гука.

Сили, що діють на тіло, не тільки створюють його прискорення, а й змінюють його форму - створюють деформацію.

Наприклад, якщо один кінець пружини закріпити, а на інший кінець подіяти силою F (потягнути рукою), то довжина пружини збільшиться на деяку величину (x), після чого зміна довжини припиниться, рис. 6.1.

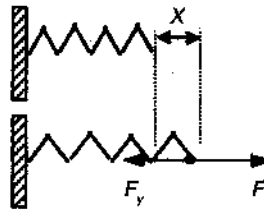


Рис. 6.1. Виникнення сили пружності

Припинення розтягнення пружини пояснюється тим, що при деформації пружини з'являється сила, що діє в протилежну сторону і компенсує силу F .

Сила, що виникає при деформації тіла і спрямована в бік, протилежну зміщенню частинок тіла, називається силою упругості (F)_y.

Сила пружності діє з боку деформованого тіла на тіло, з яким воно стикається (в даному випадку - з боку пружини на руку).

Розтягнення або стиснення під дією докладеної сили відчуває не тільки пружина, але і всі тверді тіла. Англійський вчений Роберт Гук експериментально встановив наступний закон.

Сила упругості (F), що виникає при малій (порівняно з розмірами тіла) деформації, прямо пропорційна величині деформації (x) і спрямована в бік, протилежну зміщенню частинок тіла:

$$F = - k \cdot x. (6.3)_y$$

Коефіцієнт пропорційності k називається жорсткістю тіла (залежить від розмірів, форми та матеріалу). У СІ жорсткість виражається в ньютонках на метр (Н/м).

При стисненні динамометра, розтягненні еспандера, стрибках на батуті виникає сила пружності. У деяких випадках, наприклад, при стрибку з трампліну (рис. 6.2), дуже важливий процес відновлення форми деформованого тіла. Так, при стрибках у воду використовують пружний трамплін, який, розпрямляючись, повідомляє тілу спортсмена додаткову швидкість і він стрибає вище (сила пружності деформованого трампліна здійснює позитивну роботу).

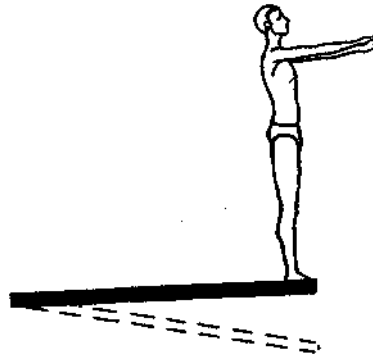


Рис. 6.2. Стрибок у воду з використанням трампліну

6.3. Сили тертя спокою і ковзання. Коефіцієнт тертя ковзання

Сили, що заважають руху, знайомі людині з глибокою давниною. Кожному відомо, як важко пересувати важкі предмети. Це пов'язано з тим, що поверхня твердого тіла не є ідеально гладкою і містить безліч зазубрин (вони мають різні розміри, які зменшуються при шліфуванні). При зіткненні поверхонь двох тіл відбувається зчеплення зазубрин. Нехай до одного з тіл додана невелика сила (F), спрямована по дотичній до дотичним поверхням. Під дією цієї сили зазубрини будуть деформуватися (згинатися). Тому з'явиться сила пружності, спрямована вздовж стикасних поверхонь. Сила пружності, що діє на тіло, до якого докладена сила F , компенсує її і тіло залишиться в спокої.

Сила тертя спокою - сила, що виникає на кордоні стикаються тіл при відсутності їх відносного руху.

Сила тертя спокою спрямована по дотичній до поверхні зіткнення тіл (рис. 6.3) у бік, протилежну силі F , і дорівнює їй за величиною: $F = -F_{\text{тр}}$

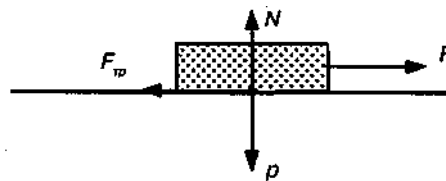


Рис. 6.3. Сила тертя спокою

При збільшенні модуля сили F вигин зачепилися зазубрин буде зростати і, врешті-решт, вони почнуть ламатися. Тіло прийде в рух.

Сила тертя ковзання - сила, що виникає на кордоні стикаються тіл при їх відносному русі.

Вектор сили тертя ковзання спрямований протилежно вектору швидкості руху тіла відносно поверхні, по якій воно ковзає.

Тіло, що ковзає по твердій поверхні, притискається до неї якоюсь зовнішньою силою P (наприклад, силою тяжкості), спрямованою за нормалю. Внаслідок цього поверхня прогинається і з'являється сила пружності N (сила нормального тиску або реакція опори), яка компенсує притискаючу силу P ($N = -P$). Чим більше сила N , тим глибше зчеплення зазубрин і тим важче їх зламати. Досвід показує, що модуль сили тертя ковзання пропорційний силі нормального тиску:

$$F = \mu \cdot N. \quad (6.4)_{\text{до}}$$

Безрозмірний коефіцієнт називається коефіцієнтом тертя ковзання. Він залежить від матеріалів стиснутих поверхонь і ступеня їх шліфування. Наприклад, при пересуванні на лижах коефіцієнт тертя ковзання залежить від якості мастила (сорт мазі, товщина шару мазі, якість розрівнювання шару), поверхні лижні (м'яка, сипуча, ущільнена, оледеніла, того чи іншого ступеня вологості і з тим чи іншим будовою снігу залежно від температури

Велика кількість змінних факторів робить сам коефіцієнт непостійним. Якщо коефіцієнт тертя лежить в межах 0,045 - 0,055 ковзання вважається хорошим.

Можна вважати, що максимальне значення сили тертя спокою дорівнює силі тертя, що діє при ковзанні:

$$F_{\text{спокою max}} = \mu \cdot N. \quad (6.5)$$

У табл. 6.1 наведено значення коефіцієнта тертя ковзання для різних стиснених тіл.

Таблиця 6.1

Коефіцієнти тертя ковзання для різних випадків

Умови ковзання	μ
Лижі по снігу	0,045—0,055
Сталь по льоду (ковзани)	0,015
Шина по сухому асфальту	0,50-0,70
Шина по мокрому асфальту	0,35—0,45
Шина сухою ґрунтовою дорогою	0,40—0,50
Шина по мокрій ґрунтовій дорозі	0,30-0,40
Шина за гладким льодом	0,15—0,20

Сила тертя ковзання завжди заважає руху, а роль сили тертя спокою в багатьох випадках позитивна. Саме завдяки цій силі можливе пересування людини, тварин і наземного транспорту.

Так, при ходьбі (рис. 6.4, а) людина, напружуючи м'язи опорної ноги, відштовхується від землі, намагаючись зрушити підшву назад. Цьому перешкоджає сила тертя спокою спрямована в зворотний бік - вперед. Вона і повідомляє прискорення людині. Для тренувань спортсменів (космонавтів) застосовуються спеціальні доріжки, встановлені на рухомих роликах (рис. 6.4, б). У цьому випадку людина, що біжить, відштовхуючи доріжку, змушує її рухатися в зворотний бік. Таким же чином відштовхуються від дороги і колеса автомобіля (рис. 6.4, в).

Сила тертя знижує спортивні результати, тому ведуться безперервні дослідження щодо її зменшення. Одним з напрямків підвищення результатів у лижному спорті є вдосконалення мазей.

Спочатку в якості мазей для лиж використовувалися бджолиний віск, смола дерев, рослинні олії. В даний час з'явилися нові мазі - науково розроблені склади для обробки ковзної поверхні.

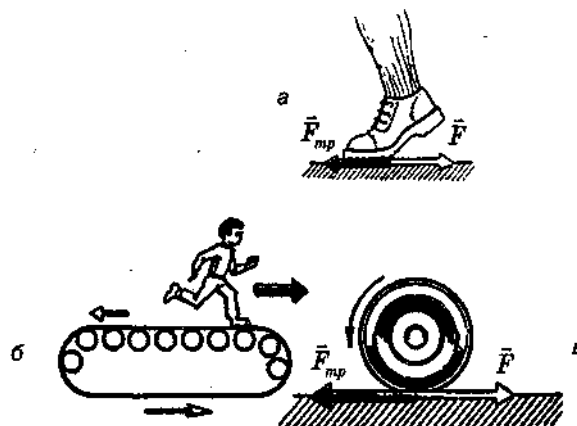


Рис. 6.4. Прояви сили тертя спокою: а) звичайна ходьба, б) біг по доріжці на роликах, в) колесо автомобіля

6.4. Сила тертя качання

Цей вид тертя проявляється при качанні і пов'язаний не з деформацією зазубрин, а

з деформацією дороги (прогин) і самого колеса (невелике сплющування), рис. 6.5.

При гойданні по м'якому покриттю колесо втискається в опору, утворюючи ямку, через край якої йому весь час доводиться перекочуватися, рис. 6.5, а. Французький фізик Ш. Кулон на основі дослідів знайшов, що сила тертя качання (F) пропорційна силі нормального тиску N і назад пропорційна радіусу r колеса: - Так.

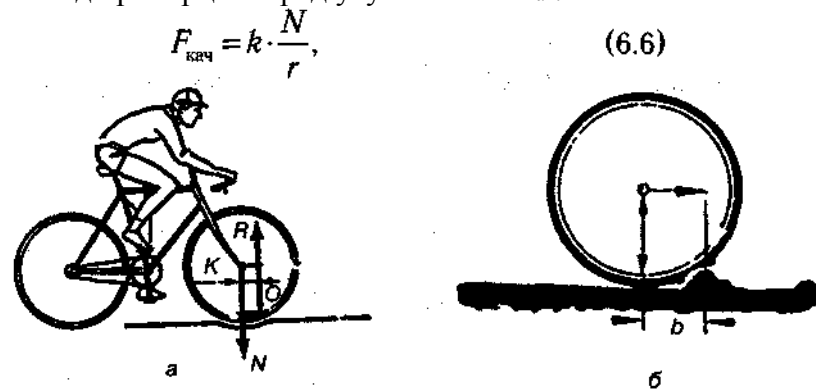


Рис. 6.5. Виникнення сили тертя качання при їзді на велосипеді

$$F = N \cdot \frac{b}{r} \text{ Так.}$$

З формули видно, що коефіцієнт тертя качання залежить від радіусу колеса і виражається в одиницях довжини (м або см). Значення коефіцієнта тертя качання для деяких речовин наведено в табл. 6.2.

При русі по твердому покриттю сила тертя качання пов'язана з деформацією самого колеса. З цією силою особливо доводиться рахуватися у вело- і мотоспорті. Її величина визначається за формулою:

Таблиця 6.2

Коефіцієнт тертя качання, см

Умови гойдалки	k
Коліщатко сталеве	0,05
Дерев "яна ковзанка по дереву	0,05—0,08
Сталеве колесо по дереву	0,15—0,25
Гумова шина за асфальтом	0,02
Дерево по сталі	0,03-0,04
Кулька зі сталі по сталі	0,0005-0,0010

де N - сила нормального тиску; b - відстань між теоретичною точкою опори шини і фактичною першою точкою зустрічі шини з поверхнею, по якій проходить переміщення, рис. 6.5, б.

Сила тертя качання багато менше сили тертя ковзання, тому колесо широко використовується в різних видах транспорту.

6.5. Сила опору при русі в рідині або газі

Сили тертя, розглянуті вище, не залежали від швидкості руху тіла. Інакше йде справа при русі тіла в рідкому або газоподібному середовищі. Сила, що діє на тіло в цьому випадку, називається силою опору. Сили опору дуже залежать від форми тіла і зростають при збільшенні швидкості його руху відносно середовища. Якщо тіло не рухається відносно середовища, то сила опору дорівнює нулю, тобто аналога силі тертя спокою в даному випадку немає. Залежить сила опору і від якості поверхні тіла. Саме цим пояс-

нюється, що плавці все частіше виступають у спеціальних костюмах, що знижують силу опору.

Швидкість спортсмена і сила опору зустрічного потоку повітря пов'язані між собою наступним співвідношенням:

$$F_c = S \cdot k_c \cdot \frac{\rho \cdot v^2}{2},$$

де S - величина, пропорційна поверхні опору (яка залежить від положення тіла); де k - коефіцієнт опору (який залежить від обтічності фігури, поверхні одягу, а також від щільності прилягання спортивної форми до тулуба); ρ - щільність повітря.

Опір повітря зростає пропорційно квадрату швидкості. Це означає, наприклад, що при збільшенні швидкості на 20% сила опору зростає на 44%. Зазначимо, що v - це швидкість руху відносно повітря. Тому наявність вітру і його напрямок мають істотний вплив на силу опору повітря. Якщо швидкість руху спортсмена v , а швидкість вітру i , то при зустрічному вітрі $v = v + i$, а при попутному вітрі $v = v - i$. Якщо взяти $v = 10$ м/с, а $i = 1$ м/с, то $I_{д2дд}$

$$\frac{F_{c1}}{F_{c2}} = \left[\frac{(10+1)}{(10-1)} \right]^2 = 1,5.$$

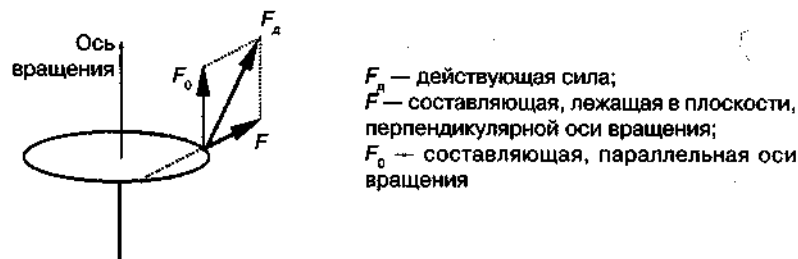
Лекція 7

ДИНАМІКА ОБЕРТАЛЬНОГО РУХУ ТВЕРДОГО ТІЛА

7.1. Плече сили. Момент сили. Момент інерції тіла. Кінетична енергія обертового тіла. Основне рівняння динаміки обертового руху

При обертанні твердого тіла відносно осі, швидкості точок, що лежать на різних відстанях від осі обертання, різні, в той час як кутові швидкості всіх його точок однакові. Тому для опису обертання твердого тіла використовують, в основному, кутову швидкість і кутове прискорення його обертання. У підрозділі (4.5) були введені поняття моменту сили (4.12) і моменту інерції (4.14) для матеріальної точки, за допомогою яких був записаний закон обертання (4.15). Поширимо ці поняття на тверде тіло, що обертається навколо осі (О) під дією деякої сили. Якщо сила (F) не перпендикулярна осі обертання, то її розкладають на дві складові, одна з яких паралельна осі обертання, а друга лежить у площині, перпендикулярній вісі (рис. 7.1).

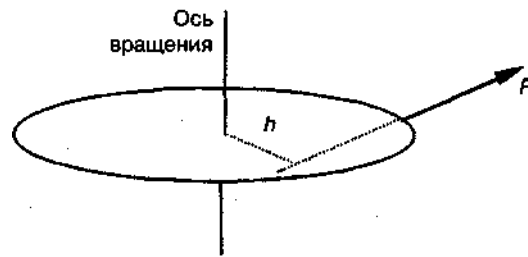
Складова сили, спрямована паралельно осі (P), не може викликати обертання (вона прагне рухати тіло вздовж осі) і надалі розглядатися не буде. Тому при описі обертового руху будемо брати до уваги тільки ті складові сил, які лежать в площинах, перпендикулярних осі обертання і на малюнках зображувати тільки їх.



F_d — действующая сила;
 F — составляющая, лежащая в плоскости, перпендикулярной оси вращения;
 F_0 — составляющая, параллельная оси вращения

Рис. 7.1. Складові сили, що діє на обертове тіло

Момент і плече сили визначаються так само, як і для обертання матеріальної точки (рис. 7.2).

Рис. 7.2 Плече (h) сили (F) щодо осі обертання

Плечем сили (h), що лежить в площині, перпендикулярній осі обертання, називається найкоротша відстань від осі обертання до лінії дії сили.

Моментом сили (M) щодо осі обертання називається твір величини сили на її плече:

$$M = \pm F \cdot h. \quad (7.1)$$

Момент сили береться зі знаком "+", якщо сила прагне повернути тіло за годинниковою стрілкою і зі знаком "-" в іншому випадку (на рис. 7.2 момент сили F дорівнює $M = -F \cdot h$).

Моментом інерції твердого тіла відносно осі називається сума моментів інерції всіх його точок.

Для тіл, що мають симетрію, момент інерції знаходиться методом інтегрування. Для прикладу знайдемо момент інерції стрижня масою m і довжиною l , розташованого перпендикулярно осі, що проходить через його кінець (рис. 7.3).

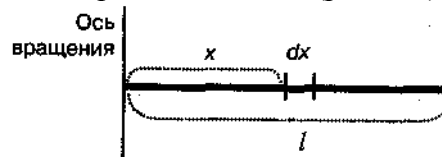


Рис. 7.3. До обчислення моменту інерції стрижня

Виділіть елементарну ділянку стрижня довжиною dx , що знаходиться на відстані x від осі обертання. Його маса від $dm = \frac{m dx}{l}$. Час інерції виділення знайдемо за формулою (4.14) для матеріальної точки:

$$dJ = dm \cdot x^2 = \left(\frac{m x^2}{l} \right) dx.$$

Величина x може змінюватися в межах від 0 до l , тому момент інерції всього стрижня дорівнює інтегралу в цих межах:

$$J = \int_0^l \left(\frac{m x^2}{l} \right) dx = \frac{m l^2}{3}.$$

Момент інерції використовується при обчисленні кінетичної енергії обертового тіла і при описі самого обертання.

Кінетична енергія тіла, що обертається навколо осі дорівнює половині твору його моменту інерції на квадрат кутової швидкості:

$$E_k = \frac{J \cdot \omega^2}{2}. \quad (7.2)$$

Рівняння, що описує обертання твердого тіла, називається основним рівнянням динаміки обертального руху і фактично не відрізняється від рівняння (4.15) для матеріальної точки:

кутове прискорення (ϵ) при обертанні тіла навколо нерухомої осі прямо пропорційно сумарному моменту (M) діючих сил і назад пропорційно моменту інерції тіла (J) щодо осі обертання:

$$\epsilon = \frac{M}{J}. \quad (7.3)$$

7.2. Момент імпульсу тіла. Зміна моменту імпульсу

Основне рівняння обертального руху (7.3) можна перетворити до виду, який виявляється корисним при вирішенні багатьох завдань:

$$M = J \cdot \epsilon = \frac{J \cdot d\omega}{dt} = \frac{d(J \cdot \omega)}{dt}. \quad (7.4)$$

Вираз, що стоїть у дужках, називається моментом імпульсу тіла.

Моментом імпульсу (L) тіла, що обертається навколо осі, називається величина, що дорівнює виробленню моменту інерції відносно даної вісі на кутову швидкість обертання:

$$L = J \cdot \omega. \quad (7.5)$$

Розмірність моменту імпульсу в СІ - $\text{кг} \cdot \text{м}^2/\text{с}$.

Примітка. У тих випадках, коли кутову швидкість обертання розглядають як вектор, момент імпульсу теж є вектором. У цьому підручнику такі випадки не розглядаються.

З урахуванням цього визначення вираз (7.4) приймає вигляд:

$$M = \frac{dL}{dt} \quad \text{або} \quad dL = M \cdot dt. \quad (7.6)$$

Важливий наслідок рівняння (7.6) буде розглянуто в розділі "Закони збереження".

7.3. Моменти інерції деяких тіл

Моменти інерції деяких симетричних тіл представлені на рис. 7.4.

Приблизні значення моментів інерції тулуба людини і її кінцівок обчислюються за формулами для циліндра або за допомогою досвідчених даних. Для довгих ланок кінцівок моменти інерції наближено рівні $0,3 \text{ ml}^2$ (де m - маса ланки, l - її довжина). Моменти інерції елементів кінцівок представлені в табл. 7.1.

На рис. 7.5 показані моменти інерції тіла щодо різних осей.

Момент інерції тіла людини відносно заданої осі визначається як сума моментів інерції всіх ланок тіла відносно тієї ж осі. Найменший момент інерції тіло людини має у випрямленому стані відносно поздовжньої осі тіла, що проходить через його центр мас. Цілеспрямована зміна моменту інерції тіла людини широко використовується при управлінні обертальними рухами в різних видах спорту.

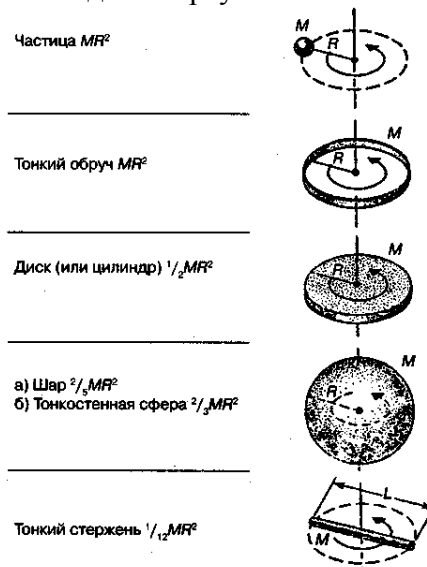


Рис. 7.4. Моменти інерції деяких однорідних тіл

Таблиця 7.1

Моменти інерції елементів кінцівок

Назва ланки тіла людини	Момент інерції, кгм ²
Верхня кінцівка (маса 4,2 кг)	0,3
Нижня кінцівка	1,7
Великий палець руки	0,00006
Середній палець руки	0,00014
Мізинець руки	0,00004

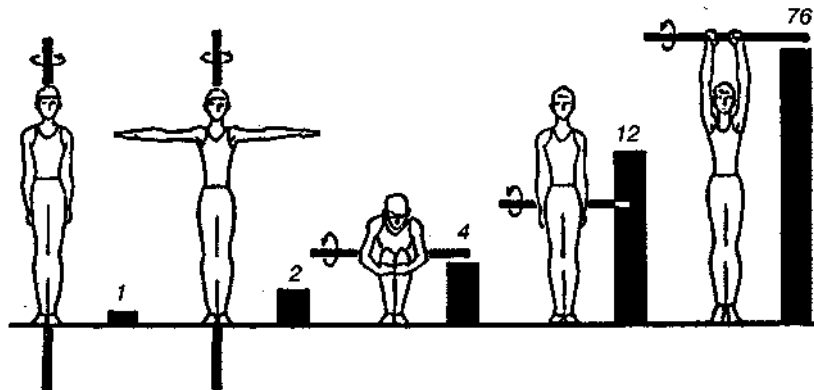


Рис. 7.5. Моменти інерції тіла навколо різних осей (у відносних одиницях)

Момент інерції відносно вертикальної осі обертання, що проходить через центр мас (центр мас людини знаходиться в сагітальній площині дещо попереду другого хрещеного хребця) залежно від положення людини, має такі значення, рис. 7.6: а) $1,2 \text{ кг} \cdot \text{м}^2$ - при стійці "смирно", б) $8 \text{ кг} \cdot \text{м}^2$ - при стійці "арабеск", в) $17 \text{ кг} \cdot \text{м}^2$ - в горизонтальному положенні.

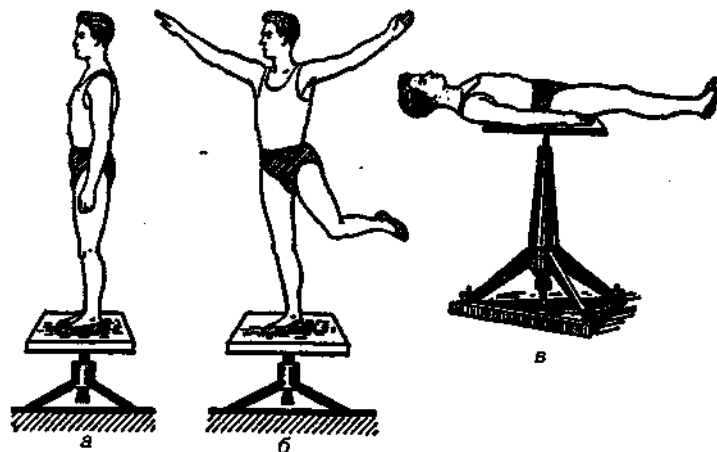


Рис. 7.6. До визначення моменту інерції тіла в різних положеннях: а) "смирно", б) "арабеск", в) горизонтальне положення

Приклад

Обертальні рухи без опори.

У разі обертання навколо вільних осей, зовнішнього тіла, що утримує, не існує. Ланки обертового тіла спортсмена утримуються на криволінійних траєкторіях внутрішніми зв'язками. Вісь обертання незмінно проходить через ОЦМ тіла, рис. 7.7.

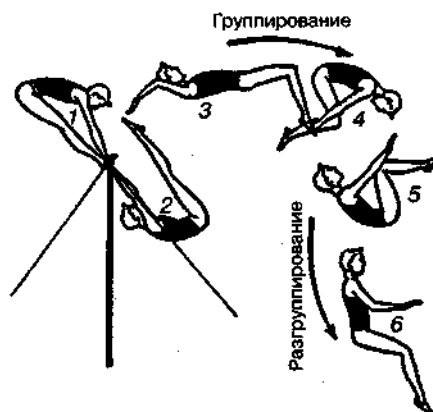


Рис. 7.7. Обертальний рух на поперечині та зіскок дугою з сальто

При зіскоку дугою з сальто вперед з положення упору на поперечині стоячи зігнувшись, гімнаст під дією сили тяжкості здійснює рух навколо осі поперечини назад. З пози 2, різко розгинаючи ноги в тазостегнових суглобах і згинаючи в колінних, гімнаст відпускає поперечину і переходить в позу 3. Обертальний рух навколо вільної осі, що проходить через ОЦМ, створений до моменту відриву від поперечини, різко прискорюється завдяки енергійному угрупованню - згинанню тіла вперед. Частини тіла наближаються до осі обертання, зменшують момент інерції відносно поперечної осі. За законом збереження моменту інерції до пози 5 відбувається наростання швидкості. Починаючи з пози 5 гімнаст розпрямляє тіло, момент інерції відносно поперечної осі збільшується, і обертання навколо неї перед приземленням сповільнюється, поза 6.

7.4. Вільні осі

Тіло може обертатися не тільки навколо закріпленої осі, але і навколо осі, яка не закріплена. У будь-якому тілі можна вибрати такі осі, напрямок яких при обертанні навколо них буде зберігатися без будь-яких спеціальних пристроїв (наприклад, підшипників). Такі осі називають вільними.

Вільні осі - осі, які без спеціального закріплення зберігають свій напрямок у просторі.

Приклад: вісь обертання Землі і вовчка, вісь всякого покинутого тіла, що вільно обертається.

Очевидно, що для однорідних тіл вільною віссю є вісь повної геометричної симетрії. Можна довести, що в будь-якому тілі є не менше трьох взаємно перпендикулярних вільних осей обертання, ці осі називаються головними осями інерції. При цьому виявляється, що за відсутності зовнішніх впливів стійким є обертання тіла тільки навколо двох осей, щодо яких воно має найбільший або найменший момент інерції. Наприклад, якщо, підкинувши тіло, привести його в обертання відносно довільної вісі, то, падаючи, воно саме по собі перейде до обертання навколо осі, якій відповідає або найбільший, або найменший момент інерції. У деяких випадках, коли тіло обертається біля вільної осі з малим моментом інерції, воно мимовільно змінює цю вісь на вісь з найбільшим моментом. На рис. 7.8 показана ілюстрація цього явища.

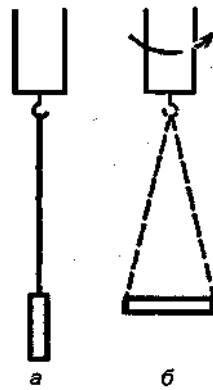


Рис. 7.8. Зміна вільної осі

До електродвигуна підвішено на нитки циліндричне тіло, яке може обертатися навколо своєї вертикальної геометричної осі (а) з моментом інерції $J = \frac{mR^2}{2}$. При досить великій кутовій швидкості тіло змінить своє положення (б). Момент інерції відносно нової осі рівний $J = \frac{mL^2}{12}$. Якщо $L^2 > 6R^2$, $J > J$. Обертання навколо нової осі буде стійким. 21

Обертання людини у вільному польоті і при різних стрибках відбувається навколо головної осі з найбільшим або найменшим моментом інерції. Оскільки положення центру мас залежить від пози, то при різних позах напрямки головних осей будуть різні.

У людини через наявність багатозв'язних, здебільшого відкритих під час руху кінематичних ланцюгів, є велика кількість ступенів свободи. Так, рухливість кінчиків пальців відносно грудної клітини визначається 12 ступенями свободи; коми відносно лопатки - 7; а загальна кількість ступенів свободи всього тіла - тризначне число.

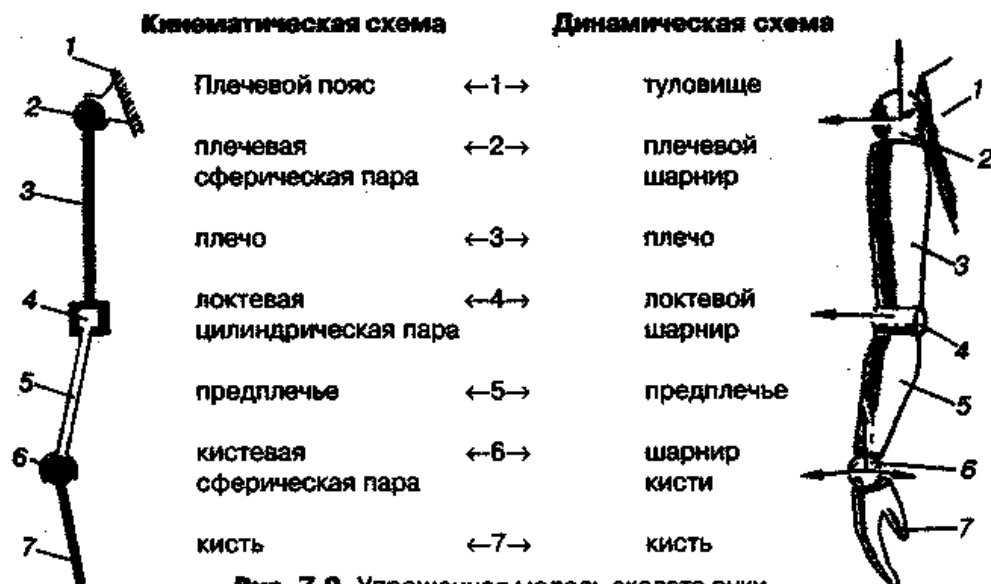


Рис. 7.9. Упрощенная модель скелета руки

Приклад

На рис. 7.9. представлено спрощену модель скелета руки. Кінематична схема показує рухомі ланки скелета і типи шарнірних сполук (два шарові шарніри і один циліндричний). Ця модель має сім ступенів свободи: три ступені свободи в плечовому поясі, один ступінь свободи в ліктвовому суглобі і три ступені свободи біля кисті. На динамічній схемі стрілками показані осі обертання, що відповідають цим ступеням свободи.

7.5. Статика. Центр тяжкості. Важелі і блоки

Частина динаміки, що вивчає умови рівноваги тіл, називається статикою (гр. states - стоїть).

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

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

$$F + F + F + \dots = 0. \quad (7.7)_{123}$$

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

$$M + M + M + \dots = 0. \quad (7.8)_{123}$$

Рівність (7.8) називається правилом моментів.

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

З'ясуємо, яке положення повинна займати вісь обертання, щоб закріплене на ній тіло залишалось в рівновазі під дією сил тяжкості. Для цього розіб'ємо тіло на безліч маленьких шматочків і намалюємо діючі на них сили тяжкості (рис. 7.10).

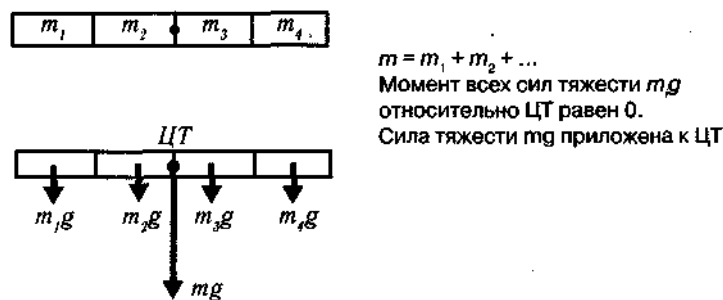


Рис. 7.10. Центр тяжкості тіла

Відповідно до правила моментів для рівноваги необхідно, щоб сума моментів усіх цих сил відносно осі дорівнювала нулю.

Можна показати, що для кожного тіла існує єдина точка, де сума моментів сил тяжкості відносно будь-якої осі, що проходить через цю точку, дорівнює нулю. Ця точка називається центром тяжкості (зазвичай збігається з центром мас).

Центром, тяжкості тіла (ЦТ) називається точка, щодо якої сума моментів сил тяжкості, що діють на всі частинки тіла, дорівнює нулю.

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

Для тіла спортсмена часто вводиться загальний центр тяжкості (ОЦТ).

Основні властивості центру тяжкості:

- 1) якщо тіло закріплено на осі, що проходить через центр тяжкості, то сила тяжкості не буде викликати його обертання;

- 2) центр тяжкості є точкою додатку сили тяжкості;

- 3) в однорідному полі тяжкості центр тяжкості збігається з центром мас.

Рівноважним називається таке положення тіла, при якому воно може залишатися в спокої наскільки завгодно довго. При

відхиленні тіла від положення рівноваги, сили, що діють на нього, змінюються, і

рівновага сил порушується. Існують різні види рівноваги (рис. 7.11) для тіла, що спирається на одну точку:

- стійка рівновага (рис. 7.11, а) - при малому відхиленні тіла від положення рівноваги виникає сила, яка прагне повернути тіло у вихідний стан;
- байдужа рівновага (рис. 7.11, б) - при малому відхиленні тіло залишається в положенні рівноваги;
- нестійка рівновага (рис. 7.11, в) - при малому відхиленні тіла з положення рівноваги виникають сили, які прагнуть збільшити це відхилення.

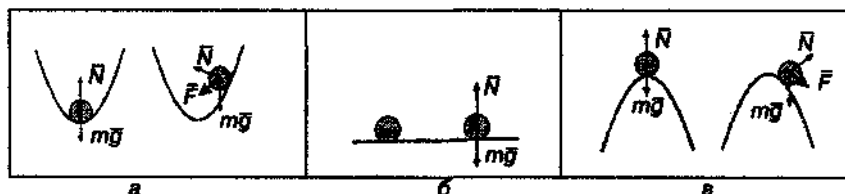


Рис. 7.11, Рівновага тіла на поверхні: стійке (а), байдуже (б) і нестійке (в)

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

У положенні стійкої рівноваги тіло володіє мінімальною потенційною енергією.

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

Порушення цієї умови призводить до неможливості збереження рівноваги. Наприклад, циліндр, представлений на рис. 7.12, а, повинен перекинутися, тому що відвісна лінія, проведена через ЦТ, проходить поза його підставою.

Стоїть людина зберігає рівновагу до тих пір, поки відвісна лінія з ОЦТ знаходиться всередині майданчика, обмеженого краями його ступнів, рис. 7.12, б.

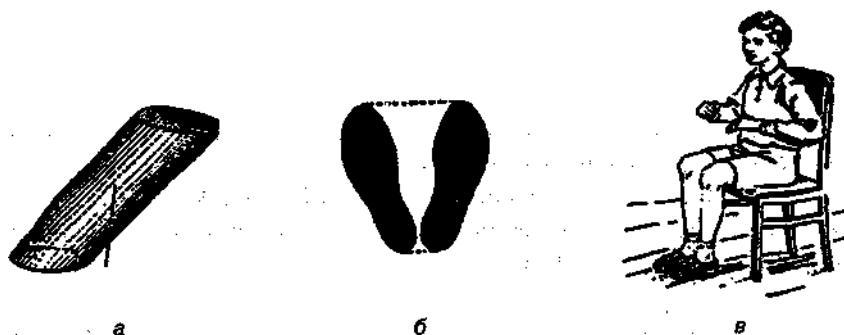


Рис. 7.12. Умови рівноваги

Сидяча на стільці людина тримає тулуб вертикально, рис. 7.12, в. ОЦТ тулуба знаходиться всередині тіла (поблизу хребта, приблизно на 20 см вище рівня пупка). Відвісна лінія, проведена з ОЦТ вниз, проходить через площу опори, обмежену ступнями і ніжками стільця. У такому положенні можна сидіти. Однак, для того щоб встати, людина повинна перенести лінію дії сили тяжкості всередину площі, обмеженої ступнями. Для цього необхідно нахилити тулуб вперед і одночасно посунути ноги назад (встати можна і не змінюючи положення ніг, якщо нахил вперед здійснити різко).

Найпростіші механізми

На використанні законів статки засновано дію найпростіших механізмів, що ви-

користуються для зміни величини або напрямку сили.

Важіль - тверде тіло частіше у вигляді стрижня, яке може обертатися (повертатися) навколо нерухомої вісі.

Нехай вісь ділить важіль щодо $L:L_1$ на нього діють дві паралельні сили F_1 і F_2 (рис. 7.13). Будемо також вважати, що силою тяжкості, що діє на важіль, можна знехтувати.^{12 12}

Визначимо положення осі обертання (O), при якому важіль буде залишатися в рівновазі.

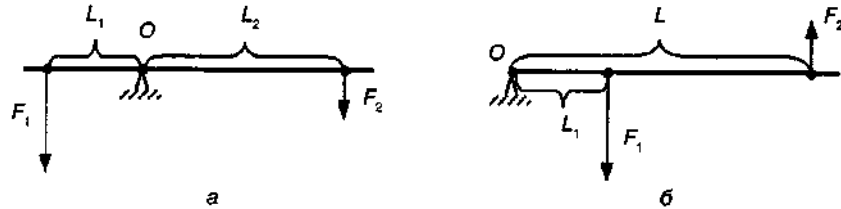


Рис. 7.13. Рівновага важелів 1-го (а) і 2-го (б) роду

За правилом (7.8) $M + M = 0$. - F .

$$\frac{L_2}{L_1} = \frac{F_1}{F_2}$$

При рівновазі важеля під дією двох паралельних сил вісь обертання ділить відстань між точками докладання сил на відрізки назад пропорційні величинам сил.

Рівновага важеля настає за умови, що ставлення докладених до його кінців паралельних сил назад відношенню прাপорів і моменти цих сил протилежні по знаку. Тому, прикладаючи невелику силу до довгого кінця важеля, можна врівноважити набагато більшу силу, докладену до короткого кінця важеля. Залежно від взаємного розташування точок додатку сил і осі розрізняють важелі 1-го і 2-го роду (рис. 7.13):

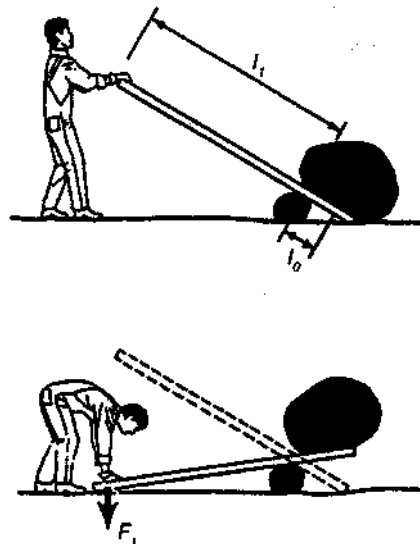


Рис. 7.14. Використання жердини як важеля 1-го роду

а) Важіль 1-го роду. Сили розташовані по обидва боки від осі. Подібними важелями є довгий потяг, за допомогою якого піднімають важкий камінь (рис. 7.14.).

б) Важіль 2-го роду. Сили розташовані по один бік від опори. До цього виду відносяться, наприклад, тачка (рис. 7.15), при використанні якої зусилля рук докладено на "максимальній" відстані від осі колеса (максимальне плече), що дозволяє перевозити великі вантажі.

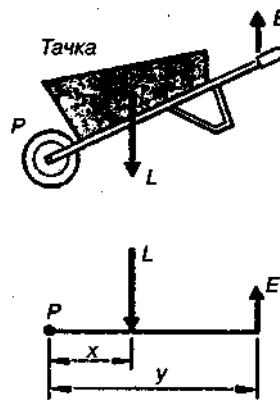


Рис. 7.15. Тачка - важіль 2-го роду

Застосування важеля в механізмах дає вигреш в силі, при цьому стільки ж програється в переміщенні. Важіль не дає вигрешу в роботі.

Багато суглобів працюють за принципом важеля другого роду. При цьому м'язи, діють на менше плече важеля, рис. 7.16. Це призводить до програшу в силі, і до вигрешу в переміщенні і швидкості. У результаті, при порівняно малому за протяжністю русі м'яза, ланка або кінцівка описують значно більшу траєкторію.

Ця особливість у будові кістково-м'язових вузлів повинна викликати додаткові ускладнення в центральному регулюванні рухів, оскільки збільшення траєкторії переміщення ланок поєднується з великою кількістю ступенів свободи рухливості, притаманних людському тілу як кінематичного ланцюга.

Балансир (фр. balancier - коромисло) - двопільний важіль, що здійснює качальні (коливальні) рухи біля нерухомої осі. Застосовується в балансуючому маятнику, що використовується в механотерапії.

Блок, як і важіль, відноситься до найпростіших механізмів, рис. 7.17. Він виконується у формі диска, що вільно обертається на осі. По колі диск має жовоб для ланцюга (каната, нитки). Використовується рівність натягнення у всіх точках ланцюга, який рухається без тертя.

Нерухомий блок (рис. 7.17, а) не дає вигрешу в силі, але дозволяє змінювати її напрямок. Так, можна піднімати вантаж вгору, діючи на мотузку силою, спрямованою вниз, що менш втомливо: $F = P$.

Рухомий блок (рис. 7.17, б) дає дворазовий вигреш чинним:

$$2F = P \Rightarrow F = \frac{P}{2}.$$



Рис. 7.16. Схема дії м'яза, що розгинає ногу в колінному суглобі: плече r дії м'яза істотно коротше плеча гстрілкою позначено напрямок м'язової тяги,

Для зручності застосування рухомий блок часто використовують у комбінації з нерухомим (рис. 7.17, в).

Апарати блокового типу застосовуються в механотерапії при тренуваннях з полегшення (відновлення) рухів в суглобах і зміцнення м'язів.

До найпростіших механізмів належить і похила площина. При описі положення тіла в цьому випадку використовують прямокутну систему координат, вісь ОХ якої спрямована паралельно площині, а вісь ОУ - перпендикулярно їй. На тіло, розташоване на похилій площині, рис. 7.18, діють сила тяжкості mg , сила реакції опори - N і сила тертя F . Проекції сила тяжкості на координатні осі рівні $mg \cdot \sin \alpha$ (скочувальна сила) і $mg \cos \alpha$.

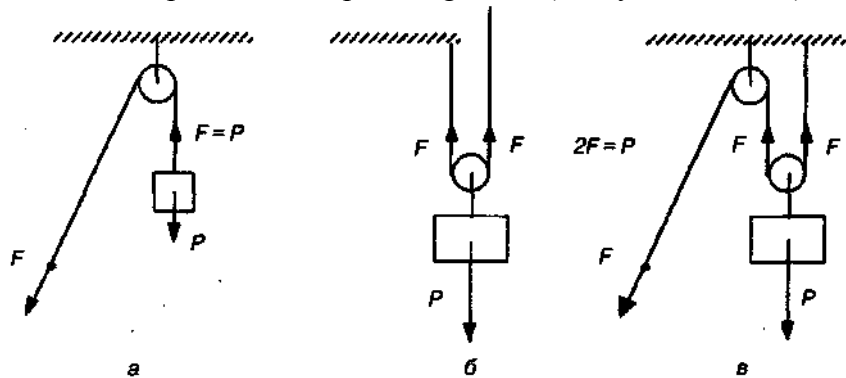


Рис. 7.17. Блоки: а) нерухомий, б) рухливий, в) комбінація

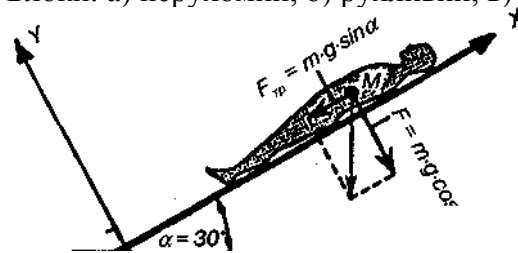


Рис. 7.18. Сили, що діють на тіло людини, що знаходиться на похилій поверхні

Умови рівноваги визначаються наступними співвідношеннями:

$$F_{\text{тр}} - mg \cdot \sin \alpha = 0 \text{ (вдоль осі ОХ),}$$

$$N - mg \cdot \cos \alpha = 0 \text{ (вдоль осі ОУ),}$$

$$\frac{F_{\text{тр}}}{N} = \operatorname{tg} \alpha.$$

При русі вниз по похилій площині скочувальна сила допомагає руху і сприяє значному збільшенню швидкості. При заданій довжині похилої площини скочувальна сила прямо пропорційна висоті, рис. 7.19.

Похила поверхня часто використовується на тренуваннях при виконанні різних вправ, рис. 7.20.

При відновленні після травм ефективні заняття на спеціальному столі, конструкція якого дозволяє змінювати кут нахилу його площини до горизонту, рис. 7.21.

Зміна кута нахилу і місця кріплення фіксуєчих ременів (на рівні великих суглобів ніг, поперекового і грудного відділів хребта) дозволяє дозувати навантаження на опорно-рухову, серцево-судинну і вестибулярну системи.

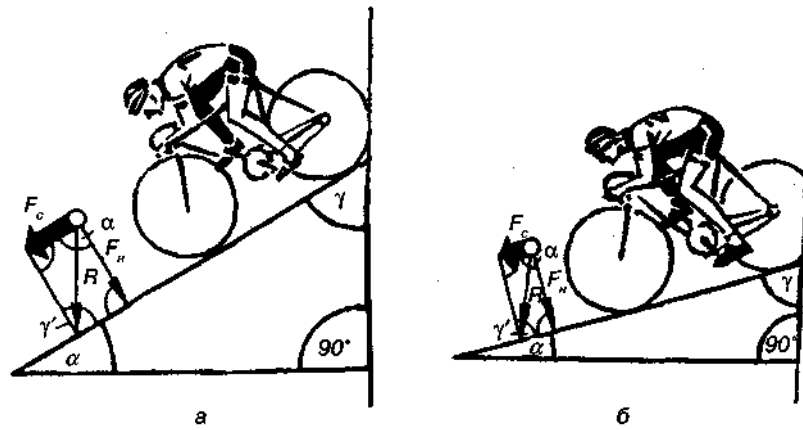


Рис. 7.19. Рух велосипедиста з похилої площини: а) велика висота, б) мала висота

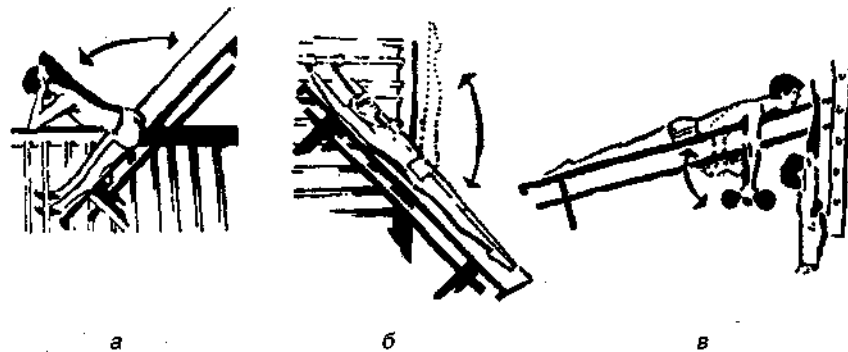


Рис. 7.20. Вправи на похилій площині:
а) випрямлення тулуба, б) піднімання ніг,
в) вправи для рук з гантелями



Рис. 7.21. Тренування ортостатичних функцій на спеціальному похилому поворотному столі

Елементи механіки опорно-рухового апарату людини

Опорно-руховий апарат людини складається з полічених між собою кісток скелета. Кістки скелета діють як важелі, які мають точку опори у с'яткуваннях або в зовнішньому середовищі і приводяться в рух силою тяги, що виникає при скороченні м'язів, прикріплених до кісток.

Важіль першого роду, що забезпечує переміщення або рівновагу голови в сагітальній площині.

На рис. 7.22 зображений череп і діючі на нього сили.

Вісь обертання (O) проходить через зчленування черепа з першим хребцем. На череп діють дві сили, докладені по різні сторони від осі.

- Сила тяжкості (R), додана до центру тяжкості черепа. Плече цієї сили позначено буквою b.
- Сила тяги м'язів і зв'язок (F), додана до потиличної кістки. Плече цієї сили позначено буквою a.

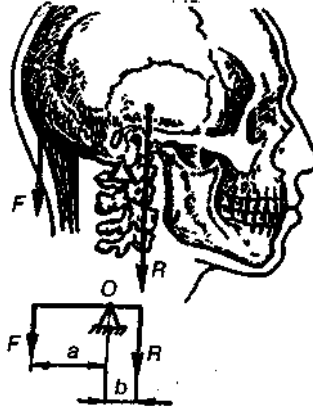


Рис. 7.22. Важіль у сагітальній площині черепа

Умова рівноваги важеля $Fa = Rb$.

Важіль другого роду, що дає людині можливість вставати на ципочки.

На рис. 7.23 зображена стопа і діючі на неї сили.

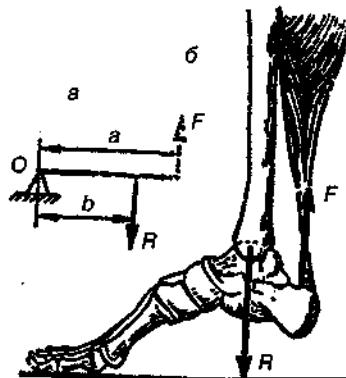


Рис. 7.23. Стопа в положенні на ципочках

Вісь обертання (O) проходить через головку плеснових кісток. На стопу діють дві сили, докладені по один бік від осі.

- Сила тяжкості (R) дорівнює половині сили тяжкості, що діє на все тіло. Плече цієї сили позначено буквою b - відстань від з'єднання стопи до точки контакту плюсни і підлоги (зазвичай 12см);
- Сила тяги м'язів (F), що передається за допомогою ахіллових сухожилів і додана до виступу п'яточної кістки. Плече цієї сили позначено буквою a - відстань від точки опори до точки дії ахіллових сухожилів (зазвичай 18 см).

Умова рівноваги важеля: $F \cdot a = R \cdot b$. У даному випадку, $a > b$, отже, $F < R$. Тому важіль дає вигравш у силі, але програш у переміщенні.

За принципом важеля другого роду працює передпліччя людини.

На рис. 7.24 зображені передпліччя і кисть з вантажем, а також діючі на них сили.

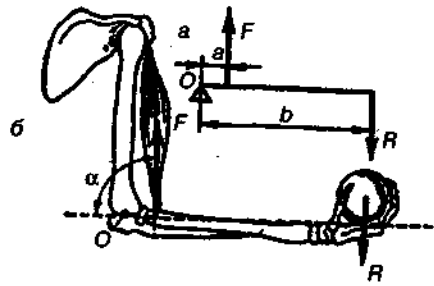


Рис. 7.24. Кістки передпліччя, що беруть участь в утриманні предмета пензлем

Вісь обертання (O) знаходиться в ліктьовому суглобі. На важіль діють дві сили, докладені по один бік від осі.

- Сила тяжкості (R), рівна вазі вантажу. Плече цієї сили позначено буквою b.
- Сила тяги м'язів (F), що передається за допомогою біцепса. Плече цієї сили позначено буквою a.

Умова рівноваги важеля: $p \cdot a = R \cdot b$. У даному випадку, $a < b$, отже, $F > R$. Тому важіль дає програш у силі (приблизно у 8 разів). Чи доцільний такий пристрій? На перший погляд, ніби ні, оскільки є втрата в силі. Однак згідно із "золотим правилом" механіки втрата чинною винагороджується виграшем у переміщенні: пересування пензля у 8 разів більше

величини скорочення м'яза. Одночасно відбувається і виграш у швидкості руху: пензель рухається у 8 разів швидше, ніж скорочується м'яз.

Таким чином, спосіб прикріплення м'язів, який є в тілі людини (тварин), забезпечує кінцівкам швидкість рухів, більш важливу в боротьбі за існування, ніж сила. Людина була б вкрай повільною істотою, якби руки у неї не були влаштовані за цим принципом.

Системи витяжки кісток при переломах

При зрощуванні зламаних кісток необхідно фіксувати пошкоджені ділянки і усунути сили, які зазвичай діють в місці перелому, до тих пір, поки він не зростеться. Для цього використовують різні комбінації вантажів і блоків.

На рис. 7.25, а показана система витяжки з використанням двох однакових вантажів і двох блоків. У цьому випадку сили натягнення T і T рівні. Ті ж умови можна створити й іншим способом (рис. 7.25, б), використовуючи один вантаж і комбінацію з рухомого і нерухомого блоків. У цьому випадку загальна сила, що діє на ногу, дорівнює векторній сумі двох сил натягнення (рис. 7.25, в).¹²

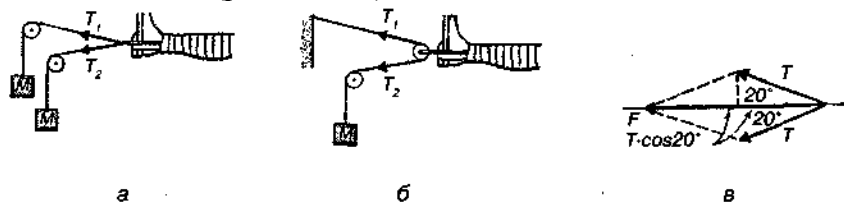


Рис. 7.25. Два способи витяжки: а) два вантажі і два блоки, б) один вантаж і два блоки, в) результуюча сила (F)

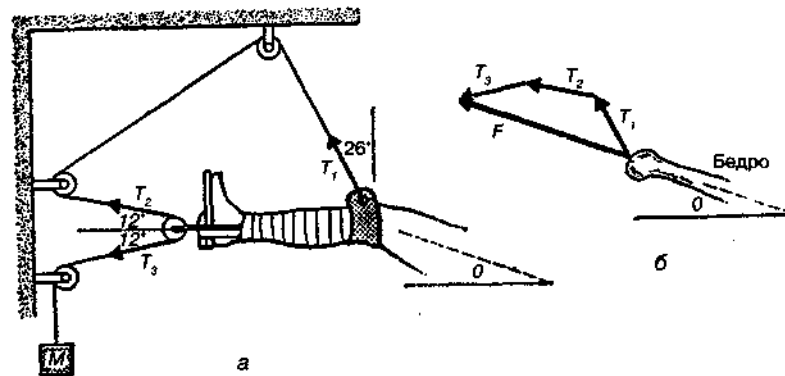


Рис. 7.26. Система витяжки Рассела

На рис. 7.26, а показана система витяжки Рассела, що застосовується для фіксації зламаного стегна. Ця система отримана додаванням до системи, зображеної на рис. 7.25, ще двох блоків для забезпечення зв'язку з коліном. Стегно встановлюється під кутом $\alpha = 20^\circ$ до горизонталі. Інші кути вказано на малюнку. При цьому векторна сума трьох сил натягнення, позначена на рис. 7.26, б, F , має оптимальний напрямок.

Лекція 8

НЕІНЕРЦІЙНІ СИСТЕМИ ВІДЛІКУ

8.1. Сила інерції. Принцип Д'Аламбера

У ряді випадків виникає необхідність описати рух, спокій або рівновагу тіла, що знаходиться в неінерційній системі відліку. Наприклад, потрібно з'ясувати які проблеми можуть виникнути у людини, що знаходиться в кабіні космічного корабля. Французький фізик Д'Аламбер сформулював простий принцип, що дозволяє відповідати на питання про поведінку тіла в неінерційній системі. Розгляньмо тіло, яке знаходиться в неінерційній системі, що рухається щодо інерціальної системи з прискоренням a .

Векторна величина, рівна виробленню маси тіла на прискорення системи і спрямована в бік, протилежну прискоренню системи, називається силою інерції:

$$F_i = -m \cdot a. \quad (8.1)$$

Сила інерції не є реальною силою, оскільки вона не діє з боку будь-якого тіла. Однак у неінерційній системі її можна (і потрібно!) розглядати, як звичайну силу. При цьому можна "забути" про те, що система неінерційна.

Д'Аламбер встановив, що якщо до всіх реальних сил (чинних з боку інших тіл) додати силу інерції, то в неінерційній системі можна використовувати всі закони і формули, які справедливі для інерційних систем.

Приклад

Нехай тіло масою m підвішено на нитки в кабіні космічного корабля, який стартує з Землі і піднімається вгору з прискоренням a .

Система відліку, пов'язана з таким кораблем є неінерційною і до неї застосовано принцип Д'Аламбера (прискорення системи - це прискорення корабля: $a = a$). На тіло діють сила тяжкості з боку землі (mg) і сила натягнення нитки (T) (рис. 8.1). Додамо до них силу інерції $F = ma$, яка спрямована вниз (у бік, зворотну прискорення). Тепер можна описати спокій тіла щодо корабля: $T + mg + F_i = 0$. Враховуючи напрямки сил, отримаємо рівняння для їх величин: $T - mg - F_i = 0$. Звідки знайдемо натягнення нитки, що утримує тіло:

$$T = m \cdot g + m \cdot a = m(a + g).$$

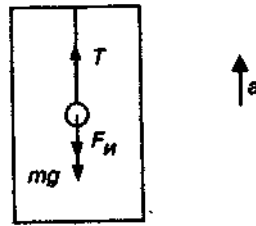


Рис. 8.1. Використання сили інерції

Встановлено, що сила інерції невідлична від сили гравітації (сили тяжіння). У розглянутому прикладі це означає, що ніякі досліди, поставлені всередині корабля, не зможуть дати відповідь на питання, яка з ситуацій має місце:

- або ми знаходимося не в кораблі, а на якійсь планеті, де прискорення вільного падіння дорівнює $g+a$;
- або ми рухаємося з прискоренням $g+a$ на космічному кораблі далеко від будь-яких планет (гравітаційні сили відсутні);
- або ми стартуємо з Землі, піднімаючись з прискоренням "a". У всіх цих випадках результати будь-якого досвіду будуть абсолютно однакові.

8.2. Сила тяжкості. Вага тіла

Сила тяжкості

Оскільки сила тяжіння і сила інерції невідгукнуті, то при використанні неінерційної системи їх зазвичай складають (як вектора) і цю суму називають силою тяжкості.

Силою тяжкості, що діє на тіло в неінерційній системі відліку, називається сума сили тяжіння і сили інерції:

$$F_{\text{тяж}} = F_{\text{тяг}} + F_i \quad (8.2)$$

У розглянутому вище прикладі зі стартуючим кораблем (рис. 8.1) сила тяжкості рівна:

$$F_{\text{тяж}} = F_{\text{тяг}} + F_i = m \cdot g + m \cdot a = m(a + g). \quad (8.3)$$

Сила тяжкості повідомляє всім тілам однакове прискорення (щодо даної системи), яке називають місцевим прискоренням вільного падіння ($g_{\text{м}} = \frac{F_{\text{тяж}}}{m}$). У прикладі зі стартуючим кораблем

$$g = a + g.$$

Звернемо увагу на те, що сила тяжкості залежить від того, якою системою відліку ми користуємося. Так, наприклад, у розглянутому випадку можна надійти одним з двох способів.

1. Вибрати систему, пов'язану з Землею. У цій системі тіло рухається з прискоренням під дією сили натягнення нитки (T) і сили тяжкості (mg). Рівняння руху:

$$T - mg = ma.$$

2. Вибрати систему, пов'язану з кораблем. У цій системі тіло знаходиться в стані спокою під дією сили натягнення нитки (T) і місцевої сили тяжкості (mg + ma). Рівняння спокою:

$$T = mg + ma.$$

Очевидно, що ці рівняння однакові.

Для людини, яка перебуває в кораблі, природним є другий спосіб. Тому він скаже, що при старті сила тяжкості зростає.

З напрямком сили тяжкості нерозривно пов'язані такі поняття, як вертикаль і горизонталь.

Вертикаллю називається лінія, вздовж якої спрямована сила тяжкості.

Горизонтальною площиною називається площина, яка перпендикулярна силі тяжкості.

Формула (8.2) визначає силу тяжкості в будь-якій неінерційній системі відліку. Застосуємо її до Землі, неінерційність якої пов'язана з обертанням навколо своєї осі. Внаслідок цього точки земної поверхні мають центроостремне прискорення (a), яке і є прискоренням неінерційної системи ($a = a$). За формулою (8.2) знаходимо силу інерції: $F_{\text{иц}}$

$$F_{\text{и}} = -m \cdot a_{\text{ц}} = -m \cdot a_{\text{ц}}. \quad (8.4)$$

Знак "-" вказує на те, що сила інерції спрямована від осі обертання Землі.

Сила тяжіння спрямована до центру Землі. Складаючи ці сили, знаходимо силу тяжкості (рис. 8.2).

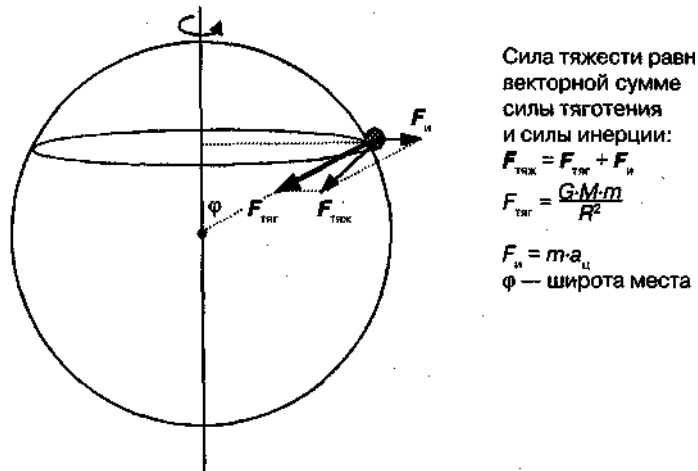


Рис. 8.2. Сила тяжіння і сила тяжкості

На рис. 8.2 видно відмінність сили тяжкості від сили тяжіння. Найбільшої величини ця відмінність досягає на екваторі, де сила тяжіння і сила інерції спрямовані по одній прямій в протилежні сторони. При складанні таких векторів (8.2) їх величини віднімаються:

$$F_{\text{тяж}} = F_{\text{тяг}} - F_{\text{и}}. \quad (8.5)$$

Таким чином, сила тяжкості відрізняється від сили тяжіння на величину сили інерції. Чи це велика відмінність? Для відповіді на це питання знайдемо ставлення сили інерції до сили тяжкості. Сила тяжкості створює прискорення вільного падіння: $P = m \cdot g$ ($g = 9,8 \text{ м/с}^2$). Сила інерції обчислюється за формулою (8.3) $F = m \cdot a$, ділячи величини цих сил, знайдемо g

$$\frac{F_{\text{и}}}{F_{\text{тяж}}} = \frac{a_{\text{ц}}}{g}. \quad (8.6)$$

Центроостремне прискорення розраховується за формулою (3.9):

$$a_{\text{ц}} = \omega^2 \cdot R,$$

де R - радіус поводження тіла, а ω - кутова швидкість обертання Землі. Для екватора $R = 6\,400\,000 \text{ м}$ - радіус Землі. Кутова швидкість виражається через період обігу (T), який для Землі становить 1 добу або 86400 с. Відповідно до формули (3.10) $\omega = \frac{2\pi}{T} = 7,2 \cdot 10^{-5} \text{ 1/с}$. Центроостремне прискорення на екваторі $a_{\text{ц}} = \omega^2 R \approx 0,03 \text{ м/с}^2$. Підставивши це значення в (8.5) отримаємо

$$\frac{F_{\text{и}}}{F_{\text{тяж}}} = \frac{0,03}{9,8} \approx 0,003.$$

З наведених розрахунків видно, що для Землі сила інерції становить всього 0,3% від сили тяжкості. Тому в більшості випадків неінерційністю Землі можна знехтувати.

Вага тіла

Розгляньмо, що відбувається, коли певний вантаж кладуть на горизонтальну площину (опору). У перший момент після того, як вантаж відпустили, він починає рухатися вниз під дією сили тяжкості (рис. 8.3). Площина прогинається і виникає сила пружності (реакція опори), спрямована вгору. Після того, як сила пружності (F) врівноважить силу тяжкості, опускання тіла і прогин опори припиняться.

Прогин опори виник під дією тіла, отже, з боку тіла на опору діє деяка сила (P), яку називають вагою тіла (рис. 8.3, б). За третім законом Ньютона вага тіла дорівнює за величиною силі реакції опори і спрямована в протилежний бік.

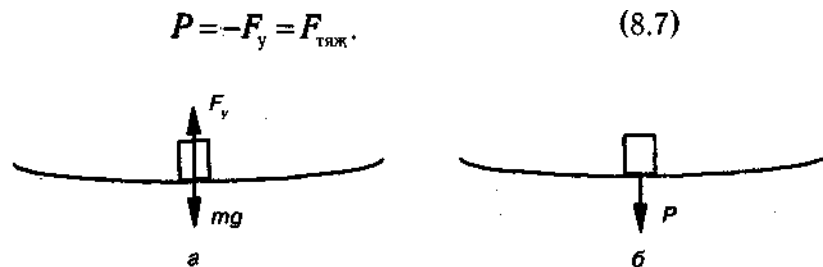


Рис. 8.3. Сили, що діють на тіло (а) і опору (б) тіла дорівнює за величиною силою реакції опори і спрямований у протилежний бік.

Замість опори можна використовувати підвіс.

Вагою тіла називають силу P , з якою тіло діє на нерухому відносно нього горизонтальну опору (або нерухомий відносно нього підвіс).

Вагу не слід плутати з масою тіла. Маса тіла характеризує його інертні властивості і не залежить ні від сили тяжіння, ні від прискорення, з яким воно рухається. Вага тіла характеризує силу, з якою воно діє на опору і залежить як від сили тяжіння, так і від прискорення руху. Наприклад, на Місяці вага тіла приблизно в 6 разів менша, ніж вага тіла на Землі. Маса ж в обох випадках однакова і визначається кількістю речовини в тілі.

Вага тіла - поняття швидше інженерне, ніж фізичне, і використовується не часто. Наприклад, під час проектування мосту вказують вагу, яку він повинен витримувати. У побуті поняття "вага" використовується, як правило, некоректно, оскільки мається на увазі маса тіла. Наприклад, коли говорять про вагові категорії, в спорті, то мають на увазі не силу, з якою спортсмен тисне на поміст, а його масу. У той же час, говорячи про вагу піднятої штанги, поняття "вага" вживають абсолютно правильно, так як мова йде про силу, з якою штанга діє на людину. Існуюча плутанина у вживанні поняття "вага" не тягне ніяких негативних наслідків, оскільки в кожній області люди інтуїтивно розуміють, що мається на увазі.

У побуті, техніці, спорті вагу часто вказують не в ньютонів (Н), а в кілограмах сили (кгс). Перехід від однієї одиниці до іншої здійснюється за формулою

$$1 \text{ кгс} = 9,8 \text{ Н}.$$

8.3. Перевантаження і невагомість. Рух у безопорному просторі. Штучне тяжіння

Перевантаження

Вага тіла докладена до опори, а не до самого тіла, і може змінитися залежно від ру-

ху опори.

Наприклад, вага тіла в спокої на Землі дорівнює mg , а вага тіла в спокої в кабіні стартуючого корабля більше ніж на Землі і дорівнює $m \cdot (g + a)$, як впливає з формул 8.3 і 8.7.

Стан, при якому вага тіла більша, ніж на Землі, називають перевантаженням.

Якщо користуватися системою відліку, в якій тіло перебуває в стані спокою, то вага тіла дорівнює (і за величиною і за напрямом) чинній на нього силі тяжкості (формула 8.7). Тому можна сказати, що перевантаження відчуває тіло, що знаходиться в системі відліку, в якій сила тяжкості перевищує земну. Величину перевантаження прийнято характеризувати ставленням сили тяжкості, що діє в даній системі відліку, до сили тяжкості на Землі. Наприклад, якщо космічний корабель стартує з прискоренням $a = 4g$, то згідно з формулою (8.3) вага тіла в кораблі дорівнює $5mg$, а вага тіла на землі дорівнює mg . Відношення цих величин дорівнює п'яти. Тому в кораблі людина відчуває п'ятикратне перевантаження.

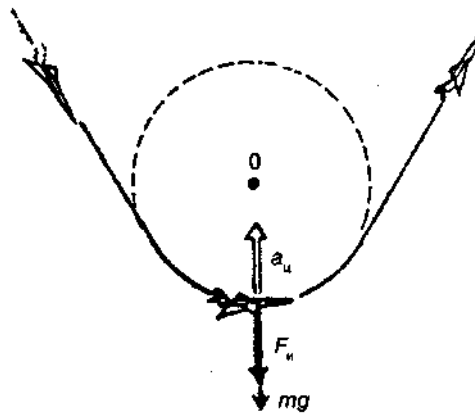


Рис. 8.4. Перевантаження, що виникають при виході літака з пікірування

Перевантаження відчуває і льотчик, що виводить літак з пікірування, рис. 8.4. Якщо радіус кривизни в нижній частині траєкторії - R і літак рухається зі швидкістю v , то виникає центроостремне прискорення $a = \frac{v^2}{R}$, спрямоване вгору. Отже, в нижній точці траєкторії льотчик тисне на сидіння з силою:

$$P = mg + \frac{mv^2}{R}.$$

Пропорції і розміри людського тіла, сила м'язів і міцність кісток пристосовані до існування в умовах земної сили тяжкості. Тому якщо людина опиняється в системі, де сила тяжкості значно перевищує земну, вона відчуває труднощі у виконанні звичайних рухів.

Для підготовки людини до роботи в умовах значного перевантаження необхідні спеціальні тренування. Для цього використовують центрифугу, яка являє собою кабіну, що обертається в горизонтальній площині на довгій штанзі, рис. 8.5.

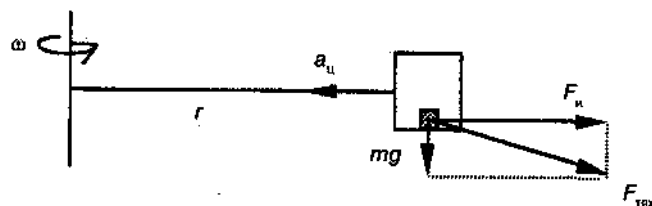


Рис. 8.5. Принцип створення перевантажень на центрифугі

Нехай радіус штанги r , і кабіна обертається з кутовою швидкістю порожньої. У

цьому випадку кабіна має центростремне прискорення $a = \omega^2 \cdot r$ і на тіло всередині неї діє сила інерції $F = m \cdot a$. Згідно з принципом Д'Аламбера, сила тяжкості в кабіні дорівнює векторній сумі сили інерції і сили тяжкості на Землі:

$$F = F_{\text{и}} + mg_{\text{тяж}}.$$

Її величина знаходиться по теоремі Піфагора:

$$F_{\text{тяж}} = \sqrt{F_{\text{и}}^2 + (mg)^2} = \sqrt{(mg)^2 + (m\omega^2 r)^2} = m\sqrt{g^2 + \omega^4 r^2}.$$

Величина перевантаження визначається ставленням сили тяжкості в кабіні до земної сили тяжкості:

$$\frac{F_{\text{тяж}}}{mg} = \sqrt{1 + \frac{\omega^4 r^2}{g^2}}.$$

Таким способом при великій кутовій швидкості обертання можна створити практично будь-яке перевантаження.

У табл. 8.1 показано значення перевантажень, що виникають у деяких умовах.

Таблиця 8.1

Значення деяких перевантажень

Умови перевантаження	Перевантаження
Перевантаження нерухомо вартісної людини	1
Пасажи́р під час зльоту літака	до 1,5
Парашутист під час розкриття парашута при швидкості падіння 30 м/с	1,8
"----- 40м/с	3,3
"----- 50 м/с	5,2
Льотчик у момент катапультивання з літака	ДО 16
Перевантаження при спуску космічного корабля "Схід"	до 8 - 10
Перевантаження при спуску космічного корабля "Союз"	до 3 - 4

У табл. 8.2 представлені значення короточасних перевантажень, що переносяться людиною.

Таблиця 8.2

Короточасні перевантаження, відносно безболісно переносяться тренованою людиною

Направлення місцевої сили тяжкості	Перевантаження
у напрямку "спина - груди" і "груди - спина"	до 30
у напрямку "голова - ноги"	до 20
у напрямку "ноги - голова"	до 8

Для того, щоб людина могла переносити значні перевантаження, застосовуються спеціальні пристрої: катапульти та амортизаційні крісла, прив'язні системи, захисні шоломи тощо.

Невагомість

Невагомість виникає всередині будь-якого апарату, який рухається під дією однієї єдиної сили - сили тяжіння. У цьому випадку сила інерції дорівнює за величиною і протилежна за напрямом силі тяжіння і сила тяжкості всередині апарату дорівнює нулю (формула 8.2). Тому предмети, що покояться відносно станції, не впливають на опору і їх вага дорівнює нулю.

Невагомістю називається такий стан тіла, при якому його вага дорівнює нулю.

Невагомість виникає, наприклад, всередині космічного корабля, який рухається в безповітряному просторі з вимкненими двигунами.

Практика показала, що робота людини в умовах невагомісті вимагає спеціальних навичок, а тривале перебування в невагомісті негативно позначається на фізичному стані людини і тварин. Все це необхідно враховувати при підготовці пілотованих космічних польотів.

Для роботи в умовах невагомісті і зниженої сили тяжкості (наприклад, на Місяці) космонавт повинен розуміти суть цих явищ і, звичайно, вміти правильно рухатися. Знання про рухову активність людини в невагомісті і при зниженій силі тяжкості накопичуються в ході спеціальних медико-біологічних експериментів, широко використовують біомеханічні методи. Такі експерименти, наприклад, показали, що при зниженому тяжінні темп і енерготрати оторних рухів людини знижуються; локомоції і стан людини характеризуються збільшеним згинанням у великих суглобах; стає доступним спосіб пересування стрибками.

Короткочасний стан невагомісті в земних умовах можна створити в літаку, що рухається параболічною траєкторією. Це використовується при підготовці космонавтів. Крім того, для імітації зниженого тяжіння розроблені спеціальні стенди. За допомогою біомеханіки розробляються також засоби, що полегшують рух людини в незвичайних умовах.

Рух у просторі безпеки

При виконанні стандартних вправ або дій у людини виробляються певні стереотипи рухів, що забезпечують несвідоме досягнення необхідного результату. Так, при штовханні ядра, спортсмен інстинктивно впирається ногою, щоб не впасти при "віддачі"; бігун виконує рухи руками, що перешкоджають обертанню корпусу, тощо. При цьому людина обов'язково взаємодіє з опорою, до якої її притискає сила тяжкості. У невагомісті сила тяжкості відсутня і зникає звична взаємодія з опорою. Тому стандартне виконання вправ або дій призводить до появи суттєвих побічних ефектів. Так, закони збереження імпульсу і моменту імпульсу в умовах невагомісті призводять до того, що людина, яка кинула предмет, починає рухатися в протилежному напрямку і обертатися. При виконанні в невагомісті вправи "кут" рух ніг гімнаста викличе відповідно до закону збереження моменту імпульсу зустрічне обертання корпусу. Під час завинчівання гайки в умовах невагомісті виникне обертання людини в протилежному напрямку. Різкі рухи суттєво змінюють положення тіла.

Штучне тяжіння

Тривале перебування в умовах невагомісті призводить до недозавантаження м'язів і опорно-рухового апарату людини. У зв'язку з чим космонавти повинні виконувати спеціальні фізичні вправи, носити особливі костюми, що ускладнюють рухи і т. п. Однак, як показує накопичений досвід, всього цього недостатньо. Кардинальне вирішення проблеми може бути досягнуто тільки створенням штучної сили тяжкості. Розгляньмо один із способів.

На рис. 8.6. показано переріз космічної станції у формі бублика, яка обертається

навколо центральної осі.

У системі відліку, пов'язаній зі станцією, діють: сила тяжіння, сила інерції, обумовлена обертанням станції навколо Землі і сила інерції, обумовлена обертанням станції навколо осі. Перші дві сили компенсують один одного (цим і обумовлена невагомість). Остання сила буде сприйматися як сила тяжкості $F = -ma$.

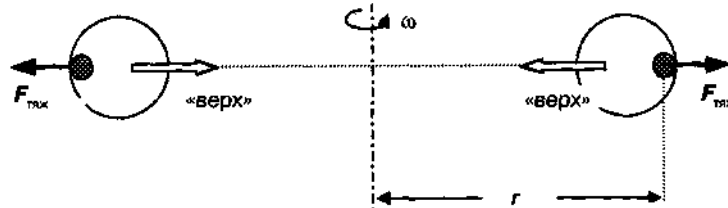


Рис. 8.6. Виникнення штучної сили тяжкості в обертовій космічній станції

Прискорення в обертовій системі це - центростремне прискорення

$$a_u = \omega^2 \cdot r,$$

Де - кутова швидкість обертання станції навколо осі, а r - видалення від осі.

Спрямована штучна сила тяжкості по радіусу від осі обертання

$$F_{тяж} = m \cdot \omega^2 \cdot r. \quad (8.8)$$

В даному випадку величина центростремного прискорення дає значення місцевого прискорення вільного падіння.

Виконаємо деякі розрахунки. Нехай житлові приміщення розташовані на відстані $r = 50$ м від осі обертання і потрібно створити штучну силу тяжкості, рівну половині земної:

$$a_u = \frac{g}{2}.$$

З формули (8.8) знайдемо

$$\omega = \sqrt{\frac{g}{2r}} = 0,313 \frac{1}{c}.$$

Така кутова швидкість відповідає частоті обертання 3 об/хв.

8.4. Медичні аспекти

Величини перевантажень можуть коливатися в межах допустимої переносимості, але вони у всіх випадках не повинні порушувати кровопостачання мозку.

Як показали численні дослідження, прискорення в напрямку "голова - ноги" викликають відтік крові від голови і призводять до помітних порушень діяльності мозку. Прискорення в напрямку "груди - спина" переносяться людиною набагато легше і кровопостачання мозку якщо і порушується, то в помітно менших межах.

При перевантаженнях порушується координація довільних рухів. При цьому межі порушень залежать від стану і тренуваності особи, яка опинилася в цих умовах, і пропорційні логарифму прискорення сили тяжкості. Здатність людини відновлювати координацію рухів при систематичному виконанні навички в умовах перевантажень може служити відправним положенням для розробки загальних засад спеціальної фізичної підготовки космонавтів, але це не є предметом розгляду в даному підручнику.

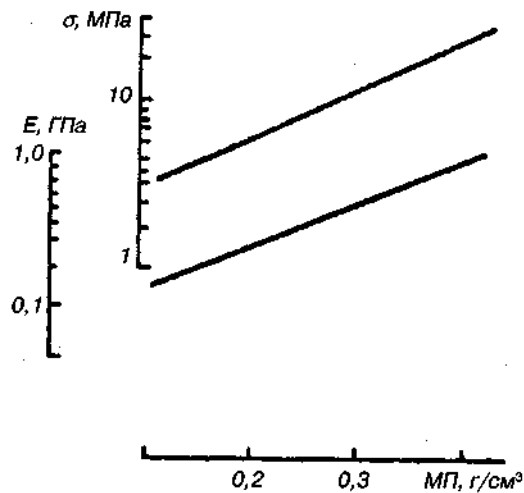


Рис. 8.7. Залежність механічних властивостей кісткових губчастих структур від мінеральної щільності МП: - Руйнівна напруга, Модуль упругості

Як було показано вище, фізичні навантаження на організм людини, природні на Землі, в космосі відсутні. Тому під час космічних польотів виникає остеодистрофія, пов'язана зі станом невагомості. Знижується резистентність (опірність) кістково-опорного апарату людини дії ударних навантажень. Основним наслідком зміни біомеханічних властивостей кісткової тканини, в першу чергу спонгіозної, є зниження її мінеральної щільності або насиченості. На рис. 8.7 наведена залежність механічних властивостей кісткових структур від їх мінеральної щільності.

Зі зменшенням мінеральної щільності лінійно знижуються межа міцності і модуль упругості. В умовах невагомості проявляється в основному негативний баланс кальцію і зниження мінеральної щільності кісткової тканини деяких елементів скелета. Втрати мінеральних компонентів з усіх кісток скелета становлять в середньому 0,4%. Однак по висоті скелета мінеральна щільність змінювалася не однаково. Починаючи з рівня поперекових хребців і нижче, мінеральна щільність кісткової тканини знижувалася. Час відновлення мінеральної щільності поперекових хребців після польоту може в 2 - 3 рази перевищувати тривалість польоту. Цей факт дозволяє спланувати режим післяполітної реабілітації космонавтів.

Встановлено, що умови невагомості з точки зору мінералізації можна моделювати. Виявилось, що втрати кальцію в умовах космічного польоту відповідають втратам, які спостерігаються при тривалому постільному режимі. Це дозволяє розглядати постільний режим як адекватну модель невагомості стосовно кісткової системи.

Несприятливий вплив реальної і модельованої постільним режимом невагомості на механічні характеристики кісток підтверджено експериментами з щурами на біосупутниках і дослідями з біоптатами кісткової тканини, взятими у добровольців після тривалої гіпокінезії (обмеженого руху).

Як засоби профілактики кісткової атрофії можна застосовувати штучне навантаження, яке забезпечить рівень напруги в скелеті, що відповідає земним гравітаційним навантаженням або досить тривалий вплив (наприклад, одногодинне спокійне стояння при постільному режимі в інший час запобігає негативному кальцевому балансу).

8.5. Застосування законів динаміки для аналізу рухів спортсменів

Розберемо деякі приклади, що показують, яким чином закони динаміки застосовуються - для аналізу складних рухів і обчислення сил, навантажуючих суглоби, сухожилля і м'язи.

На рис. 8.8. показано стартуючий бігун. На нього діють сила тяжкості mg і реакція

опори R , що повідомляють центру мас бігуна прискорення a .

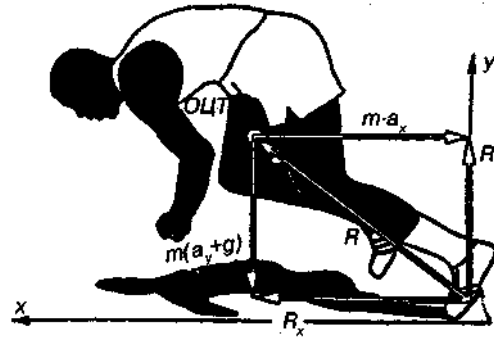


Рис. 8.8. Сили, що діють на тіло спринтера при відштовхуванні під час старту

Використовуйте неінерційну систему відліку, пов'язану з центром мас. У цій системі центр мас покоїться. Згідно з принципом Д, Аламбера до реальних сил слід додати фіктивну силу інерції $F = -m \cdot a$ і записати умову спокою: $R + mg + F_{in} = 0$.

У проєкціях на координатні осі ця рівність запишеться у вигляді системи двох рівнянь:

$$-ma_x + R_x = 0; \quad -m(a_y + g) + R_y = 0, \quad (8.9)$$

де R_x , R_y - складові реакції опори; a_x і a_y - вертикальна і горизонтальна складові прискорення центру мас у момент старту.

Ці рівняння можна використовувати для вирішення двох завдань:

- знаючи сили, що діють на тіло, описати рух центру мас;
- знаючи прискорення тіла (використовуючи різні способи реєстрації, наприклад, кінозйомку), визначити сили, що викликали його.

Обчислюємо силу тяги м'язів f , що навантажують ахіллове сухожилля при старті бігуна. На рис. 8.9 показані стопа і діючі на неї сили.

Це реакція опори R , сила тяжкості mg , сила тяги м'язів F_M і сила, навантажуюча гомілковостопний суглоб, F . Крім того, на стопу діють сили пасивного опору, пов'язані з деформацією сполучних тканин і з силою тертя в суглобі.

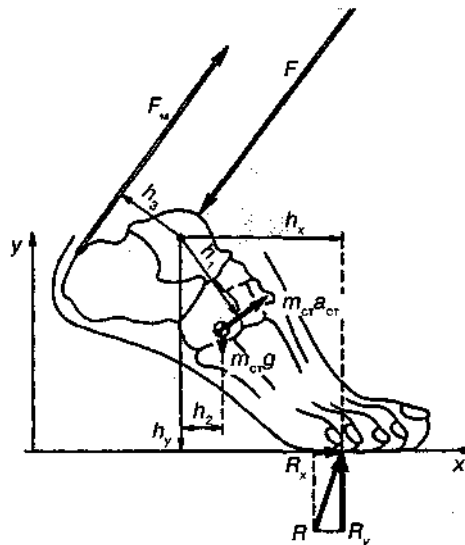


Рис. 8.9. Сили, що діють на стопу спортсмена при відштовхуванні

Позначимо прискорення гомілковостопного суглоба a_{cm} і скористаємося пов'язаною з ним неінерційною системою відліку. У цій системі суглоб нерухомий, а стопа обертається навколо нього з деяким кутовим прискоренням. Згідно з принципом Д'Аламбера до реальних сил слід додати фіктивну силу інерції $F_{in} = -ma$ і записати умову обертання:

$$R_x \cdot h_y + R_y \cdot h_x + m_{ct} \cdot a_{ct} \cdot h_1 - h_2 + M_c - M_m = I_{ct} \cdot \epsilon_{ct}, \quad (8.10)$$

де m_{ct} , I_{ct} - маса і момент інерції стопи (відносно гомілковостопного суглоба); M_c - момент сил пасивного опору; M_m - момент сили тяги м'язів (F_m), що навантажують ахіллове сухожилля; h_x , h_y , h_1 , h_2 - плечі сил.

Проаналізуємо ліву частину цього рівняння. Сила тяжкості ($m_{cm}g$) і сила інерції ($m_{cm}a_{cm}$), що діють на стопу, малі в порівнянні з силами реакції опору (R_x і R_y), а їх плечі (h_x і h_y) менше чотирьох сил реакції опору (h_1 і h_2). Тому моментами цих сил ($-m_{cm}gh_2$ і $m_{cm}a_{cm}h_1$) можна знехтувати. Момент сил пасивного опору в суглобі також незначний порівняно з моментами сил реакції опору.

Праву частину рівняння можна прийняти рівною нулю, оскільки згідно з розрахунками та вимірюваннями, твір моменту інерції стопи; на її кутове прискорення (I_{ct} і ϵ_{ct}) мало порівняно з основними доданками лівої частини. Тому рівняння (8.10) спрощується:

$$R_x \cdot h_x + R_y \cdot h_y - M_m = 0.$$

Звідси отримуємо співвідношення для моменту сили тяги м'язів:

$$M_m = R_x \cdot h_x + R_y \cdot h_y. \quad (8.11)$$

Момент сили тяги м'язів дорівнює твору сили на плече:

$$M_m = F_m \cdot h_3,$$

а складові реакції опору визначаються системою (8.9):

$$R_x = ma_x; \quad R_y = m(a_y + g).$$

Підставивши ці вирази в (8.11), отримаємо:

$$F_m \cdot h_3 = m \cdot [a_x h_x + (a_y + g) h_y].$$

Звідси знаходимо формулу для розрахунку наближеного значення сили тяги м'язів, що навантажують ахіллове сухожилля:

$$F_m \approx \frac{m \cdot [a_x h_x + (a_y + g) h_y]}{h_3}. \quad (8.12)$$

Обчислюємо орієнтовне значення цієї сили. Для дорослої людини можна прийняти $m = 70$ кг, $h_y = 12$ см, $h_x = 10$ см, $h_3 = 6$ см. Вимірені значення складових прискорення центру мас рівні $a_y \approx 1,5g$, $a_x \approx g$. Підставивши ці значення в (8.12) отримуємо:

$$F_m \approx \frac{m \cdot [1,5g \cdot 10 + 2g \cdot 12]}{6} = 6,5 \cdot mg = 4460 \text{ Н.}$$

Отримане значення близьке до максимально допустимого навантаження для ахіллового сухожилля, яке становить приблизно 5000 Н.

Провівши аналогічні розрахунки, можна отримати значення для сили F , якою навантажений гомілковостопний суглоб. У даному випадку виходить значення близьке $3mg$.

Лекція 9

ЗАКОНИ ЗБЕРЕЖЕННЯ

9.1. Консервативні сили, потенційна енергія. Закон збереження енергії в механіці

У механіці є сили, робота яких при переміщенні тіла по замкнутому контуру дорівнює нулю. Такі сили називаються потенційними, або консервативними.

Консервативною називається сила, робота якої при переміщенні тіла по замкнутому контуру дорівнює нулю.

Неважко показати, що консервативні сили мають ще дві властивості:

1) робота консервативної сили при переході тіла з одного положення в інше не залежить від траєкторії руху, а визначається тільки початковим і кінцевим положеннями тіла;

2) при зміні напрямку переходу робота консервативної сили змінює свій знак, не змінюючи величини $A = -A_{1-2-1}$

Спираючись на закон всесвітнього тяжіння і закон Гука, можна довести, що сила тяжіння і пружна сила є потенційними.

Потенційність цих сил пов'язана з тим, що на одній ділянці замкнутої траєкторії сили здійснюють позитивну роботу, а на іншій - негативну так, що в сумі виходить нуль. Покажемо це на прикладі сили тяжіння, що діє біля поверхні Землі. Нехай тіло проходить по замкнутій прямокутній траєкторії 1 - 2 - 3 - 4 - 1 (рис. 9.1).

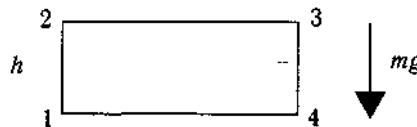


Рис. 9.1. Робота сили тяжкості на замкненій траєкторії

На ділянці 1 - 2 сила тяжіння заважає руху, і її робота негативна: $A_{1-2} = -mgh$. На ділянках 2 - 3 і 4 - 1 сила тяжіння перпендикулярна напрямку руху, і її робота дорівнює нулю: $A_{2-3} = A_{4-1} = 0$. На ділянці 3 - 4 сила тяжіння допомагає руху, і її робота позитивна: $A_{3-4} = mgh$. Повна робота на всьому шляху виходить рівною нулю:

$$A_{1-2} + A_{2-3} + A_{3-4} + A_{4-1} = -mgh + mgh + 0 = 0.$$

Не всі сили є потенційними. Наприклад, сила тертя ковзання завжди спрямована проти руху тіла і її робота на всьому шляху - негативна. Сила тертя не консервативна.

Роботу консервативної сили зручно розраховувати через зменшення спеціальної величини - потенційної енергії. Отримаємо відповідну формулу.

Нехай тіло переходить з положення 1 в положення 2 (рис. 9.2). Виберемо певну точку простору (O) як точку відліку і розглянемо траєкторію руху, що проходить через цю точку: 1 - O - 2.

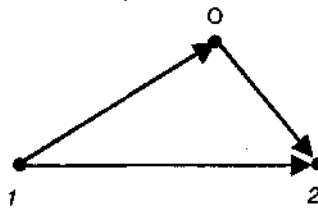


Рис. 9.2. Робота на траєкторії, що проходить через точку відліку (O)

За властивістю 1 робота на цій траєкторії така ж, як для прямого переходу 1-2:

$$A_{1-O} + A_{O-2} = A_{1-2}$$

За властивістю 2: $A_{O-2} = -A_{2-O}$. Тому виконується рівність:

$$A_{1-2} = A_{1-O} - A_{2-O} \quad (9.1)$$

Потенційною енергією тіла (E_n) називається скалярна величина, рівна роботі, що здійснюється консервативною силою, при переході тіла з даного положення на обраний рівень відліку (O).

Відповідно до цього визначення $A_{1-O} = E_{n1}$ та $A_{2-O} = E_{n2}$. Тому формулу (9.1) можна записати у такому вигляді:

$$A_{1-2} = E_{n1} - E_{n2} \quad (9.2)$$

Таким чином, доведено, що робота консервативної сили дорівнює збитку потенційної енергії.

Гравітаційна потенційна енергія

Знайдемо потенційну енергію тіла, піднятого над землею. За рівень відліку візьмемо будь-який зручний горизонтальний рівень (O). Нехай тіло масою m знаходиться над цим рівнем на висоті h (рис. 9.3).

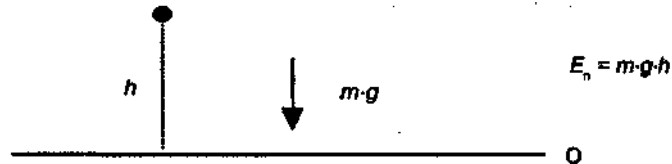


Рис. 9.3. Потенційна енергія тіла, піднятого над рівнем відліку

Згідно з визначенням, потенційна енергія тіла дорівнює роботі, здійсненій силою тяжіння при переході тіла з висоти h на рівень відліку ($h = 0$):

$$E_n = m \cdot g \cdot h. \quad (9.3)$$

Формула (9.3) визначає потенційну енергію, пов'язану з гравітаційною взаємодією.

Потенційна енергія пружних тіл

Існує ще один вид потенційної енергії, пов'язаний з пружною взаємодією молекул при невеликих деформаціях майже всіх тел. Для наочності розглянемо стислу пружину (рис. 9.4, а), яку ми повертаємо у вихідний (недеформований) стан (рис. 9.4, б), дотримуючись рукою. При цьому на руку діє сила пружності, що здійснює роботу. Виберемо як рівень відліку положення, в якому пружина не деформована (б). Тоді, згідно з визначенням, здійснена силою пружності робота дорівнює потенційній енергії деформованої пружини. Вирахуємо її величину.

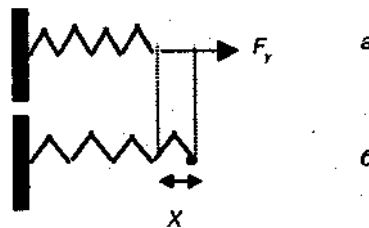


Рис. 9.4. Потенційна енергія пружини: а) стиснута пружина, б) пружина у вихідному стані

Відповідно до закону Гука сила упругості, що діє на руку, пропорційна величині деформації (x) і спрямована у бік зменшення деформації $F_y = -kx$. Нехай пружина, розпрямляючись, перемістила руку на невеликий відрізок dx . Тоді вона зробила роботу,

$$dA = F \cdot dx = -k \cdot x \cdot dx. \quad (9.4)_y$$

Повна робота обчислюється за допомогою певного інтеграла:

$$A = \int_x^0 (-kx) dx = \frac{k \cdot x^2}{2}.$$

Потенційна енергія деформованої пружини визначається такою ж формулою:

$$E_n = \frac{k \cdot x^2}{2}. \quad (9.5)$$

де k - жорсткість пружини; x - її деформація.

З наведених прикладів видно, що енергію можна накопичити у формі потенційної енергії (підняти тіло, стиснути пружину) для подальшого використання. Крім того, слід зауважити, що, якщо для кінетичної енергії тіла (частинки) існує єдиний універсальний вираз, то для потенційної енергії такого виразу немає; аналітичний вид формул для обчислення потенційної енергії залежить від розглянутих сил. Потенційна енергія завжди пов'язана з тією чи іншою силою, що діє з боку одного тіла на інше. Наприклад, Земля силою тяжкості діє на падаючий предмет, стиснута пружина - на кульку, натягнута тетива - на стрілу. Потенційна енергія це не те, що притаманне самому тілу: вона завжди пов'язана зі взаємодією тіл.

Потенційна енергія - це енергія, якою володіє тіло завдяки своєму становищу по відношенню до інших тіл, або завдяки взаємному розташуванню частин одного тіла.

Розглянемо випадок, коли в процесі руху тіла роботу здійснюють тільки консервативні сили. Тоді можна записати:

$$E_{к2} - E_{к1} = A = E_{п1} - E_{п2}$$

або

$$E_{к2} + E_{п2} = E_{к1} + E_{п1}$$

Таким чином, в даному випадку сума кінетичної та потенційної енергій тіла залишилася незмінною. Ця сума називається повною механічною енергією тіла.

Повною механічною енергією тіла називається сума його потенційної та кінетичної енергій:

$$E = E_{к} + E_{п} \quad (9.6)$$

Ми отримали закон збереження механічної енергії.

Якщо в системі діють тільки консервативні сили, то повна механічна енергія тих, хто входить в систему тіл, не змінюється: $E = const$.

Іншими словами, для будь-яких двох моментів часу повні механічні енергії однакові:

$$E_2 = E_1 \quad (9.7)$$

Закон збереження енергії в механіці має обмежений характер. Він не стверджує, що механічна енергія завжди

зберігається, а лише вказує умову, за якої таке збереження має місце: роботу повинні здійснювати тільки консервативні сили. У цьому випадку при русі тіла відбувається перехід кінетичної енергії в потенційну або навпаки.

Якщо при русі на тіло діють не консервативні сили, які здійснюють роботу, то повна механічна енергія не зберігається. У цьому випадку її зміна дорівнює цій роботі:

$$E_2 - E_1 = A_{не\ конс.} \quad (9.8)$$

Приклади

1) Падіння каменю

Тіло падає на землю з висоти h_0 без початкової швидкості, а силою опору повітря можна знехтувати (рис. 9.5). На тіло діє тільки сила тяжкості, яка є консервативною. Отже, повна механічна енергія зберігається.



Рис. 9.5. При падінні тіла його потенційна енергія переходить в кінетичну

Запишемо закон збереження енергії для двох положень: початкового (1) і кінцевого (2) - тіло підлетіло до землі:

$$E_2 = E_1.$$

У вихідному положенні швидкість руху дорівнює нулю і тіло володіє тільки потенційною енергією: $E_1 = mgh_0$. При падінні каменю потенційна енергія зменшується, але збільшується його кінетична енергія. У кінцевій точці траєкторії висота дорівнює нулю, швидкість руху максимальна (V_k) і тіло має тільки кінетичну енергію.

$$E_2 = \frac{mv_k^2}{2}.$$

Підставивши ці значення в закон збереження, отримаємо:

$$\frac{mv_k^2}{2} = mgh_0.$$

У проміжних точках траєкторії тіло володіє і кінетичною, і потенційною енергіями, сума яких залишається постійною:

$$\frac{mv^2}{2} + mgh = mgh_0 = \text{const.}$$

2) Рух велосипедиста по горбистій місцевості

Нехай велосипедист починає скочуватися з вершини пагорба і, пройшовши ложбину, піднімається по інерції на сусідній пагорб (рис. 9.6). Припустимо, що опором повітря і тертям качання можна знехтувати. Тоді на велосипедиста діють дві сили: консервативна сила тяжкості (mg) і сила нормального тиску з боку дороги (N). Остання сила перпендикулярна напрямку руху і роботи не здійснює. Тому повна механічна енергія велосипедиста зберігається: $E_k + E_n = \text{const.}$

При спуску з пагорба потенційна енергія переходить в кінетичну, яка досягає максимуму біля підніжжя пагорба. Далі велосипедист починає вкочуватися на інший пагорб. При цьому кінетична енергія переходить у потенційну.

Якщо висота другого пагорба менше висоти першого, то при підйомі на його вершину велосипедист витратить не всю кінетичну енергію. Тому він минає вершину і скотиться з протилежного схилу другого пагорба.



Рис. 9.6. Велосипедист, що з'їжджає з пагорба

Якщо висота другого пагорба більше висоти першого, то велосипедист витратить всю кінетичну енергію, не досягнувши вершини, і зупиниться. Це відбудеться на висоті, рівній початковій. Для того, щоб перевалити через вершину, велосипедист повинен збільшити механічну енергію за рахунок роботи ніг.

У реальному випадку велосипедист відчуває дію сили тертя, яка здійснює негативну роботу. Тому, якщо велосипедист не працює ногами, повна механічна енергія зберігатися не буде:

$$E_2 - E_1 = A_{\text{тертя}}$$

Для того, щоб підтримувати механічну енергію незмінною, велосипедист повинен компенсувати негативну роботу сили тертя позитивною роботою своїх м'язів

$$A_{\text{м'язів}} = A_{\text{тертя}} \quad (9.9)$$

Звідси випливає, що чим менше сила тертя, тим менша робота потрібна від м'язів, тим менше стомлення і вище результати. Тому фірми, що займаються виробництвом спортивної техніки та спортивного одягу, ведуть постійні дослідження, спрямовані на зменшення сили тертя.

У деяких випадках механічна енергія зберігається при передачі енергії від одного тіла до іншого. Наприклад, потенційна енергія, запасена в натягнутій тетиві цибулі, перетворюється на кінетичну енергію стріли.

9.2. Енергетика стрибків Стрибок у висоту з місця

Якщо людина або тварина присяде, а потім використовує м'язи ніг для вертикального стрибка, то центр мас підніметься на певну висоту. При цьому виконується співвідношення (9.8) між роботою неконсервативних сил і зміною механічної енергії.

Нехай (1) - положення стрибуну, який присів перед стрибком (рис. 9.7). У цьому положенні у нього є тільки потенційна енергія $P = mgH$ де H , - висота, на якій знаходиться центр мас присілої людини. В результаті поштовху людина набуває кінетичну енергію і починає підніматися вгору. При цьому відбувається перехід кінетичної енергії в потенційну і на висоті максимального підйому центру мас (2) у стрибуну залишається тільки

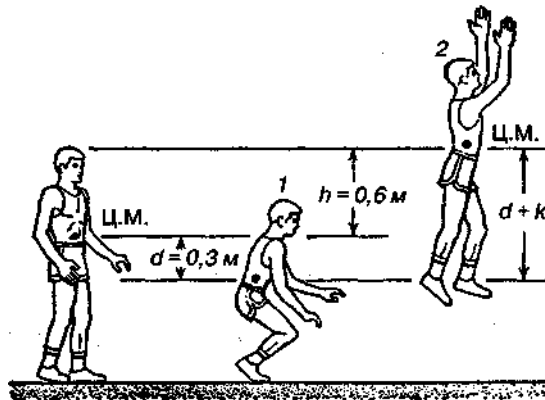


Рис. 9.7. Стрибок у висоту з місця

потенційна енергія $E_2 = mgH_2$, де H_2 - висота, на яку піднімається центр мас в результаті стрибка. Співвідношення між зміною механічної енергії і роботою м'язів (9.8) приймає наступний вид: $E_2 - E_1 = A_{\text{м'язів}}$. Розкривши значення енергій, отримаємо:

$$mgH_2 - mgH_1 = A_{\text{м'язів}} \quad (9.10)$$

Виконаємо необхідні розрахунки.

Нехай спочатку центр мас знаходився на висоті H_0 , а при присіданні він опускається на відстань d . Тоді d - це відстань, на якій м'язи ніг роблять роботу, а $H_1 = H_0 - d$. Робота м'язів під час стрибка визначається за формулою

$$A_{\text{м'язів}} = Fd,$$

де F - сила м'язів.

Співвідношення (9.10) приймає вигляд:

$$mg(h + d) = F \cdot d,$$

де m - маса тіла, а $h = H_2 - H_0$ - висота, на яку центр мас піднявся в результаті стрибка.

Звідси знаходимо загальне вертикальне переміщення центру мас при стрибку з місця

$$h + d = \frac{F \cdot d}{mg}. \quad (9.11)$$

Відомо, що сила м'язів пропорційна другому ступеня характерних розмірів тіла (L), а маса - третього ступеня: $F \sim L^2$; $m \sim L^3$. Водночас глибина присідання пропорційна першому ступеня розмірів тіла: $d \sim L$. Тоді з формули (9.11) випливає, що для тварин одного виду загальна відстань, на яку підніметься центр мас, не залежить від їх розмірів:

$$h + d = \frac{F \cdot d}{mg} \sim L^2 \cdot \frac{L}{L^3} = \text{const.}$$

І дійсно, маленький шурачий кенгуру (розміром з зайця) може стрибати на ту ж висоту, що і гігантський кенгуру (приблизно 2,5 м).

Зазначимо також, що більшість стрибаючих тварин (людина - виняток) можуть стрибати значно вище тієї відстані, на яку вони опускаються, присідаючи. Інакше кажучи, для них h багато більше d .

Кращий стрибок у висоту, який може виконати чоловік, підніме його центр мас приблизно на 0,6 м ($h = 0,6$ м). При стрибку м'яза ніг працюють на відстані приблизно 0,3 м ($d = 0,3$ м). Значить, м'язова сила, необхідна для стрибка, рівна

$$F = \frac{mg(h + d)}{d} = \frac{mg \cdot (0,6 + 0,3)}{0,3} = 3mg.$$

Таким чином, сила м'язів ніг, що виробляє стрибок, втричі перевищує чинну на спортсмена силу тяжкості.

Стрибок у висоту з розбігу

При стрибку у висоту з розбігу стрибун повинен підняти своє тіло, щоб подолати горизонтальну поперечину. Світовий рекорд для стрибків цього типу дорівнює 2,4 м. Якщо вважати, що центр мас людини (при вертикальному положенні) розташований на висоті приблизно 1 м, то для досягнення висоти поперечини, стрибун повинен підняти свій центр мас на відстань приблизно 1,4 м. Так як центр мас тіла знаходиться всередині нього, то для подолання планки центру мас необхідно піднятися ще на 0,1 м (рис. 9.8). Загальна висота, на яку стрибун повинен підняти свій центр мас, дорівнює

$$H = 2,4 \text{ м} + 0,10 \text{ м} - 1,0 \text{ м} = 1,50 \text{ м}.$$

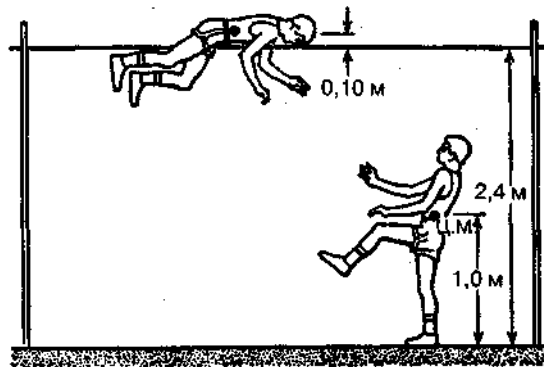


Рис. 9.8. Стрибок у висоту з розбігу

(Зазначимо, що при технічному виконанні стрибка стрибун розподіляє своє тіло таким чином, що центр мас не піднімається над поперечиною).

Ми з'ясували, що при стрибку з місця стрибун може підняти свій центр мас приблизно на 0,6 м. Решта 0,9 м, необхідні для подолання поперечини, повинні бути отримані за рахунок розбігу. Таким чином, кінетична енергія горизонтального бігу повинна перейти в енергію стрибка. Стрибун у висоту не підбігає до поперечини на швидкості спринтера, оскільки в цьому випадку він не встигне виконати фазу вертикального відштовхування.

Прийемо швидкість розбігу $v = 6$ м/с. Тоді кінетична енергія стрибуна вагою 70 кг дорівнює

$$E_k = \frac{mv^2}{2} = \frac{70 \cdot 6^2}{2} = 1260 \text{ Дж.}$$

Енергія, що потрібна для решти 0,9 м стрибка, дорівнює

$$E = mgh = 70 \cdot 9,8 \cdot 0,9 = 617 \text{ Дж.}$$

Таким чином, стрибуна насправді потрібно перевести в енергію стрибка менше половини енергії розбігу. Якби це перетворення можна було виконати з більшою ефективністю, стрибун зміг би подолати значно більшу висоту.

Стрибки з жердиною

Використовуючи тільки ноги, стрибун не може перетворити досить велику частину енергії розбігу в енергію вертикального поштовху. За допомогою цього пункту він може виконати це перетворення з більшою ефективністю. У цьому виді спорту стрибун розбігається з максимально можливою швидкістю, тримаючи в руках довгий гнучкий осередок. Він втикає кінець жердини біля основи поперечини, і його поступальний рух у цьому випадку майже подвоює висоту стрибка (рис. 9.9). При цьому кінетична енергія бігу перетворюється на упругу потенційну енергію жердини. Коли він розгинається, за рахунок цієї енергії він здійснює роботу, піднімаючи стрибуна над планкою. Оцінимо максимальну висоту, яку може взяти стрибун з жердиною. Співвідношення (9.8) для цього випадку приймає наступний вигляд:

$$E_2 - E_1 = A_{\text{поштовху}}. \quad (9.12)$$

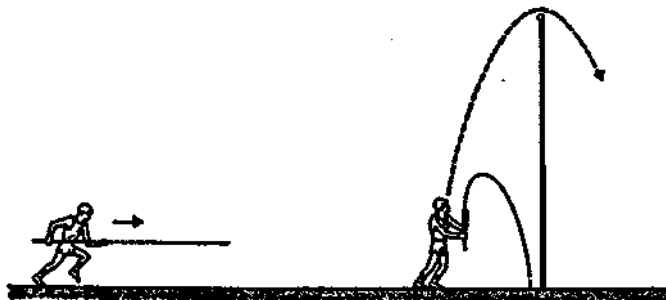


Рис. 9.9. Стрибок з жердиною

Початкова енергія складається з кінетичної енергії розбігу та потенційної енергії центру мас тікаючої людини:

$$E_1 = \frac{mv^2}{2} + mgH_0,$$

де $H_0 = 1$ м.

Енергія людини в момент переходу через планку на висоті H фактично є потенційною енергією: $E_2 = mgH$.

Робота, здійснена при відштовхуванні - це робота аналогічна роботі м'язів при стрибку вгору з місця. При розгляді таких стрибків була отримана формула для розрахунку цієї роботи:

$$A_{\text{толчка}} = mg(h+d), \text{ где } h+d \approx 0,9 \text{ м.}$$

Підставимо всі ці оцінки у співвідношення (9.12):

$$mgH - \frac{mv^2}{2} - mgH_0 = mg(h+d).$$

Звідси отримаємо формулу для розрахунку граничної висоти стрибка:

$$H = (h+d+H_0) + \frac{v^2}{2g}.$$

Якщо покласти максимальну швидкість рівної 9,5 м/с (ми не вибираємо максимальну швидкість рівної 10,5 м/с, тому що стрибун ще несе жердину), то отримаємо:

$$H = (0,9+1) + \frac{9,5^2}{19,6} = 1,9 + 4,6 = 6,5 \text{ м.}$$

Ця оцінка дещо перевершує реально досягнуту висоту, оскільки не вся кінетична енергія стрибуну може перетворитися на упругу потенційну енергію жердини - стрибун повинен володіти ще й деякою горизонтальною швидкістю для перетину планки. Сучасний світовий рекорд для стрибків з жердиною дорівнює 6,18 м. Очевидно, що гнучкий погляд дозволяє зі значно більшою ефективністю використовувати кінетичну енергію розбігу. (Ми ще не врахували зусилля стрибуну, докладене до жердини руками в завершальній фазі, а воно також збільшує висоту стрибка).

9.3. Закон збереження імпульсу. Реактивний рух

Закон збереження імпульсу

У підрозділі (5.8) було введено поняття імпульсу довільного тіла та отримано рівняння (5.19), що описує зміну імпульсу під дією зовнішніх сил. Оскільки зміна імпульсу обумовлена тільки зовнішніми силами, то рівняння (5.19) зручно застосовувати для опису взаємодій декількох тел. При цьому взаємодіючі тіла розглядають як одне складне тіло (систему тіл). Можна показати, що імпульс складного тіла (системи тіл) дорівнює векторній сумі імпульсів його частин:

$$p = p_1 + p_2 + \dots \quad (9.13)$$

Для системи тіл рівняння вигляду (5.13) записується без жодних змін:

$$dp = F \cdot dt. \quad (9.14)$$

Зміна імпульсу системи тіл дорівнює імпульсу діючих на неї зовнішніх сил.

Розгляньмо деякі приклади, які ілюструють дію цього закону.

На рис. 9.10, а спортсменка стоїть, спираючись правою ногою на скейтборд, а лівою відштовхується від землі. Досягнута при поштовху швидкість залежить від сили поштовху і від часу, протягом якого ця сила діє.

На рис. 9.10, б зображений метальник списа. Швидкість, яку набуде списа цієї маси, залежить від сили, докладеної рукою спортсмена і від часу, протягом якого вона докладає.

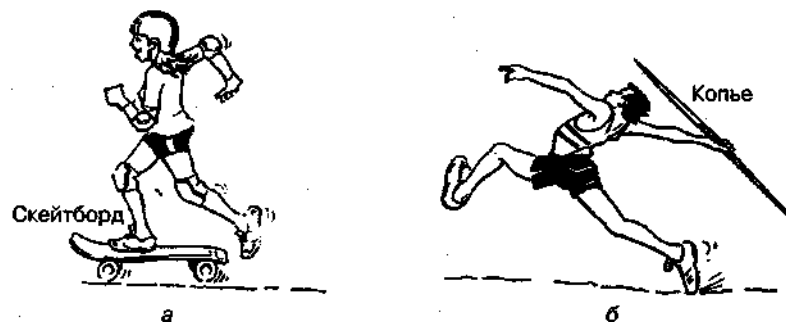


Рис. 9.10. а) Спортсменка на скейтборді; б) метальник списа



Рис. 9.11.

Штовхання ядра

Тому перед кидком списа спортсмен заносить руку далеко назад. Більш детально подібний процес розібраний ні прикладі спортсмена, що штовхає ядро, рис. 9.11.

З рівності (9.14) впливає одне важливе для практичного застосування слідство, зване законом збереження імпульсу. Розглянемо систему тіл, на яку не діють зовнішні сили. Таку систему називають замкнутою.

Система тіл, які взаємодіють тільки між собою і не взаємодіють з іншими тілами, називається замкнутою.

Для такої системи зовнішніх сил немає ($F = 0$ і $dp = 0$). Тому має місце закон збереження імпульсу.

Векторна сума імпульсів тіл, що входять до замкнутої системи, залишається незмінною (зберігається).

Іншими словами, для будь-яких двох моментів часу імпульси замкнутої системи однакові:

$$p_1 = p_2 \quad (9.15)$$

Закон збереження імпульсу - це фундаментальний закон природи, що не знає жодних винятків. Він абсолютно точно дотримується і в макромірі і в мікромірі.

Звичайно, замкнута система - це абстракція, так як практично у всіх випадках зовнішні сили є. Однак для деяких типів взаємодій з дуже малою тривалістю наявністю зовнішніх сил можна знехтувати, оскільки при малому інтервалі дії імпульс сили можна вважати рівним нулю:

$$F \cdot dt \approx 0 \rightarrow dp \approx 0.$$

До процесів малої тривалості відносяться

- ударіння рухомих тіл
- розпад тіла на частини (вибух, постріл, кидок).

Приклади

У бойовиках часто присутні сцени, в яких після попадання кулі людину відкидає по ходу пострілу. На екрані це виглядає досить ефектно. Перевіримо, чи можливо це? Нехай маса людина $M = 70$ кг і вона в момент попадання кулі знаходиться в стані спокою. Маса кулі приймемо рівною $m = 9$ г, а її швидкість $v = 750$ м/с. Якщо вважати, що після потрапляння кулі людина приходить у рух (насправді цьому може перешкодити сила тертя між підшвами і підлогою), то для системи людина - куля можна записати закон збереження імпульсу: $p_1 = p_2$. Перед потраплянням кулі людина не рухається і відповідно до (9.9) імпульсу системи $p_1 = m v + 0$. Будемо вважати, що куля застрягає в тілі. Тоді кінцевий імпульс системи $p_2 = (M + m) u$, де u - швидкість, яку отримала людина при попаданні кулі. Підставивши ці вирази в закон збереження імпульсу, отримуємо:

$$(M + m) \cdot u = m \cdot v;$$

$$u = \frac{m \cdot v}{(M + m)} = \frac{0,009 \cdot 750}{70,009} = 0,1 \text{ м/с.}$$

Отриманий результат показує, що ні про яке відлітання людини на кілька метрів не може бути й мови (до речі, тіло, кинуте вгору зі швидкістю 0,1 м/с, підніметься на висоту всього 0,5 мм!).

2) Зіткнення хокеїстів.

Два хокеїсти масою M_1 і M_2 рухаються назустріч один одному зі швидкостями, відповідно, v_1 , v_2 (рис. 9.12). Визначити загальну швидкість їх руху, вважаючи зіткнення абсолютно неспокійним (при абсолютно несправному ударі тіла "зчепляються" і рухаються далі як одне ціле).

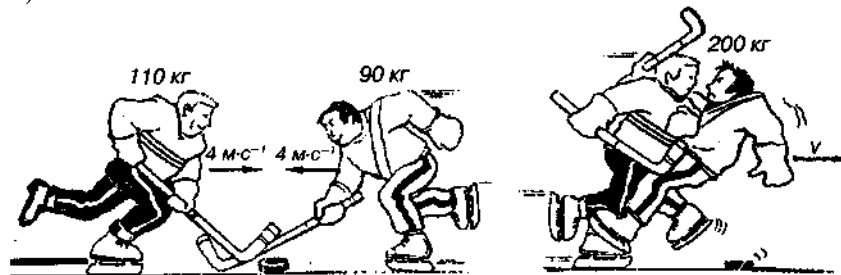


Рис. 9.12. Абсолютно неупруге столкновение хоккеистов.

Застосуємо закон збереження імпульсу до системи, що складається з двох хокеїстів. Імпульс системи перед зіткненням $p_1 = M_1 v_1 - M_2 v_2$. У цій формулі стоїть знак "-" тому, що швидкості v_1 і v_2 спрямовані назустріч один одному. Напрямок швидкості читається додатним, а напрямком швидкості v_2 - від'ємним. Після неупругого зіткнення тіла рухаються із загальною швидкістю v і імпульс системи $p_2 = (M_1 + M_2) v$. Запишемо закон збереження імпульсу і знайдемо швидкість v :

$$(M_1 + M_2) \cdot v = M_1 v_1 - M_2 v_2;$$

$$v = \frac{(M_1 v_1 - M_2 v_2)}{(M_1 + M_2)} = 0,4 \text{ м/с.}$$

Напрямок швидкості v визначається її знаком.

Звернемо увагу на одну важливу обставину: закон збереження імпульсу можна застосовувати тільки до вільних тіл. Якщо рух одного з тіл обмежено зовнішніми зв'язками, то загальний імпульс зберігатися не буде.

Реактивний рух

На використанні закону збереження імпульсу засновано реактивний рух. Так називають рух тіла, що виникає при відділенні від тіла з якоюсь швидкістю деякої його части-

ни. Розглянемо реактивний рух ракети. Нехай ракета і її маса разом з паливом M покоїться. Початковий імпульс ракети з паливом дорівнює нулю. При згорянні порції палива маси m утворюються гази, які викидаються через сопло зі швидкістю v . За законом збереження імпульсу загальний імпульс ракети і палива зберігається: $p_2 = p_1 \rightarrow m u + (M - m) v = 0$, де v - швидкість, отримана ракетою. З цього рівняння знаходимо: $v = m u / (M - m)$. Ми бачимо, що ракета набуває швидкості, спрямованої в бік протилежного напрямку викиду газу. У міру згорання палива швидкість ракети безперервно зростає.

Прикладом реактивного руху є і віддача при пострілі з гвинтівки. Нехай гвинтівка, маса якої $m_1 = 4,5$ кг, стріляє кулею масою $m_2 = 11$ г, що вилітає зі швидкістю $v_2 = 800$ м/с. Із закону збереження імпульсу можна вирахувати швидкість віддачі:

$$m_1 v_1 = -m_2 v_2; v_1 = -\frac{m_2 v_2}{m_1} = -2,0 \text{ м/с.}$$

Така значна швидкість віддачі виникне, якщо гвинтівка не притиснута до плеча. У цьому випадку стрілець отримає сильний удар прикладом. При правильній техніці пострілу стрілець притискає гвинтівку до плеча і віддачу сприймає все тіло стрілка. При масі стрілка 70 кг швидкість віддачі в цьому випадку дорівнюватиме 11,8 см/с, що цілком допустимо.

9.4. Застосування закону збереження імпульсу до ударів

Ударіння часто зустрічаються в спорті: удари тенісною ракеткою, бейсбольною битою, ключкою по м'ячу і шайбі, ударіння більярдних куль, ударіння футболістів і хокеїстів тощо.

Ударом називається зіткнення між двома тілами, якщо воно відбувається за дуже короткий час і сили взаємодії при цьому настільки великі, що можна знехтувати всіма іншими силами.

(Сила удару боксера середньої вагової категорії - 2 кН, сила удару футболіста по м'ячу - 7,8 кН). Зазвичай час ударіння багато менше порівняно з часом спостереження.

У фізиці прийнята наступна класифікація ударів.

Абсолютно пружний удар

Це такий удар, при якому не відбувається незворотних перетворень кінетичної енергії на внутрішню енергію тіл.

При абсолютно упругому ударі вільних тіл зберігається кінетична енергія системи та її імпульс. Форми всіх тіл після завершення удару відновлюються.

Упруге зіткнення в макроскопічному світі - це недосяжний ідеальний випадок, оскільки частина кінетичної енергії тіл завжди переходить в інші види енергії (теплову, звукову тощо).

Абсолютно неупругий удар

Це удар, при якому після зіткнення тіла "злипаються".

При абсолютно несприятливому здобутті вільних тіл імпульс системи зберігається, а її кінетична енергія зменшується (втрачена кінетична енергія переходить у внутрішню енергію - тіла нагріваються). Деформації тіл у процесі такого удару постійно наростають і форми тіл після завершення удару не відновлюються.

Реальні удари

Абсолютно упругий і абсолютно неспругий удари - це ідеальні граничні випадки. При ударінні реальних тіл мають місце елементи, властиві як пружним, так і неспругим ударам.

Характерні властивості абсолютно упругого і абсолютно неупругого ударів наочно проявляються в системі відліку, пов'язаної з центром мас стикаються тіл. У цій системі

відліку удари виглядають дуже просто.

Абсолютно пружний удар	Абсолютно неупругий удар	Удар реальних тіл
Тіла рухаються назустріч один одному зі швидкостями v_1 і v_2 після удару розходяться з такими ж швидкостями: $v_1^1 = v_1, v_2^1 = v_2$	Тіла рухаються назустріч один одному зі швидкостями v_1 і v_2 після удару зупиняються: $v_1^1 = 0, v_2^1 = 0$	Тіла рухаються назустріч один одному зі швидкостями v_1 і v_2 після удару розходяться зі швидкостями: $v_1^1 = kv_1, v_2^1 = kv_2$ ($0 < k < 1$).
Таким чином, в системі центру мас величини швидкостей не змінюються	Таким чином, в системі центру мас величини швидкостей після удару стають рівними нулю	Таким чином, в системі центру мас величини швидкостей змінюються однаково

Коефіцієнт k однаковий для обох тіл і показує в системі центру мас, чому дорівнює відношення величини швидкості тіла після удару (v^1) до величини швидкості до удару:

$$k = \frac{v^1}{v} \quad (9.16)$$

Його називають коефіцієнтом відновлення швидкості. Він характеризує ступінь пружності. Якщо $k = 1$, то удар абсолютно пружний (удар сталеві кулі об сталеву плиту); якщо $k = 0$, то удар абсолютно неупругий (удар грудки вологої глини об плиту).

При грі в теніс коефіцієнт відновлення може приймати значення до 0,7.

Гра в теніс

При грі в теніс різка зміна характеру руху м'яча при ударі ракетки обумовлена силою, що діє на нього з боку ракетки. Час дії сили удару дуже мало, але її величина досить значна. І м'яч, і ракетка при зіткненні деформуються досить сильно (рис. 9.13).

Подача м'яча при грі в теніс - приклад неупругого ударіння. Всі параметри удару представлені на рис. 9.14.

Ракетка масою M зі швидкістю v_0 вдарає по нерухомому м'ячу масою m . Після того, як м'яч відокремився від поверхні ракетки, він рухається зі швидкістю v , а швидкість ракетки після цього стає v . Розглядаючи ракетку і м'яч як ізольовану систему, можна записати закон збереження імпульсу:

$$Mv_0 = Mv + mv.$$

Високошвидкісна зйомка дозволяє визначити швидкість ракетки в момент удару і після удару, а також швидкість м'яча після удару. Знайдені таким шляхом швидкості можна використовувати для обчислення втрат кінетичної енергії при виконанні подачі. Для професійного гравця різниця між кінетичною енергією ракетки перед ударом і сумарною кінетичною енергією ракетки і м'яча після удару становить приблизно 30 - 35 Дж. Ця енергія перетворюється в інші форми енергії, а саме в теплову і звукову (завжди чути удар ракетки по м'ячу).

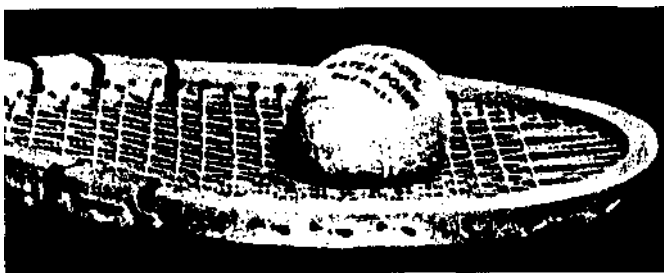


Рис. 9.13. Удар тенісною ракеткою по м'ячу: деформуються обидва тіла



Рис. 9.14. Взаємодія ракетки і м'яча при грі в теніс

Удар ногою по м'ячу

При вивченні балістичного руху спортсменів, які виконують удари, було виявлено, що, якщо на початку виконання такого руху всі зусилля, докладені до центрів тяжкості ланок кінематичного ланцюга (нога), спрямовані по ходу руху, то перед самим дотиком з удосконаленим предметом ці зусилля змінюють свій напрямок на зворотний (рис. 9.15).

Фізіологічно цьому гальмуванню відповідає активність антагоністів (абсолютно пасивних у початковій фазі руху), добре простежувана при відведенні біоелектричних потенціалів відповідних м'язів (рис. 9.16).

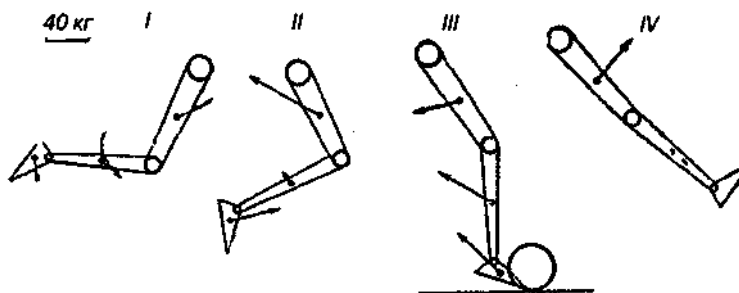


Рис. 9.15. Напрямок зусиль, докладених до центрів тяжкості ланок ноги спортсмена, який виконує удар по м'ячу: I і II- початок руху; III- момент зіткнення стопи з м'ячем; IV - момент після удару

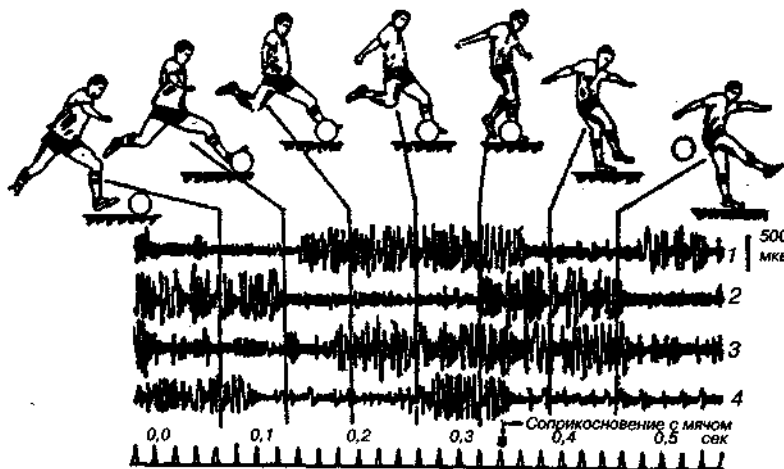


Рис. 9.16. Біоелектрична активність м'язів ноги спортсмена, виконуючого удар по м'ячу: 1 - прямий м'яз стегна; 2 - двоголовий м'яз стегна; 3 - передня більшоберцова; 4 - литкова

Описане явище має під собою абсолютно певні фізичні причини. При нанесенні будь-якого удару досить важливо перетворити м'який кінематичний ланцюг ноги в єдиний жорсткий важіль (зробити його стрижнем). У цьому випадку в ударі візьме участь не тільки маса кінцевої ланки ланцюга, але і маси всіх інших ланок (що помітно підвищує масу предмета, що вдаряє). Перетворившись на жорстку систему, кінематичний ланцюг кінцівки не буде на найбільш вирішальні миті амортизувати і, отже, передасть необхідному предмету максимально можливу кількість кінетичної енергії.

9.5. Зіставлення предмета з масивною перешкодою

Багато ударів в ігрових видах спорту можна розглядати як зіткнення м'яча з рухомою "перешкодою". До таких ударів, наприклад, відносяться прийом м'яча в тенісі, футболі, волейболі і т. п. Внаслідок того, що кінцівка, що завдає удару, перетворюється на жорсткий кінематичний ланцюг, удар м'яча сприймає не окрему ланку, а практично все тіло. Маса тіла у багато разів більше маси м'яча і його (тіла) швидкість в результаті ударіння практично не змінюється. Для опису таких ударів існують прості і зручні формули. Ми розглянемо два випадки.

1. Перед ударом м'яч і перешкода рухаються назустріч один одному. Швидкість м'яча - v_0 , швидкість перешкоди - u (рис. 9.17, а).

Позначимо коефіцієнт відновлення швидкості м'яча k . Тоді швидкість м'яча після удару (рис. 9.17, б) визначається формулою

$$v = k \cdot v_0 + (k + 1) \cdot u. \quad (9.17)$$

У зустрічних ударах швидкість після удару може виявитися більшою, ніж до удару. Зокрема, при абсолютно упругому ударі ($k = 1$) вона зростає на $2u$.

2. Перед ударом м'яч рухається на перешкоду, що "тікає" від нього. Швидкість м'яча - v_0 , швидкість перешкоди - u (рис. 9.18, а).

Позначимо коефіцієнт відновлення швидкості м'яча k . Тоді швидкість м'яча після удару (рис. 9.18, б) визначається формулою

$$v = k \cdot v_0 - (k + 1) \cdot u. \quad (9.18)$$



Рис. 9.17. Зустрічне ударіння м'яча з рухомою перешкодою: а) до удару, б) після

Рис. 9.18. Ударіння м'яча з "втікаючою" перешкодою: а) до удару, б) після

При ударіннях "навздогін" швидкість після удару завжди менша ніж до удару. Це використовують для "приборкання" м'яча при прийомі. Наприклад, футболіст, який приймає м'яч на груди і скидає його собі під ноги, в момент прийому м'яча різко подає корпус назад.

9.6. Закон збереження моменту імпульсу

У підрозділі 7.2 було введено поняття моменту імпульсу довільного тіла і отримано рівняння (7.6), що описує зміну моменту імпульсу під дією моментів сил. Якщо зовнішні сили не створюють оберального моменту ($M = 0$), то рівняння (7.6) приймає вигляд, який виражає важливий закон збереження моменту імпульсу:

$$dL = 0 \rightarrow L = \text{const.} \quad (9.19)$$

Якщо сумарний момент зовнішніх сил, що діють на тіло, що обертається навколо осі, дорівнює нулю, то його момент імпульсу залишається постійним.

Цей закон застосовується при розгляді обертання системи тіл навколо загальної осі. Приклади, що ілюструють цей закон, представлені на рис. 9.19.

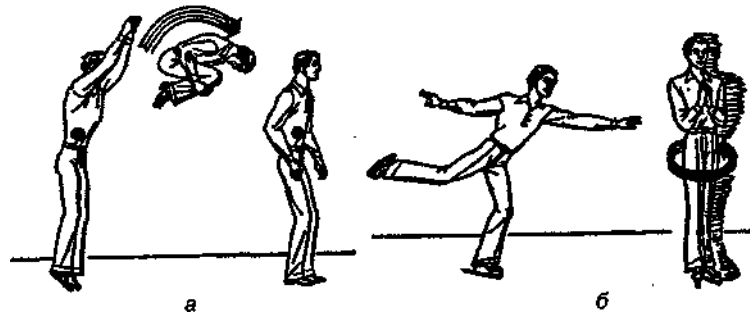


Рис. 9.19. Приклади прояву закону збереження моменту імпульсу: а) гімнаст, б) фігурист

Гімнаст, що виконує сальто (рис. 9.19, а), в початковій фазі згинає коліна і притискає їх до грудей, зменшуючи тим самим момент інерції і збільшуючи кутову швидкість обертання навколо горизонтальної осі. Наприкінці стрибка його тіло випрямляється, момент інерції зростає, кутова швидкість зменшується.

Фігурист, що здійснює обертання навколо вертикальної осі (рис. 9.19, б), на початку обертання наближає руки до корпусу, тим самим зменшуючи момент інерції і збільшуючи кутову швидкість. Так, якщо момент інерції фігуриста зменшується в два рази, то в стільки ж разів збільшується його кутова швидкість. Наприкінці обертання відбувається зворотний процес: при розведенні рук збільшується момент інерції і зменшується кутова швидкість, що дозволяє легко зупинитися.

Під час стрибка у воду з трампліну, поштовх, що випробовується спортсменом у момент відриву від гнучкої дошки, "закручує" його, тобто повідомляє стрибуну початковий запас моменту імпульсу щодо його ЦМ. Перш ніж стрибнути у воду, стрибун здійснює один або кілька обертів з великою кутовою швидкістю; потім він витягує руки, збільшуючи тим самим свій момент інерції і, отже, знижуючи свою кутову швидкість до зовсім невеликої величини перед входом у воду. Момент інерції при цьому може змінитися в 3,5 рази.

Лекція 10 МЕХАНІЧНІ КОЛИВАННЯ

10.1. Вільні коливання: гармонійні та згасаючі коливання

Всередині будь-якого живого організму і в навколишньому його середовищі безперервно відбуваються різноманітні процеси, наприклад, робота серця, рух маятника. Всі ці явища підкоряються загальним закономірностям, які розглянемо на прикладі механічних коливань.

Коливання - це рухи або зміни стану, що володіють тим чи іншим ступенем повторюваності.

Вільні коливання

Система з декількох взаємодіючих тіл, в якій можуть відбуватися коливання, називається коливальною системою. Для коливальної системи характерна наявність стану рівноваги - такого взаємного розташування тіл, яке при відсутності зовнішнього впливу може зберігатися наскільки завгодно довго. Для збудження коливань необхідно вивести систему з рівноважного стану. Це можна зробити двома способами:

- одноразовим зовнішнім впливом відхилити одне або кілька тіл системи від рівноважного положення;
- одноразовим зовнішнім впливом повідомити одному або кільком тілам системи початкову швидкість.

Вільними механічними коливаннями називають коливальні рухи системи, виведеної з положення рівноваги внаслідок початкового зміщення або повідомлення початкової швидкості.

Такі коливання здійснюються за відсутності зовнішнього впливу за рахунок спочатку накопиченої енергії. Вільні коливання можливі тільки в тому випадку, коли при відхиленні тіла від рівноважного положення виникає сила, спрямована в бік положення рівноваги. Таку силу називають такою, що повертає.

Приклад

Коливальними рухами є рухи при вільних гойданнях гімнаста у висі (віс - це положення тіла, при якому гімнаст розташовується плечима нижче опори, утримуючись руками або ногами) на поперечині. При русі його вниз момент сили тяжкості відносно осі поперечини прискорює рух. Під час руху вгору момент сили тяжкості уповільнює рух, оскільки діє йому назустріч.

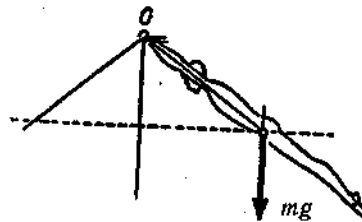


Рис. 10.1. Сили, що змінюють рух навколо осі: при русі вниз сила тяжкості прискорює тіло гімнаста, при русі вгору - уповільнює

Гармонійні коливання

Розглянемо рух пружинного маятника - матеріальної точки масою t , підвішеної на пружині з жорсткістю k . Якщо пружину відтягнути (стиснути) на відстань до від положення рівноваги, то виникне додаткова упруга сила, величина і напрямок якої визнача-

ються законом Гука:

$$F = -k \cdot x. (10.1)$$

Знак "-" показує, що сила упругості завжди спрямована в бік, протилежний напрямку зміщення, тобто до положення рівноваги.

Припустимо, що сили опору відсутні. Тоді, підставивши вираз (10.1) у формулу другого закону Ньютона, отримаємо диференціальне рівняння вільних коливань за відсутності тертя:

$$-k \cdot x = \frac{m \cdot d^2 x}{dt^2}. \quad (10.2)$$

Перетворюємо вираз (10.2) таким чином: $\frac{d^2 x}{dt^2} = -\left(\frac{k}{m}\right)x$. Стосунок $\frac{k}{m}$ позитивно, тому доцільно замінити його квадратом деякої величини:

$$\omega_0^2 = \frac{k}{m}. \quad (10.3)$$

Отримали диференціальне рівняння другого порядку:

$$\frac{d^2 x}{dt^2} = -\omega_0^2 x. \quad (10.4)$$

Його рішення призводить до гармонійного закону:

$$x = A \cdot \cos(\omega_0 \cdot t + \varphi_0) (10.5)$$

де A - амплітуда вагань,

ω_0 - власна кругова (циклічна) частота коливань,

$\varphi = (\omega_0 t + \varphi_0)$ - фаза коливань,

φ_0 - початкова фаза коливань (при $t = 0$).

Амплітуда і початкова фаза коливань визначаються початковими умовами руху, тобто положенням і швидкістю матеріальної точки в момент часу $t = 0$.

Гармонійними коливаннями називаються коливання, при яких спостережувана величина змінюється в часі за законом синуса або косинуса.

Таким чином, пружинний маятник здійснює гармонійні коливання.

Графік залежності зсуву від часу при гармонійних коливаннях для випадку $\varphi_0 = 0$ представлений на рис. 10.2.

Поряд з круговою частотою поліпшують й інші характеристики коливального руху:

- частота коливань ν , що дорівнює числу коливань, що здійснюються за одиницю часу:

$$\nu = \frac{\omega_0}{2\pi} = \left(\frac{1}{2\pi}\right) \cdot \sqrt{\frac{k}{m}}, (10.6)$$

- період коливань T , що дорівнює часу, протягом якого здійснюється одне повне коливання:

$$T = \frac{2\pi}{\omega_0} = 2\pi \cdot \sqrt{\frac{m}{k}}. \quad (10.7)$$

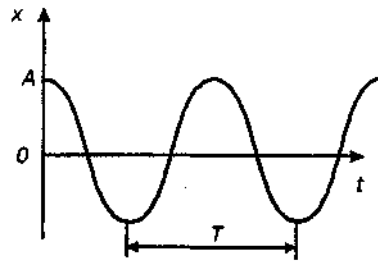


Рис. 10.2. Графік залежності зсуву часу при гармонійних коливаннях

Зв'язок між зазначеними характеристиками визначається формулами:

$$T = \frac{1}{\nu}, \quad \omega_0 = 2\pi \cdot \nu = \frac{2\pi}{T}.$$

Закон руху (10.5) дозволяє визначити швидкість і прискорення тіла, що коливається в будь-який момент часу:

$$v = \frac{dx}{dt} = -A \cdot \omega_0 \cdot \sin(\omega_0 \cdot t + \varphi_0) = -v_{\max} \cdot \sin(\omega_0 \cdot t + \varphi_0), \quad (10.8)$$

де $v_{\max} = A \omega_0$ - максимальна швидкість (амплітуда швидкості); 0

$$a = \frac{dv}{dt} = -A \cdot \omega_0^2 \cdot \cos(\omega_0 \cdot t + \varphi_0) = -a_{\max} \cdot \cos(\omega_0 \cdot t + \varphi_0), \quad (10.9)$$

де $a_{\max} = A \omega_0^2$ - максимальне прискорення (амплітуда прискорення).

Матеріальна точка, що коливається, в будь-який момент часу володіє кінетичною енергією власного руху – E_k і потенційною енергією E_n , пов'язаною з деформацією пружини.

Повна енергія тіла, що коливається, складається з його кінетичної та потенційної енергій:

$$E_k = \frac{m \cdot v^2}{2} = m \cdot A^2 \cdot \omega_0^2 \cdot \frac{\sin^2(\omega_0 \cdot t + \varphi_0)}{2}, \quad (10.10)$$

$$E_n = \frac{k \cdot x^2}{2} = k \cdot A^2 \cdot \frac{\cos^2(\omega_0 \cdot t + \varphi_0)}{2}, \quad (10.11)$$

$$E = E_k + E_n = \frac{k \cdot A^2}{2} = \frac{m \cdot A^2 \cdot \omega_0^2}{2}. \quad (10.12)$$

Як видно з (10.12), в цьому випадку повна механічна енергія системи не змінюється.

Затухаючі коливання

Облік сил тертя і опору в реальних системах істотно змінює характер руху: енергія руху постійно вбиває і коливання або стають загасаючими, або коливальний рух взагалі не виникає.

Якщо в розглядуваній системі з'являються сили опору середовища (сили тертя), то другий закон Ньютона можна записати так:

$$\frac{m \cdot d^2 x}{dt^2} = -k \cdot x + F_{\text{тр}}. \quad (10.13)$$

Припускають, що при не дуже великих амплітудах і частотах сила опору пропорційна швидкості руху і, природно, спрямована протилежно їй:

$$F_{\text{тр}} = -r \cdot v = -r \cdot \frac{dx}{dt}, \quad (10.14)$$

де r - коефіцієнт тертя, що характеризує властивості середовища чинити опір руху.

Враховуючи (10.13) і (10.14),

$$\frac{m \cdot d^2 x}{dt^2} = -k \cdot x - r \cdot \frac{dx}{dt}$$

або

$$\frac{d^2 x}{dt^2} + \frac{2\beta \cdot dx}{dt} + \omega_0^2 \cdot x = 0, \quad (10.15)$$

де

$$2\beta = \frac{r}{m}; \quad \omega_0^2 = \frac{k}{m};$$

β - коефіцієнт згасання; ω_0 - кругова частота власних коливань системи.

Розв'язання отриманого диференційного рівняння залежить від знака різниці $\omega^2 = \omega_0^2 - \beta^2$, тобто від співвідношення між величинами β і ω_0 . Параметр ω - кругова частота затухаючих коливань.

а) Якщо $\omega_0^2 - \beta^2 > 0$ і кругова частота ω є дійсною величиною, то рішення рівняння (10.15) має вигляд:

$$x = A_0 \cdot \exp(-\beta \cdot t) \cdot \cos(\omega \cdot t + \phi_0), \quad (10.16)$$

де $\omega = \sqrt{(\omega_0^2 - \beta^2)}$ - кругова частота загасаючих коливань. Графік таких коливань представлений на рис. 10.3.

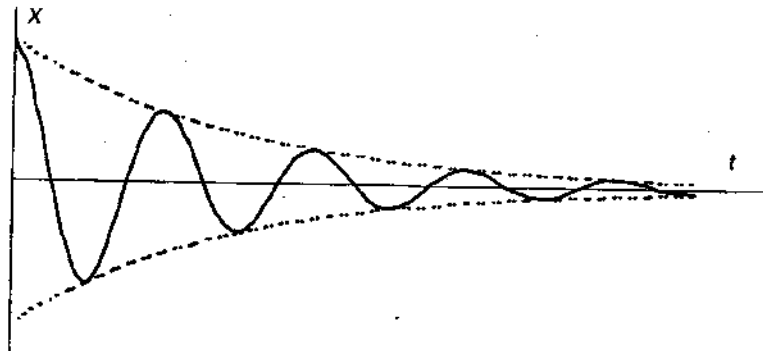


Рис. 10.3. Графік залежності зсуву від часу при затухаючих коливаннях ($x(0) = 0$)

У цьому випадку коливальний характер руху зберігається, але амплітуда коливань зменшується з часом за експоненційним законом $A = A_0 \cdot \exp(-\beta \cdot t)$. Кругова частота коливань стає меншою, ніж за відсутності сили тертя. Період затухаючих коливань у цьому випадку зростає і визначається формулою, що показує залежність від коефіцієнта тертя:

$$T = \frac{2\pi}{\omega} = \frac{2\pi}{\sqrt{(\omega_0^2 - \beta^2)}}. \quad (10.17)$$

Швидкість збування амплітуди коливань залежить від коефіцієнта загасання: чим більше β , тим сильніше гальмуюча дія середовища і тим швидше зменшується амплітуда.

Кількісно ступінь загасання характеризується безрозмірною величиною - логарифмічним декрементом загасання плечей:

$$\lambda = \ln \left[\frac{A(t)}{A(t+T)} \right] = \beta \cdot T.$$

б) $\omega_0^2 < \beta^2$ (сильне загасання), то коливальний рух не виникає. Період коливань стає уявною величиною. У цьому випадку запас механічної енергії тіла до моменту його повер-

нення в положення рівноваги повністю або майже повністю витрачається на подолання сил тертя і тіло зупиняється. Такий рух називається аперіодичним.

10.2. Вимушені коливання. Резонанс

У деяких випадках коливання можуть відбуватися під дією зовнішніх сил.

Вимушені коливання виникають у системі за участю зовнішньої сили, що змінюється за періодичним законом.

Розглянемо випадок, коли на тіло крім пружної сили F і сили тертя F діє ще й змушує гармонійна сила $f = F \cdot \cos(\omega \cdot t)$, де F - амплітуда сили; ω - кругова частота її коливань.

Запишемо диференціальне рівняння руху, що випливає з другого закону Ньютона:

$$m \cdot \frac{d^2 x}{dt^2} = -k \cdot x - r \cdot \frac{dx}{dt} + F_0 \cdot \cos(\omega_b \cdot t),$$

або

$$\frac{d^2 x}{dt^2} + 2\beta \cdot \frac{dx}{dt} + \omega_0^2 \cdot x = f_0 \cdot \cos(\omega_b \cdot t), \quad (10.18)$$

де $f_0 = \frac{F_0}{m}$.

Можна показати, що для великих значеннях t вирішення цього рівняння визначається формулою:

$$x = A \cdot \cos(\omega_b \cdot t + \varphi_b), \quad (10.19)$$

де φ_b - різниця фаз між силою F_b і зміщенням x .

Таким чином, вимушені коливання, що відбуваються під впливом гармонійно мінливої сили, є теж гармонійними. Їх частота дорівнює частоті змушуючої сили.

Амплітуда A , що встановилася вимушених коливань залежить від власної частоти коливань, маси матеріальної точки, амплітуди і частоти змушуючої сили і коефіцієнта загасання:

$$A = \frac{f_0}{\sqrt{(\omega_0^2 - \omega_b^2)^2 + 4\beta^2 \omega_b^2}}. \quad (10.20)$$

Вібрація

Одним з проявів вимушених коливань є вібрація. Вібрація використовується при масажі. При ручному масажі масовані тканини приводяться в коливальний рух за допомогою рук масажиста. При апаратному масажі використовуються вібраційні апарати, які підрозділяються на апарати для загальної вібрації, що викликають струс всього тіла (вібраційні "стілець", "ліжко", "платформа" та ін.) і апарати місцевого вібраційного впливу.

Резонанс

Якщо порожній і порожній для системи задані, амплітуда вимушених коливань має максимальне значення при деякій певній частоті вимушувальної сили, званої резонансною. Саме явище - досягнення максимальної амплітуди вимушених коливань при певному значенні частоти вимушувальної сили називається резонансом.

Резонансну кругову частоту можна знайти, якщо визначити умову мінімуму знаменника в (10.20):

$$\omega_{\text{рез}} = \sqrt{\omega_0^2 - 2\beta^2}. \quad (10.21)$$

При цій частоті має місце максимум амплітуди вимушених коливань, визначений

формулою:

$$A_{\text{рез}} = \frac{f_0}{2\beta\sqrt{\omega_0^2 - \beta^2}}. \quad (10.22)$$

10.3. Додавання гармонійних коливань, спрямованих по одній прямій

Нехай тіло одночасно бере участь у двох коливальних рухах, що відбуваються вздовж однієї лінії. Потрібно записати закон, за яким змінюється зміщення тіла в цьому випадку. Наведемо без висновку рішення цього завдання для випадку, коли частоти обох коливань однакові.

Повне зміщення тіла x дорівнює сумі двох зміщень:

$$x_1 = A_1 \cdot \cos(\omega t + \varphi_{10}), \quad x_2 = A_2 \cdot \cos(\omega t + \varphi_{20}). \quad (10.23)$$

Можна показати, що в цьому випадку виходить гармонійне коливання з такою ж частотою:

$$x = A \cdot \cos(\omega t + \varphi_0),$$

амплітуда і початкова фаза якого визначаються формулами:

$$A = \sqrt{A_1^2 + A_2^2 + 2A_1A_2 \cos(\varphi_{01} - \varphi_{02})}, \quad (10.24)$$

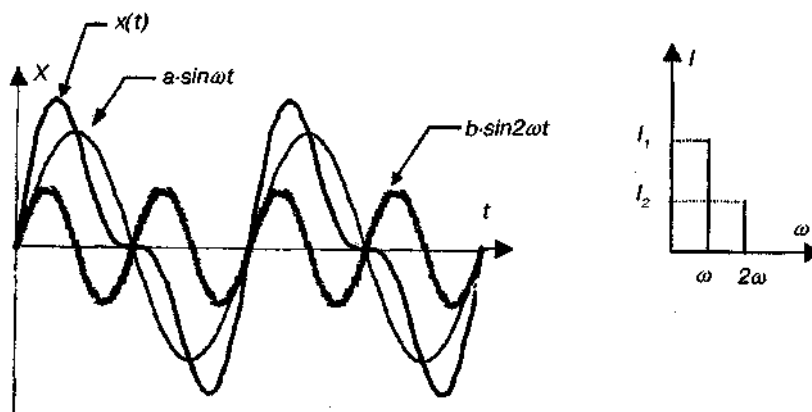
$$\operatorname{tg}\varphi_0 = \frac{A_1 \cdot \sin\varphi_{01} + A_2 \cdot \sin\varphi_{02}}{A_1 \cdot \cos\varphi_{01} + A_2 \cdot \cos\varphi_{02}}. \quad (10.25)$$

10.4. Складне коливання. Розкладання складного коливання на прості складові. Гармонійний спектр

Складний періодичний рух - складне коливання - можна уявити у вигляді суми гармонійних коливань. Існують математичні методи обробки складних коливань. Фур'є запропонував метод розкладання будь-якої періодичної функції в ряд гармонійних функцій, періоди яких кратні періоду складного коливання. Розкладання складного коливання на гармонійні коливання називається гармонічним аналізом.

Сукупність гармонійних коливань, на які розкладено складне коливання, називається гармонічним спектром складного коливання. Приклад складного коливання $x(t)$, яке розкладається на суму двох гармонійних коливань, представлений на рис. 10.4.

Аналіз коливань, створюваних тілом людини або її окремими частинами, широко використовується. При ходьбі, бігу центр мас людини здійснює рухи по кривій, яку часто можна уявити синусоїдою, амплітуда якої орієнтована вертикально. Коливальні рухи здійснюють ділянки серця і легких спортсмена на поперечині і на батуті.



$$x(t) = a \cdot \sin \omega t + b \cdot \sin 2\omega t$$

Спектр функции

Рис. 10.4. Складне коливання і його спектр

На аналізі складних коливань заснована статокінезиметрія - метод оцінки здатності спортсмена зберігати вертикальну позу. У цю групу методів входить і стабілографія - метод оцінки здатності спортсмена утримувати проекцію центру мас в межах координат кордону площі опори. Даний метод реалізується за допомогою стабілографа, основною частиною якого є стабілоплатформа, на якій знаходиться спортсмен під час випробувань. При підтримці вертикальної пози центр мас людини здійснює складні коливання. Стабілоплатформа містить тензодатчики, що реєструють найменшу зміну координат центру мас на площину опори. Автоматично записується стабілограма - траєкторія переміщення центру мас, залежна від складного коливального руху центру мас. Здійснюється спектральний аналіз цих складних коливань. За гармонійним спектром можна судити про особливості вертикального положення в нормі і при відхиленнях від неї. Даний метод ефективний при оцінці результатів відповідних тренувальних методик.

Теорія коливань використовується в різних методиках з оцінки роботи серця. Сейсмокардіографія заснована на реєстрації механічних коливань тіла людини, викликаних роботою серця. У цьому методі за допомогою датчиків, встановлених в області основи мечевидного відростка, реєструється серцевий поштовх, обумовлений механічною активністю серця в період ізвольомічного скорочення. При цьому відбуваються процеси, пов'язані з діяльністю волюморцепторів - тканинних механорецепторів судинного русла, що активуються при зниженні обсягу циркулюючої крові. Сейсмокардіосигнал формують коливання груднини.

Балістокардіографія. Метод дослідження механічних проявів серцевої діяльності, заснований на реєстрації пульсових мікропереміщень тіла, обумовлених викиданням поштовхом крові зі шлуночків серця у великі судини. При цьому виникає явище віддачі. Тіло людини поміщають на спеціальну рухому платформу, яка в результаті віддачі приходить у складний коливальний рух. Залежність зміщення платформи з тілом від часу називається балістокардіограмою, аналіз якої дозволяє судити про рух крові і стан серцевої діяльності.

Лекція 11 МЕХАНІЧНІ ВЛАСТИВОСТІ

11.1. Деформація. Способи деформування

Механічний вплив на тіло змінює взаємне розташування його частинок. Деформація - зміна взаємного розташування точок тіла, що призводить до зміни його форми і розмірів.

При дії на тіло зовнішньої деформуючої сили відстань між частинками змінюється. Це призводить до виникнення внутрішніх сил, які прагнуть повернути атоми (іони) в початкове положення. Мірою цих сил є механічна напруга. Безпосередньо напруга не вимірюється. У ряді випадків його можна вирахувати через зовнішні сили, що діють на тіло.

Залежно від умов зовнішнього впливу розрізняють кілька способів деформування, які розглядаються нижче.

Розтягнення (стиснення)

До стрижня (бруска) довжиною l і площею поперечного перерізу S прикладається сила F , спрямована перпендикулярно перерізу (рис. 11.1). В результаті цього в тілі виникає механічна напруга σ , яка в даному випадку характеризується ставленням сили до площі поперечного перерізу стрижня (мала зміна площі поперечного перерізу не враховується):

$$\sigma = \frac{F}{S}. \quad (11.1)$$

У СІ механічна напруга вимірюється в паскалях (Па).

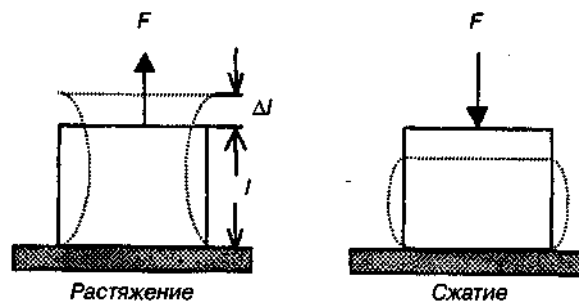


Рис. 11.1. Деформації розтягнення та стиснення

Під дією докладеної сили довжина стрижня змінюється на деяку величину Δl , яка називається абсолютною деформацією. Величина абсолютної деформації залежить від початкової довжини стрижня, тому ступінь деформації виражають через ставлення абсолютної деформації до початкової довжини. Це відношення називається відносною деформацією (ϵ):

$$\epsilon = \frac{\Delta l}{l}.$$

Відносна деформація - величина безрозмірна. Іноді

її висловлюють у відсотках: $\epsilon = \frac{\Delta l}{l} \cdot 100\%$.

При невеликій величині відносної деформації зв'язок між деформацією і механічною напругою виражається законом Гука:

$$\sigma = E \cdot \epsilon, \quad (11.2)$$

де E - додаток Юнга, Па (додаток поздовжньої пружності).

При упругій деформації напруга прямо пропорційна величині деформації.

Модуль Юнга чисельно дорівнює напруженню, що збільшує довжину зразка вдвічі (практично руйнування зразків настає при значно менших напругах). У табл. 11.1 представлені значення модулів упругості деяких матеріалів.

У більшості випадків при розтягненні або стисненні ступінь деформації в різних перерізах стрижня різна. Це можна побачити, якщо на поверхню тіла нанести квадратну сітку. Після деформування сітка спотвориться. За характером і величиною цього спотворення можна судити про розподіл напруги вздовж зразка (рис. 11.2).

Таблиця 11.1

Додаток упругості (модуль Юнга) деяких матеріалів

Матеріал	Додаток Юнга E, Па
Еластін	10^5-10^6
Колаген	10^7-10^8
Мембрана еритроциту	$4 \cdot 10^7$
Клітини гладких м'язів	10^4
М'яз у спокої	$9 \cdot 10^5$
Кістка	$2 \cdot 10^9$
Сухожилля	$1,6 \cdot 10^8$
Нерв	$18,5 \cdot 10^6$
Відень	$8,5 \cdot 10^5$
Артерія	$5 \cdot 10^4$
Деревина	$12 \cdot 10^9$
Гума	$5 \cdot 10^6$
Сталь	$2 \cdot 10^{11}$

Видно, що зміни форми комірок сітки максимальні в середній частині стрижня і майже відсутні на його краях.

Зсув

Деформація зрушення виникає, якщо на тіло діє дотична сила, додана паралельно закріпленій основі (рис. 11.3). У цьому випадку напрямок зміщення вільної основи паралельно докладеній силі і перпендикулярно бічній межі. У результаті деформації зсуву прямокутний паралелепіпед перетворюється на косокутний. При цьому бічні грані зміщуються на деякий кут, званий кутом зсуву.

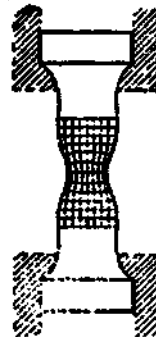


Рис. 11.2. Спотворення квадратної сітки при розтягненні стрижня

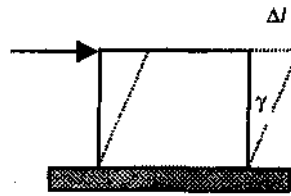


Рис. 11.3. Деформація зсуву

Абсолютна деформація зсуву вимірюється величиною зсуву вільної основи (Δl). Відносна деформація зрушення визначається через тангенс кута зсуву $\text{tg}(\gamma)$, званий відносним зрушенням. Так як кут у зазвичай малий, то можна вважати $\text{tg}(\gamma) \approx \gamma$.

Під час зсуву у зразку виникає напруга зрушення порожніх τ (дотична напруга), що дорівнює відношенню сили (F) до площі основи (S), паралельно якій діє сила:

$$\tau = \frac{F}{S}. \quad (11.3)$$

При невеликій величині відносної деформації зрушення зв'язок між деформацією і механічною напругою виражається емпіричним співвідношенням:

$$\tau = G \cdot \gamma, \quad (11.4)$$

де G - модуль зсуву, Па.

Вигин

Цей вид деформації характеризується викривленням осі або серединної поверхні деформованого об'єкта (балка, стрижень) під дією зовнішніх сил (рис. 11.4). При вигині один зовнішній шар стрижня стискається, а інший зовнішній шар розтягується. Середній шар (який називають нейтральним) змінює лише свою форму, зберігаючи довжину. Ступінь деформування брукту, що має дві точки опори, визначається за переміщенням X , яке отримує середина стрижня. Величина A , називається стрілою прогину.

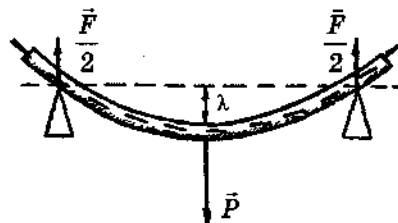


Рис. 11.4. Деформації вигину

Стосовно прямого бруса залежно від напрямку діючих сил вигин називають поздовжнім або поперечним. Поздовжній вигин виникає під дією сил, спрямованих уздовж бруса і докладених до його кінців назустріч один одному (рис. 11.5, а). Поперечний вигин виникає під дією сил, спрямованих перпендикулярно, бусу і доданих як до його кінців, так і в середній частині (рис. 11.5, б). Зустрічається також і змішаний поздовжньо-поперечний вигин (рис. 11.5, в).

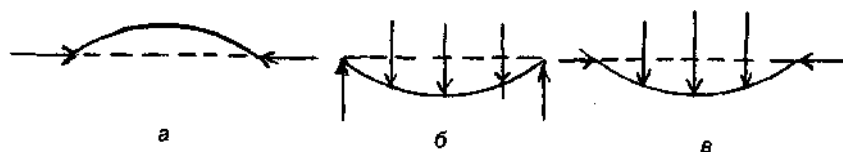


Рис. 11.5. Різні види вигину: а) поздовжній, б) поперечний, в) поздовжньо-поперечний

Кручення

Цей вид деформації характеризується взаємним поворотом поперечних перерізів стрижня під впливом моментів (пар сил), що діють в площині цих перерізів. Кручення виникає, наприклад, коли нижня основа стрижня закріплена, а верхню основу повертають навколо поздовжньої вісі, рис. 11.6.

При цьому відстань між різними шарами залишається практично незмінною, але точки шарів, що лежать на одній вертикалі, зрушені відносно один одного. Це зрушення в різних місцях буде різне. Наприклад, в центрі зрушення зовсім не буде, по краях він буде максимальний. Таким чином, деформація кручення зводиться до деформації зрушення, різного в різних частинах, тобто до неоднорідного зрушення.



Підстава фіксована

Рис. 11.6. Деформації кручення



Рис. 11.6, а. Усунення асиметрії обличчя за допомогою лейкопластиря

Абсолютна деформація при крученні характеризується кутом повороту (θ) однієї підстави щодо іншої. Відносна деформація (порожня) дорівнює відношенню кута до довжини стрижня:

$$\theta = \frac{\varphi}{l}$$

Порівнювання різних способів деформування однорідних тіл, можна побачити, що всі вони зводяться до комбінації розтягнення (стиснення) і зсуву.

Приклад

Для усунення асиметрії обличчя після травми проводиться лейкопластирне натягнення зі здорового боку на хворий, рис. 11.6, а.

Лейкопластирне натягнення спрямоване проти тяги м'язів здорової шкіри і здійснюється міцною фіксацією іншого вільного кінця пластиря до спеціального шолома - маски, виготовленого індивідуально.

11.2. Види деформації

Залежність механічного напруження від відносної деформації для твердих тіл при розтягненні представлена на рис. 11.7.

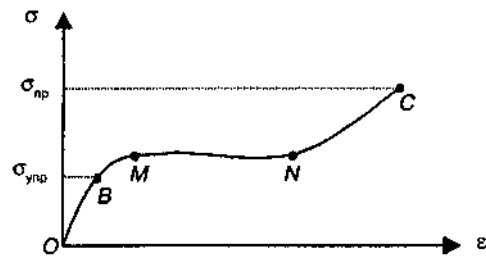


Рис. 11.7. Залежність напруги від деформації - діаграма розтягнення

Ділянка ОВ відповідає упругій деформації, яка зникає відразу після зняття навантаження.

Точка В - межа упругості, $\sigma_{\text{упр}}$ - напруга, нижче якої деформація зберігає пружний характер (тобто справедливий закон Гука).

Ділянка ВМ відповідає пластичній деформації, яка не зникає після зняття навантаження.

Ділянка MN відповідає деформації плинності, яка зростає без збільшення напруги. Напруга, починаючи з якої деформація стає плинною, називається межею плинності.

Крапка С - межа міцності, $\sigma_{\text{п}}$ - механічна напруга, при якій відбувається руйнування зразка. Межа міцності залежить від способу деформування та властивостей матеріалу.

В області упругих деформацій (лінійна область) зв'язок між механічною напругою і деформацією описується законом Гука (11.2).

11.3. Міцність

Міцність - здатність тіл витримувати без руйнування додане до них навантаження.

Міцність зазвичай характеризують величиною граничної напруги, що викликає руйнування тіла при даному способі деформування.

Межа міцності - це гранична напруга, при якій зразок руйнується.

При різних способах деформування значення межі міцності відрізняються.

Нижче (табл. 11.2) це показано на прикладі стегнової кістки деяких біологічних об'єктів.

Таблиця 11.2

Межі міцності стегнової кістки різних об'єктів

Межа міцності (МПа)	Людина	Кінь
Стиснення	170	145
Розтягнення	124	121

Різні тканини одного органу мають різні межі міцності. У табл. 11.3 наведено характеристики тканин різних органів.

Таблиця 11.3

Міцнісні характеристики різних тканин

Перегляд тканини	Межа міцності стиснення, МПа
Суцільна кістка	147
Мінеральний компонент	44
Білковий компонент	0,1
Емаль	34—45
Дентин	20
Ребро	1—4
Хребець	7

Компактна речовина стегнової кістки	1470—2940
Губчаста речовина стегнової кістки	68
Зв'язки великих суглобів	10—16
Шкіра (живіт)	17-36

11.4. Твердість

Одним з важливих показників багатьох матеріалів є їх твердість. Під твердістю розуміють різноманітні характеристики опірності матеріалу місцевої, зосередженої в невеликому обсязі деформації на його зовнішній поверхні або на поверхні його розрізу.

Твердість - опір матеріалу місцевої пластичної деформації, що виникає при впровадженні в нього більш твердого тіла - індентора.

Використовуються різні методи вимірювання твердості, засновані на визначенні розмірів лунок, одержуваних при втисканні в поверхню випробуваного зразка одного з таких тел-інденторів:

- алмазного конуса (твердість по Роквеллеру, Н)_R
- три- або чотиригранної призми (твердість по Віккерсу, Н)_V
- сталеві кульки (твердість по Брінелю Н)_B

У першому методі твердість визначається величиною, пов'язаною з осьовим переміщенням наконечника конуса при заданому навантаженні. В останніх двох методах заходом твердості служить величина, визначена ставленням навантаження до площі поверхні відбитка.

У табл. 11.4 наведено значення твердості для тканин щелепних кісток і зубів.

Таблиця 11.4

Твердість по Брінелю для тканин щелепних кісток і зубів

Ділянка	Досліджувана тканина	Твердість Нв, 10 ⁴ Н·м ⁻²
Верхня щелепа (бічна ділянка)	Компактна речовина	444
	Трабекули губчастої речовини	452
Нижня щелепа (бічна ділянка)	Компактна речовина	458
	Трабекули губчастої речовини	457
Емаль	Різці, ікла, премоляри, моляри	3776
Дентин	Різці, ікла	726

11.5. Руйнування

Руйнування - макроскопічне порушення цілісності тіла (матеріалу) в результаті механічних або будь-яких інших впливів.

У процесі руйнування тіла можна виділити дві стадії: початкову - розвиток пір, тріщин і кінцеву - поділ тіла на дві, три і більше частин.

Залежно від того, як протікають ці стадії, розрізняють крихке і пластичне (в'язке) руйнування.

Розгляньмо, як відбувається знищення однорідного стрижня при його розтягненні. Нехай один кінець стрижня закріплений, а до іншого додана поздовжня розтягуюча сила, величину якої поступово збільшують. Ця сила викликає відносно подовження стрижня (Δ), в результаті якого в матеріалі виникає механічна напруга (σ). На рис. 11.8 показано, як змінюється величина механічної напруги залежно від величини відносного подовження при в'язкому (1) і крихкому (2) руйнуваннях.

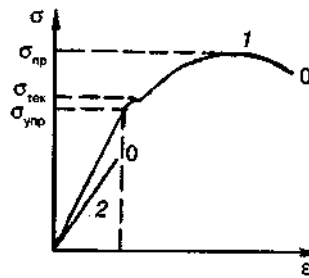


Рис. 11.8. Залежність напруги від величини відносної деформації при одноосному розтягненні для пластичного (1) і крихкого (2) матеріалів (O - точка руйнування)

В "язке руйнування

Прямолінійна ділянка на діаграмі відповідає епругій деформації, при якій напруга в матеріалі зростає пропорційно до величини відносного подовження. Потім починається область незворотних змін розмірів і форми тіла, обумовлена зародженням і розвитком тріщин у найбільш слабкому місці. Швидкість протікання процесу в'язкого руйнування зазвичай невелика, а сам процес можна уповільнити (зупинити), знизивши додане навантаження. Коли величина відносного розтягнення досягає певного критичного значення, відбувається руйнування (розрив) стрижня (точка O).

Крихке руйнування

Це руйнування починається практично відразу після завершення епругій деформації (прямолінійна ділянка) і характеризується високою швидкістю протікання процесу. Тріщина, що зародилася, досить швидко досягає критичного розміру, після чого відбувається її стрімке мимовільне поширення, що завершується руйнуванням.

Основними факторами, що визначають характер процесу руйнування, є:

- властивості матеріалу та стан речовини (структура речовини, температура, вологість тощо);
- властивості об'єкта (конструкційні особливості, розміри, форма, якість поверхні);
- динаміка силового впливу (швидкість навантаження).

Тріщини

При руйнуванні однорідних тіл процес освіти і розвитку тріщини залежить від типу деформації. Схема основних частин тріщини та їх різні типи представлені на рис. 11.9, 11.10.

Для наочності у вершині тріщини (рис. 11.10) розміщено тривимірну систему координат. Якщо деформація визначається силами, орієнтованими за напрямом OY, краї тріщини симетрично розходяться в протилежних напрямках (I тип).

Якщо краї тріщини та її поверхні ковзають один по одному в напрямку OX (поперек фронту тріщини), то виникають деформації поперечного зсуву (II тип).

У випадку, коли краї і поверхня тріщини рухаються відносно один одного в напрямку OZ (тобто вздовж фронту тріщини, паралельно йому) формуються деформації поздовжнього зсуву (III тип).

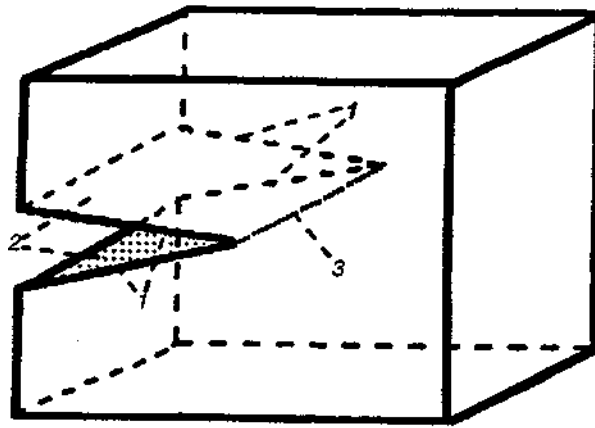


Рис. 11.9. Схема основних частин тріщини: 1 - краю тріщини, 2 - поверхня тріщини (злом), 3 - фронт тріщини

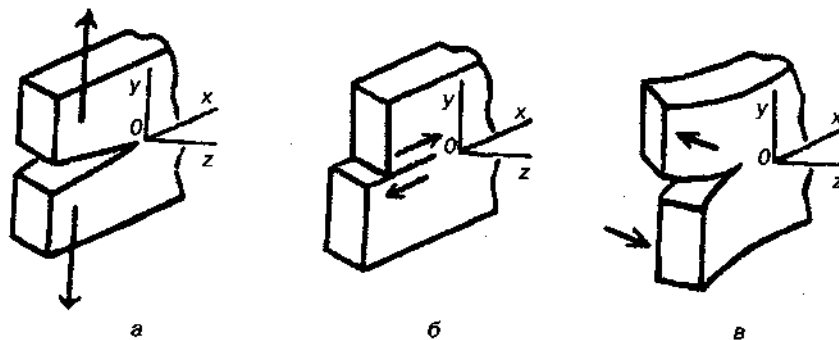


Рис. 11.10. Схема механізмів освіти тріщини залежно від способу деформування: а - I тип (відрив), б - II тип (поперечне зрушення), в - III тип (поздовжнє зрушення)

Зародження тріщини і її зростання призводять до зміни конструкційних якостей деформованого тіла і можуть закінчитися руйнуванням тіла.

Нижче для прикладу розглянуто пошкодження, характерні для довгих трубчастих кісток. Руйнування таких кісток можна розглядати як руйнування стрижня при впливі навантажень у поздовжньому або поперечному напрямках.

Поздовжні навантаження (стиснення) виникають, наприклад, при падінні на пальці витягнутої руки, на руку, зігнуту в ліктьовому суглобі або на зігнуте коліно (рис. 11.11).

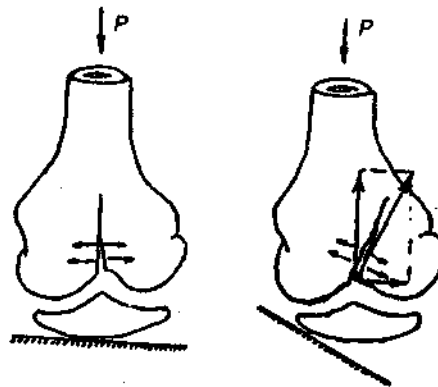


Рис. 11.11. Пошкодження нижнього епіфізу стегнової кістки внаслідок розривних або зрушених деформацій можливо при падінні на зігнуте коліно

У спортивній практиці часто має місце пошкодження кісток внаслідок їх вигину під впливом зовнішнього впливу. Зона початку руйнування діяфіза довгої трубчастої кіст-

ки при вигині розташовується на випуклій стороні (рис. 11.12.) дуги, де зосереджуються найбільші значення розтягуючих напружі.

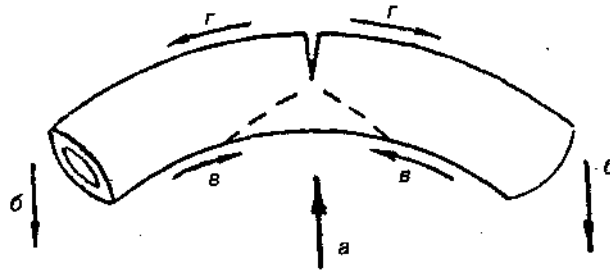


Рис. 11.12. Схема руйнування діяфізу довгої трубчастої кістки внаслідок вигину: а, б- вектори зовнішніх зусиль, в - стискаючі, г - розтягуючі зусилля

Інший вид пошкоджень великих трубчастих кісток, що супроводжується множинними переломами, виникає при ударі тупим предметом (рис. 11.13).

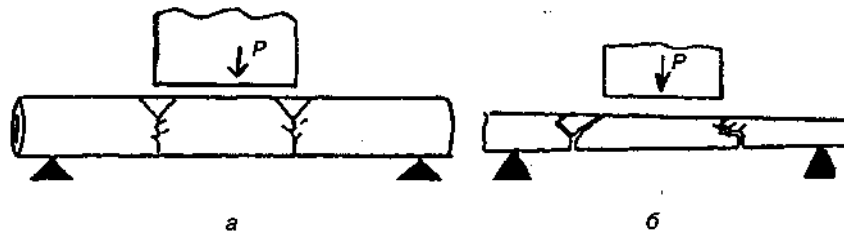


Рис. 11.13. Схема механізму утворення фрагментарного перелому діяфізу довгої трубчастої кістки з рівномірним перерізом (а) і з нерівномірним перерізом (б) при впливі тупим предметом.

11.6. Механічні властивості біологічних тканин

Структура матеріалу є головним фактором, що визначає його механічні властивості і характер процесу руйнування. Більшість біологічних тканин є анізотропними композитними матеріалами, утвореними об'ємним поєднанням хімічно різнорідних компонентів. Склад кожного типу тканини сформувався в процесі еволюції і залежить від функцій, які вона виконує.

Кісткова тканина

Кістка - основний матеріал опорно-рухового апарату. Так, у скелеті людини понад 200 кісток. Скелет є опорою тіла і сприяє пересуванню (звідси і стався термін "опорно-руховий апарат"). У дорослої людини скелет важить близько 12 кг (18% загальної ваги).

У компактній кістковій тканині половину обсягу становить неорганічний матеріал, мінеральна речовина кістки - гідроксилапатит. Ця речовина представлена у формі мікроскопічних кристаликів. Інша частина об'єму складається з органічного матеріалу, головним чином колагену (високомолекулярне з'єднання, волокнистий білок, що має велику еластичність). Здатність кістки до упругої деформації реалізується за рахунок мінеральної речовини, а повзучість - за рахунок колагену.

Кістка є армованим композиційним матеріалом. Наприклад, кістки нижніх кінцівок армовані високоміцними волокнами в окружних і спіральних напрямках, що перехрещуються.

Механічні властивості кісткової тканини залежать від багатьох факторів: віку, захворювання, індивідуальних умов зростання. У нормі щільність кісткової тканини

2400 кг/м³. Додаток Юнга $E = 10^{10}$ Па, межа міцності при розтягненні $\sigma_{пр} = 100$ МПа, відносна деформація досягає 1%.

При різних способах деформування (навантаження) кістка поводить по-різному. Міцність на стиснення вища, ніж на розтягнення або вигин. Так, стегнова кістка в поздовжньому напрямку витримує навантаження 45000 Н, а при вигині - 2500 Н.

Запас механічної міцності кістки досить значний і помітно перевищує навантаження, з якими вона зустрічається в звичайних життєвих умовах.

Вся архітектоніка кісткової тканини ідеально відповідає опорній функції скелета, орієнтація кісткових перекладин паралельна лініям основних напружень, що дозволяє кістці витримувати великі механічні навантаження. Так, наприклад, в головці стегнової кістки під кожне навантаження формується своя структура - так звана ферма Мічелла. Всі ці ферми пов'язані між собою і утворюють складну структуру (рис. 11.14).

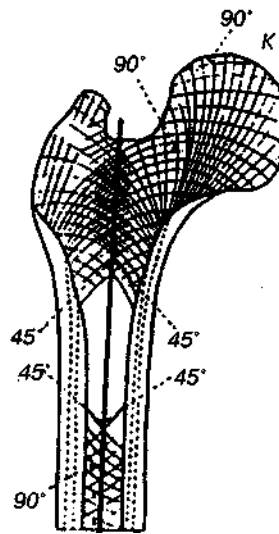


Рис. 11.14. Схема розташування кісткових перекладин губчастої речовини у вигляді ферми Мічелла у верхньому епіфізі стегна

Однією з важливих особливостей конструкції кісток скелета є галтельня, тобто заокруглення внутрішніх і зовнішніх кутів. Галтельність підвищує міцність і знижує внутрішні напруження в місцях різкого переходу.

Кістки мають різну міцність залежно від функції, яку виконують. Стегнова кістка у вертикальному положенні витримує навантаження до 1,5 т, а велика берцева кістка до 1,8 т (це в 25 - 30 разів більше ваги нормальної людини).

Встановлено, що відповідно до виконання фізіологічних завдань з реалізації опорних і почесоторних функцій згідно з розподілом силових навантажень у кістках формуються зони різної твердості. На рис. 11.15 наведена схема топографії різотвердісних зон в одному з поперечних перерізів великогомілкової кістки.

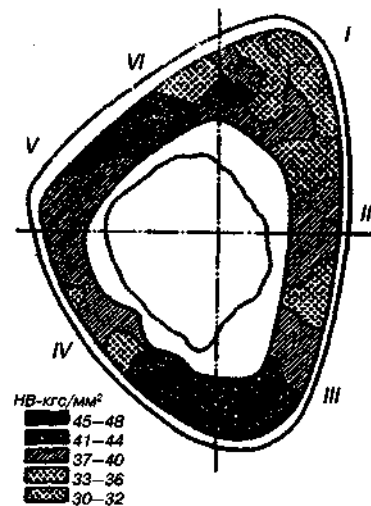


Рис. 11.15. Схема топографії різnotвердісних зон в одному з поперечних перерізів великогомілкової кістки

Шкіра

Шкіра являє собою не тільки досконалий покрив тіла, але є складним органом, що виконує важливі функції: підтримання гомеостазу; участь у процесі терморегуляції, регуляція загального обміну речовин в організмі, секреторна функція (робота сальних і потових залоз), захист від пошкодженої дії механічних, фізичних, хімічних, інфекційних агентів. Вона являє собою велике рецепторне поле, що сприймає ззовні і передає в ЦНС цілий ряд відчуттів. Шкіра - межа розділу між тілом і навколишнім середовищем, тому вона володіє значною механічною міцністю.

Шкіра - найбільший орган тіла, важлива анатомо-фізіологічна частина цілісного організму. При різних захворюваннях, в тому числі і внутрішніх органів, в шкірі відбуваються ті чи інші зміни.

Шкіру часто розглядають як гетерогенну тканину, що складається з трьох накладених один на одного шарів, які тісно пов'язані між собою, але чітко розрізняються за природою, структурою, властивостями. Схематичне зображення основних трьох шарів - епідермісу, дерми, підшкірної клітковини представлено на рис. 11.16. Епідерміс покритий зверху роговим шаром.

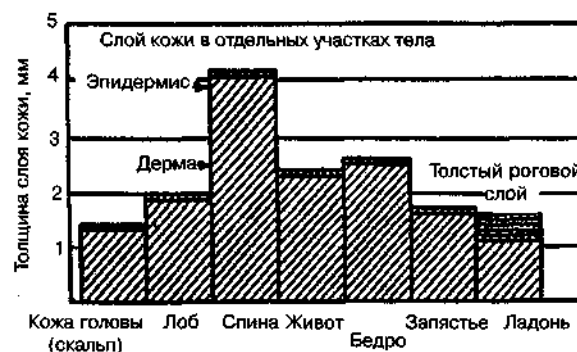


Рис. 11.17. Товщина шарів шкіри для окремих ділянок тіла

Функції кожного шару, в тому числі і механічні, відображають біомеханічну природу її компонентів та їх структурну організацію.

Співвідношення товщини шарів на різних ділянках тіла різне, що показано для деяких ділянок на рис. 11.17.

Товщина епідермісу L і така механічна характеристика, як модуль пружності Юнга E , для різних ділянок сильно відрізняються:

обличчя, тулуб	$L = 34 - 92 \text{ мкм}$	$E = 10^4 - 10^6 \text{ Па}$
долоні	$L = 500 - 600 \text{ мкм}$	$E = 10^7 \text{ Па}$
підшви	$L = 5000 - 9000 \text{ мкм}$	$E = 10^8 \text{ Па}$

Середню товщину епідермісу часто прийнято характеризувати його поверхневою щільністю, значення якої для різних ділянок на тілі показано на рис. 11.18.

До загального складу шкіри входять волокна колагену, еластину та основної тканини - матриці. Колаген становить 75% сухої маси, а еластин - близько 4%. Щільність шкіри в нормі (область рук, грудей) становить 1100 кг/м^3 . Еластин розтягується дуже сильно (до 200 - 300%). Колаген може розтягуватися до 10%. Механічні характеристики компонентів шкіри:

- колаген - $E = 10 - 100 \text{ МПа}$, $\sigma_{\text{пр}} = 100 \text{ МПа}$;
- еластин - $E = 0,5 \text{ МПа}$, $\sigma_{\text{пр}} = 5 \text{ МПа}$.

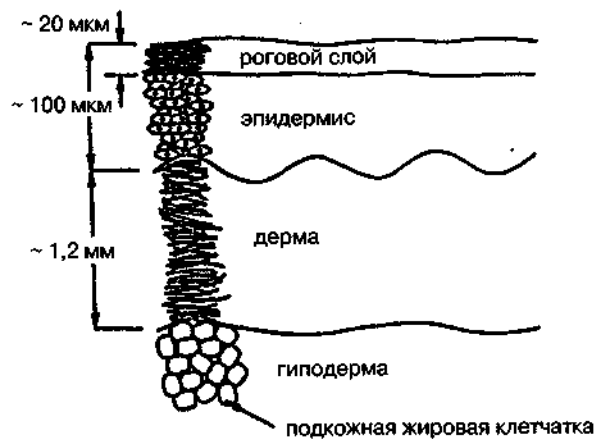


Рис. 11.16. Схематичне зображення шарів шкіри

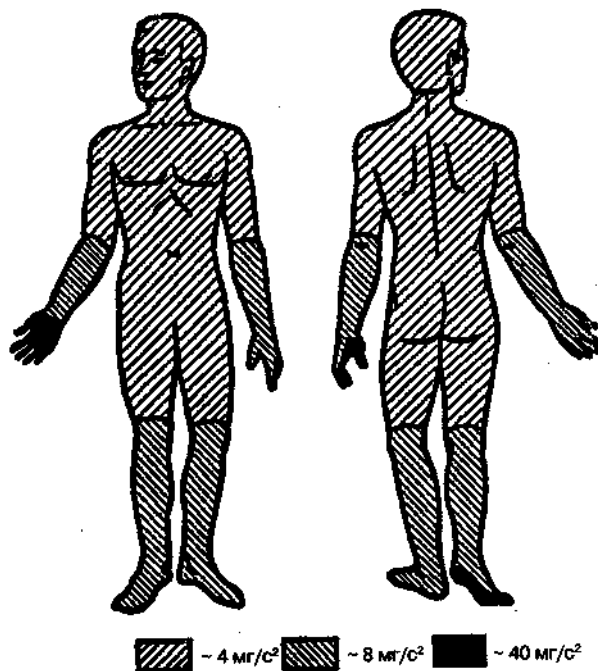


Рис. 11.18. Поверхнева щільність епідермісу для різних ділянок тіла

Механічні властивості шкіри в нормі змінюються з віком. Це показано нижче на прикладі шкіри грудей.

Параметр	До 1 року	5 - 9 років	25 - 30 років
σ МПа	2-3	17-20	15—27
ε , %	70-100	130—145	80—140
V м/с _{зсув}	25—35	30-45	40—60

При дослідженні механічних властивостей шкіри за допомогою акустичного аналізатора тканин, що дозволяє оцінювати швидкість поширення акустичних обурень звукового діапазону (5 - 6 кГц) була виявлена акустична анізотропія шкіри. Це проявляється в тому, що швидкість поширення поверхневої хвилі (V) у взаємно перпендикулярних напрямках - уздовж вертикальної (Y) і горизонтальної (X) осей тіла розрізняється.

Для кількісної оцінки ступеня вираженості акустичної анізотропії був використаний коефіцієнт анізотропії, який обчислювався за формулою

$$K = \frac{V_y}{V_x} - 1, \quad (11.5)$$

де V_y - швидкість уздовж вертикальної осі, V_x - уздовж горизонтальної осі.

Коефіцієнт анізотропії приймається за додатний (K^+), якщо $V_y > V_x$; при $V_y < V_x$ коефіцієнт приймається за від'ємний (K^-).

Прояв акустичної анізотропії на різних ділянках шкіри представлено в табл. 11.5, де вказані переважні співвідношення швидкостей і коефіцієнти акустичної анізотропії (дані вказані для осіб 18 - 30 років). Частка прояву відповідної акустичної анізотропії вказана для осіб нормальної статури.

Таблиця 11.5

Вияв акустичної анізотропії в шкірі

Область вимірювань	Співвідношення швидкостей	Коефіцієнт анізотропії	Частка прояву
Лоб (середина)	$V > V_{yx}$	K^+	90%
Лоб (краї)	$V < V_{yx}$	K^-	90%
Віко верхнє	$V < V_{yx}$	K^-	95%
Щока (середина)	$V < V_{yx}$	K^-	70%
Передпліччя	$V > V_{yx}$	K^+	83%
Зап'ястя	$V < V_{yx}$	K^-	85%
Пальці	$V > V_{yx}$	K^+	80%
Долоню	$V < V_{yx}$	K^-	90%
Лопатка	$V < V_{yx}$	K^-	87%
Молочна залоза	$V < V_{yx}$	K^-	88%
Груди	$V < V_{yx}$	K^-	93%
Поперек	$V < V_{yx}$	K^-	85%
Живіт (средн. лин.)	$V < V_{yx}$	K^-	79%
Підколінний згиб	$V < V_{yx}$	K^-	75%
Гомілка	$V > V_{yx}$	K^+	94%

Вияв акустичної анізотропії знаходиться відповідно до орієнтації ліній природного натягнення шкіри, так званих ліній Лангера. Співставлення орієнтації ліній Лангера і виду акустичної анізотропії показано на рис. 11.19.

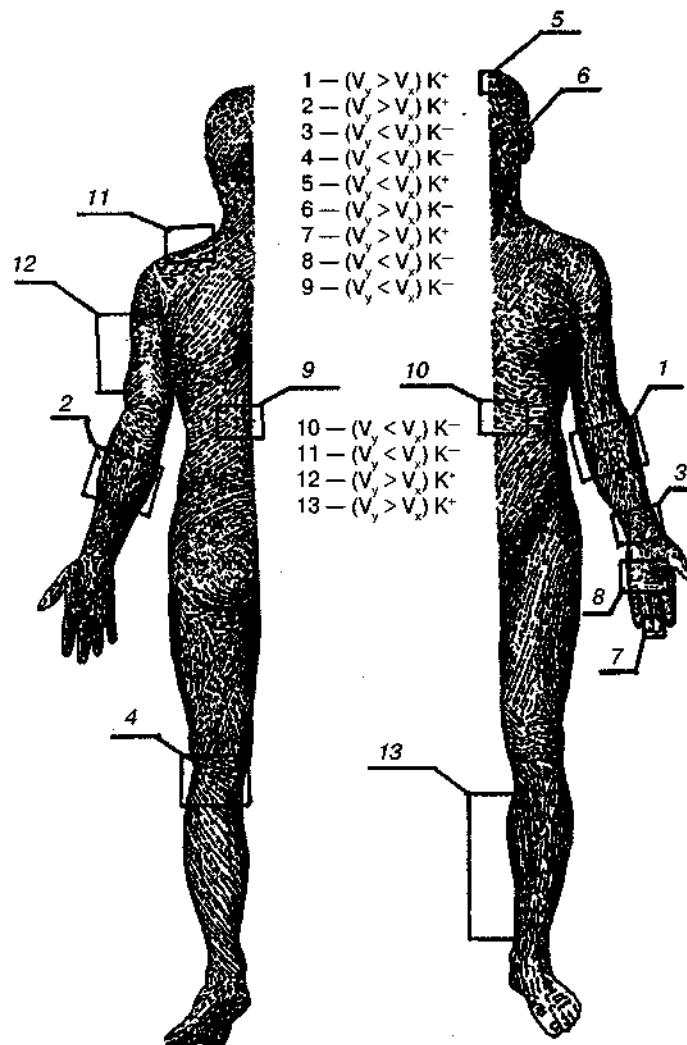


Рис. 11.19. Вияв акустичної анізотропії та орієнтація ліній Лангера на різних ділянках тіла

Ступінь анізотропії шкіри при деяких патологіях сильно зростає. Наприклад, при псоріазі, при атонічних дерматитах (особливо в областях згинальних поверхонь) або на шкірі верхнього століття при прогресуючій короткозорості.

На деяких ділянках шкіри виявляється асиметрія. Так, коефіцієнти акустичної анізотропії на шкірі гомілки різні для лівої і правої ноги.

Існують деякі відмінності механічних властивостей шкіри залежно від підлоги.

Стисканість шкірної складки у дівчат в області сідниць більше, ніж у юнаків. В області задньої поверхні шиї, на стегні, біцепсах, в надколінній та литковій області навпаки, менше у дівчат, ніж у юнаків.

У жінок ступінь розтяжливості шкіри вище, а еластичність менша порівняно з чоловіками.

На теплові подразники реакції шкіри (розвиток терморегуляторних реакцій) у чоловіків і жінок однакові. Холодові реакції суттєво розрізняються у чоловіків і жінок. Причому взимку толерантність до холодового впливу істотно вища у жінок. Влітку відмінності менш виражені.

Механічні властивості шкіри залежать від вмісту в ній вологи. Вологість навколишнього середовища суттєво впливає на еластичність шкіри. Всі зазначені особливості шкіри необхідно враховувати при проведенні реабілітаційних заходів, зокрема, при проведенні масажу.

М'язова тканина

М'язова активність - це одна із загальних властивостей високоорганізованих живих організмів. Вся життєдіяльність людини пов'язана з м'язовою активністю. Вона забезпечує роботу окремих органів і цілих систем: роботу опорно-рухового апарату, легенів, судинну активність, шлунково-кишкового тракту, скоротну здатність серця тощо. Порушення роботи м'язів може призвести до патології, а її припинення - навіть до летального результату (наприклад, смерть при електротравмі від задухи в результаті паралізації дихальних м'язів).

М'язи різноманітні за формою, розмірами, особливостями прикріплення, величиною максимально розвивається зусилля. Кількість м'язів перевищує кількість ланок тіла. М'яз складається з великої кількості рухових одиниць, кожна з яких управляється через власний мотонейрон. Таким чином, кількість керуючих впливів у м'язовій (нервово-м'язовій) системі величезна. Проте ця система володіє дивовижною надійністю і широкими компенсаторними можливостями, здатністю не тільки багаторазово повторювати одні і ті ж стандартні комплекси рухів, але і виконувати нестандартні довільні рухи. Крім здатності організовувати і активно завчати необхідні рухи, ця система забезпечує пристосованість до швидко мінливих умов навколишнього і внутрішнього середовища організму, змінюючи стосовно цих умов звичні дії.

Приклад

Випробовуванним пропонувалося виконати диференційовані натиснуті пальцем руки на жорстку опору в наступних ситуаціях:

- 1) при переході в невагомість;
- 2) у стані невагомості;
- 3) при поверненні в нормальні умови.

Найгірше виконання цієї навички спостерігалось у випадку (1), до кінця (2) певною мірою відновлювалася здатність диференціювати натиски. Перехід (3) знову порушує координацію даного руху, яка, однак, незабаром повністю відновлюється.

Діяльність м'язів відображається в структурі руху. Завдяки цьому стає можливим, спостерігаючи рух, отримувати інформацію про м'язову регуляцію руху та її порушення. Такою можливістю широко користуються при діагностиці захворювань, при розробці спеціальних тестів для контролю рухових навичок у спортсменів.

Незалежно від призначення, особливості будови і способів регуляції принцип роботи різних м'язів організму однаковий.

До складу м'язів входить сукупність м'язових клітин (волокон), позаклітинна речовина (сполучна тканина), що складається з колагену та еластину, а також густа мережа нервових волокон і кровоносних судин.

М'язи по будові розділяються на два види:

Гладкі м'язи, основу яких складають веретеноподібні клітини з подовженим ядром; вони не мають поперечної вичорченості; характеризуються повільним скороченням, малою затратою енергії і малою стомлюваністю	Кишечник, стінки внутрішніх органів (судин, шлунка, сечового міхура) деяких залоз
Поперечно-смугасті м'язи складаються з довгих (кілька см) багатоядерних волокон (скелетні м'язи), або з відносно коротких (серцевий м'яз), що мають поперечну вичорченість, яка обумовлена регулярно розташованими міофібриллами	Скелетні м'язи, м'язи серця; м'язи, міцно прикріплені до кісток і забезпечують рухи голови, тулуба, кінцівок

Режим роботи м'язів може бути досить різноманітним. Розрізняють три основні види таких режимів: ізометричний, ізотонічний, аукстонічний, коли скорочення м'яза відбувається в умовах деякого попереднього розтягнення.

Для дослідження характеристик скорочення м'язів реалізують два штучних режиму.

Ізометричний режим - коли напруга м'яза відбувається в штучних умовах збереження її довжини, що досягається за допомогою фіксатора. Схема досвіду для реалізації цього режиму показана на рис. 11.20, а.

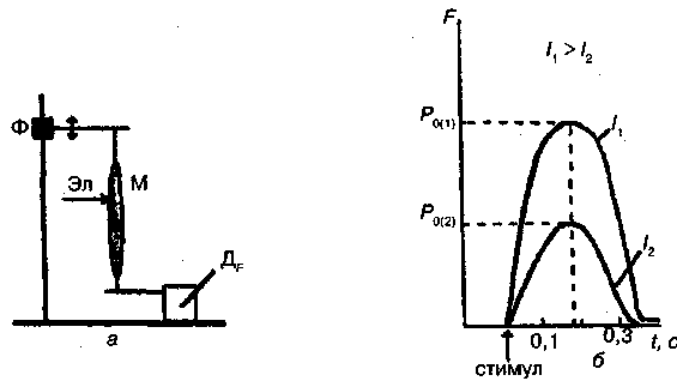


Рис. 11.20. Ізометричний режим: а) схема встановлення для реалізації режиму: Ф - фіксатор довжини, М - м'яз, Эл - електрод, Д - датчик сили; б) тимчасова залежність сили F , що розвивається одиночним скороченням м'яза при ізометричному режимі скорочення, l - довжина м'яза, P - максимальна сила.

Після встановлення довжини на електроди (Ел) подається електричний стимул. У збудженому м'язі розвивається сила F (напруга), яка реєструється датчиком сили (Д). Максимальна сила P , яку може розвивати м'яз, залежить від її початкової довжини і області перекриття актинових і міозинових ниток, в якій можуть замикатися містки: при початковій довжині саркомера 2,2 мкм в скороченні беруть участь всі містки.

Якщо довжина м'яза більша, то і кількість містків у м'язі більша, тому і виникаюча сила буде більшою. На рис. 11.20, більшій довжині м'яза ($l_1 > l_2$) відповідає велика сила ($P_{01} > P_{02}$).

Ізотонічний режим - коли штучно підтримується сталість напруги м'яза. Наприклад, м'яз піднімає постійний вантаж $P = const$, а реєструється зміна його довжини при скороченні.

Схема досвіду для реалізації цього режиму показана на рис. 11.21, а.

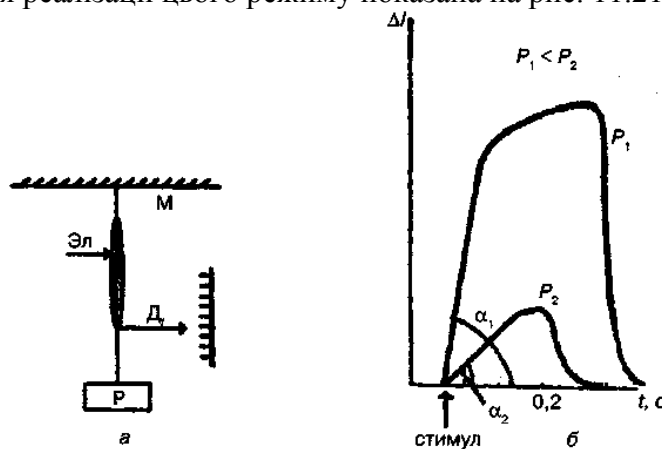


Рис. 11.21. Ізотонічний режим:

а) схема встановлення для реалізації режиму: Р - навантаження, Д - датчик зміни довжини; б) тимчасова залежність зміни довжини м'яза Δl одиночного скорочення м'яза, Р - навантаження

При цьому режимі до незакріпленого кінця м'яза підвішується вантаж P , а на електроди подається електричний імпульс. Реєструється скорочення м'яза, тобто зміна його довжини Δl з часом. В ізотонічному режимі м'яз швидко скорочується до певної довжини, а потім розслабляється. Вигляд залежності $\Delta l(t)$ для двох різних навантажень показано на рис. 11.21, б. При ізотонічному режимі має місце наступне: чим більше вантаж P , тим менше вкорочення м'яза і коротший час утримання вантажу. При деякому навантаженні $P=P_0$ м'яз зовсім перестане піднімати вантаж. Це значення P_0 і буде максимальною силою ізометричного скорочення для даного м'яза (рис. 11.20, б).

При збільшенні навантаження кут нахилу висхідної частини кривої ізотонічного скорочення зменшується: $\alpha_2 < \alpha_1$ рис. 11.21, б. Це означає, що швидкість вкорочення зі зростанням навантаження падає.

Приклади режимів скорочення

Ізометричний режим	Ізотонічний режим
Жувальні м'язи при сумнівних щелепах (величезна напруга)	Скорочення біцепсу плеча
Скорочення міокарда шлуночків при закритих клапанах	Скорочення міокарда шлуночків під час відкриття напівлунних клапанів

Рівняння Хілла

Між навантаженням (P) і швидкістю укорочення м'яза (v) при ізотонічному скороченні існує залежність, виражена рівнянням Хілла:

$$(P+a)v = b(P_0 - P), \quad (11.6)$$

або

$$v = \frac{b \cdot (P_0 - P)}{(P + a)}, \quad (11.7)$$

де a - постійна, що має розмірність сили; P_0 - постійна, відповідна максимальній силі, що розвивається в ізотонічному режимі (максимальний вантаж, який утримує м'яз без його подовження); b - константа, що має розмірність швидкості.

Аналіз рівняння (11.7) показує, що залежно від навантаження P поведінка м'яза, тобто її скорочення, проявляється по-різному. Розглянемо два випадки.

Навантаження	Швидкість	Поведінка м'яза
$P=0$	$v_{\max} = \frac{P_0 b}{a}$	Максимальна швидкість скорочення м'яза
$P=P_0$	$v=0$	Скорочення м'яза не відбувається

Розглянемо енергетичні характеристики процесу. Робота A , що здійснюється м'язом при одиночному вкороченні на величину Δl , визначається відомою формулою:

$$A = P \cdot \Delta l.$$

Ця залежність очевидно нелінійна, оскільки швидкість скорочення м'яза (v) залежить від навантаження (P). Але на ранній стадії скорочення цієї нелінійністю можна знехтувати і вважати $v = \text{const}$. Тоді

$$\Delta l = v \cdot \Delta t,$$

а потужність, що розвивається м'язом $W = \frac{dA}{dt}$ має вигляд:

$$W = P \cdot v. \quad (11.8)$$

Підставляючи (11.7) в (11.8), отримуємо залежність повної потужності від розвива-

ної сили P :

$$W(p) = p \cdot v = \left[\frac{b \cdot (P_0 - P)}{P + a} \right] \cdot p \quad (11.9)$$

Графік функції (11.9) має колоколоподібну форму і представлений на рис. 11.22 у відносному вигляді.

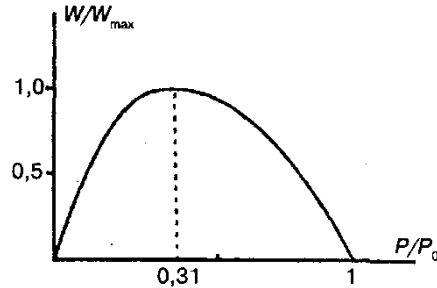


Рис. 11.22. Залежність потужності м'яза від навантаження

Ця крива, отримана з рівняння Хілла, добре узгоджується з досвідченими даними. Залежно від навантаження P потужність має різні значення

Потужність	Навантаження
$W=0$	$P = P_0$
$W=0$	$P=0$
W - максимальна	$P_{opt} = \sqrt{a \cdot (P_0 + a)} - a$, коли $P = 0,31P_0$

При роботі м'язів ККД при скороченні може бути визначений як відношення досконалої роботи до витраченої енергії ΔE :

$$\text{ККД} = \frac{A}{\Delta E}$$

Розвиток найбільшої потужності та ефективності скорочення досягається при зусиллях 0,3 - 0,4 від максимального ізометричного навантаження P_0 для даного м'яза. Це використовують, наприклад, спортсмени-велогонщики: при переході з рівнини на гірську ділянку навантаження на м'язи зростає і спортсмен перемикає швидкість на нижчу передачу, тим самим зменшуючи P , наближаючи її до P_{opt} .

Практично ККД може досягати 40 - 60% для різних типів м'язів.

Середнє значення щільності м'язової тканини 1050 кг/м³. Модуль Юнга $E = 10^5$ Па.

Судинна тканина

Механічні властивості кровоносних судин визначаються головним чином властивостями колагену, еластину і гладких м'язових волокон. Вміст цих складових судинної тканини змінюється по ходу кровоносної системи. З віддаленням від серця збільшується частка гладких м'язових волокон, в артеріолах вони вже є основною складовою судинної тканини.

Оскільки стінки кровоносних судин побудовані з високоеластичного матеріалу, то вони здатні до значних зворотних змін розміру при дії на них деформуючої сили. Деформуюча сила створюється внутрішнім тиском. При заданому внутрішньому тиску P рівноважний стан судини описується рівнянням Ламе:

$$\sigma = \frac{P \cdot r}{h}, \quad (11.10)$$

де r - внутрішній радіус кровоносної судини, h - товщина стінки судини, σ - механічна напруга в стінці судини.

Слід мати на увазі, що живий організм має два механізми опору навантаженням. Деякі частини організму (кістки, зуби) сприймають навантаження так само, як і неживе тіло. Інші (м'язи) - безперервно підлаштовуються під зовнішнє навантаження. Але збереження напруги в м'язовій тканині вимагає безперервного припливу енергії. Витрата енергії призводить до втоми м'язів. Тільки непритомність або смерть переривають м'язові процеси.

Уявлення про механічні властивості біологічних тканин важливі для різних напрямків:

- у спортивній та космічній медицині;
- результативність спортивних досягнень та її зростання спонукають спортивних медиків звертати увагу на фізичні можливості людини;
- у спортивній медицині слід знати стійкість біологічних структур по відношенню до різних деформацій;
- у спортивній травматології та ортопедії питання механічного впливу на організм є визначальними.

Лекція 12 ВПЛИВ ФІЗИЧНИХ ФАКТОРІВ НА ЛЮДИНУ

12.1. Механічні дії

Механічні впливи з боку навколишнього середовища супроводжують людину все життя. Такі дії можуть бути безперервними (сила тяжкості, атмосферний тиск) або короткочасними (аварії, спортивні травми, занурення у воду). Біомеханічні прояви механічного впливу залежать від його тривалості та інтенсивності. Наприклад, вплив на голову сили величиною в десятки кілоньютон призводить до руйнування кісток склепіння черепа за частки мілісекунди. Якщо силу впливу зменшити на порядок, а час впливу на порядок збільшити, то руйнування охопить великі області черепа. Подальше зниження інтенсивності і збільшення часу впливу призведе до того, що руйнування черепа не настане, але виникне переміщення мозку відносно черепа.

За характером дії механічні впливи можна умовно розділити на два види: статичні та динамічні.

Вигляд впливу	Прояви
Статичні	Телу (окремим елементам) повідомляються малі прискорення, які можна не враховувати
Динамічні	Телу (окремим елементам) повідомляються великі прискорення, з якими пов'язані значні сили інерції

Статичні дії

Тривалі (регулярні) статичні дії призводять до спрямованих змін в організмі. До таких впливів можна віднести багато видів тренувань спортсменів. Так, регулярні навантаження на певні групи м'язів призводять до збільшення їх обсягу і сили (гантелі, штанга, тренажери). Вправи на розтяжку дозволяють збільшити еластичність м'язів і зв'язок.

Водночас тривалі статичні навантаження можуть призвести і до розвитку захворювань. Наприклад, до викривлення хребта при неправильній поставі. Зазначимо також, що тривалі статичні навантаження цілеспрямовано використовувалися для створення анатомічних змін, відповідно до "місцевих" уявлень про красу. Наприклад, туге пеленання

ступнів дівчаток у Китаї для обмеження їх зростання.

Короточасні статичні навантаження, додані у відповідних напрямках, можуть призвести до серйозних травм або летального результату. На цьому заснована дія больових прийомів.

Динамічні короточасні дії

Короточасні динамічні впливи часто називають ударними. Вони характеризуються високою інтенсивністю і малою тривалістю. Наприклад, вплив на організм під час катапультивання. Ударні впливи супроводжуються значним прискоренням тіла або його окремих частин. Перевантаження, що виникають при ударних впливах, прийнято виражати ставленням до прискорення вільного падіння: $n = \frac{a}{g}$.

Поняття ударного впливу досить умовне. Деякі автори відносять до ударних впливів, тривалість яких менше однієї секунди. Однак слід мати на увазі, що травми органів можуть виникнути при перевантаженнях будь-якої тривалості. Тому граничну допустиму тривалість перевантаження визначають з фізіологічних позицій. Вона може лімітуватися не лише рівнем механічних напружень у тканинах, але й переміщенням рідких середовищ організму, наприклад, переміщенням крові при виконанні фігур пілотажу.

Облік напрямку дії ударних перевантажень

Ударні перевантаження класифікуються з урахуванням напрямку їх дії. Види перевантажень, їх напрямки та найбільш небезпечні наслідки показані в табл. 12.1.

Таблиця 12.1

Характер пошкоджень при перевантаженнях

Схема действия перегрузки	Вектор перегрузки		Характер повреждений
	Обозначение	Название	
	$+n_z$	Голова—таз	Перелом позвоночника
	$-n_z$	Таз—голова	Смещение внутренних органов. Растяжение позвоночника
	$+n_x$	Грудь—спина	Кровоизлияния, разрывы внутренних органов
	$-n_x$	Спина—грудь	
	$+n_y$	Левый бок — правый бок	
	$-n_y$	Правый бок — левый бок	

У деяких процесах на людину можуть діяти перевантаження різних напрямків. У

таблиці 12.2 показано перевантаження та їх напрямки, що виникають на різних стадіях катапультивання.

Таблиця 12.2

Перевантаження під час катапультивання

Стадія катапультивання	Напрямок вектора перевантаження
1. Вибух катапультиуючого заряду	Голова - таз
2. Дія повітряного потоку в момент виходу з кабіни (подібне ударної хвилі в напрямку "груди - спина")	Груди - спина
3. Перевантаження гальмування крісла в повітряному потоці після відокремлення від літака	Спина - груди
4. Перевантаження приземлення	Голова - таз

Нормування перевантажень проводять шляхом підбору критеріїв переносимості. Такі критерії встановлюються в ході випробувань за участю добровольців. Враховуються як суб'єктивні відчуття випробовуваних, так і результати клініко-фізіологічних досліджень. Приклад результатів подібних досліджень наведено на рис. 12.1. Тут представлено залежність допустимого рівня ударних перевантажень від часу дії. Видно, що чим більший час дії перевантажень, тим нижче їх допустимий рівень. При цьому безпечні рівні перевантажень поздовжнього напрямку (рис. 12.1, а) значно нижчі, ніж поперечного (рис. 12.1, б).

З рис. 12.1, б (1 - 3) видно, що найлегше переносяться перевантаження в напрямку "груди - спина". Перевантаження бічного напрямку переносяться важче, про що говорить нижчий рівень кордону добровільної переносимості (лінія 4). При перевантаженнях, що мають напрямок "таз - голова", внутрішні органи зміщуються в краніальному напрямку, а хребет відчуває деформацію розтягнення. Ці перевантаження переносяться найгірше (рис. 12.1, а).

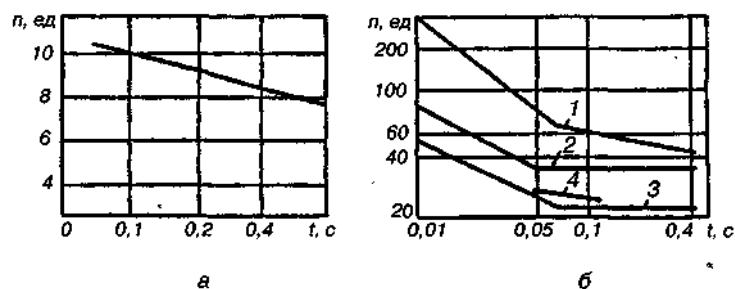


Рис. 12.1. Допустимі значення ударних перевантажень залежно від часу дії в напрямку "таз - голова" (а) і "груди - спина" (б): 1 - межа добровільної переносимості; 2 - виражені фізіологічні реакції; 3 - слабкі фізіологічні реакції; 4 - межа добровільної переносимості в напрямку "бік - бік"

Навантаження на кістки та зв'язки в процесі приземлення

Людина, яка стрибає або падає з деякої висоти і приземляється ногами на тверду поверхню, відчуває значний вплив на берцеві кістки ніг. Але найбільш вразливі кістки гомілки. Впливова сила буде максимальною в точці найменшого поперечного перерізу - прямо над щиколоткою. Кістки гомілки зламуються в тому випадку, якщо сила тиску перевищить величину - 0,5-105 Н. Якщо стрибун приземлився на обидві ноги, то максимальна сила, якої кістки ніг можуть чинити опір, подвоюється до 105 Н. Ця сила відповідає приблизно 130-кратному збільшенню ваги нормальної людини (75 кг).

Опишемо падіння (стрибок) з висоти кількісно. Сила, що діє на кістці ніг, рівна:

$$F = m \cdot (a + g), \quad (12.1)$$

де m - маса людини, a - середнє прискорення центру мас людини в процесі приземлення.

Швидкість v , яку має людина при падінні з висоти H зі стану спокою, задається виразом:

$$v^2 = 2gH. \quad (12.2)$$

Середнє прискорення, що виникає в процесі зупинки тіла, що рухається зі швидкістю v на шляху h визначається з виразу:

$$v^2 = 2ah. \quad (12.3)$$

Зі співвідношень (12.2) і (12.3) знаходимо прискорення:

$$a = \frac{gH}{h}.$$

Отже, сила, що діє на тіло при гальмуванні, дорівнює:

$$F = mg \cdot \left(\frac{H}{h} + 1 \right) \quad (12.4)$$

Важливо, що ця сила залежить від параметра $\frac{H}{h}$ - відношення висоти падіння до відстані, на якій відбувається гальмування тіла до повної зупинки. Виразимо зі співвідношення (12.4) гранично допустиму висоту падіння, при якій настає перелом кісток гомілки ($F = 130 mg$):

$$H = (F - mg) \cdot \frac{h}{mg}. \quad (12.5)$$

а) Якщо людина буде приземлятися на стопи обох ніг твердо, не згинаючи колін, то відстань h буде приблизно 1 см (деформація стоп). Тоді максимально допустима висота падіння H буде рівна

$$H = 1,3 \text{ м.}$$

Таким чином, падіння з відносно невеликої висоти 1,3 м при жорсткому приземленні може закінчитися переломом кісток гомілки.

б) Ділянку гальмування можна зробити більше за рахунок згину ніг у колінах під час приземлення. У цьому випадку $h \approx 0,6$ м і за формулою (12.5) отримаємо граничну висоту падіння $H = 78$ м. Отримане число непомірно велике. Причина цього полягає в тому, що при згинанні ніг в колінах виникає навантаження на сухожилля і зв'язки, які здатні витримувати тільки 1/20 сили, що ламає кістки ($F \approx 6,5mg$). Для цього значення формула (12.5) дає

$$H = 3,3 \text{ м.}$$

Якщо людина приземлиться не на тверду поверхню (наприклад, у воду, м'який сніг, пісок) то гранична висота падіння буде більшою.

Вплив опору повітря на швидкість падіння тіл

На величину швидкості падаючого тіла впливає не тільки висота падіння, але і сила опору повітря. Так, для людини падіння на землю з висоти третього поверху завжди небезпечно. Водночас таке падіння може бути безпечним для дрібних тварин. Причина цьо-

го полягає в наступному. На падаюче тіло діють дві сили: сила тяжіння, пропорційна масі тіла, і протилежно їй спрямована сила опору повітря, залежна від розмірів поперечного перерізу предмета і його швидкості.

Швидкість падаючого тіла зростає до тих пір, поки величина сили опору не зрівняється з силою тяжкості. Після чого падіння стане рівномірним. Максимальна швидкість падіння називається граничною швидкістю і залежить від відношення площі поперечного перерізу до ваги тіла ($\frac{S}{mg}$). Чим більше це відношення, тим менше буде гранична швидкість. Вага тіла пропорційна кубу розмірів ($mg \propto l^3$), а площа перерізу пропорційна квадрату розмірів ($S \propto l^2$). Тому при зменшенні розмірів тіла відношення $\frac{S}{mg}$ зростає ($\frac{S}{mg} \sim \frac{1}{l}$), а гранична швидкість падіння зменшується.

Для падаючих тіл, які не є сферичними, площа поперечного перерізу залежить від орієнтації тіла відносно землі. Відповідно від орієнтації тіла залежить і гранична швидкість падіння. Цим користуються парашутисти для зміни швидкості у фазі вільного падіння.

Гранична швидкість падаючої людини приблизно дорівнює 65 м/с в тому випадку, якщо вона розправить руки і ноги так, як це робить парашутист. Якби людина мала шароподібну форму, її гранична швидкість зросла б до 105 м/с. Максимальна швидкість падіння маленької комахи дорівнює кільком метрам на секунду.

Якби сила опору повітря не обмежувала швидкість падіння, то краплі дощу, що падають з висоти 3000 м, досягали б Землі на швидкості 270 м/с. При цьому дощ став би причиною неймовірних пошкоджень.

12.2. Електромагнітний вплив

Розглянемо два види електромагнітних впливів на організм людини: вплив електричного струму і вплив електромагнітних полів.

Дія електричного струму

В електричній мережі дія на організм або органи надає електричний струм, тобто заряд, що протікає через біологічний об'єкт в одиницю часу.

Опір тіла людини між двома дотиками (електродами) складається з опору внутрішніх тканин і органів і опору шкіри. Електросопротивлення можна змодельовати електричним ланцюгом, представленим на рис. 12.2, що складається з резисторів і конденсаторів, що відображають омичні (R) і ємнісні (C) властивості біологічних тканин.

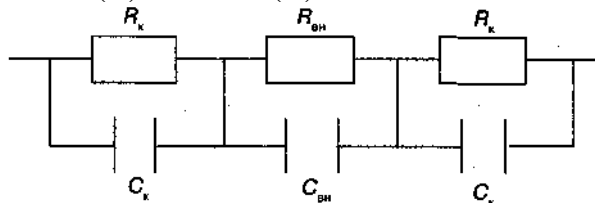


Рис. 12.2. Еквівалентна електрична схема тіла між двома дотиками (електродами)

Опір (R) внутрішніх частин організму слабо залежить від загального стану людини, в розрахунках приймають $R = 1$ кОм (для шляху "долоню - ступня"). Опір шкіри r при проходженні струму від її поверхні до внутрішніх тканин в десятки разів більше R. Тому для постійного і низькочастотного струму (50 - 60 Гц) опір шкіри при точковому контакті є визначальним фактором, який обмежує струм. (При високих частотах більш істотним фактором є внутрішній опір тіла). Отже, в більшості ситуацій дія струму, що протікає через тіло, в основному залежить від стану тіла в точці контакту. Суха шкіра має високий

опір, а волога або мокра шкіра буде володіти низьким опором, так як іони, що знаходяться у вологі, забезпечать проходження струму в тіло. При сухій шкірі опір між крайніми точками тіла (долоню - ступня) може бути рівним 105 Ом, а при мокрій шкірі може скласти 1% цього значення. Повний опір тіла між вологими руками приймають рівним 1500 Ом.

Максимальні струми, які виникнуть при контакті з побутовою електромережею з напругою 220 В, будуть рівні:

$$I = 220 \text{ В} / 105 \text{ Ом} = 2,2 \text{ мА (суха шкіра)},$$

$$I = 220 \text{ В} / 1500 \text{ Ом} = 146 \text{ мА (мокра шкіра)}.$$

Струм 1 мА при проходженні через тіло буде ледь помітний, але струм 146 мА буде смертельний навіть при короткочасному впливі.

Опір шкіри R_k суттєво залежить від внутрішніх і зовнішніх причин (пітливість, вологість, наявність раневого пошкодження). Крім того, на різних ділянках тіла шкіра має різну товщину і, отже, різний опір. Тому, враховуючи мінливість опору шкіри, її взагалі при розрахунках не враховують, приймаючи $R_k = 0$. Струм, що протікає через тіло, розраховують за формулою:

$$I = \frac{U}{R_{\text{вн}}}. \quad (12.6)$$

Дія змінного струму на організм оцінюється пороговими значеннями.

Поріг відчутного струму - мінімальна сила струму, дратівлива дія якого відчуває людина.

Ця величина залежить як від індивідуальних особливостей людини, так і від частоти струму, місця і площі контакту. У чоловіків для ділянки "передпліччя - пензель" на частоті 50 Гц ця величина становить приблизно 1 мА. У дітей і жінок порогові значення дещо менші.

Поріг невідпускаючого струму - мінімальна сила струму, що викликає таке згинання суглоба, при якому людина не може самостійно звільнитися від провідника.

Для чоловіків ця величина становить 10 - 15 мА.

Найбільш чутливими до електричного струму частинами організму є мозок, грудні м'язи і нервові центри, які контролюють дихання і серце. Тому наслідки електротравми залежать від того, яка частина тіла виявилася включеною в електричний ланцюг. Дуже небезпечно, якщо електричний струм йде через серце. Небезпечна і дія струму на шкіру обличчя, де слабо розвинений роговий шар, що забезпечує високий опір шкірних покривів. Низьким опором володіють слизові оболонки.

Характер електротравми залежить і від сили струму. Так, при включенні в ланцюг обох рук з органами грудної клітини, розташованими між ними, відбувається наступне:

- струм 10 мА викликає скорочення м'язів обох рук;
- струм 20 мА викликає розлади дихання, пов'язані з тетанічним скороченням дихальних м'язів;
- струм 80 мА викликає порушення серцевої діяльності;
- струм 100 - 400 мА викликає незворотні розлади у функціонуванні збуджених тканин серця (одна з причин загибелі при електротравмі).

Дія змінного електричного поля

Змінне електричне поле викликає поздовжні коливання вільних зарядів у провіднику і обертальні коливання молекул у діелектриці. Ці процеси супроводжуються виділенням теплоти.

Нехай в змінному електричному полі знаходиться провідник (наприклад, електроліт). Високочастотне поле викликає коливальний рух іонів, тобто струм провідності, що

супроводжується тепловим ефектом.

Кількість теплоти виразимо через напруженість E електричного поля в проведеному тілі, опір якого приймемо рівним $R = \frac{\rho L}{S}$. Для цього виконаємо наступні перетворення:

$$P = \frac{U_m^2}{2R} = \frac{(E_m \cdot L)^2}{2R} = \frac{E_m^2 \cdot L^2 \cdot S}{2\rho L} = \frac{E_m^2 \cdot S \cdot L}{2\rho}$$

Розділивши цю рівність на об'єм тіла ($S \cdot L$), отримаємо, що кількість теплоти, що виділяється за 1 с в 1 м³ тканини пропорційно квадрату амплітуди напруженості електричного поля E_m і назад пропорційно питомому електричному опору ρ :

$$q = \frac{P}{SL} = \frac{E_m^2}{2\rho}, \quad (12.7)$$

Нехай в змінному електричному полі з амплітудною E знаходиться діелектрик з відносною діелектричною проникністю ϵ . Під дією змінного електричного поля відбуваються орієнтаційна та структурна поляризації молекул. При цьому виникає коливальний рух молекул, що супроводжується виділенням теплоти (діелектричні втрати). Кількість теплоти, що виділилася, залежить від кругової частоти поля - і кута, на який коливання молекул відстають за фазою від коливань напруженості поля (кут δ називається кутом діелектричних втрат):

$$q = \frac{\epsilon_0 \cdot \epsilon \cdot \omega \cdot E_m^2 \cdot \operatorname{tg} \delta}{2}, \quad (12.8)$$

Дія змінного магнітного поля

Нехай у змінному магнітному полі знаходиться провідник. В результаті явища електромагнітної індукції в ньому виникають вихорі струми (струми Фуко), що нагрівають об'єкт. Кількість теплоти, що виділяється за 1 с в 1 м³ речовини, визначається співвідношенням:

$$q = \frac{k \cdot \omega^2 \cdot B^2}{2\rho}, \quad (12.9)$$

де B - амплітудне значення магнітної індукції; ω - кругова частота; ρ - питоме електроспротивлення тканини; k - деякий коефіцієнт, що враховує геометрію тіла.

Використання струмів і полів у лікувальних цілях

Біологічні тканини та органи є різномірними утвореннями: одні з них є діелектриками, інші провідниками. Значну частину організму складають біологічні рідини (електроліти), що містять велику кількість іонів.

Постійний струм

Під впливом постійного електричного поля іони, що містяться в біологічних тканинах, приходять у спрямований рух. При цьому відбувається їх поділ і зміна їх концентрації в різних елементах тканини.

Електрофорез - метод, заснований на введенні речовини через шкіру або слизові оболонки під дією постійного струму. Під електроди на шкіру кладуть прокладки, змочені відповідним лікарським препаратом. Через катод вводять аніони (йод, гепарин, бром), а через анод - катіони (Na, Ca, новокаїн).

Гальванізація - фізіотерапевтичний метод, заснований на пропусканні постійного струму напругою 60 - 80 В через тканини організму.

Високочастотні струми

Первинна дія змінного (гармонійного) струму та електромагнітного поля на біологічні об'єкти полягає в наступному: а) зміщення іонів у розчинах електролітів, їх поділ, перерозподіл; б) зміна поляризації діелектриків.

Високочастотні струми. При частотах приблизно понад 500 кГц зміщення іонів стає співмірним з їх зміщенням в результаті молекулярно-теплого руху, тому струм або електромагнітна хвиля не буде викликати подразнювальної дії. Основним первинним ефектом у цьому випадку є тепловий вплив. (Постійний струм і струми низької частоти для нагрівання тканин не придатні, оскільки їх використання при великих значеннях може призвести до електролізу і руйнування).

Переваги лікувального прогрівання ВЧ електромагнітними коливаннями перед зрілкою:

- утворення теплоти у внутрішніх частинах організму;
- підбираючи відповідну частоту, можна здійснювати термоселективний вплив;
- можна дозувати нагрівання, регулюючи потужність генератора;
- виникнення внутрішньомолекулярних процесів, які призводять до специфічних впливів.

Обчислюємо кількість теплоти q , що виділяється в одиниці об'єму.

Потужність струму, що витрачається на нагрівання тканин, визначається за формулою $P = I^2 \cdot R$. Перетворюємо її, вважаючи, що зразок біологічної тканини довжиною L має питомий опір ρ і контактує з двома плоскими електродами площею S (рис. 12.3).

Нехай щільність струму однакова у всіх точках тканини і дорівнює щільності струму на електродах. Враховуючи що $R = \frac{\rho L}{S}$, отримуємо:

$$P = I^2 R = \frac{j^2 S^2 \rho L}{S} = j^2 \rho V,$$

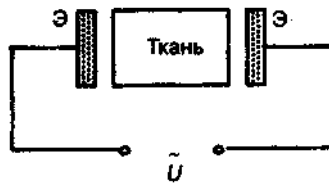


Рис. 12.3. Схема розташування біологічної тканини між електродами

де $V = S \cdot L$ - об'єм тканини. Розділивши отриманий вираз на обсяг, дізнаємося кількість теплоти q , що виділяється за 1 з 1 м³:

$$q = j^2 \cdot \rho. \quad (12.10)$$

Пропускання струму високої частоти через тканину використовують у наступних фізіотерапевтичних процедурах.

Діатермія (наскрізне прогрівання) - отримання теплового ефекту в глибоколежущих тканинах. При діатермії застосовують струм частотою 1 - 2 МГц, напругою 100 - 150 В, сила струму 1 - 1,5 А. При цьому сильно нагріваються шкіра, жир, кістки, м'язи (оскільки у них найбільший питомий опір). Менше нагріваються органи, багаті кров'ю або лімфою: легені, печінка, лімфовузли.

Брак діатермії - непродуктивне виділення теплоти в шарі шкіри і підшкірній клітковині.

Місцева дарсонвалізація. При цьому застосовують струм частотою 100 - 400 кГц, силою струму $I = 10 - 15$ мА і напругою - десятки кВ.

Струми високої частоти використовуються для хірургічних цілей.

Діатермокоагуляція - припалювання, "зварювання" тканини. При цьому застосовується щільність струму 6 - 10 мА/мм², в результаті чого температура тканини підвищується і тканина коагулює.

Діатермотомія - розсічення тканин за допомогою електрода у формі леза. При цьому щільність струму становить 40 мА/мм².

Електрохірургічний вплив супроводжується меншими крововтратами.

Змінне магнітне поле

Якщо помістити біологічну тканину в змінне магнітне поле (наприклад, біля торця котушки зі змінним струмом), то в результаті явища електромагнітної індукції в проведених тканинах утворюються вихрові струми (струми Фуко), що нагрівають об'єкт.

Нагрівання тіла при дії височастотного магнітного поля (частота 10 - 15 МГц) називається індуктотермією. Схема впливу показана на рис. 12.4.

При індуктотермії більше нагріваються тканини з невеликим питомим опором. Сильніше будуть нагріватися тканини, багаті судинами, наприклад, м'язи. Менше будуть нагріватися такі тканини, як жир. Використовується також індуктотермія при УВЧ магнітному полі.

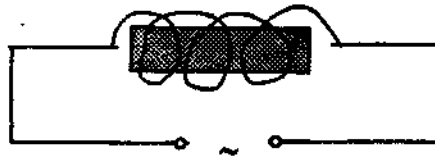


Рис. 12.4. Схема впливу при індуктотермії

У полу котушку поміщають зразок. При пропусканні по котушці змінного струму створюється височастотне магнітне поле, що нагріває зразок

Височастотні струми і поля

Одним з поширених методів височастотної терапії є вплив височастотним електричним полем УВЧ (УВЧ-терапія). При цьому біологічна система поміщається між плоскими електродами, які не стосуються тіла (рис. 12.5).

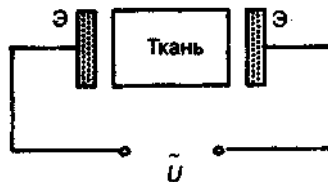


Рис. 12.5. Схема впливу полем УВЧ

При УВЧ-терапії коливання мають частоту 40 - 50 МГц. У Росії в апаратах УВЧ використовується частота 40,58 МГц.

При УВЧ-терапії діелектричні тканини організму нагріваються інтенсивніше проводять (на частоті близько 40 МГц, яка використовується на практиці).

Тепловий ефект не завжди є головною метою процедури. У багатьох випадках важливим є значний вплив на фізіологічний стан клітини, який може змінюватися під впли-

вом коливань полярних молекул або окремих частин органічних молекул в змінному УВЧ електричному полі.

Електромагнітні СВЧ хвилі

Фізіотерапевтичні методи, засновані на використанні електромагнітних хвиль СВЧ діапазону, залежно від довжини хвилі отримали дві назви: мікрохвильова терапія (частота - 2375 МГц, довжина хвилі - 12,6 см) і ДЦВ-терапія, тобто терапія дециметровими хвилями (частота - 460 МГц, довжина хвилі - 65,2 см).

Первинна дія СВЧ хвиль на речовину обумовлена коливаннями іонів в розчинах електролітів, а також атомів або молекул в полярних діелектриках, які викликаються змінним високочастотним електромагнітним полем хвилі, що проникає в речовину. При цьому в одиниці обсягу тканини виділяється кількість теплоти прямо пропорційна відносній діелектричній проникності тканини ϵ , круговій частоті ω і квадрату інтенсивності електромагнітного поля I .

$$q = k \cdot I^2 \cdot \left(\frac{\epsilon \cdot \omega}{2} \right), \quad (12.11)$$

де k - деякий коефіцієнт.

Глибина проникнення електромагнітних хвиль у біологічні тканини залежить від здатності цих тканин поглинати енергію хвилі. Сантиметрові хвилі проникають в м'язи, шкіру на глибину до 2 см, в жирову тканину, кістки - близько 10 см. Дециметрові хвилі проникають на глибину в 2 рази більшу.

Оскільки в частотний діапазон СВЧ-випромінювання потрапляє власна частота коливань молекул води, то саме водні середовища організму поглинають енергію СВЧ-хвиль більшою мірою. СВЧ-хвилі слабо взаємодіють зі шкірою і жировою клітковиною, а в м'язах і внутрішніх органах інтенсивно поглинаються. Тому м'язи і внутрішні органи відчують найбільше нагрівання при мікрохвильовій терапії. Багато тепла виділяється в рідинах, що заповнюють різні порожнини.

12.3. Теплові дії

Організм людини підтримує постійну температуру тіла, яка відрізняється від температури зовнішнього середовища. Внаслідок цього між тілом людини і навколишнім середовищем виникає теплообмін. Завдання організму полягає в забезпеченні рівності між теплотою, що виділяється в організмі ($Q_{\text{вйд}}$) і теплотою, що віддається в навколишнє середовище ($Q_{\text{вйдл}}$). Якщо з якихось причин підтримання балансу між теплотами, що виділяється і віддається, стає неможливим, організм гине від переохолодження або від перегріву. Виділення теплоти в організмі відбувається за рахунок енергії метаболічних процесів і характеризується питомою теплопродукцією - кількістю теплоти, що виділяється одиницею маси, тіла за 1 с. Передача теплоти в навколишнє середовище здійснюється за рахунок процесів теплообміну, зазначених нижче.

Тепловий вплив на організм людини можуть надавати зовнішнє середовище і процеси, що протікають в самому організмі.

Теплообмін за рахунок теплопровідності

Теплопровідність - процес передачі теплоти від більш нагрітих частин системи до менш нагрітих, що відбувається без перенесення маси речовини і без випромінювання електромагнітних хвиль. Теплопровідність обумовлена тим, що частинки речовини, що володіють більшою кінетичною енергією, передають її менш швидким частинкам. Пере-

дача теплоти шляхом теплопровідності може відбуватися між будь-якими тілами при безпосередньому контакті або через проміжне середовище (крім вакууму).

Передачу теплоти шляхом теплопровідності в однорідному середовищі описують законом Фур'є.

Тепловий потік (P), що переноситься через поверхню S , перпендикулярно напрямку осі X , уздовж якої вбиває температура, пропорційний площі цієї поверхні і градієнту температури

$$P = \alpha_k \cdot S \cdot \left(\frac{\Delta T}{\Delta X} \right) \quad (12.12)$$

При розрахунку теплообміну між тілом та навколишнім середовищем, що здійснюється шляхом теплопровідності через одяг, величини, що входять до цього рівняння, мають такий сенс:

$S, \text{ м}^2$ - площа поверхні одягу;

$\Delta T, \text{ К}$ - різниця температур між внутрішньою і зовнішньою сторонами одягу;

$\Delta X, \text{ м}$ - товщина одягу;

$\alpha_k, \frac{\text{Вт}}{\text{м}^2 \cdot \text{К}}$ - коефіцієнт теплопровідності матеріалу одягу.

Значення коефіцієнта теплопровідності для деяких речовин наведено в табл. 12.4.

Зазначимо, що коефіцієнт теплопровідності повітря порівняно малий, тому втрати тепла тіла за рахунок теплопровідності повітря невеликі. Коефіцієнт теплопровідності води перевищує коефіцієнт теплопровідності повітря більш ніж у 20 разів, тому в холодній воді людина починає мерзнути досить швидко.

Таблиця 12.4

Коефіцієнт теплопровідності

Речовина	Коефіцієнт теплопровідності, $\alpha_k \text{ Вт} \cdot \text{м}^2 \cdot \text{К}$
Сухе повітря	0,024
Тканина вовняна суха	0,025
Вода	0,585
Жирова клітковина	0,17—0,21
Епідерміс людини	0,25
М'язова тканина	0,58
Кістки черепа	0,38
Сіра речовина мозку	0,56
Ангіома (судинна пухлина)	0,56
Кров	0,70
Шкіра при слабкому кровотоку	0,314
Шкіра при сильному кровотоку	1,456
Сніг свіжовипав	0,105
ущільнений	0,35
таючий	0,640
Гліцерін	0,286
Парафін	0,127
Спирт метиловий	0,223
етиловий	0,189
Папір	0,006
Вата бавовняна	0,003
Лід (-5° С)	0,22

У живому організмі тканини мають різну теплопровідність, і ця відмінність досить істотна для підтримки теплового режиму організму. Значна теплопровідність м'язової тканини, в якій знаходиться багато кровоносних судин, дозволяє швидко переносити тепло від внутрішніх органів до зовнішніх, оберігаючи внутрішні органи від перегріву. Навпаки, при низьких температурах зовнішнього середовища шар жирової тканини перешкоджає швидкому витоку тепла. Аналогічну роль відіграє волоссяний покрив і шар повітря між волоссям.

Теплообмін за рахунок конвекції

У тих випадках, коли в теплообміні беруть участь рідини або гази, зазвичай виникають явища конвекції: одночасно з потоком тепла виникають потоки речовини - більш нагріті шари спливають догори, а менш нагріті опускаються. Таке перемішування величезною мірою прискорює процес теплообміну. У випадку, коли тверде тіло знаходиться в обтічному його потоці рідини або газу, теплообмін також носить конвекційний характер і відбувається значно швидше, ніж у середовищі, що покоїться. Тому навіть невеликий вітер (протяг) призводить до збільшення втрат тепла з поверхні тіла.

Теплообмін за допомогою конвекції описується законом Ньютона

$$P_c = \alpha_c \cdot S \cdot (T_n - T_v). \quad (12.13)$$

Тут:

P - тепловий потік від організму до середовища, Вт;

S - площа поверхні тіла, м²;

T_n, T_v - відповідно температури поверхні тіла (зовнішнього боку одягу) і повітря;

α_c - коефіцієнт теплопередачі конвекцією, $\frac{\text{Вт}}{\text{м}^2 \cdot \text{К}}$.

Для відкритих ділянок конвекційні процеси значно інтенсивніші за теплопередачу шляхом теплопровідності і в повітрі відіграють основну роль. Навпаки, для ділянок тіла, укритих одягом, конвекційні процеси можуть бути зведені до нуля. Наприклад, температура поверхні зимового одягу зазвичай дорівнює температурі навколишнього повітря: $T_n = T_v$ і відповідно до (12.13) $P_c = 0$.

Тепловий удар. Теплопередача шляхом теплопровідності та конвекції відбувається в напрямку зменшення температури. Якщо температура навколишнього середовища вище температури тіла, то теплопровідність і конвекція створюють тепловий потік, спрямований всередину тіла, що при певній тривалості призводить до перегріву (тепловий удар). Живий організм не в змозі функціонувати без віддачі тепла назовні.

Теплообмін за рахунок випаровування

Ще один механізм, за допомогою якого організм віддає теплоту в навколишнє середовище, пов'язаний з випаровуванням рідини. Кількість теплоти, що витрачається на пароутворення, визначається формулою:

$$Q = r \cdot m, \quad (12.14)$$

де m - маса рідини, що випарювалася, r - питома теплота пароутворення.

При кімнатній температурі і нормальній вологості людина виводить з організму близько 0,35 кг вологи на добу разом з видихуванним повітрям і приблизно 0,5 кг вологи у вигляді поту. Питома теплота пароутворення води дорівнює $2,52 \cdot 10^6$ Дж/кг. Тому теплові втрати організму на випаровування можуть досягати $0,85 \cdot 2,52 \cdot 10^6 \approx 2 \cdot 10^6$ Дж на добу, що становить 25 - 30% всієї теплопродукції організму.

Потовиділення залежить як від температури зовнішнього середовища, так і від його

відносної вологості, оскільки воно значною мірою обумовлює швидкість випаровування вологи з поверхні організму. Нормальна відносна вологість середовища становить близько 40 - 60%. При високій вологості процес випаровування з поверхні тіла сповільнюється, а при 100% припиняється повністю. При високій температурі навколишнього середовища це веде до перегріву організму. З цієї причини людині важко виконувати фізичну роботу при підвищеній вологості. Вологість менше 40% призводить до посилення втрати вологи організмом, до його зневоднення. Це також ускладнює виконання роботи.

Для протікання деяких процесів важлива не відносна, а абсолютна вологість. Так, випаровування води з поверхні альвеол в легенях залежить від абсолютної вологості повітря, так як з легень видихається повітря майже повністю насичене паром при температурі приблизно 30° С. Кількість пари, яким повітря насичується в легенях, очевидно, залежить від абсолютної вологості вдихуваного повітря.

Теплообмін за рахунок теплового випромінювання

Ще один спосіб теплообміну між тілом і навколишнім середовищем полягає в випусканні і поглинанні електромагнітних хвиль.

Теплове випромінювання - електромагнітне випромінювання, що випускається речовиною і виникає за рахунок її внутрішньої енергії.

Теплове випромінювання обумовлюється збудженням частинок речовини при здобутках у процесі теплового руху або прискореним рухом зарядів (коливання іонів кристалічної решітки, тепловий рух вільних електронів тощо). Воно виникає при будь-яких температурах і тому притаманне всім тілам.

Характеристики теплового випромінювання

Процеси випускання та поглинання теплового випромінювання кількісно характеризуються наступними величинами.

Потік випромінювання (Φ) - енергія, яку випромінює вся поверхня тіла за одиницю часу.

По своїй суті потік - це потужність випромінювання. Розмірність цієї характеристики - [Дж/с = Вт].

Енергетична світність (R_e) - енергія теплового випромінювання, що випускається з одиничної поверхні нагрітого тіла за одиницю часу.

$$R_e = \frac{\Phi}{S} \text{ [Вт/м}^2\text{]}. \quad (12.15)$$

І потік випромінювання, і енергетична світність залежать від будови речовини та її температури: $\Phi = \Phi(T)$, $R_e = R_e(T)$.

Енергетична світність R_e , визначена вище, охоплює весь діапазон довжин хвиль (теоретично - від нуля до нескінченності). Для того, щоб показати, як випромінювана енергія розподілена по цьому діапазону, використовують спеціальну величину, звану спектральною щільністю енергетичної світності. Позначимо енергію теплового випромінювання, що випускається одиничною поверхнею тіла за 1 з у вузькому інтервалі довжин хвиль від λ , до $\lambda + d\lambda$ через dR_e .

Спектральною щільністю енергетичної світності (τ) (випускною здатністю) називається ставлення енергетичної світності у вузькій ділянці спектра (dR_e) до ширини цієї ділянки ($d\lambda$):

$$\tau(\lambda, T) = \frac{dR_e}{d\lambda}. \quad (12.16)$$

Пояснимо фізичний сенс цієї величини. Нехай $d\lambda = 1$ м. Тоді виконується чисельна рівність, що становить $\tau(\lambda = dRe$, тому спектральна щільність показує величину енергії, що випромінюється за одиницю часу з одиничної поверхні в інтервалі довжин хвиль шириною 1 м (від λ до $\lambda+1$ м). Розмірність - $[Вт/м^3]$.

Знаючи спектральну щільність енергетичної світності тіла, можна розрахувати енергетичну світність тіла в будь-якому діапазоні. Наприклад, енергетична світність, що припадає на діапазон довжин хвиль (λ_1, λ_2) , визначається наступним інтегралом:

$$R_e(\lambda_1, \lambda_2) = \int_{\lambda_1}^{\lambda_2} \tau \cdot d\lambda.$$

Зокрема, повна енергетична світність тіла дорівнює:

$$R_e = \int_0^{\infty} \tau \cdot d\lambda.$$

Як вже вказувалося, тіла не тільки випускають, а й поглинають теплове випромінювання. Здатність тіла поглинати енергію характеризується коефіцієнтом поглинання плечей. Нехай на тіло падає монохроматичне випромінювання з довжиною хвилі порожній. Позначимо потік цього випромінювання $\Phi_{\text{пад}}$. Тіло поглинає тільки частину цього потоку $\Phi_{\text{погл.}}$, величина якої залежить від довжини хвилі і температури тіла.

Монохроматичним коефіцієнтом поглинання (α) називається ставлення потоку випромінювання, поглиненого даним тілом, до потоку випромінювання, що впало на нього:

$$\alpha(\lambda, T) = \frac{\Phi_{\text{погл.}}}{\Phi_{\text{пад}}}. \quad (12.17)$$

Для всіх реальних тіл коефіцієнт поглинання залежить від довжини хвилі падаючого випромінювання. З визначення випливає, що $0 < \alpha < 1$. У загальному випадку вигляд функції $\alpha(\lambda, T)$ може бути досить складним.

Нижче наводяться деякі найпростіші типи поглинання.

Абсолютно чорне тіло - таке тіло, коефіцієнт поглинання якого дорівнює одиниці для всіх довжин хвиль: $\alpha=1$. Воно поглинає все падаюче на нього випромінювання.

Хоча тіл, які є абсолютно чорними, в природі немає, неважко побудувати досить хорошу модель абсолютно чорного тіла - маленький отвір у замкненій непрозорій порожнині зі стінками, покритими сажею. Промінь, що потрапив у цей отвір, після багаторазових відбитків від стінок, буде поглинений практично повністю. Крім того, до абсолютно чорного тіла близькі поглинальні властивості сажі, чорного оксамиту, платинової чорні тощо.

Спектральна щільність енергетичної світності абсолютно чорного тіла позначається символом ϵ . Її залежність від довжини хвилі визначає спектр випромінювання чорного тіла, який відіграє особливу роль. З ним пов'язані спектри інших тіл.

Абсолютно біле тіло - таке тіло, коефіцієнт поглинання якого дорівнює нулю для всіх довжин хвиль: $\alpha=0$.

Істинно білих тіл у природі немає, проте існують тіла, близькі до них за властивостями в досить широкому діапазоні. Наприклад, дзеркало в оптичній частині спектра відображає майже все падаюче світло.

Сіре тіло - таке тіло, для якого коефіцієнт поглинання менше одиниці і не залежить від довжини хвилі: $\alpha = \text{const} < 1$.

Деякі реальні тіла мають цю властивість у певному інтервалі довжин хвиль. Наприклад, "сірою" ($\alpha = 0,9$) можна вважати шкіру людини в інфрачервоній області.

Закони теплового випромінювання

Між пропускною здатністю тіла і його поглинальною здатністю існує зв'язок, що

виражається законом Кірхгофа.

Ставлення спектральної щільності енергетичної світності до величини монохроматичного коефіцієнта поглинання не залежить від природи тіла і є універсальною функцією довжини хвилі та абсолютної температури (ϵ):

$$\frac{\tau(\lambda, T)}{\alpha(\lambda, T)} = \epsilon(\lambda, T). \quad (12.18)$$

Якщо застосувати цей закон до абсолютно чорного тіла, для якого $\alpha(\lambda, T) = 1$, то отримаємо $\tau(\lambda, T) = \epsilon(\lambda, T)$. Таким чином, виходить, що універсальна функція в правій частині (12.18) являє собою спектральну щільність енергетичної світності абсолютно чорного тіла.

Як було вже сказано, атоми і молекули будь-якого тіла випромінюють електромагнітні хвилі, що забирають з собою частину внутрішньої енергії тіла. Енергетична світність підвищується при збільшенні температури тіла. Для абсолютно чорного тіла, справедливий закон Стефана - Больцмана:

Енергетична світність абсолютно чорного тіла пропорційна четвертому ступеня його абсолютної температури.

$$R_e = \sigma \cdot T^4, \quad (12.19)$$

де σ - постійна Стефана - Больцмана, $\sigma = 5,669 \cdot 10^{-8}$ Вт/(м² К⁴). Повний потік теплового випромінювання з усієї поверхні абсолютно чорного тіла визначається формулою

$$\Phi_{\text{изл.}} = S \cdot R_e = S \cdot \sigma \cdot T^4. \quad (12.20)$$

Як впливає із закону Кірхгофа, енергетична світність реальних тіл ($\alpha < 1$) менша ніж у абсолютно чорного тіла. Зокрема, для сірого тіла можна записати

$$R_e = \alpha \cdot \sigma \cdot T^4 = \delta \cdot T^4, \quad \Phi_{\text{изл.}} = S \cdot \delta \cdot T^4. \quad (12.21)$$

де $\delta = \alpha \cdot \sigma$ - наведений коефіцієнт поглинання.

Оскільки кожне тіло випромінює саме і в той же час отримує енергію випромінювання від навколишніх тіл, то сумарна інтенсивність теплових втрат дорівнює різниці потоків, що випромінюються і поглинаються даним тілом:

$$P = \Phi_{\text{випр}} - \Phi_{\text{погл.}}$$

Для сірого тіла можна записати:

$$P = \delta \cdot S \cdot (T_n^4 - T_o^4), \quad (12.22)$$

де T_n , T_o - температури поверхні тіла і навколишнього середовища відповідно, S - площа поверхні тіла, δ - наведений коефіцієнт поглинання.

Нижче наведено параметри поглинання для деяких матеріалів.

Матеріал	Коефіцієнт поглинання, α	Наведений коефіцієнт поглинання δ , 10^{-8} Вт/(м ² К ⁴)
Бавовняна тканина	0,73	4,2
Шерсть, шовк	0,76	4,3
Шкіра людини	0,90	5,1

Для одягненої людини під температурою T слід розуміти температуру поверхні одягу. Розгляньмо наступний приклад.

Приклад

Для роздягненої людини, температура поверхні шкіри якого 33°C (306K), а площа поверхні $1,5\text{ м}^2$, потужність втрат за рахунок теплового випромінювання при температурі навколишнього середовища 18°C (291K) дорівнює

$$P = 1,5 \cdot 5,1 \cdot 10^{-8} \cdot (3064 - 2914) \approx 122\text{Вт.}$$

При тій же температурі навколишнього середовища у людини в бавовняному одязі, температура поверхні якої 24°C (297K), потужність втрат у кілька разів менша:

$$P = 1,5 \cdot 4,2 \cdot 10^{-8} \cdot (2974 - 2914)_{\text{од}} \approx 37\text{ Вт.}$$

Особливості теплового випромінювання людини

Частка теплового випромінювання в теплообміні людини з навколишнім середовищем досягає 45%. Інфрачервоне випромінювання різних ділянок поверхні тіла визначається трьома факторами:

- особливостями васкуляризації (щільності постачання органів і тканин судинами) поверхонь тканин;
- рівнем метаболічних процесів (обміну речовин) у них;
- відмінностями в теплопровідності (пов'язаними з розвитком жирової клітковини).

При дотриманні стандартних умов, реєстрована топографія випромінювання характерна для даної людини. Зміни топографії випромінювання можуть спостерігатися в наступних випадках:

Порушення	Механізм порушення
Порушення структурних співвідношень судинної мережі	Вроджені аномалії, судинні пухлини (наприклад, різні гемангіоми)
Зміни тонуусу судин	Порушення вегетативної іннервації, рефлекторна зміна тонуусу
Місцеві розлади кровообігу	Травми, тромбоз, склероз судин
Порушення венозного кровотоку	Застій, зворотний струм крові при недостатності клапанів вен
Локальні зміни теплопродукції	Запальні осередки, пухлини, ревматичні артрити
Зміни теплопровідності тканин	Набряк, ущільнення тканин, зміна вмісту жиру

Внаслідок сильної температурної залежності потужності випромінювання (четвертий ступінь термодинамічної температури) навіть невелике підвищення температури поверхні може викликати сильну зміну випромінюваної потужності. Так, якщо температура поверхні тіла людини зміниться на 3 K , тобто приблизно на 1%, то потужність зміниться на 4%. Така зміна надійно фіксується відповідними приладами (тепловізорами, датчиками на рідких кристалах тощо) У здорових людей розподіл температури по різних точках поверхні тіла досить характерний. Різні процеси (запалення, зміна кровообігу у венах, наприклад, при охолодженні або нагріванні, пухлина) можуть змінювати місцеву температуру. Таким чином, реєстрація випромінювання різних ділянок поверхні тіла людини і визначення їх температури є надійним неінвазивним діагностичним методом.

Вплив низьких температур

Холод - лікувальний засіб. Під впливом холоду (лід, сніг) відбувається спазм дрібних судин, знижується нервова збудливість, уповільнюється кровотік, знижується проникність дрібних судин, запобігається виникненню набряків. Кріоком-прес (гр. kryos - холод, мороз, лід) зменшує біль при забоях м'язких тканин, суглобів, розтягненнях зв'язок та

інших травмах. З лікувальною метою на шкіру впливають процедурою кріомасажу, яка здійснюється з використанням рідкого азоту. Вплив на шкіру здійснюється за допомогою заповненого рідким азотом криодеструктора, на якому є тефлонова насадка з температурою -50 - -60°C . Для кріогенних методів створюють спеціальну кріогенну апаратуру.

Захист від теплових впливів

Важливим питанням, пов'язаним з роботою людини в екстремальних температурних умовах, є організація захисту організму від теплових впливів. Захист від впливу високих температур - складне завдання, що вимагає комплексного вирішення. Крім теплоізоляційних матеріалів для такого захисту використовуються металізовані плівки, що добре відображають теплове випромінювання, а в ряді випадків і примусовий обдув тіла охолодженим повітрям. Ефективність використання металізованих покриттів (наприклад, мелінексу) демонструє наступний приклад. Випробовувані виконували роботу в приміщенні з $t = 50^{\circ}\text{C}$. При цьому інтенсивність опромінення становила 1487 Вт/м^2 . У одягнених у бавовняний комбінезон температура тіла підвищувалася в середньому до 39°C , а при використанні одягу з покриттям з мелінексу - до 38°C . При цьому застосування одягу з покриттям збільшувало час переносимості цих умов на 50 - 70% .

Для захисту від радіаційного нагріву космонавтів, які виходили на поверхню Місяця, застосовувався спеціальний комбінезон, надіваний на скафандр. Він складався з декількох шарів тканини з блискучою металевою поверхнею (до 14 шарів). Всередині скафандра розташовувалися трубки, по яких циркулювала охолоджувальна рідина. При розробці конструкції скафандра довелося враховувати, що теплопродукція різних частин організму неоднакова. Тому охолоджувальні трубки в захисному костюмі розташовувалися так, щоб 50% їх припадало на ноги, 23% - на руки, 19% - на тулуб, 8% - на голову і шию. На рис. 12.6 показано захисний костюм космонавта.

Одяг, призначений для захисту від низьких температур навколишнього середовища, повинен забезпечувати адекватну вентиляцію, щоб під одягом не конденсувалася волога, створювати ізолюючий прошарок нерухомого повітря навколо тіла. Теплоізоляційні властивості одягу знижуються при вітрі і при русі. Для захисту від переохолодження застосовують, зокрема, одяг з локальним підігрівом (на спині, попереку, стопах, передпліччях, шиї, обличчі) до 46 - 51°C і сумарною потужністю енергоживлення 100 Вт . Електрообігріваний одяг повинен не нагрівати поверхню тіла людини, а лише сприяти зменшенню тепловтрат і підтримувати нормальну температуру тіла незалежно від змін температури і швидкості руху навколишнього повітря, а також інтенсивності фізичної роботи. Використовують і комбінезони з водяним підігрівом, в яких по системі трубок рухається нагріта рідина, як в окремих елементах захисного костюма космонавта.

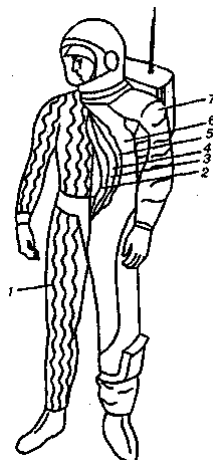


Рис. 12.6. Скафандр космонавта:

1 - костюм з водяним охолодженням; 2 - внутрішня оболонка скафандра; 3 - вентильований костюм; 4 - герметизуюча додаткова оболонка; 5 - герметизуюча основна оболонка; 6 - силова оболонка; 7 - екранно-вакуумна теплова ізоляція

12.4. Радіаційні дії

Іонізуюче випромінювання

Земля знаходиться під постійним впливом потоку швидких частинок і квантів жорсткого електромагнітного випромінювання, що приходять з космосу. Цей потік називають космічними променями. Космічні промені приходять з глибин всесвіту і від Сонця. Частина потоку космічних променів досягає поверхні Землі, а частина поглинається атмосферою, породжуючи вторинне випромінювання і призводячи до утворення різних радіонуклідів. Взаємодія космічних променів з речовиною призводить до його іонізації.

Потік частинок або електромагнітних квантів, взаємодія яких із середовищем призводить до іонізації її атомів, називається іонізуючим випромінюванням.

Іонізуюче випромінювання може мати земне походження. Наприклад, виникати при радіоактивному розпаді.

Радіоактивність

Явище радіоактивності було відкрито в 1896 р. А. Беккерелем.

Радіоактивність - здатність деяких атомних ядер мимовільно (спонтанно) перетворюватися на інші ядра з випусканням частинок.

Існують два види радіоактивності:

- природна, яка зустрічається у природних нестійких ядер;
- штучна, яка зустрічається у радіоактивних ядер, утворених в результаті різних ядерних реакцій.

Обидва види радіоактивності мають спільні закономірності.

Основний закон радіоактивного розпаду

Радіоактивний розпад - явище статистичне. Можна встановити ймовірність розпаду одного ядра за певний проміжок часу. За рівні проміжки часу розпадаються однакові частки готівки (тобто ядер радіоактивного елемента, які ще не розпалися до початку цього проміжку часу).

Нехай за малий час dt розпадається dN ядер. Це число пропорційно інтервалу часу dt і загальній кількості радіоактивних ядер N :

$$dN = -\lambda \cdot N \cdot dt, \quad (12.23)$$

де λ - постійна розпаду, пропорційна ймовірності розпаду радіоактивного ядра і залежна від природи елемента; знак "-" вказує на вбивання кількості радіоактивних ядер.

Рішенням диференційного рівняння (12.23) є експоненційна функція:

$$N = N_0 \cdot \exp(-\lambda \cdot t), \quad (12.24)$$

де N_0 - число радіоактивних ядер в момент $t = 0$, а N - число ядер, що не розпалися, в поточний момент часу t .

Формула (12.24) висловлює закон радіоактивного розпаду.

Число радіоактивних ядер вбиває з часом за експоненційним законом.

На практиці замість постійної розпаду λ , часто використовують іншу величину, звану періодом напіврозпаду.

Період напіврозпаду (T) - це час, протягом якого розпадається половина радіоактивних ядер.

Період напіврозпаду може бути як дуже великим, так і дуже маленьким. Наприклад, для урану $T = 4,5 \cdot 10^9$ років, а для літію $T = 0,89$ с.

Характеристики розпаду T і λ , пов'язані співвідношенням: $T = \frac{\ln 2}{\lambda}$.

Закон радіоактивного розпаду з використанням періоду напіврозпаду записується так:

$$N = N_0 \cdot 2^{-\frac{t}{T}}. \quad (12.25)$$

На рис. 12.7 зображені процеси радіоактивного розпаду для двох речовин з різними періодами напіврозпаду.

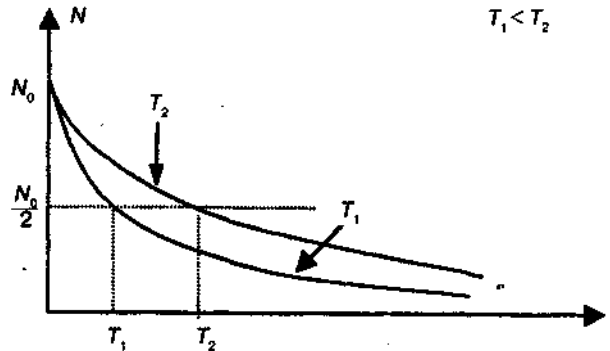


Рис. 12.7. Збування кількості ядер вихідної речовини при радіоактивному розпаді

Активність

При роботі з радіоактивним джерелом важливо знати загальне число частинок, що вилітають з препарату за одиницю часу. Ця величина залежить від того, скільки частинок (включаючи γ -фотони) утворюється при розпаді одного ядра, і від числа розпадів за $t=1$ с. Швидкість радіоактивного розпаду називається активністю.

Активність - число ядер радіоактивного препарату, що розпадаються за одиницю часу:

$$A = -\frac{dN}{dt}. \quad (12.26)$$

Одиниця вимірювання активності в СІ - беккерель (Бк), що відповідає одному акту розпаду в секунду.

На практиці більш вжива позасистемна одиниця активності - Кюрі (Ки): $1 \text{ Ки} = 3,77 \cdot 10^{10} \text{ Бк} = 3,77 \cdot 10^{10} \text{ с}^{-1}$.

Наведемо ще одну корисну формулу. Нехай у деякий момент часу активність дорівнює A_0 тоді через час t активність визначається співвідношенням:

$$A = A_0 \cdot 2^{-\frac{t}{T}}. \quad (12.27)$$

Знаючи активність препарату і продукти, що утворюються при розпаді одного ядра, можна вирахувати, скільки частинок кожного виду випускає препарат за 1 с. Наприклад, якщо при поділі одного ядра утворюється n частинок, то за одну секунду препарат випускає потік частинок $N = n \cdot A$.

Основні види радіоактивного випромінювання

Спочатку при вивченні явища радіоактивності були виявлені 3 види променів, що випускаються радіоактивними ядрами, які отримали назви α -, β -, γ -променей. Пізніше було встановлено, що α -промені - це потік ядер гелію, β -промені - потік електронів, а γ -промені - потік квантів електромагнітного випромінювання з довжиною хвилі $\lambda \leq 10^{-10}$ м. Крім перерахованих видів випромінювання при радіоактивному розпаді виникають і потоки швидких нейтронів, але власної назви нейтронне отримало.

Біофізичні основи дії іонізуючого випромінювання

Під впливом іонізуючого випромінювання в тканинах організму виникають такі процеси:

- при впливі випромінювання на молекули води, що міститься в тканинах, відбуваються різні реакції, названі радіолізом води;
- вплив випромінювання на молекули органічних сполук призводить до утворення збуджених молекул, іонів, радикалів, перекисів. Ці високоактивні в хімічному відношенні сполуки будуть взаємодіяти з іншими молекулами біологічної системи, що, в свою чергу, призведе до порушень мембран, клітин, а отже, і функцій всього організму.

Зазначимо загальні закономірності біологічної дії іонізуючого випромінювання:

- великі порушення при малій поглиненій енергії;
- дія на наступні покоління через спадковий апарат клітини;
- характерний прихований, латентний період;
- різні частини клітин по-різному чутливі до випромінювання;
- перш за все, вражаються клітини, що особливо небезпечно для дитячого організму;
- згубна дія на тканині дорослого організму, в яких є поділ.

Дозиметрія

Дозиметрія - розділ ядерної фізики та вимірювальної техніки, в якому вивчають величини, що характеризують дію іонізуючого випромінювання на речовини, а також методи і прилади для їх вимірювання.

Кількісно дія іонізуючого випромінювання (незалежно від його природи) оцінюється за енергією, переданою речовині. Для цього вводиться величина - доза випромінювання (доза - порція).

а) Поглинена доза

Поглинена доза (D) - величина, рівна відношенню енергії $A.E$, переданої елементу опромінюваної речовини, до маси m цього елемента:

$$D = \frac{\Delta E}{m} \quad (12.28)$$

У СІ одиницею поглиненої дози є грей [Гр].

1 Гр відповідає дозі випромінювання, при якій опроміненій речовині масою 1 кг передається енергія іонізуючого випромінювання 1 Дж.

Іноді користуються позасистемною одиницею поглиненої дози - радий.

1рад = 10^{-2} Гр.

Практичне визначення поглиненої дози ускладнене через неоднорідність тіла, розсіювання енергія випромінювання за різними напрямками і т. п. Для електромагнітного випромінювання поглинену тілом дозу можна оцінити за іонізуючою дією випромінювання в повітрі, що оточує об'єкт.

б) Експозиційна доза

Експозиційна доза оцінює дію рентгенівського і g-випромінювання з іонізації, що викликається ними в повітрі, що оточує опромінюване тіло.

Експозиційною дозою (X) називається відношення сумарного заряду всіх іонів одного знака, створених випромінюванням в деякому обсязі повітря, до маси повітря в цьому обсязі.

У СІ одиницею експозиційної дози є кулон на кілограм.

1 Кл/кг відповідає експозиційній дозі фотонного випромінювання, при якій в результаті іонізації в 1 кг сухого повітря (за нормальних умов) утворюються іони, що несуть

заряд, рівний 1 Кл кожного знака.

На практиці користуються одиницею, яка називається рентген [Р].

$$1\text{Р} = 2,58 \cdot 10^{-4} \text{Кл/кг.}$$

При експозиційній дозі 1 Р в результаті іонізації в 1 см³ сухого повітря при нормальних умовах утворюється $2 \cdot 10^9$ пар іонів. Зв'язок між поглиненою та експозиційною дозами:

$$D = f \cdot X, \quad (12.29)$$

де - деякий коефіцієнт, залежний від опромінюваної речовини та енергії фотонів.

Кісткова тканина - 1 - 4,5. Для води і м'яких тканин ≈ 1 . Отже, поглинена доза випромінювання в радах чисельно дорівнює відповідній експозиційній дозі в рентгенах (1 радий = 1 Р). Це визначає зручність використання позасистемних одиниць радий і Р.

в) Еквівалентна доза

При опроміненні живих організмів виникають біологічні ефекти, величина яких при одній і тій же поглиненій дозі різна для різних видів випромінювань. З цієї причини прийнято порівнювати біологічні ефекти, що викликаються будь-якими іонізуючими випромінюваннями, з ефектами від рентгенівського і лід-випромінювань. Коефіцієнт, що показує в скільки разів радіаційна небезпека даного виду випромінювання вище, ніж радіаційна небезпека рентгенівського випромінювання (при однаковій поглиненій дозі), називається коефіцієнтом якості випромінювання (К) Для рентгенівського і лід-випромінювань $K = 1$, а для всіх інших видів іонізуючого випромінювання К встановлюється на підставі

Еквівалентною дозою (H) називається твір коефіцієнта якості випромінювання на поглинену дозу:

$$H = K \cdot D. \quad (12.30)$$

Одиниця вимірювання еквівалентної дози має таку ж розмірність, що і одиниця поглиненої дози, але назва у неї інша. У СІ одиницею еквівалентної дози є зіверт [Зв]:

$$1 \text{Зв} = 1 \text{Дж/кг.}$$

Позасистемна одиниця еквівалентної дози - бер:

$$1 \text{бер} = 10^{-2} \text{Зв.}$$

Коефіцієнт якості встановлюється на підставі досвідчених даних. Він залежить не тільки від виду частинки, а й від її енергії. У табл. 12.5 представлені наближені значення К для деяких випромінювань.

Таблиця 12.5

Значення коефіцієнта якості для деяких випромінювань

Вигляд випромінювання	К
Рентгенівське, γ -, β -випромінювання	1
Теплові нейтрони (0,01 еВ)	3
Нейтрони (5 МеВ)	7
Нейтрони (0,5 МеВ), протони	10
α -випромінювання	20

Фізіологічна дія іонізуючого випромінювання

Фізіологічна дія випромінювання з різною еквівалентною дозою вказана в табл. 12.6.

Таблиця 12.6

Фізіологічна дія випромінювання для різних еквівалентних доз

Еквівалентна доза, бер	Фізіологічна дія
------------------------	------------------

0—25	У дорослої людини видимих порушення немає, у ембріона можуть бути ураження мозку
25—50	Можливі зміни в крові
50—100	Обов'язково є зміни в крові
200—400	Втрата працездатності, інвалідизація
400-500	50% смертність
$H > 600$	100% смертність

Прийняті гранично допустимі еквівалентні дози ($H_{\text{перед}}$):
 0,17 бер за рік - для звичайної людини;
 5 бер за рік - для професіоналів.

Співвідношення між різними дозами

У табл. 12.7 представлені співвідношення між різними дозами опромінення.

Таблиця 12.7

Співвідношення між дозами

Поглинена доза промінювання (D)	Експозиційна доза (X)	Еквівалентна доза (H)
$D = fX$	X	$H = K \cdot D$
СІ: Гр = Дж/кг. Практ.: 1 рад = 10^{-2} Гр	СІ: Кл/кг 1 Р = $2,58 \cdot 10^{-4}$ Кл/кг	СІ: Зв = Дж/кг 1 бер = 10^{-2} Зв

Потужність дози

Доза опромінення пропорційна часу дії іонізуючого опромінення:

$$\Delta D = N \cdot \Delta t, \quad (12.31)$$

де ΔD - доза опромінення, отримана за час Δt . Коефіцієнт пропорційності N називається потужністю дози.

Потужність дози (N) - величина, що визначає дозу, отриману об'єктом за одиницю часу:

$$N = \frac{\Delta D}{\Delta t}.$$

При рівномірній дії випромінювання доза дорівнює твору потужності на час дії випромінювання:

$$D = N \cdot t. \quad (12.32)$$

- Одиниця потужності поглиненої дози випромінювання - [Гр/с], позасистемна одиниця потужності - [рад/с].
- Одиниця потужності експозиційної дози - [А/кг], позасистемні одиниці потужності - [Р/с], [Р/год], [мкР/год]
- Одиниця потужності еквівалентної дози - [Зв/с], позасистемна одиниця потужності - [бер/с].

Потужність еквівалентної дози, що відповідає нормальному радіаційному фону, дорівнює 1,25 мЗв/рік (125 мбер/рік). Гранично допустимий фон становить 5 мЗв/рік.

На земній кулі є місця, де нормальний фон дорівнює 13 мЗв/рік.

Газ радон

Суттєвим серед природних джерел радіації є невидимий радон, який не має смаку і запаху важкий газ (у 7,5 разів важчий від повітря). У природі радон зустрічається в двох

основних формах, які є продуктами розпаду урану 238 і торію 232. Радон вивільняється з земної кори повсюдно. Основну частину дози опромінення від радону людина отримує, перебуваючи в закритому, непровітрюваному приміщенні. У зоні помірного клімату концентрація радону в закритих непровітрюваних приміщеннях у середньому приблизно у 8 разів вища, ніж у зовнішньому повітрі. Радон концентрується в повітрі всередині приміщення лише тоді, коли воно ізольоване від зовнішнього середовища. При цьому він надходить у приміщення різними шляхами:

- з ґрунту (просочуючись через фундамент і стать);
- з матеріалів, використаних для будівництва даного приміщення.

У табл. 12.8 представлена питома активність деяких будівельних матеріалів. Тут же для порівняння наведено значення для відходів уранових збагачувальних підприємств.

Таблиця 12.8

Питома активність будівельних матеріалів

Будівельний матеріал	Активність (Бк на 1 кг)
Дерево	1,1
Природний гіпс	29
Пісок і гравій	34
Цемент	45
Цегла	126
Граніт	170
Зільний пил	341
Шлак	2140
Відходи уранових підприємств	4625

Надходження радону до приміщення складається з таких джерел:

Таблиця 12.9

Надходження радону в приміщення

Джерела	Надходження за добу (кБк)
Природний газ Вода з водойм (вода з артезіанських свердловин містить радону в багато разів більше)	3 4
Зовнішнє повітря	10
Будматеріали і ґрунт під будівлею	60

Концентрація радону у верхніх поверхах нижча, ніж на першому поверсі. Емісія радону зменшується при облицюванні стін деякими матеріалами. Навіть при оклейку стін шпалерами емісія радону зменшується приблизно на 30%.

Герметизація приміщень з метою утеплення ускладнює вихід радіоактивного газу з приміщення. Ретельна герметизація може призвести до 5000-кратного перевищення концентрації радону. Тому надзвичайно важливо регулярно провітрювати приміщення. На рис. 12.8 показано вплив провітрювання приміщень на утримання радону в повітрі.

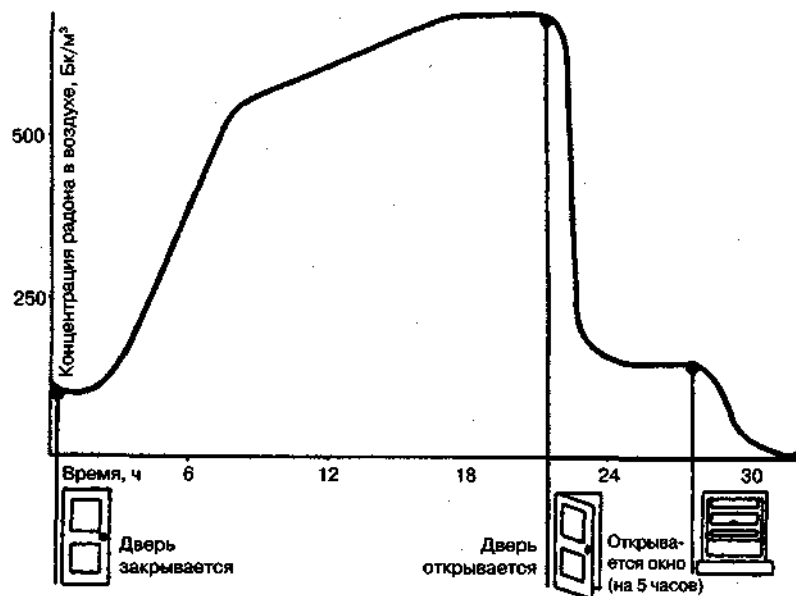


Рис. 12.8. Вплив провітрювання на вміст радону в повітрі житлової кімнати одноквартирного будинку

Особливо слід звернути увагу на вміст радону у воді. При кип'ятінні води і приготуванні гарячих страв радон значною мірою відлетучується. Основне надходження в організм з їжею пов'язане з вживанням не кип'яченої води. Радон вступає в організм та іншим шляхом: потрапляння парів води з високим вмістом радону в легені разом з вдихуваним повітрям, що найчастіше відбувається у ванній кімнаті. При включенні теплої душі концентрація радону і його дочірніх продуктів у ванній зростає в десятки разів. Зниження їх концентрації до вихідного рівня відбувається досить повільно.

12.5. Акустичні дії

Під акустичними впливами частіше передбачають впливу механічних хвиль.

Частота хвилі

При поширенні хвилі частинки середовища втягуються в коливальний рух. Частота цих коливань називається частотою хвилі. Механічні хвилі поділені на такі частотні діапазони, зазначені в табл. 12.10.

Таблиця 12.10

Шкала механічних хвиль

Частота (Гц)	Найменування діапазону	Джерела хвиль
0,5-20	Інфразвуковий	Цунамі, тони серця
20— $2 \cdot 10^4$	Звуковий	Голос, фонокардіограма
$2 \cdot 10^4$ — 10^5	Низькочастотний ультразвуковий	Звуки, що видаються дельфінами, кашанами; магнітострикційні випромінювачі
10^5 — 10^7	Середньочастотний ультразвуковий	П'єзоелектричні випромінювачі
10^7 — 10^9	Високочастотний ультразвуковий	

Швидкість поширення хвилі

При поширенні хвилі коливання охоплюють все більш широку область середовища. Поверхню, що відокремлює область середовища, охоплену коливальним рухом, від

області, де коливальний рух частинок ще не почався, називають фронтом хвилі.

Швидкістю хвилі називається швидкість переміщення її фронту.

Швидкість хвилі залежить від властивостей середовища, характеру руху його частинок і, в деякій мірі, від частоти.

Швидкість поширення механічних хвиль, зокрема, ультразвукових широко використовується для оцінки механічних властивостей біологічних тканин. У табл. 12.11 представлено швидкість поширення ультразвуку в деяких тканинах людини.

Таблиця 12.11

Швидкість поширення ультразвуку в тканинах людини

Тканина	Швидкість v , м/с
Вода	1500
Кров	1590
Жирова тканина	1450
М'язова тканина, хрящі	1550—1570
Шкіра	1600
Рогівка, кришталик, склера	1640—1650

Швидкість поширення механічних хвиль у біологічних об'єктах залежить від їх будови і складу. Очевидно, що процес тренування позначається на м'язовій тканині. Звукові вимірювання дозволили виявити, що тренувальний процес призводить до помітних змін і у властивостях кісткової тканини. У табл. 12.12 наведена швидкість поширення ультразвуку з частотою 125 кГц по медіальній поверхні великомірцевих кісток спортсменів на різних етапах тренування.

Таблиця 12.12

Швидкість поширення ультразвуку на різних етапах тренування

Обстежувані	Швидкість v (м/с) у нижніх кінцівках	
	права	ліва
Люди, які не займаються спортом	1250	1240
Спортсмени на початку зборів	1690	1640
Спортсмени в кінці зборів	1650	1610

Звук, види звуку

Звук в широкому сенсі - пружні коливання і хвилі, що поширюються в деякому середовищі; у вузькому сенсі - явище, що суб'єктивно сприймається органом слуху людини і тварин. У нормі вухо людини чує звук в діапазоні частот від 16 Гц до 20 кГц.

Верхня межа частоти коливань, що сприймається вухом людини змінюється з віком, що показано нижче в таблиці 12.13.

Таблиця 12.13

Вікова залежність верхньої межі частоти звуку

Вік	Верхня межа частоти, Гц
Маленькі діти	22000
До 20 років	20000
35 років	приблизно 15000
50 років	приблизно 12000

Існуючі звуки поділяють на декілька видів.

- Звуковий удар - це короткочасний звуковий вплив (бавовна, вибух, удар, грім).
- Тон - це звук, який є періодичним процесом. Основною характеристикою тону є

частота. Тон може бути простим, що характеризується однією частотою (наприклад, видається камертоном, звуковим генератором) і складним (видається, наприклад, апаратом мови, музичним інструментом).

- Шум - це звук, що має складну, неповторну тимчасову структуру, поєднання безладно змінюваних складних тонів (шорох, скрип).

Акустичний спектр

Складний тон можна уявити у вигляді суми простих тонів з кратними частотами і різними амплітудами. Таке уявлення називається розкладанням на складові тону. Тон найменшої частоти називається основним, а інші тони називають обертонами, або гармоніками. Обертони мають частоти, кратні частоті основного тону. Таке розкладання однозначно описується зазначенням частот всіх складових тонів і їх амплітуд.

Акустичний спектр складного тону - це набір частот із зазначенням їх відносної інтенсивності (амплітуди).

Найбільшу амплітуду у спектрі зазвичай має основний тон, а його частота сприймається вухом як висота звуку (див. нижче).

Фізичні характеристики звуку

а) Швидкість (v). Звук поширюється в будь-якому середовищі, крім вакууму. Швидкість його поширення залежить від пружності, щільності і температури середовища. Швидкість звуку в повітрі за нормальних умов дорівнює 330 м/с. Швидкість звуку у воді дорівнює 1500 м/с; близьке значення має швидкість звуку і в м'яких тканинах організму.

б) Інтенсивність (I). Це енергетична характеристика звуку. За визначенням - це щільність потоку енергії звукової хвилі. Для вуха людини важливі два значення інтенсивності (на частоті 1 кГц):

- поріг чутності - $I_0 = 10^{-12} \text{ Вт/м}^2$,
- поріг больового відчуття - $I_{\text{макс}} = 10 \text{ Вт/м}^2$.

в) Звуковий тиск. Поширення звукової хвилі обумовлює виникнення звукового тиску, який є надлишковим по відношенню до середнього тиску в середовищі. Звуковий тиск простого тону змінюється за гармонійним законом і характеризується ефективним і амплітудним значеннями ($P_{\text{эф}} = \frac{P}{\sqrt{2}}$).

Фізіологічно звуковий тиск проявляється як тиск на барабанну перепонку. Для людини важливі два значення цього параметра:

- ефективний звуковий тиск на порозі чутності - $P_0 = 2 \cdot 10^{-5} \text{ Па}$;
- ефективний звуковий тиск на порозі больового відчуття - $P_{\text{макс}} = 60 \text{ Па}$.

Між інтенсивністю (I) і звуковим тиском (P) існує зв'язок, який для плоскої хвилі записується так:

$$I = \frac{P^2}{2\rho v} = \frac{P_{\text{эф}}^2}{\rho v}, \quad (12.33)$$

де ρ - щільність середовища, v - швидкість звуку в середовищі.

г) Хвильовий опір середовища (R). Найважливішою характеристикою середовища, що визначає умови відображення і заломлення звуку (як плоскої хвилі) на його кордоні, є хвильовий опір, рівний твору щільності середовища (ρ) на швидкість поширення звуку:а

$$R_a = \rho \cdot v. \quad (12.34)$$

д) Рівень інтенсивності. Поряд з інтенсивністю звуку використовується й інша характеристика, яка називається рівнем інтенсивності. Рівень інтенсивності (L) дорівнює десятковому логарифму ставлення інтенсивності даного звуку до інтенсивності звуку на

порозі чутливості ($I_0 = 10^{-12} \text{Вт/м}^2$):

$$L = \lg\left(\frac{I}{I_0}\right) = 2 \cdot \lg\left(\frac{P}{P_0}\right). \quad (12.35)$$

Одиницею вимірювання рівня інтенсивності є біл [Б].

Логарифмічний характер залежності рівня інтенсивності від самої інтенсивності означає, що при збільшенні інтенсивності в 10 разів рівень зростає на 1 Б.

Інтенсивність, Вт/м ²	I_0	$10 I_0$	$10^2 \cdot I_0$	$10^3 \cdot I_0$...
Рівень інтенсивності, Б	0	1	2	3	...

На практиці використовують дрібнішу одиницю рівня інтенсивності - децибел [дБ]:
 $1 \text{ дБ} = 0,1 \text{ Б}$ (1 дБ відповідає двом рівням, інтенсивності яких відрізняються в 1,26 рази).
 Рівень інтенсивності в децибелах виражається за такими формулами:

$$L_{\text{дБ}} = 10 \cdot \lg\left(\frac{I}{I_0}\right); \quad L_{\text{дБ}} = 20 \cdot \lg\left(\frac{P}{P_0}\right).$$

При дії декількох джерел складаються потужності, тобто інтенсивності, а потім визначається рівень інтенсивності результуючого сигналу.

Характеристики слухового відчуття, звукові вимірювання

Звук є об'єктом слухового відчуття і оцінюється людиною суб'єктивно. Однак суб'єктивні характеристики слухового відчуття пов'язані з об'єктивними характеристиками звукової хвилі.

а) Висота, тембр, гучність звуку. Сприймаючи звуки, людина розрізняє їх по висоті, тембру і гучності.

Висота тону обумовлена насамперед частотою основного тону (чим більше частота, тим більш високим сприймається звук). Меншою мірою висота залежить від інтенсивності хвилі (звук більшої інтенсивності сприймається нижчим).

Тембр звуку визначається його гармонічним спектром. Різні акустичні спектри відповідають різному тембру навіть у тому випадку, коли основний тон у них однаковий.

Гучність звуку - це суб'єктивна оцінка рівня його інтенсивності.

б) Закон Вебера - Фехнера, шкала гучності. Використання логарифмічної шкали для оцінки рівня інтенсивності звуку добре узгоджується з психофізичним законом ВЕБЕРА - ФЕХНЕРА.

Якщо збільшувати роздратування в геометричній прогресії (тобто в однакову кількість разів), то відчуття цього роздратування зростає в арифметичній прогресії (тобто на однакову величину).

На перший погляд здається, що гучність звуку слід вимірювати в білах або децибелах. Дійсно, при такому підході збільшення інтенсивності (подразника) в 10 разів викличе збільшення гучності (відчуття звукового роздратування) на 1 Б. Однак суб'єктивне сприйняття інтенсивності звуку пов'язане не тільки з рівнем інтенсивності, але і з частотою звуку. Так, наприклад, вухо людини не сприймає ультразвук навіть при великому рівні інтенсивності. З цієї причини при побудові шкали гучності слід враховувати сприйнятливість вуха "середньої" людини до різних частот.

Роблять наступним чином.

1. Для звуку з частотою 1 кГц вводять одиницю рівня гучності - фон, яка відповідає рівню інтенсивності 1 дБ.

2. Для інших частот рівень гучності також виражають у фонах за наступним правилом.

Гучність звуку - це число, яке показує рівень інтенсивності звуку (дБ) з частотою

1 кГц, що викликає у "середньої" людини таке ж відчуття гучності, яке викликає даний звук.

Рівень гучності позначають буквою Е, наприклад, Е = 30 фон. Нижче наводиться приклад залежності рівня гучності від частоти.

Залежність гучності від частоти звуку при рівні інтенсивності 60 дБ

Частота, Гц	50	100	200	500	1000	2000	5000	10000
Гучність, тло	10	30	47	57	60	64	59	49

в) Криві рівної гучності. Залежність гучності від частоти коливань у системі звукових вимірювань визначається на основі експериментальних даних за допомогою графіків, які називаються кривими рівної гучності (рис. 12.9).

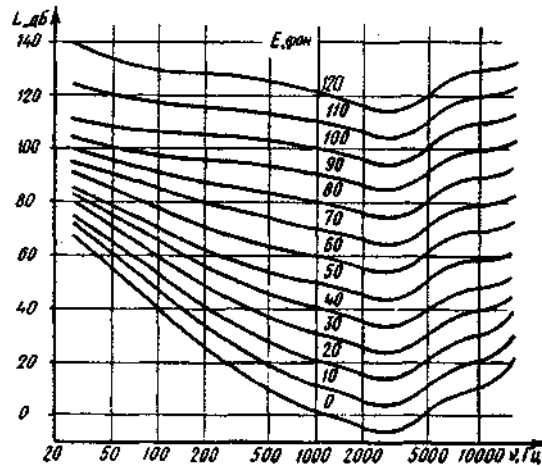


Рис. 12.9. Криві рівної гучності

Ці криві дають залежність рівня інтенсивності/від частоти звуку при постійному рівні гучності.

Верхня крива показує верхню межу чутливості вуха, коли слухове відчуття переходить у відчуття болю (Е = 130 фон).

Кожна крива відповідає однаковій гучності, але різній інтенсивності для різних частот. За окремою кривою рівної гучності можна знайти інтенсивності, які при певних частотах викликають відчуття цієї гучності.

Інформативною для медиків кривою є нижня крива, що відповідає порогу чутності. Вона дає залежність порогової інтенсивності I_0 від частоти: $I_0 = f(\nu)$.

У людини з нормальним слухом коливання з частотою нижче 16 Гц або вище 20000 Гц слухового відчуття не викликають. При збільшенні частоти, починаючи з 16 Гц, чутливість вуха зростає і поріг чутності знижується, в області частот 1000 - 5000 Гц чутливість найбільша, тобто поріг мінімальний. При подальшому збільшенні частоти чутливість падає до нуля при 20000 Гц.

Для вимірювання рівня гучності застосовується прилад - шумомір. Шумомір забезпечений мікрофоном, який перетворює акустичний сигнал на електричний. Рівень гучності (дБ) реєструється стрілочним вимірювальним приладом.

Вібрація

При зіткненні з об'єктом, що стрясється, весь організм включається в загальну систему струсів. Кісткова система, нервові структури, вся судинна система є хорошими провідниками і резонаторами вібрації (від лат. vibratio - коливання).

Вібрація може надавати на організм різну дію. У деяких випадках цей вплив може бути благотворним - стимулююча дія на функції різних органів і систем, але, в основному, це шкідливий фактор. Нижче наведено основні негативні дії вібрації на організм

1. Вібрація впливає на вестибулярний апарат.
2. Вібруючі системи не дають "правильних" коливань, до яких організм може пристосуватися, а дають коливання з постійно мінливою частотою, амплітудою, прискоренням.
3. Біологічна реакція організму залежить в основному від частоти: чим вища частота, тим більша пошкоджувальна дія. Особливо шкідливі частоти 35 - 250 Гц.
4. Ступінь чутливості людини до впливу вібрації залежить від положення тіла в просторі. У положенні стоячи дуже шкідливий вплив на організм справляє вертикально спрямована вібрація.
5. Пошкоджувальна дія залежить від сили зворотного удару, наприклад, на долоню, що утримує вібуючий елемент. Чим більше амплітуда, чим важчий елемент, тим сильніше травматизація.
6. Неприятливий вплив вібрації на організм значною мірою залежить від зовнішніх умов. Особливо негативну дію надають низька температура і висока вологість.
7. Вібрація може передаватися на тіло людини через нижні кінцівки, через все тіло одночасно (сидячи), через верхні кінцівки.
8. Коливальні рухи в тканинах призводять до переміщення тканинних структур відносно один одного, що є потужним подразником для сприймаючих рецепторів.
9. Вібрації позначаються і на кістковому апараті. Навіть при незначних, але тривалих вібраціях рентгенологічно підтверджуються зміни в дрібних кістках, наприклад, пензлі.
10. Зміщення тканин при вібрації діє на периферичні нерви, на кістковий апарат і викликає сильне подразнення, що передається в ЦНС. Це призводить до сильного збудження вегетативних центрів. Постійний потік подразнень, що йдуть з периферії, викликає зміни у функціональному стані не тільки периферичних нервових рецепторів, але і центрів спинного і головного мозку. Ступінь чутливості організму до вібрації залежить від функціонального стану кори великих півкуль.

Дія шуму на організм людини

Дія шуму на організм людини визначається наступними факторами:

- близькість від джерела шуму;
- інтенсивністю шуму;
- тривалість впливу;
- обмеженість простору.

Тривалий вплив шуму викликає складний симптоматичний комплекс функціональних і органічних змін в організмі (і не тільки органу слуху).

1. Вплив на ЦНС, що проявляється в уповільненні всіх нервових реакцій, скороченні часу активної уваги, зниженні працездатності.

2. Розлад функції вегетативної нервової системи. Після тривалої дії шуму змінюється ритм дихання, ритм

серцевих скорочень, виникає посилення тону судинної системи, що призводить до підвищення систолічного і діастолічного рівня кров'яного тиску. Змінюється рухова і секреторна діяльність шлунково-кишкового тракту, гіперсекреція окремих залоз внутрішньої секреції. Має місце підвищення пітливості, особливо стоп і пензлів.

3. Порушення обміну речовин, особливо ліпідного. У крові підвищується вміст ліпідів, різко зростає рівень холестерину, що прискорює розвиток атеросклерозу і розвиток гіпертонічної хвороби.

4. Пригнічення імунних реакцій організму, зниження його захисних функцій.

5. Відзначається придушення психічних функцій, особливо пам'яті.

Специфічна дія робить шум на функції органу слуху. Вухо, як і всі органи почуттів, здатне адаптуватися до шуму. При цьому під дією шуму поріг чутності підвищується на

10 - 15 дБл. Після припинення шумового впливу нормальне значення порогу чутності відновлюється тільки через 3 - 5 хвилин.

При високому рівні інтенсивності шуму (80 - 90 дБл) його стомлююча дія різко зростає. Однією з форм розладу функції органу слуху, пов'язаної з тривалим впливом шуму, є тугоухість - стійке зниження чутливості до різних тонн мови і шепоту.

Лекція 13

БІОМЕХАНІКА РУХОВОГО АПАРАТУ ЛЮДИНИ

Серед численних фізіологічних функцій організму рухова функція є єдиною, що забезпечує активний вплив людини на зовнішнє середовище, подолання її опору, пристосування до умов зовнішнього середовища.

Рухи людини підпорядковуються законам механіки.

З точки зору механіки, людина являє собою систему рухомо сполучених ланок, що володіють певними розмірами, масою, моментами інерції і забезпечених м'язовими двигунами.

Анатомічними структурами, що утворюють ці ланки і сполуки є кістки, сухожилля, м'язи і фасції, фіброзні та синовіальні сполуки кісток, а також внутрішні органи, шкіра тощо.

Біомеханічні ланцюги

Кількість з'єднань ланок і кількість ступенів свободи живого організму визначена як загальна кількість можливих незалежних переміщень частин тіла набагато перевищує те, з чим має справу теорія механізмів і машин.

Ясно, що нервово-м'язове управління рухами, що полягає в обмеженні цих ступенів свободи, має сильно відрізнятись від системи управління в техніці. Своєрідність процесів управління рухами людини або тварини обумовлена також особливостями м'язової системи як системи двигунів, що долають надлишкові ступені свободи. М'язи різноманітні за формою, розмірами, особливостями прикріплення, величиною максимально розвивається зусилля, не володіють зворотною дією. Кількість м'язів перевищує кількість ланок тіла. Кожен м'яз складається з великої кількості рухових одиниць і кожна одиниця управляється через власний мотонейрон (рис. 13.1).

Основною функцією кожного м'яза, що складається з поперечнополосатих м'язових волокон, є скоротимість.

Починаються і прикріплюються м'язи найчастіше на кістках, значно рідше на хрящах, фасціях, сухожиллях. Кінці м'язів, як правило, складаються з фіброзних сполучних пучків і лише іноді бувають м'язовими. Якщо один або обидва з'єднувальних кінця м'язи мають вигляд важкого з поперечним перерізом у формі овала або кола, говорять про сухожилля, якщо ж кінець м'яза представлений у вигляді фіброзного листка або платівки, його називають сухожилним розтягненням, або апоневрозом.

В організмі налічується близько 600 довільних м'язів, різних за формою, будовою, розвитком і функціями, у зв'язку з чим класифікація м'язів (табл. 13.1) становить великі труднощі. За формою розрізняють м'язи плоскі, довгі, квадратні, трапецієвидні, ромбовидні та ін.

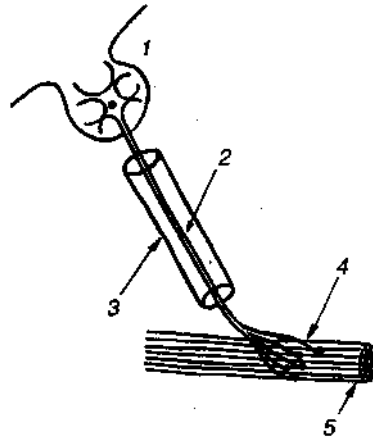


Рис. 13.1. Схематичне зображення мотонейрона і рухової одиниці (за Дж. Бендолл):
1 - нервова клітина в передньому розі; 2 - окреме нервове волокно; 3 - нервовий стовбур; 4 - кінцеві платівки (нервові закінчення); 5 - м'язові волокна

Таблиця 13.1

Класифікація м'язів

Підрозділ	Перегляд	Частини м'яза
За формою	Веретеноподібна Квадратна Трикутна Стрічкова Кругова	Головка Брюшко. Хвіст
За кількістю головок	Двогорова Тригорова Чотиригорова	
За кількістю черевиків	Однобрюшна Двобрюшна	
За напрямом м'язових пучків	Одноперистий Двопериста Багатоперистий	
За функцією	Згинач Розгинач Обертач Піднімач Стискач (сфінктер) Відводить (абдуктор) Подача (аддуктор) Напружувач	
За розташуванням	Поверхневий Глибока Медіальна Латеральна	

Більшість довгих м'язів має брюшко, але є м'язи двобрюшні (з сухожильною перемичкою протягом), двоголові, триголові і чотириголові.

Напрямок м'язових пучків різний. У м'язах, що зберегли своє ембріональне положення, м'язові пучки йдуть або суворо поздовжньо, або косо. У змістилися м'язах розрізняють напрямки пучків: поперечне, косіє, поздовжнє, одно- і двоперисте (див. рис. 13.3).

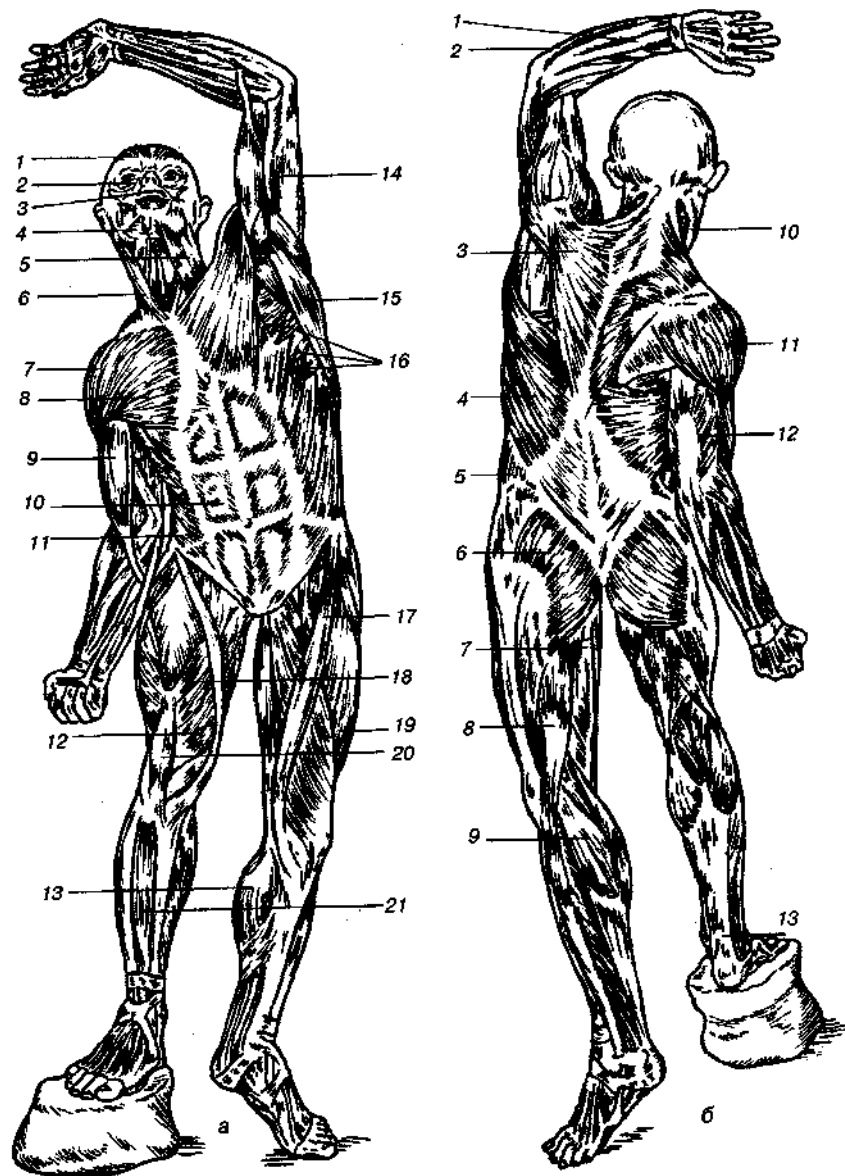


Рис. 13.2. М'язи людини (за В.П. Воробйову)

а - вид спереду: 1 - лобний м'яз; 2 - круговий м'яз ока; 3 - круглий м'яз рота; 4 - жувальний м'яз; 5 - підшкірний м'яз шії; 6 - грудино-ключично-сосцевидний м'яз; 7 - дельтовидний м'яз; 8 - великий грудний м'яз; 9 - двоголовий м'яз плеча; 10 - прямий черевний м'яз; 11 - зовнішній косий м'яз живота; 12 - внутрішній і широкий м'язи; 13 - литковий м'яз; 14 - триголовий м'яз плеча; 15 - найширший м'яз спини; 16 - передній зубчастий м'яз; 17 - псняхний м'яз; 18 - чотириголовий м'яз стегна; 19 - зовнішній широкий м'яз; 20 - сухожилля чотириголового м'яза стегна; 21 - передній більшоберцевий м'яз.

б - вид ззаду: 1 і 2 - розгиначі передпліччя; 3 - трапецієвидний м'яз; 4 - найширший м'яз спини; 5 - зовнішній косий м'яз живота; 6 - великий сідничний м'яз; 7 - напівсухожильний і напівперепончастий м'яз; 8 - двоголовий м'яз стегна; 9 - литковий м'яз; 10 - пластирний м'яз; 11 - дельтовидний м'яз; 12 - триголовий м'яз плеча; 13 - ахіллове сухожилля

Скорочення м'язів призводить до руху частини скелета - важелі з точками опори в області суглобів. Другою силою, що впливає на ці важелі, служить сила тяжкості або будь-який інший опір. У тілі людини, як і в механіці взагалі, прийнято розрізняти важелі першого і важелі другого роду.

Якщо м'язи або окремі м'язові групи мають протилежну дію (згинання, розгинання тощо), вони носять назву антагоністів. М'язи, що виконують однотипні рухи, отримали

назву синергістів. Однак робота м'язів-антагоністів і синергістів досить різноманітна: м'язи, що є для одного руху синергістами, для іншого виду рухів тієї ж самої ланки можуть бути антагоністами (наприклад, променевиий і ліктювий згиначі коми при згинанні пензля є синергістами, а при відведенні і приведенні - антагоністами).

Біодинаміка м'язів. Особливості структури і біомеханіка м'язової тканини

Живий організм - складна, постійно змінюється, розвивається цілісна система, що перебуває в постійному зв'язку із зовнішнім середовищем і утворює з ним нерозривну єдність.

Довільна мускулатура становить значну частину тіла людини (у дорослого до 40%) і представлена у вигляді окремих м'язів, розташованих у визначеному порядку і виконують певні рухи (рис. 13.2).

Форма м'язів дуже різноманітна (рис. 13.3). Залежно від розташування м'язів, їх форми, напрямки м'язових волокон, ставлення до суглобів виділяють поверхневі та глибокі, медіальні та латеральні, зовнішні та внутрішні м'язи. Форма м'язів пов'язана з їх функцією. Розрізняються м'язи довгі, широкі і короткі; останні зустрічаються у великій кількості в глибоких шарах спини між окремими хребцями, а також між ребрами; їх розмір у довжину лише трохи більший від їхнього поперечного перерізу. Широкі м'язи розташовуються переважно на тулубі (особливо вони розвинені на грудях, животі, у поверхневих шарах спини); вони мають вигляд пластів. Довгих м'язів, особливо веретеноподібної форми, найбільше на кінцівках.

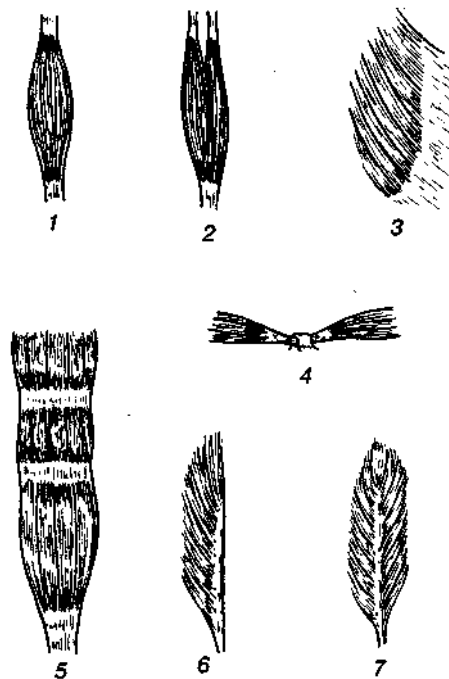


Рис. 13.3. Форми м'язів:

1 - веретеноподібна; 2 - двоголова; 3 - широка; 4 - двобрюшна; 5 - пряма (стрічкоглядна); 6 - однопериста; 7 - двопериста

М'язові пучки формують черевко, що переходить у сухожилля частину. Проксимальний відділ м'яза - її головки - починається від однієї кістки, дистальний кінець - сухожилля (хвіст) - прикріплюється до іншої кістки. Початок м'яза знаходиться протимальніше, ніж точка його прикріплення, яка розташовується дистальніше. Сухожилля різних м'язів відрізняються між собою. Так, м'язи кінцівок мають вузькі і довгі сухожилля. Широке і плоске сухожилля - сухожилльне розтягнення, або апоневроз, характерно для м'язів,

що беруть участь у формуванні стінок порожнин тіла. Брюшко деяких м'язів розділено проміжним сухожиллям, наприклад, двубрюшний м'яз. Якщо протягом м'яза є кілька проміжних сухожиль, то їх називають сухожилльними перемичками. Сухожилля мало розтяжливо, володіє значною міцністю і витримує величезні навантаження. Так, наприклад, сухожилля чотириголового м'яза стегна здатне витримувати розтягнення силою в 600 кг, сухожилля триголення гомілки (п'яточне сухожилля) - 400 кг. Це досягається завдяки будові щільної оформленої сполучної тканини, з якої утворені сухожилля. Сухожилля складаються з паралельних пучків колагенових волокон, між якими розташовані фіброцити і невелика кількість фібробластів. Сухожилля зовні покрито перитендієм - футляром зі щільної волокнистої сполучної тканини. У сполучних прошарках проходять судини і нерви.

Сухожилля в більшості випадків є на обох кінцях м'яза, але нерідко у м'яза (частіше у початку) спостерігається безпосереднє приєднання (до кістки або іншого органу) м'язових волокон - так званий м'ясистий початок. Іноді початок (або прикріплення) м'яза неоднорідно: частиною сухожилльне, частиною м'язове.

Як правило, поперечнополосаті м'язи з'єднують частини скелета, що володіють відомою рухливістю. Скорочуючись, мускул зближує кістки, причому звичайно одна з них не змінює свого положення і тому місце, де починається мускул, отримало назву укріпленої точки, тут же лежить початок м'яза. На іншій кістці, що приводиться скороченням даного м'яза в рух, розташовується рухома точка; тут знаходиться прикріплення м'яза. Загалом у м'язів тулуба початок розташований ближче до серединної площини, прикріплення лежить далі від неї, а у м'язів кінцівок початок знаходиться проксимально, прикріплення - дистально (рис. 13.4, рис. 13.5).

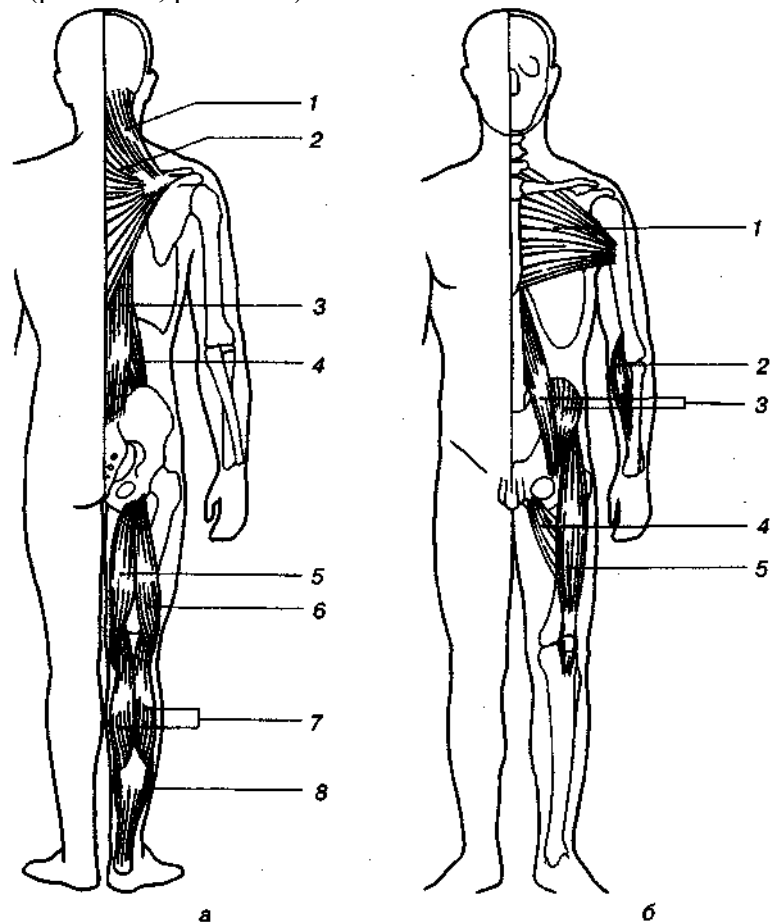


Рис. 13.4. Найбільш сильно скорочуються м'язи (за В. Янде, 1970): а - вид ззаду: 1 - м'яз, що піднімає лопатку; 2 - трапецієвидний м'яз; 3 - м'яз, розгинач хребта; 4 - квадратний м'яз спини; 5 - напівсухожилльний м'яз; 6 - двоголовий м'яз стегна; 7 - литковий м'яз; 8 - камбалоподібний м'яз, б - вид спереду: 1 - великий грудний м'яз; 2 - згинач руки і пальця;

3 - підвздошно-поперековий м'яз; 4 - привідні м'язи; 5 - прямий м'яз стегна

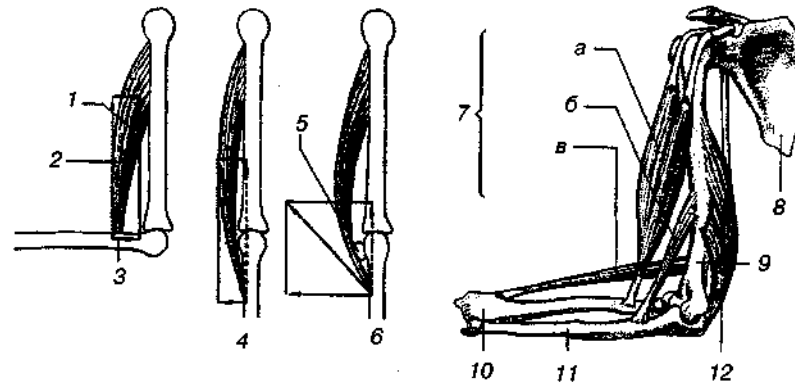


Рис. 13.5. Схема дії м'язів на кісткові важелі:

1 - діючий м'яз (двоголовий); 2 - оберտальна дія; 3 - згинання в суглобі; 4 - розгинання в суглобі; 5 - сесамоподібна кістка; 6 - розподіл сили за наявності сесамоподібної кістки; 7 - згиначі руки (синергісти): а - двоголовий м'яз; б - згинач (плечелучовий м'яз); в - м'яз променевої згинач; 8 - лопатка; 9 - плечова кістка; 10 - променева кістка; 11 - ліктьова кістка; 12 - розгинач (антагоніст), триголовий м'яз плеча

Будова м'язів

М'язові волокна, паралельні один одного, пов'язані між собою пухкою сполучною тканиною і утворюють спочатку так званий первинний пучок (або пучок першого порядку). Кілька таких первинних пучків з'єднуються, в свою чергу, утворюючи вторинний пучок тощо. Останні з'єднуються в більш великі пучки, з яких вже складається мускул. Пучки всіх категорій зв'язуються між собою прошарками пухкої сполучної тканини (ендомізій). Такої ж будови тонка оболонка, перимізій, покриває весь мускул зовні. Товщина м'язових пучків залежить від числа волокон, що містяться в них. М'яз з'єднується з кісткою сухожиллям, яке тісно пов'язане з ендомізиею і сарколемою і складається з щільної волокнистої сполучної тканини; пучки останньої, розташовуючись паралельно, об'єднані дуже тонкими прошарками пухкої клітковини, де проходять численні судини.

Мускули - органи з дуже інтенсивним обміном речовин, вони дуже багаті судинами і нервами. Частіше один і той же мускул отримує кров з декількох артерій (кожна супроводжується двома венами), які, розгалужуючись в тканині м'яза, проходять по прошарках ендомізиею і анастомозують один з одним, утворюючи петлі, витягнуті по довжині м'язових пучків. Мускули забезпечуються чутливими і руховими нервами; останні своїми закінченнями (рухові бляшки) з'єднуються з скоротною речовиною мускульних волокон. Закінчення чутливих нервів (нервомишкові веретена) є в м'язових елементах і в тканині сухожилля.

Поперечнополосаті м'язи найтіснішим чином (анатомічно і фізіологічно) пов'язані зі скелетом, утворюючи разом з ним систему органів опори та руху.

Механічна дія м'язів. Механічна дія м'язів (м'язів) проявляється в скороченні. Скорочуючись, м'яз стає коротшим і товщим, зближуючи точки прикріплення, розвиваючи при цьому силу. Рідко м'яз скорочується одна, навіть прості рухи різних частин тіла зазвичай обумовлені роботою декількох м'язів. Часто м'яз з'єднує суміжні кістки, що утворюють одне зчленування - суглоб.

М'язи - це "машини", що перетворюють хімічну енергію безпосередньо в механічну (роботу) і в теплоту. Діяльність їх, зокрема, механізм укорочення і генерування сили, переконливо доведений на молекулярному рівні з використанням фізичних і хімічних законів.

Механіка м'язового скорочення. Механічному скороченню м'яза передують її електричне збудження, що викликається розрядом рухових нейронів в області нервово-

м'язового з'єднання (рухової кінцевої платівки), тобто в місці контакту нерва і м'язи. Тут вивільняється медіатор ацетилхолін, який взаємодіє з постсинаптичною мембраною і викликає електричне збудження м'яза - потенціал дії. Під впливом потенціалу дії вивільняється кальцій, що запускає механічне скорочення.

Реакція м'яза на роздратування. На одиночний стимул м'яз відповідає одиночним скороченням. Роздратування, яке наноситься на м'яз, характеризується наступними параметрами: 1) інтенсивністю (В або мВ), 2) тривалістю (з або мс), 3) частотою (імп/с). Тривалість одиночного м'язового скорочення становить приблизно 0,1 с.

Електрична відповідь м'яза на подразнення (потенціал дії) характеризується періодом рефлекторності, коли м'яз не відповідає на роздратування; у механічному ж скороченні скелетного м'яза такого періоду немає. Тому якщо на м'яз наносити повторне роздратування в той момент, коли він ще не повністю розслабився після попереднього скорочення, можна спостерігати зусилля скорочення, або підсумку. Напруга, або зусилля, що розвивається при підсумовуванні, більше, ніж при одиночному скороченні.

Молекулярний механізм скорочення. Один-грам тканини скелетного м'яза містить приблизно 100 мг "скоротних білків" - актину (молекулярна маса 42 000) і міозину (молекулярна маса 50 000). Механізм їх взаємодії під час акту м'язового скорочення пояснює теорія ковзних ниток, розроблена Х. Хакслі і Дж. Хансон (1954).

Теорія ковзних ниток. Скоротні білки актин і міозин утворюють в міофібрилах тонкі і товсті міофіламенти. Вони розташовуються паралельно один одному всередині м'язової клітини (рис. 13.6).

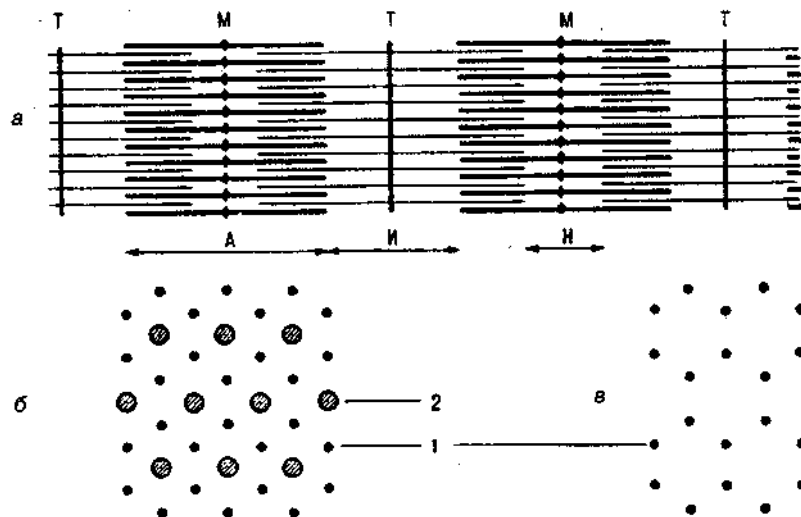


Рис. 13.6. Схема будови міофібрили:

а - поздовжній зріз; А - анізотропний диск; І - ізотропний диск; Т - телофрагма; М - мезофрагма; Н - смужка Н; 1 - тонкі (актинові нитки); 2 - товсті (міозинові) нитки; б - взаєморозташування ниток актину і міозину на поперечному зрізі міофібрили в області анізотропного диска; в - розташування ниток актину на поперечному зрізі міофібрили в області ізотропного диска

Міофібрили - це скоротимі пучки "ниток" (філаментів) діаметром близько 1 мкм. Перегородки, звані Z-платівками, розділяють їх на кілька компартментів - саркомерів - довжиною приблизно по 2,5 мкм.

М'яз скорочується в результаті укорочення безлічі послідовно з'єднаних саркомерів в міофібрилах. Порівнюючи структури саркомера в двох різних функціональних станах (рис. 13.7), можна бачити зміни поперечної вичорченості і взаєморозташування ниток під час скорочення: тонкі актинові філаменти ковзають уздовж товстих міозинових, рухаючись між ними до середини їхнього пучка і саркомера.

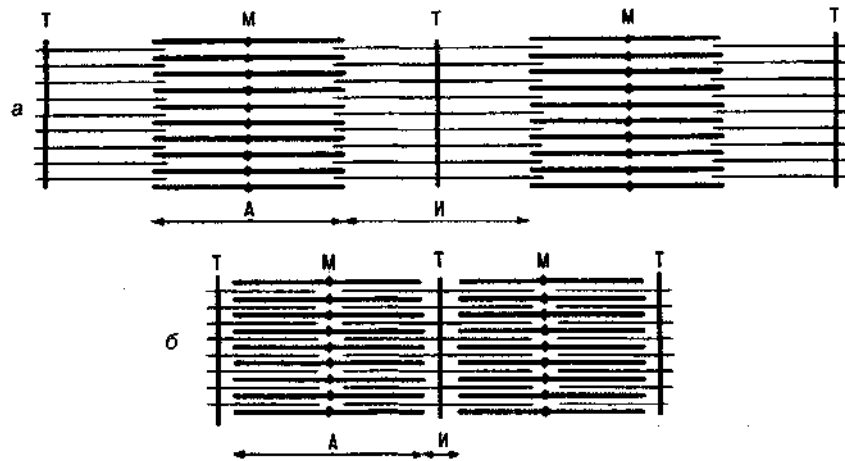


Рис. 13.7. Схема, що показує рух ниток актину між нитками міозину при розслабленні (а) і скороченні (б) міофібрили (позначення ті ж, що на рис. 13.6)

Рис. 13.8 ілюструє основне положення теорії ковзних ниток - під час скорочення м'яза самі актинові та міозинові нитки не вкорачуються.

Довжина ниток не змінюється і при розтягненні м'яза. Тонкі філаменти просто витягуються з проміжків між товстими нитками, так що ступінь перекривання їх пучків зменшується.

М'язове скорочення. У людини існує три види м'язів: поперечнополосаті м'язи скелета, поперечнополосаті м'язи серця і гладкі м'язи внутрішніх органів, судин і шкіри. Всі вони розрізняються за будівлею і фізіологічними властивостями.

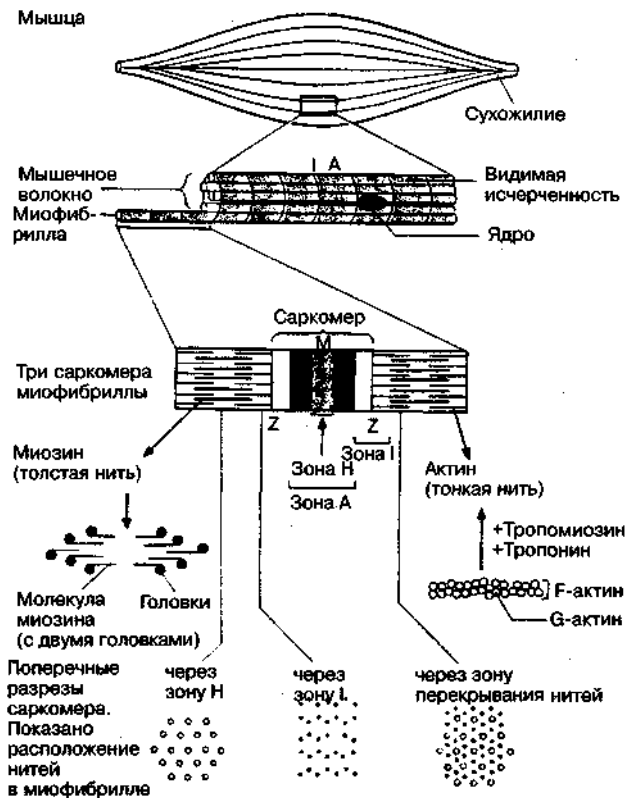


Рис. 13.8. Ультраструктура скелетного м'язового волокна

Функції та властивості поперечнополосатих м'язів. Поперечнополосаті м'язи є активною частиною ОДА, що включає, крім них кістки, зв'язки та сухожилля. В результаті скоротної діяльності поперечнополосатих м'язів, що відбувається під впливом ім-

пульсів, що приходять з ЦНС, можливі: 1) пересування організму в просторі; 2) переміщення частин тіла відносно один одного; 3) підтримання пози. Крім того, одним з результатів м'язового скорочення є вироблення тепла, оскільки при роботі м'язів звільняється велика його кількість.

Кожне м'язове волокно має такі три фізіологічні властивості: 1) збудливістю, тобто здатністю відповідати на дію подразника генерацією потенціалу дії; 2) здатністю проводити хвилю збудження вздовж усього волокна в обидва боки від точки роздратування; 3) скоротимістю, тобто здатністю скорочуватися або змінювати напругу при збудженні.

Збудливість і здатність до проведення потенціалу дії є функціями поверхневої клітинної мембрани - сарколеми - м'язового волокна, а скоротимість - міофібрил, розташованих в його саркоплазмі.

Ізотонічне та ізометричне скорочення. Поширення потенціалу дії по м'язовому волокну активізує його скоротний апарат, внаслідок чого волокно скорочується. Залежно від умов, в яких відбувається скорочення, розрізняють два його типи: ізотонічне та ізометричне (рис. 13.9).

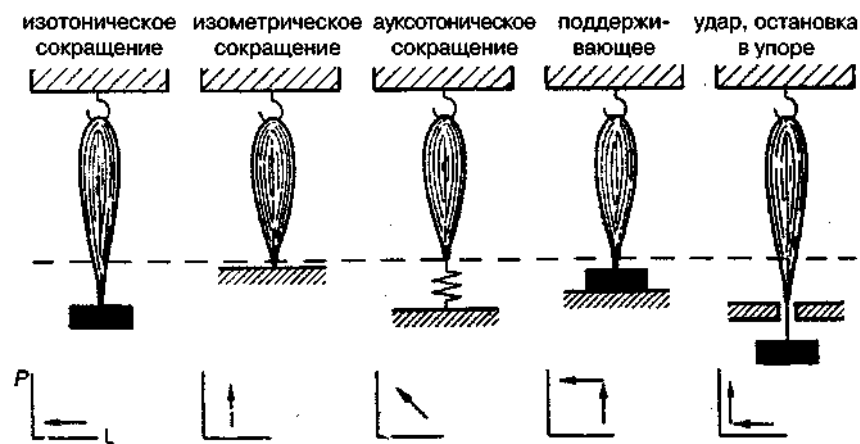


Рис. 13.9. Види м'язового скорочення

Ізотонічним називається таке скорочення м'яза, при якому її волокна вкорачуються, але напруга залишається постійною. Прикладом ізотонічного скорочення є вільне підняття м'язом вантажу, який обумовлює її поступове напруження.

Ізометричним називається таке скорочення, при якому м'яз вкоротитися не може, наприклад, якщо обидва його кінця нерухомо закріплені. У цьому випадку довжина м'язових волокон залишається незмінною, але напруга їх зростає.

Природні скорочення м'язів в організмі ніколи не бувають чисто ізотонічними або чисто ізометричними, оскільки м'язи, піднімаючи вантаж (наприклад, згинаючи кінцівку в суглобі), вкорінюються і разом з тим змінюють свою напругу.

При здійсненні роботи з переміщення вантажу м'яз зазвичай скорочується спочатку ізометрично, потім ізотонічно. Максимальний коефіцієнт корисної дії при ізотонічних скороченнях дорівнює приблизно 25%. М'язи-згиначі типу двоголового м'яза плеча скорочуються ізотонічно, тобто вкорачуються, а чотириголовий м'яз стегна в позі стоячи напружується і скорочується в ізометричному режимі.

Збудженість і збудження скелетних м'язових волокон. Поперечнополосатий м'яз складається з безлічі функціональних одиниць - м'язових волокон, або м'язових клітин.

У скелетному м'язі розрізняють два види м'язових волокон: інтрафузальні та екстрафузальні. Інтрафузальні, на думку С.Шеррінгтона, - спеціалізовані м'язи нервово-м'язових веретен, що є потужним рецепторним полем м'яза. Екстрафузальні створюють силу, необхідну для руху і забезпечення пози (рис. 13.10).

Інтрафузальні м'язові волокна набагато менші за об'ємом, ніж екстрафузальні.

Збудливість різних скелетних м'язових волокон значно варіює. Вона більше в так

званих швидких м'язових волокнах і менше в повільних.

В умовах природної діяльності організму існує деяка особливість, пов'язана з іннервацією скелетного м'яза руховим нервом. Кожне моторне нерве волокно, що є відростком рухової клітини передніх рогів спинного мозку, в м'язі гілкується і іннервує не одне, а цілу групу м'язових волокон. Така група отримала назву моторної одиниці. Кількість м'язових волокон, що входять до складу моторної одиниці в різних м'язах людини варіює в дуже широких межах. Так, найменше число волокон міститься в моторних одиницях тих м'язів, які забезпечують здійснення дуже швидких і точних рухів. До таких належать м'язи очного яблука, в яких моторні одиниці складаються з 3 - 6 м'язових волокон, і м'язи пальців рук, в яких одне нерве волокно іннервує 10 - 25 м'язових волокон. У м'язах тулуба і кінцівок, від яких залежить здійснення відносно повільних рухів, і які не потребують такого точного контролю, як м'язи пальців, моторні одиниці складаються з 500 і більше м'язових волокон. Моторні одиниці литкового м'яза містять близько 2000 волокон.

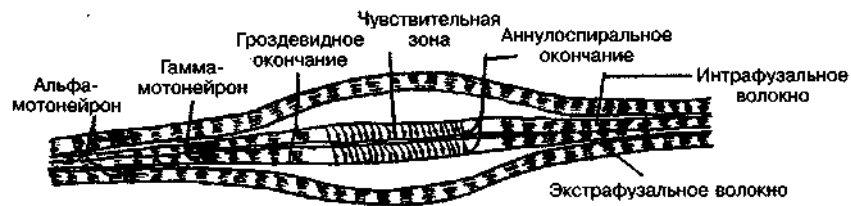


Рис. 13.10. М'язове веретено і його іннервація

Внаслідок того, що швидкість поширення збудження в нервових волокнах, що іннервують скелетні м'язи, дуже велика, м'язові волокна, що становлять моторну одиницю, приходять у стан збудження практично одночасно.

У скелетних м'язах людини розрізняють швидкі і повільні моторні одиниці, що складаються відповідно зі швидких і повільних м'язових волокон. Тривалість потенціалу дії в повільних волокнах приблизно в 2 рази більше, ніж у швидких, тривалість хвилі скорочення - в 5 разів більше, а швидкість її проведення приблизно в 2 рази менше.

Скелетні м'язи здебільшого змішані: вони складаються як зі швидких, так і з повільних моторних одиниць. Завдяки цьому нервові центри можуть використовувати один і той же м'яз як для здійснення швидких, фазних рухів, так і для підтримки тонічної напруги. Перехід від одного режиму діяльності до іншого здійснюється шляхом послідовного включення в роботу то одних, то інших моторних одиниць.

На відміну від м'язових волокон кожної моторної одиниці, синхронно, тобто одночасно, збуджуються у відповідь на імпульс, м'язові волокна різних моторних одиниць м'яза, як правило, працюють асинхронно. Пояснюється це тим, що моторні одиниці іннервуються різними руховими нейронами, які посилають імпульси з різною частотою і різночасно. Незважаючи на неодмінність початку і кінця скорочення різних моторних одиниць, сумарне скорочення м'яза в цілому має в умовах нормальної діяльності злитий характер, навіть у тому випадку, коли кожна з моторних одиниць працює в повільному ритмі (наприклад, 5 скорочень в секунду).

Таким чином, при асинхронній діяльності моторних одиниць, обумовленої асинхронною роботою відповідних нейронів спинного мозку, всі рухи нашого тіла мають плавний характер вже при малій частоті рухової імпульсації. Асинхронна діяльність моторних одиниць не дозволяє розрізнити електричну активність кожної з них при відведенні потенціалів від цілого м'яза: неодмінно виникають піки потенціалів дії алгебраїчно підсумовуються на електродах, внаслідок чого виникає складна картина, за якою можна лише побічно судити про електричну активність окремих м'язових волокон.

У спокої моторні одиниці м'язів кінцівок людини виявляють дуже рідкісні розряди потенціалів дії. Це обумовлює тонус м'язів.

При невеликій напрузі з'являються розряди з частотою 5 - 10 на секунду. Підви-

щення напруги збільшує частоту прямування потенціалів дії до 20 - 50 в секунду. Лише при максимальних м'язових зусиллях вдається зареєструвати частоту розрядів, що перевищує 50 в секунду.

Сила м'язового скорочення залежить від числа моторних одиниць, що залучаються одночасно в реакцію і від частоти збудження кожної з них.

У людини тонус м'язів у відомих межах може регулюватися довільно - за бажанням можна майже повністю розслабити м'язи або дещо напружити їх, не здійснюючи, однак, при цьому руху.

Слід зазначити, що в здійсненні тонусу скелетних м'язів особливу роль відіграють повільні і тонічні моторні одиниці. Вони відрізняються малою швидкістю процесів укорочення і розслаблення, і тому навіть рідкісний ритм збудження достатній для тривалого утримання м'язових волокон в укороченому стані.

У спокої, поза роботою, м'язи не є повністю розслабленими, а зберігають деяку напругу, звану тонусом. Зовнішнім виразом тонусу є певна ступінь упругості м'язів.

Тонус скелетних м'язів пов'язаний з надходженням до м'яза рідкісних нервових імпульсів, що збуджують поперемінно різні м'язові волокна. Ці імпульси виникають в мотонейронах спинного мозку, активність яких у свою чергу підтримується і регулюється імпульсами, що виходять як з вищележних центрів, так і з периферії від проприорецепторів ("м'язових веретен"), що знаходяться в самих м'язах.

Тонус скелетних м'язів має рефлекторну природу.

У людини всі м'язи тіла складаються з волокон двох типів одночасно, але зазвичай один з них домінує. Це має фізіологічне значення, оскільки тонічні м'язи здатні до повільного і тривалого скорочення і їх відповідно більше в м'язах-розгиначах, тоді як у згиначах, призначених для швидких реакцій, переважають фазичні волокна.

Швидкі і повільні м'язи. Швидкість скорочення м'язів різна залежно від їх функції. Так, литковий м'яз скорочується швидше, ніж камбаловидний, що відповідає за здійснення повільних реакцій, а очний м'яз - ще швидше. Як правило, у швидких м'язових волокнах більш розвинений саркоплазматичний ретикулум, що сприяє швидкому викиду кальцію, і вони менш багаті васкуляризовані. Їх називають "білими" м'язовими волокнами. Повільні м'язи побудовані з більш дрібних волокон. Такі м'язи часто називають "червоними" через червонувате забарвлення, пов'язане з високим вмістом міоглобіну.

Особливості скелетних м'язів

Оскільки м'язи можуть розвивати силу тільки при вкороченні (тобто тягнути, але не штовхати), ясно, що для того, щоб змістити кістку, а потім повернути її в колишнє положення, необхідні, щонайменше, дві м'язи або дві групи м'язів. Кілька м'язів, які діють таким чином, називаються антагоністами. У табл. 13.3 наведено класифікацію м'язів за типом вироблених ними рухів. Дуже рідко в русі бере участь лише одна пара м'язів-антагоністів. Зазвичай кожен окремий рух забезпечується групами м'язів, які називають синергістами.

Таблиця 13.3

Типи рухів, вироблених парами м'язів-антагоністів

Класифікація м'язів	Вигляд руху
Згинач	Згинає кінцівку, притягуючи два скелетних елементи один до одного
Розгинач	Розпрямляє кінцівку, відтягуючи два скелетних елементи один від одного
Привідний м'яз	Тягне кінцівку у напрямку до поздовжньої осі тіла
М'яз, що відводить	Відводить кінцівку від поздовжньої осі тіла
Протрактор	Тягне дистальний відділ кінцівки вперед
Ретрактор	Відтягування дистального відділу кінцівки назад
Ротатор	Повертає кінцівку повністю або її частину в одному з суглобів

Робота м'язів

Величина скорочення (ступінь укорочення) м'яза при даній силі роздратування залежить як від її морфологічних властивостей, так і від фізіологічного стану. Довгі м'язи скорочуються на більшу величину, ніж короткі. Помірне розтягнення м'яза збільшує його зменшувальний ефект; при сильному розтягненні скорочення м'яза послаблюється. Якщо в результаті тривалої роботи розвивається стомлення м'яза, то величина її скорочення падає.

Для вимірювання сили м'яза визначають або максимальний вантаж, який він в змозі підняти, або максимальну напругу, яку він може розвинути в умовах ізометричного скорочення.

Одиночне м'язове волокно здатне розвивати напругу, що досягає 100 - 200 мг. Враховуючи, що загальна кількість м'язових волокон у тілі людини дорівнює приблизно 15 - 30 млн, вони могли б розвинути напругу в 20 - 30 тонн, якби всі одночасно тягнули в один бік.

Сила м'яза за інших рівних умов залежить від її поперечного перерізу. Чим більше фізіологічний поперечний переріз м'яза, тобто сума поперечних перерізів всіх її волокон, тим більше вантаж, який вона в змозі підняти. Фізіологічний поперечний переріз збігається з геометричним тільки в м'язах з поздовжньо розташованими волокнами; у м'язів з косими волокнами сума поперечних січів волокон може значно перевищувати геометричний поперечний переріз самого м'яза (рис. 13.11). З цієї причини сила м'яза з косими волокнами значно більша, ніж сила м'яза тієї ж товщини, але з поздовжніми волокнами. Щоб порівнювати силу різних м'язів, максимальний вантаж, який м'яз в змозі підняти, ділять на число квадратних сантиметрів її фізіологічного поперечного перерізу. Таким чином обчислюють абсолютну м'язову силу. Абсолютна сила, виражена в кілограмах на 1 см², литкового м'яза людини дорівнює 5,9, згинача плеча - 8,1, жувального м'яза - 10, двоголового м'яза плеча - 11,4, триголового м'яза плеча - 16,8, гладких м'язів - 1.

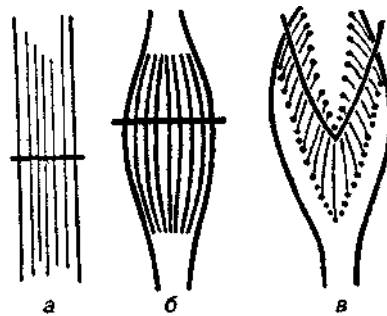


Рис. 13.11. Типи будови різних м'язів : а - м'язи з паралельним ходом волокон; б - веретеноподібний м'яз; у - *перистий м'яз*

Більшість м'язів людини мають перисту будову. Перистий м'яз має великий фізіологічний переріз, а тому має велику силу.

Робота м'яза вимірюється виробом піднятого вантажу на величину вкорочення м'яза, тобто виражається в кілограмах або грамсантиметрах.

Між вантажем, який піднімає м'яз, і виконуваною нею роботою існує наступна залежність. Зовнішня робота м'яза дорівнює нулю, якщо м'яз скорочується без навантаження. У міру збільшення вантажу, робота спочатку збільшується, а потім поступово падає. При дуже великому вантажі, який м'яз нездатна підняти, робота стає знову рівною нулю. На рис. 13.12 показано співвідношення, що існують між величиною навантаження, ступенем вкорочення м'яза і величиною роботи. Як видно, найбільшу роботу м'яз здійснює при деяких середніх навантаженнях: в даному випадку при 200 - 300 г. Потужність м'яза, вимірювана величиною роботи в одиницю часу, також досягає максимальної величини

при середніх навантаженнях. Тому залежність роботи і потужності від навантаження отримали назву правила середніх навантажень.

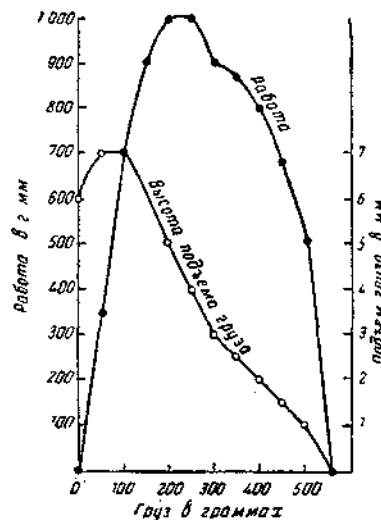


Рис. 13.12. Співвідношення навантаження (у грамах), скорочення (в міліметрах підйому вантажу) і роботи (в грам-міліметрах) литкового м'яза жаби (за Воллером)

Робота, при якій відбувається переміщення вантажу і рух кісток у суглобах, називається динамічною. Робота м'яза, за якої м'язові волокна розвивають напругу, але майже не вкорінюються (це відбувається, коли м'яз скорочується в ізометричному режимі), називається статичним. Статична робота більш втомлива, ніж динамічна.

Механічні властивості м'язів

Довжина, сила і швидкість скорочення - найбільш важливі механічні властивості м'язів. Існує якась оптимальна довжина м'яза, при якій скорочення максимально. Це показує досвід вивчення ізометричних скорочень ізольованого м'яза, що фіксуються при різних значеннях вихідної довжини (рис. 13.13). Якщо вихідна довжина м'яза мала, що і зусилля, що розвивається нею при скороченні, невелико; при розтягненні її до певного рівня (точка 2 на рис. 13.13, а) це зусилля досягає максимального значення. Якщо ж м'яз перерозтягнуто (точка 3), сила його скорочення знову падає. Для скелетних м'язів це взаємини між довжиною і силою не має великого значення, проте в серцевому м'язі воно відіграє важливу роль.

Збільшення навантаження на м'яз знижує швидкість його скорочення (рис. 13.13, б)

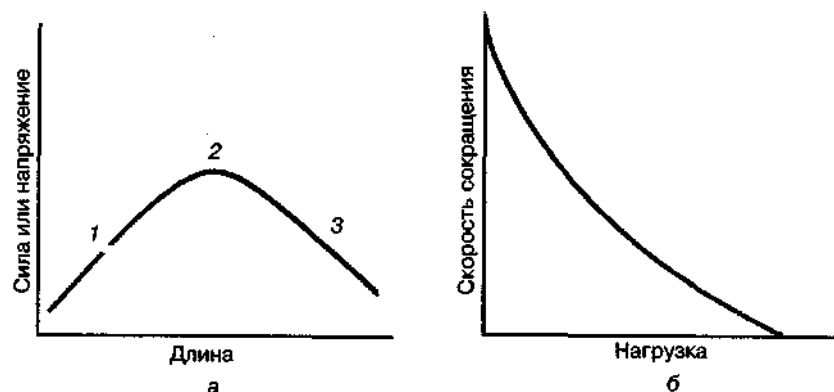


Рис. 13.13. Залежність між силою, напругою і довжиною м'яза, а - при збільшенні довжини м'яза до точки 2 напруга і сила її скорочення зростають, а при подальшому розтягненні м'яза - падають (3). б - залежність швидкості скорочення м'яза від навантаження: чим більше навантаження, тим менше швидкість скорочення

Елементи біомеханіки

М'язи, скорочуючись, перетворюють досить значну частину ($1/4 - 1/3$) хімічної енергії на механічну роботу, виділяючи при цьому теплоту; це - одне з головних джерел освіти її в організмі.

Зазвичай м'язи діють на кістці, поєднані між собою суглобами, так що виходить той чи інший рід важеля.

Особливо багато в людському тілі одноплечих важелів другого роду: точка додатку сили знаходиться між точкою опори і точкою опору (центром тяжкості тієї частини тіла, яка приводиться в рух). Наприклад, ліктяове зчленування. Коли в ньому відбувається згинання, точка опори лежить на лінії з'єднання плечової і ліктяової кісток; неподалік від цієї точки в самому верхньому відділі передпліччя, поміщається точка додатку сили (місце прикріплення двоголового і плечового м'язів, згинаючих передпліччя), опір (центр тяжкості передпліччя і пензля) розташовується дистальніше. Оскільки у цього важеля плече опору довше плеча докладання сили, доводиться застосовувати відносно велику силу для того, щоб подолати опір; при цьому виграється час, чому важіль цього роду носить назву важеля швидкості.

Скорочення мускула не завжди приводить в рух кістку, до якої він прикріплюється; нерідко скорочення утримує її в певному положенні (імобілізація). Рух, при якому роботі одного мускула обов'язково супроводжує скорочення декількох інших, імобілізуючих місце його початку, називаються координованими, або поєднаними. Рідко м'язів скорочується один; самі, здавалося б, прості рухи частин тіла обумовлені роботою декількох м'язів. Так, при рухах в плечовому суглобі працюють не тільки м'язи, що йдуть від лопатки і ключиці до плечової кістки і діють безпосередньо на останню, але у відомій мірі скорочуються також м'язи, імобілізуючі кістки плечового поясу; останні грають роль опори для м'язів, що приводять у рух плечову кістку.

Часто мускул з'єднує суміжні кістки, що утворюють одне зчленування; крім м'язів такого роду, званих односуставними, так як вони діють лише на один суглоб, є багато м'язів, які йдуть повз двох і більше суглобів; вони називаються двосуставними або багатосуставними м'язами; останні відрізняються більш складною дією, оскільки приводять в рух не тільки частину скелета, до якої прикріплюються, але можуть змінювати і положення кісток, що знаходяться на шляху від початку м'яза до її прикріплення.

Лекція 14

БЮДИНАМІКА (БІОМЕХАНІКА) РУХОВИХ ЯКОСТЕЙ

Кожна людина володіє певними руховими навичками, наприклад, може підняти певну вагу, пробігти або стрибнути тощо, але можливості у всіх різні. Це пов'язано і з віком, і спадковістю і, головне, з тренуваністю. Рухові якості відрізняються одна від одної за формою і за витраченою енергією. Рухові якості - це окремі сторони моторики людини. Вони проявляються в однаковій формі рухів та енергетичного забезпечення і мають аналогічні фізіологічні механізми.

Тому методики вдосконалення (тренування) тих чи інших якостей мають спільні риси незалежно від конкретного виду руху. Наприклад, витривалість марафонця багато в чому схожа з витривалістю лижника-гонщика, велогонщика, ковзаняра і т. п. Сила (F), швидкість (V) і тривалість (тривалість) (t) руху знаходяться в певних співвідношеннях один з одним. Це співвідношення різне в різних видах діяльності (в різних видах спорту).

При скороченні м'яза розвивають великі зусилля, які залежать від поперечного перерізу, початкової довжини волокон і ряду інших факторів. Сила м'яза на 1 см^2 її поперечного перерізу називається абсолютною м'язовою силою. Для людини вона дорівнює від 50 до 100 Н.

Сила і потужність одних і тих же м'язів залежать від ряду фізіологічних умов: віку, статі, тренування, температури повітря, вихідного положення при виконанні вправ, біоритмів тощо.

Зовнішній вияв швидкої активності м'яза (пучка волокон або волокна) полягає в тому, що при його фіксованій

довжині розвивається зусилля, а при фіксованому навантаженні відбувається укорочення. Експеримент з м'язами проводиться в двох режимах: ізометричним, коли довжина м'яза фіксована і ізотонічним, коли м'яз має можливість вкорачуватися при постійному навантаженні (рис. 14.1). На малюнку видно, що ізометричне зусилля розвивається дуже швидко і досягає своєї максимальної величини приблизно через 170 мс після збудження. Починаючи з 200 мс воно знову зменшується з зростаючою швидкістю. Цікаво відзначити, що навіть через 900 мс у м'язі ще зберігається деяка напруга, що може бути обумовлено тільки активними фізичними і хімічними процесами.

Ізотонічне одиночне скорочення суттєво відрізняється від ізометричного. Укорочення в процесі ізотонічного одиночного скорочення починається тільки тоді, коли в м'язі розвивається достатнє зусилля, рівне за величиною зовнішнім. В результаті одиночне скорочення починається тим пізніше, чим більше навантаження. Вкорочення спочатку майже лінійно залежить від часу і досягає максимальних значень тим раніше, чим більше навантаження. Потім настає розслаблення м'язів з зростаючою швидкістю, причому, так само як і вкорочення, воно завершується тим раніше, чим більше вантаж. Якщо зробити навантаження рівним тому повному ізометричному зусиллю, яке м'яз здатний розвинути, то ніякого зовнішнього укорочення не відбудеться. При нульовому навантаженні швидкість укорочення, очевидно, повинна бути максимальною. Співвідношення між навантаженням і швидкістю вкорочення показано на рис. 14.2.

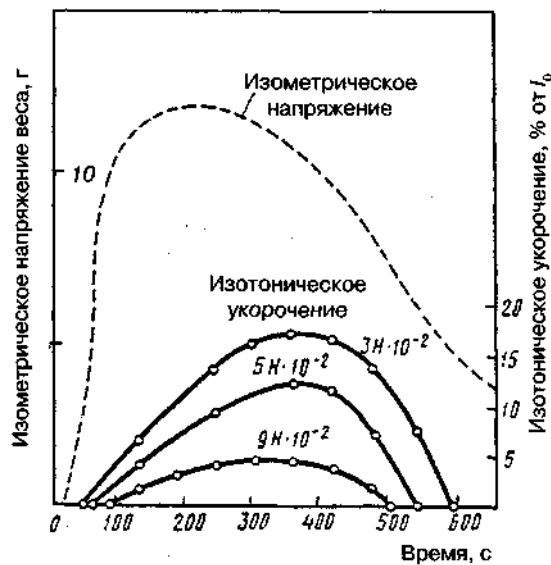


Рис. 14.1. Ізометричне та ізотонічне одиночне скорочення. Пснсяжний м'яз жаби при 0°C (за В. Jewell, D. Wilkie, 1960)

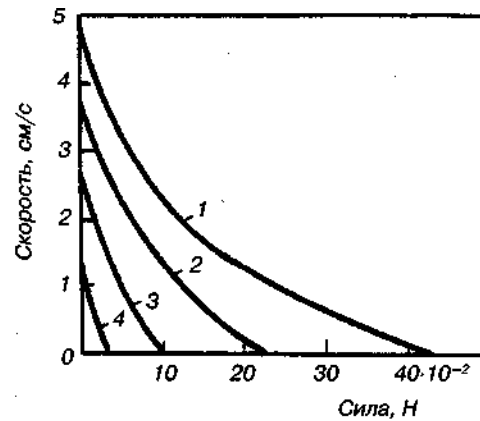


Рис. 14.2. Залежність швидкості від навантаження на різних стадіях ізотонічного одиночного скорочення пняжного м'яза жаби при 0° С: 1 - фаза розвитку напруги, 2 - 4 - фази розслаблення (0,46; 0,64; 0,83 с); напруга становить 0,6; 0,3 і 0,08 максимального

Для опису залежності між силою і швидкістю мускульного скорочення використовують рівняння Хілла:

$$V = b(F_0 - F) \cdot (F + a)$$

або

$$F = (F_0 + a) \left(\frac{V}{b} + 1 \right) - a,$$

де V - швидкість вкорочення; F - сила (навантаження); F_0 - максимальна ізометрична сила, яку може розвинути м'яз; b - константа, що має розмірність сили. Максимальна швидкість, відповідна умовно $F = 0$, з рівняння Хілла рівна $\frac{bF_0}{a}$. При роздратуванні м'яза серією імпульсів, наступних з постійною частотою, другий і наступні імпульси будуть надавати різну дію залежно і від того, на яку ділянку кривої "сила - час" вони потраплять. Наприклад, для пняжного м'яза жаби при 0° С (рефракторний період потенціалу дії близько 10 мс) другий імпульс, що відстоїть від першого на 5 мс, не викликає ніякої додаткової механічної реакції. При частоті збудження, що дорівнює 2 Гц, імпульси будуть надходити в момент, коли фаза розслаблення завершиться на 2/3. М'яз відреагує наступним одиночним скороченням, яке, в свою чергу, перерветься, не завершившись, новим імпульсом тощо. У результаті виходить крива, кожен максимум якої відповідає одиночному імпульсу. При відповідному виборі частоти роздратування поодинокі скорочення будуть мати все більшу тенденцію до злиття. У пняжного м'яза при 0° С настає повне злиття - тетанус - при частоті приблизно 15 Гц. Ефект злиття проявляється в тому, що активне зусилля збільшується в 1,2 - 1,8 рази порівняно з максимальним зусиллям одиночного скорочення. Слід зазначити, що при одиночному імпульсі активність цілого м'яза не встигає досягти свого тетанічного максимуму, оскільки повне розтягнення системи послідовних пружних елементів вимагає часу, який більше тривалості одиночного скорочення.

В описаних експериментах (дослідженнях) ізотонічне вкорочення або ізометричне зусилля вимірювалося на м'язах, довжина яких була близька до довжини розслабленого м'яза або дещо перевершувала його.

Виходячи з термодинаміки, хімії і механіки процесу скорочення і зв'язку їх з поширенням збудження, П.І. Усиком, С.А. Рігерера (1973) зроблені передумови моделі: а) м'яз проводить роботу за рахунок прямого перетворення енергії, що звільняється при механохімічних реакціях; б) механохімічні реакції протікають у великому числі малих, але кінцевих областей, розподілених по всьому обсягу м'яза; в) джерела вихідних хімічних реагентів також розподілені по всьому обсягу м'яза; г) м'язова тканина анізотропна і володіє пружними і в'язкими властивостями, причому в'язкість обумовлена переважно міофібриллами, а пружність - сполучною тканиною та іншими структурами.

Характеристика рухових якостей

До основних рухових якостей належать: сила, швидкість, витривалість, гнучкість і спритність. О.О. Тер-Ованесян до названих якостей додає: стійкість рівноваги, здатність до довільного розслаблення м'язів, ритмічність, стрибучість, м'якість рухів, координованість.

Механіка м'язового скорочення. У спокої м'язова тканина являє собою в'язкоупругий матеріал з звичайними властивостями. Справжня цікава властивість м'яза - це її здатність до скорочення. Максимальна сила, яку може розвинути м'яз, при оптимальній її довжині становить близько $2 \cdot 10^6$ дин на 1 см^2 поперечного перерізу м'яза.

Якщо протидіюча сила невелика, м'яз не тільки сильніше вкорачується, але і швидше скорочується. Якщо м'яз, що скорочується, має довжину l в момент часу t , то швидкість його укорочення: $-\frac{dl}{dt}$ ("мінус" означає зменшення довжини) визначається за формулою:

$$-\frac{dl}{dt} = (F_1 - F) \cdot \frac{b}{F + a},$$

де F - сила, яку долає м'яз, F_1 - максимальна сила м'яза при тій довжині, при якій вимірюється швидкість її укорочення, d і b - константи. Константа d дорівнює близько $4 \cdot 10^5$ дин на 1 см^2 поперечного перерізу м'яза, а константа b для різних м'язів різна (A.N. Hill, 1956). Зауважимо, що навіть за відсутності сили, що протидіє скороченню, м'яз вкорачується з обмеженою швидкістю: якщо $F = 0$, то $-\frac{dl}{dt} = F_1 \frac{b}{a}$.

Якщо нерухомо закріпити кінці м'яза і змусити його скорочуватися, то максимальна сила скорочення залежатиме від відстані між кінцями м'яза. Ця сила зменшиться, якщо відстань буде менше довжини м'яза в спокої. Сила скорочення зменшується і в тому випадку, якщо відстань між кінцями м'яза буде більше її довжини в спокої. Під силою скорочення мається на увазі різниця між загальною силою, яку розвиває м'яз при його подразненні, і упругою відновлювальною силою, обумовленою розтягненням м'яза понад її нормальної довжини.

Залежність сили від довжини було показано на ізольованих поперечнополосатих м'язових волокнах (Edman K., 1966; Gordon A.M. et al, 1966).

Поперечні смуги м'язового волокна розсуваються при його розтягненні і зближуються при скороченні. На рис. 14.3 наведено графік залежності між силою скорочення волокна і відстанями між сусідніми смугами. У розслаблених волокнах ці відстані дорівнюють $2,1 \text{ мк}$ ($1 \text{ мк} = 10^{-4} \text{ см}$). Сила скорочення досягає максимуму при відстані $2,0 - 2,2 \text{ мк}$, і ця сила прийнята за 100%. При відстанях $1,3$ і $3,7 \text{ мк}$ сила дорівнює нулю. Це можна пояснити на підставі "теорії ковзних ниток".

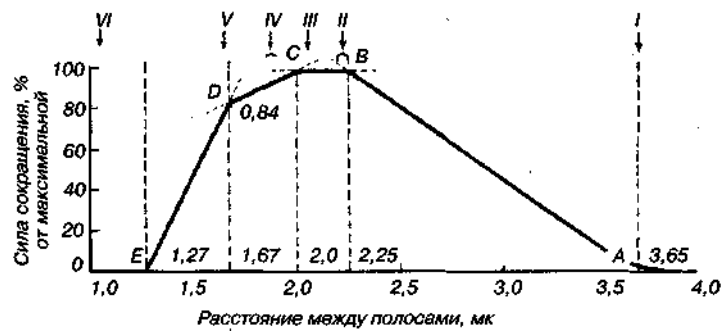


Рис. 14.3. Залежність сили скорочення поперечнополосатого м'язового волокна від відстані між сусідніми платівками (А.М. Gordon et al., 1966)

Поперечнополосате м'язове волокно являє собою клітку, що містить численні фібрили, які самі мають поперечну зичненість. На рис. 14.4 представлена схема будови фібрили, заснована на електронних мікрофотографіях. Фібрила складається з поздовжніх ниток, побудованих з білків актину і міозину; нитки актину входять своїми кінцями в проміжки між нитками міозину. Ці нитки утворюють структуру, яка повторюється на всьому протязі волокна і лежить в основі поперечної вичорченості, видимої в звичайний мікроскоп. Нитки актину - більш тонкі, вони лежать на ділянці *b* (див. рис. 14.4). Вони проходять крізь поперечні перегородки, звані платівками.

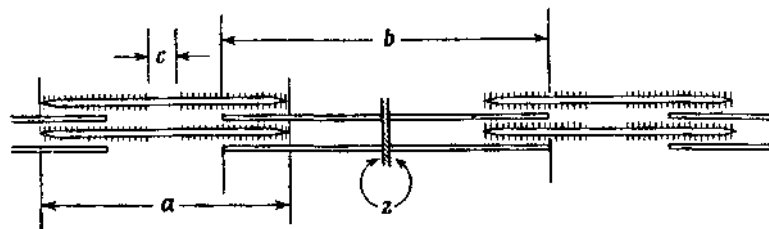


Рис. 14.4. Схема розташування субмікроскопічних ниток в поперечнополосатом м'язовому волокні (А.М. Gordon et al., 1966)

Міозинові нитки (рис. 14.4, а) товщі і забезпечені бічними виступами, які прикріплюються до ниток актину, утворюючи містки. Вважають, що саме завдяки цим місткам м'язи розвивають силу при скороченні. Посередині кожної нитки міозину є ділянка (рис. 14,4, с), позбавлена бічних виступів.

Коли м'яз скорочується або піддається розтягненню, нитки актину і міозину ковзають один відносно одного, так що область їх перекривання стає довшою або коротшою.

На рис. 14.5, показано, як змінюються просторові відносини ниток при різних відстанях між сусідніми платівками *Z* (тобто при різній щільності розташування поперечних смуг). Ці відстані для цих випадків I - VI вказано також стрілками з відповідними цифрами на рис. 14.3. При відстані 3,65 мк (положення Г) нитки актину і міозину вже не накладаються один на одного і можна очікувати, що волокно не буде здатне розвивати силу; і дійсно, приблизно при такому розтягненні сила скорочення падає до нуля. У міру зближення платівок *Z* нитки актину все глибше проникають в проміжки між нитками міозину, і, нарешті, при відстані 2,2 мк (положення II) всі бічні виступи на міозиновій нитці приходять в контакт з ниткою актину, утворюючи поперечні містки. Якщо саме ці містки відповідальні за виникнення сили, то слід очікувати, що в діапазоні від положення I до положення II сила буде пропорційна ступеня перекривання ниток, і це підтверджується в дослідженнях. При подальшому вкороченні волокна кількість містків, які можуть утворитися, не змінюється, і сила залишається постійною, поки відстань між платівками *Z* не зменшиться до 2,05 мк (положення III). У цей момент нитки актину сходяться своїми

кінцями і сила починає вбивати. Вона продовжує повільно вбивати, поки відстань не досягає 1,65 мк (положення V), коли кінці міозинових ниток приходять у зіткнення з платівками Z. При подальшому скороченні нитки міозину повинні зминатися; сила починає вбивати швидше і, нарешті, зовсім зникає.

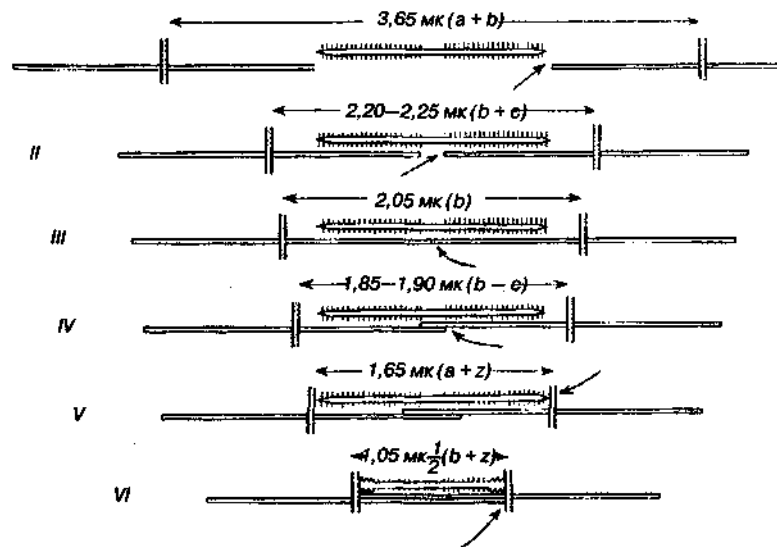


Рис. 14.5. Схема, що показує ступінь перекривання ниток міозину і актина в поперечнополосатом м'язовому волокні при різних відстанях між сусідніми платівками Z (А.М. Gordon et al., 1966)

Сила! Силові якості

Силою називається фізична величина, що характеризує взаємодію тіл; вона визначає зміну руху тіла, або зміну форми тіла, або те й інше разом.

Сила, що розвивається м'язом або пучком м'язових волокон, відповідає сумі сил окремих волокон. Чим товще м'яз і більше "фізіологічна" площа його поперечного перерізу (сума площ поперечних перерізів окремих волокон), тим він сильніший. Наприклад, при м'язовій гіпертрофії її сила і товщина волокон зростають однаковою мірою.

М'язова сила залежить не тільки від активного впливу ЦНС, а й дуже високою мірою від зовнішніх механічних умов роботи м'яза.

В організмі людини скелетні м'язи передають силу частинам скелета за допомогою еластичних, почасти розтяжуваних структур - сухожил'я. Під час розвитку сили у м'яза є тенденція вкоротитися, а отже, розтягнути і напружити пружні структури, що прикріплюють її до скелета.

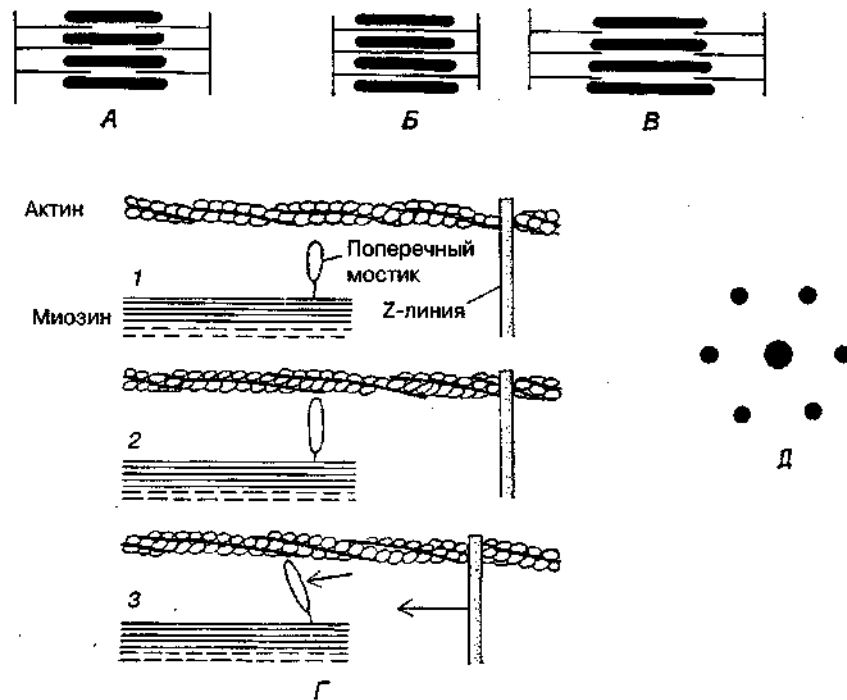


Рис. 14.6. Саркоплазматичний ретикулум і Т-трубки.

Миозинові (товсті) і актинові (тонкі) нитки в стані спокою (А), скорочення (Б) і розтягнення (С). Укорочення м'яза при його скороченні пов'язане зі ковзанням актинових ниток (Г). Прикріплення поперечних міозинових містків до ниток актину. Завдяки цим місткам, більшість яких бере участь у процесі скорочення, активні нитки ковзають у напрямку до центру саркомера, що призводить до укорочення м'яза (2 і 3). Д - поперечний розріз через А- і І-диски (електронна мікроскопія); видно товсту міозинову нитку, оточену шістьма тонкими актиновими

М'язове скорочення, при якому довжина м'яза зменшується в міру збільшення розвивається нею сили, званої ауконтонічним (ізотонічним). Максимальна сила в ауконтонічних експериментальних умовах (з розтягнутим еластичним зв'язком між м'язом і датчиком сили) називається максимумом ауконтонічного скорочення. Вона набагато менше сили, що розвивається м'язом при постійній довжині, тобто при ізометричному скороченні. Для його експериментального дослідження м'яз у розслабленому стані (у спокої) закріплюють з обох кінців, щоб під час активації та вимірювання напруги він не міг вкоротитися. Однак навіть у цих умовах скоротні елементи м'язових волокон (міозинові головки) передають силу сухожиллям або реєструючому пристрою тільки через пружні внутрішньомишкові структури. Вони входять до складу поперечних містків (рис. 14.6) активних ниток, Z-платівок і сухожильно-м'язових сполук.

Сила - величина векторна. Дві сили, що діють на тіло, складаються за правилом паралелограма (векторно).

Сила м'язів вимірюється тим максимальним напруженням, яке вона здатна розвинути в умовах ізометричного скорочення.

Максимальна сила залежатиме насамперед від кількості та товщини м'язових волокон, що утворюють м'яз. Кількість і товщина м'язових волокон зазвичай визначаються за фізіологічним поперечником м'яза, під яким розуміється площа поперечного розрізу м'яза (см²), що проходить через всі м'язові волокна. Товщина м'яза не завжди збігається з її фізіологічним поперечником. Наприклад, при рівній товщині, м'язи з паралельним і перистим розташуванням волокон значно відрізняються за фізіологічним поперечником. Перисті м'язи мають більший поперечник і мають більшу силу скорочення. Чим товще м'яз, тим він сильніший.

Важливим у прояві сили м'яза має характер прикріплення її до кісток і точка до-

датку сили в механічних важелях, утворених м'язами, суглобами і кістками. Сила м'яза значною мірою залежить від її функціонального стану - збудливості, лабільності та харчування. Внутрішньомішкова координація пов'язана зі ступенем синхронності скорочення рухових одиниць м'яза, а міжмішкова - зі ступенем координованості беруть участь у роботі м'язів. Чим вищий ступінь внутрішньо- і міжміської координації, тим більший максимальний

сила людини. Спортивні тренування значно сприяють вдосконаленню цих координаційних механізмів, тому тренувана людина володіє більшою максимальною і відносною силою, тобто силою м'язів, віднесеною на 1 кг маси тіла.

У зв'язку з цим у спорті є вагові категорії (важка атлетика, боротьба, бокс та ін.).

Регуляція м'язової сили в організмі людини. Рухова одиниця складається з одного мотонейрона і групи іннервованих ним м'язових волокон (рис. 14.7). Розміри таких одиниць широко варіюють. Оскільки кожне волокно підкоряється закону "все або нічого", сила, яка розвивається руховою одиницею при одиночному скороченні, варіює слабо; або всі її волокна збуджуються і скорочуються, або всі розслаблені. Однак розвивається сила залежить від частоти стимуляції.

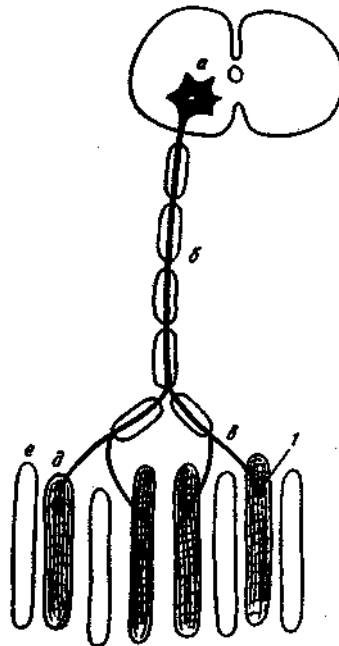


Рис. 14.7. Схема будови нейромоторної одиниці:

а - тіло рухової нервової клітки; б - рухове нервеве волокно, в - його розгалуження, г - нервово-м'язове закінчення, д - м'язові волокна, що іннервуються даною нервовою клітиною, е - м'язові волокна, іннервовані іншими нервовими клітинами

Сила і швидкість скорочення м'яза збільшуються також у міру активації (залучення) все більшої кількості рухових одиниць. При цьому чим менші розміри (а, отже, і сила) кожної з них, тим тонше регулювання загального зусилля.

Співвідношення між швидкістю скорочення м'яза і силою (навантаженням). При ізотонічному скороченні м'яз вкорачується тим повільніше, чим більше навантаження.

Ненавантажений м'яз вкорачується з максимальною швидкістю, залежною від типу м'язових волокон. Наприклад, пснужний м'яз жаби скорочується зі швидкістю всього лише 0,2 м/с (приблизно 10 довжин м'яза в 1с). М'язи руки людини, які набагато довші, вкорачуються зі швидкістю 8 м/с. Швидко вкоригуючись, м'яз розвиває меншу силу, ніж при повільному вкороченні або після попереднього розтягнення. Цим пояснюється той загальновідомий факт, що швидкі рухи можливі, якщо не потрібна велика сила, тобто коли м'язи не навантажені (вільно рухаються) і, навпаки, максимальна м'язова сила вимагає повільних рухів, наприклад, при пересуванні великих предметів або підйомі штанги. Велику ва-

гу можна підняти або зіштовхнути з місця тільки дуже повільно. Це цілком сумісно зі здатністю людини довільно змінювати швидкість м'язового скорочення.

Потужність м'яза дорівнює виробу розвивається нею сили на швидкість укорочення. Наприклад, максимальна потужність (200 Вт) м'яза нашої руки буде досягнута при швидкості скорочення 2,5 м/с. Дослідження показують, що потужність вища при помірних навантаженнях і швидкостях скорочення, ніж в екстремальних умовах.

Розвиток сили та її вимір

Сила - це здатність людини долати зовнішній опір або протидіяти їй за рахунок м'язових зусиль. Під силою м'язів передбачають здатність розвивати в них (при максимальному зусиллі) напругу тієї чи іншої величини. Силу м'язів вимірюють за допомогою різних приладів (динамометри та ін.). О. Беком визначено "питому силу м'яза" (табл. 14.1).

Для порівняння сили у людей різної ваги і статі введено поняття "відносна сила" (ставлення максимальної сили до ваги).

Таблиця 14.1

Питома сила різних м'язів

Найменування	Сила м'яза (кг) на 1 см ² фізіологічного поперечника
Литкова з камбаловидною	6,24
Розгиначі шиї	9,0
Жувальна	10,0
Двоголовий м'яз плеча	11,4
Триголовий м'яз плеча	16,8

Сила м'язів залежить від багатьох факторів. За інших рівних умов вона пропорційна поперечному перерізу м'язів (принцип Вебера). Максимально можливе її скорочення (укорочення) за інших рівних умов пропорційно довжині м'язових волокон (принцип Бернуллі).

Залежно від виду спорту, спортсмени віддають перевагу розвитку тих м'язових груп, від яких значною мірою залежить ефективність виконання вправ.

Наприклад, у важкоатлетів високий рівень розвитку сили м'язів-розгиначів. У кваліфікованих важкоатлетів ставлення сили м'язів-розгиначів до сили м'язів-згиначів виражається наступними величинами: для плеча (ліктьовий суглоб) - 1,6:1, тулуба (тазостегновий і поперековий суглоби) - 4,3:1, гомілки (гомілковостопний суглоб) - 5,4:1, стегна (колінний суглоб) - 4,3:1. Саме в цьому полягає своєрідність топографії та гармонії розвитку атлетів.

У важкій атлетиці силу м'язів вимірюють в позах, які спортсмени приймають при підйомі штанги.

Найбільш значні зусилля атлети витрачають у фазі підриву, коли кути в колінних суглобах дорівнюють 130 - 140°, а в тазостегнових - близько 60 - 70° і гриф штанги знаходиться біля середини стегна. В даному положенні спортсмени здатні розвивати зусилля до 500 кг і більше.

У спортивній фізіології та педагогіці широко поширений термін "вибухова сила", що характеризує граничну швидкість розвитку напруги м'язів.

Вибухову силу м'язів розраховують за такою формулою:

$$I = \frac{F_{\max}}{t},$$

де I - швидкісно-силовий індекс; F_{\max} - максимальне значення сили м'яза в даному русі; t - час досягнення максимальної сили м'язів.

Непрямим показником вибухової сили може служити висота і довжина стрибка з місця при відштовхуванні двома ногами.

Методика розвитку (тренування) сили м'язів

Сила м'язів знижується після тривалої інтенсивної м'язової роботи, на неї впливає характер виконуваної роботи, рівень тренуваності м'язів.

Розвиток сили м'язів досягається при тренуванні із застосуванням різних режимів роботи м'язів.

До 50-х років для розвитку сили м'язів у методиці тренувань розглядалися частота занять, інтервали відпочинку, кількість вправ зі штангою і їх послідовність.

Сучасна спортивна методика тренувань поряд з долаючим режимом м'язової роботи передбачає утримуючий, поступаючий, а також змішаний режим.

Міометричний метод (робота в долаючому режимі рухової діяльності) являє собою роботу м'язів в міометричному режимі, тобто їх напруга в режимі укорочення.

Ізометричний метод набув широкого поширення для розвитку сили. Для збільшення сили м'язів і їх маси Т.Хеттінгел (1966) вважає оптимальною величину зусилля, рівну 40-50% від максимуму. За зусиль, що дорівнюють 20-30% від максимуму, сила м'язів не змінюється.

У практиці спорту застосовується напруга 55-100% від максимуму протягом 5-10 с. Зі збільшенням напруги зменшується час утримання пози.

Необхідно враховувати індивідуальні особливості штангіста, а саме: кількість підходів, часу, протягом якого вправний м'яз повинен напружуватися; величину напруги в тренуванні; кількість тренувань на тиждень для розвитку сили.

У спорті для розвитку сили часто використовують метод комбінованого режиму. Отримані дані говорять про високу ефективність тренування при поєднанні поступаючого, що утримує (ізометричного) і долає режимів м'язової діяльності. У процентному відношенні тренування виглядали наступним чином: 75% - долаюча робота, 15% - поступається і 10% - утримуюча. Побудова тренувань виглядає наступним чином: 1) вправи в поступовому режимі роботи м'язів повинні застосовуватися з вагою 80 - 120% від максимального результату в аналогічних вправах в долаючому режимі; 2) при роботі з вагою 80 - 100% від максимуму вправи слід виконувати 1 - 2 рази по 6 - 8 с, а з вагою 100 - 120% - 1 раз у підході; тривалість опускання снаряда - 4 - 6 с; 3) інтервали відпочинку між підходами повинні бути 3 - 4 хв.

Вправи в поступаючому і утримуючому режимах доцільно виконувати в кінці тренування.

Для розвитку сили м'язів використовується і статико-динамічний метод. Піднявши штангу до рівня колін, штангіст утримує її в цьому положенні протягом 5 - 6 с, потім продовжують тягу; точно так само виконуються і присідання.

Всі види присідань пов'язані з поступовою роботою. На присідання важкоатлети відводять близько 10 - 25% всього тренувального навантаження. Зазвичай поступаючу роботу висококваліфіковані важкоатлети виконують з вагою 110 - 120% від кращого результату при долаючій роботі, але не частіше одного разу на 7 - 10 днів.

Крім описаних, існують нетрадиційні методи розвитку сили. О.М. Воробйовим розроблено метод примусового розтягнення м'язів. У регуляції напруги м'язів слід дотримуватися такого правила: чим інтенсивніше розтягнення, тим менше має бути час впливу. При дуже сильних розтягненнях достатньо 30 с. У системі тренувань кожен атлет повинен застосовувати вправи з примусовим розтягненням м'язів; вони найбільш доцільні після серії підходів у будь-якій вправі. Регулярне включення в тренування примусового розтягнення "робочих" м'язів веде до великого збільшення сили м'язів.

Таким чином, примусове розтягнення м'язів може служити одним з ефективних методів підвищення працездатності.

"Безнавантажувальний" метод розвитку сили м'язів був розроблений О.М. Анохіним (1909). Він полягає у "вольовій" узгодженій нарузі м'язів-антагоністів без

зовнішнього навантаження. Рекомендується п'ятнадцять простих вправ, при яких "вольовим" напругою розвивається сила м'язів.

"Безнавантажувальний" метод розвитку сили м'язів можна застосовувати під час ранкової зарядки.

Вплив різних факторів на прояв сили м'язів. Сила скорочення м'язів залежить від багатьох причин, зокрема, від анатомічної будови м'язів (перисті, веретеноподібні і м'язи з паралельними поздовжніми волокнами); збудженості ЦНС; гуморальних механізмів; оксигенації тканин тощо.

При динамічній роботі максимальної інтенсивності організм забезпечується киснем всього лише на 10%.

М'язова робота істотно змінює гормональний фон. Так, після середнього і важкого тренування вміст норадреналіну в крові може збільшитися в два рази, значно зростає вміст гормону росту. Рівень кортизолу підвищується тільки після важких тренувань, тоді як вміст інсуліну зменшується.

На працездатність суттєво впливають глюкокортикоїди та андрогени.

Взаємозв'язок сили м'язів і її маси. Відомо, що чим більша м'язова маса, тим більша сила. Цю залежність можна висловити формулою: $F = a \cdot P^{2/3}$, де F - сила; a - деяка постійна величина, що характеризує фізичну підготовленість атлета; P - вага атлета.

У провідних важкоатлетів м'язова маса становить 55-57% ваги тіла (О.М. Воробйов, Е.І. Воробйова, 1975 - 1979).

Значення положення тіла при виконанні силових вправ. Сила, яку може проявити людина, залежить від положення її тіла. Для кожного руху існують такі положення тіла, в яких проявляються найбільші і найменші величини сили (рис. 14.8). Наприклад, під час згинання в ліктьовому суглобі максимум сили досягається при вугіллі 90°; при розгинанні в ліктьовому і колінному суглобах оптимальний кут близько 120°; при вимірюванні станової сили максимальні показники проявляються, коли кут близько 155°, тощо.

Виникає питання: які положення треба обирати при виконанні силових вправ? Нерідко використовують положення, коли власна сила активних м'язів максимальна, тобто коли м'язи напружуються в розтягнутому стані. Внаслідок посилення потоку пропріоцептивних імпульсів таке положення тіла викличе збільшення рефлекторної стимуляції і тим посилить вплив вправ.

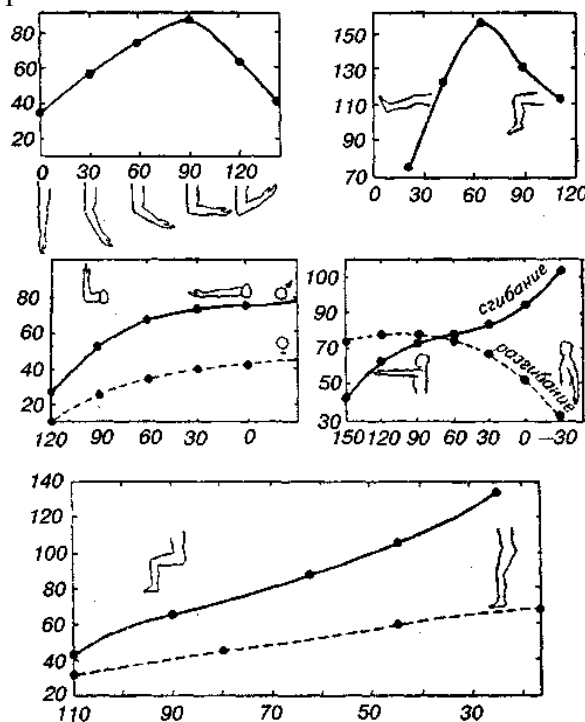


Рис. 14.8. Залежність силових показників від суглобових кутів (по Вільямсу і Штутману, 1959).

Суцільна лінія - дані чоловіків; пунктирна - дані жінок. По горизонталі - суглобовий кут; по вертикалі - сила (у фунтах)

Енергетика м'яза. Енергія м'язового скорочення. Під час активації м'яза підвищення внутрішньоклітинної концентрації Са веде до скорочення і до посиленого розщеплення АТФ; при цьому інтенсивність метаболізму м'яза зростає в 100 - 1000 разів. Відповідно до першого закону термодинаміки (закону збереження енергії), хімічна енергія, що вивільняється в м'язі, повинна бути дорівнювати сумі механічної енергії (м'язової роботи) і теплоутворення.

Навіть ізометричне скорочення супроводжується безперервною циклічною активністю поперечних міозинових містків і "внутрішня" робота, пов'язана з розщепленням АТФ і теплоутворенням при цьому значна. Недарма навіть така "пасивна діяльність", як стійка "смирно", втомлива. Коли м'яз піднімає вантаж, здійснюючи "зовнішню" роботу, розщеплюється додаткова кількість АТФ. При цьому зусилля інтенсивності метаболізму пропорційно виконуваний роботі (ефект Фенна).

Зазвичай першоджерелом енергії для м'язового скорочення служить глікоген або жирні кислоти. У процесі розщеплення цих субстратів виробляється АТФ, гідроліз якого доставляє енергію безпосередньо для самого скорочення: $\text{АТФ} \rightarrow \text{АДФ} + \text{P}_n + \text{енергія}$.

М'язи, скорочуючись, перетворюють досить значну частину ($1/4 - 1/3$) хімічної енергії на механічну роботу, виділяючи при цьому теплоту; це - одне з головних джерел генерації її в організмі.

Гідроліз одного моля АТФ дає приблизно 48 кДж енергії. Однак лише близько 40-50% її перетворюється на механічну енергію роботи, а решта 50 - 60% розсіюються у вигляді тепла при запуску (початкова теплота) і під час скорочення м'яза, температура якого при цьому дещо підвищується. Таким чином, ККД елементарного перетворення АТФ в міофібриллах становить приблизно 40 - 50%. Однак в природних умовах механічний ККД м'язів зазвичай набагато нижче - близько 20 - 30%, так як під час скорочення і після нього процеси, що вимагають витрат енергії, йдуть і поза міофібрилл. Ці процеси, наприклад, робота іонних насосів і окислювальна регенерація АТФ, супроводжуються значним теплоутворенням (теплота відновлення). Чим більше досконала робота, тим більше утворюється тепла і витрачається енергоресурсів (вуглеводів, жирів) "і кисню.

Така закономірність, до речі, пояснює втому, посилений потовиділення і задишку при підйомі в гору, але не при спуску.

М'язи здатні виробляти механічну роботу, забезпечуючи переміщення людини, рух повітря в дихальних шляхах, рух крові та багато інших життєво важливих процесів.

Коефіцієнт корисної дії (ККД) м'яза. Коли м'язи здійснюють роботу, в них звільняється хімічна енергія, накопичена в процесі метаболізму; вона частково перетворюється на механічну роботу, а частково втрачається у вигляді тепла.

S. Dickinson (1929) вимірювала ККД перетворення хімічної енергії на механічну роботу у спортсмена, який працює на так званому велоергометрі, де людина приводить у обертання колесо, натискаючи ногами на педаль. Через колесо перекинута матюковий привід, який діє як гальмо. До одного кінця цього приводу підвішений вантаж, а інший кінець прикріплений до пружинних терезів (рис. 14.9). Якщо вантаж має масу m , то він буде тягнути привід з силою mg . На інший кінець приводу діє менша сила F , вимірювана пружинними вагами. Таким чином, сила тертя гальма, додана до ободу колеса, дорівнює $mg - F$. Якщо колесо має радіус r і здійснює n обертів в одиницю часу, то швидкість руху його ободу становить $2\pi nr$. Потужність, необхідна для того, щоб обертати колесо з такою швидкістю, долаючи силу тертя, дорівнює $2\pi nrn(mg - F)$, і її можна вирахувати. Хоча описана робота може здатися безглуздою, ця потужність служить мірою "корисної роботи" в тому сенсі, в якому це поняття входить у визначення ККД.

За допомогою велоергометра можна вимірювати ККД мускулатури ніг, а також і максимальну потужність, яку вона здатна розвинути.

D.A. Parry (1949) показав, що потужність мускулатури ніг досягає 40 Вт на 1 кг

м'язової тканини. На такому рівні вона може залишатися лише короткий час, оскільки м'язи не можуть отримувати кисень з необхідною для цього швидкістю.

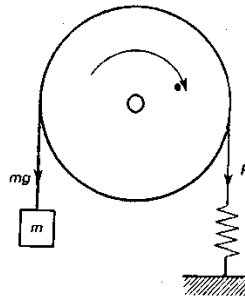


Рис. 14.9. Принцип дії велоергометра

Затрату хімічної енергії в одиницю часу можна виміряти непрямим шляхом, збираючи видихуване повітря випробовуваного і досліджуючи його. На кожен мл O_2 , використаного в процесі дихання, звільняється близько 5 кал хімічної енергії. Більш точно цю величину можна визначити, якщо відомий відносний вміст жирів і вуглеводів в їжі, але швидкість звільнення хімічної енергії можна вирахувати цілком точно, якщо визначити вміст у видихуваному повітрі не тільки кисню, але і вуглекислоти.

S. Dickinson вимірювала у випробовуваних використання хімічної енергії в спокої і під час роботи на велоергометрі. Різниця між цими величинами в кожному випадку показувала, яка кількість хімічної енергії витрачалася в одиницю часу на створення механічної потужності, необхідної для обертання колеса. Вона знайшла, що ККД варіює залежно від швидкості обертання педалей (рис. 14.10) і досягає максимальної величини - 22% - при натисканні ногою на педаль через кожні 0,9 с (тобто при одному звороті педалей за 1,8 с).

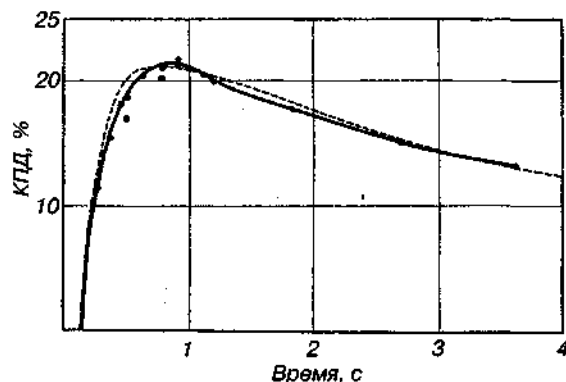


Рис. 14.10. Перетворення хімічної енергії на механічну роботу у людини, що приводить в рух велоергометр, протягом напівобігу педалей (S. Dickinson, 1929). Переривчаста лінія - теоретична крива (в тексті не згадується)

Фізична працездатність. Скорочуючись і напружуючись м'яз виробляє механічну роботу, яка в найпростішому випадку (варіанті) може бути визначена за формулою $A=PH$, де A - механічна робота (кГм), P - вага вантажу (кГ), H - висота підйому вантажу (м).

Таким чином, робота м'язів вимірюється витвором величини ваги піднятого вантажу на величину вкорочення м'яза. З формули легко вивести так зване правило середніх навантажень, згідно з яким максимальна робота може бути проведена при середніх навантаженнях. Дійсно, якщо $P=0$, тобто м'яз скорочується без навантаження, то і $A=0$. При $H=0$, що можна спостерігати, коли м'яз не здатна підняти занадто важкий вантаж, робота також буде рівна 0.

Рухи людини дуже різноманітні. У процесі цих рухів м'язи, скорочуючись, здійснюють роботу, яка супроводжується як їх укороченням, так і їх ізометричною напру-

гою. У зв'язку з цим розрізняють динамічну і статичну роботу м'язів. Динамічна робота пов'язана з м'язовою роботою, в процесі якої скорочення м'язів завжди поєднуються з їх скороченням. Статична робота пов'язана з напругою м'язів без їх укорочення. У звичайних умовах м'язи людини ніколи не здійснюють динамічну або статичну роботу в строго ізольованому вигляді. Робота м'язів завжди є змішаною. Проте, в локомоціях може переважати або динамічний, або статичний характер м'язової роботи. Тому характеризуючи м'язову діяльність в цілому, говорять про її статичний або динамічний характер. Біг, ігри, плавання є динамічною роботою, а утримування на вазі штанги, гирі або гантелей - статична робота.

Величина механічної роботи, що здійснюється м'язом виражається в кілограмометрах (кг/м), як витвір ваги вантажу, що піднімається м'язом, на висоту підняття. Сила, яка виявляється м'язом, залежить від кількості складових її мускульних волокон.

Довжина м'язового черевця обумовлює висоту підняття вантажу; в середньому, м'язи при повному скороченні вкорачуються приблизно на половину своєї довжини (довжина сухожилля, зрозуміло, не змінюється - воно тільки передає рух на певний пункт).

Знайдено, що найбільший вантаж, який в змозі утримувати мускул з поперечником в 1 см², в середньому дорівнює 10 кг - так звана абсолютна м'язова сила. Знаючи це, не важко визначити силу того чи іншого м'яза.

Звичайно, вирахована таким шляхом величина лише більшою або меншою мірою наближається до істинної, оскільки не у всіх людей і навіть не у всіх м'язів одного і того ж суб'єкта м'язова сила однакова.

Розвиток швидкості. Під швидкістю розуміються рухові дії, що виконуються в мінімальний відрізок часу.

Швидкість залежить від швидкості м'язового скорочення, потужності мобілізації хімічної енергії в м'язовому волокні і в перетворенні її на механічну енергію скорочення.

Найбільший ефект у розвитку швидкості можна досягти у віці від 8 до 15-16 років.

Швидкість розвивається при повторному виконанні швидкісних вправ. Виконання швидкісної роботи зі скороченими інтервалами відпочинку веде до розвитку швидкісної витривалості.

Біохімічні процеси, що відбуваються в м'язах при швидкісних і силових навантаженнях, дуже схожі, тому розвиток швидкості позитивно впливає на розвиток сили.

Швидкість розвивається за допомогою вправ, що виконуються в максимально швидкому темпі. До таких вправ можна віднести:

- 1) біг на короткі дистанції (20 - 30 - 50 м);
- 2) стрибки в довжину, висоту, стрибки з місця, стрибки-підскоки на рівному місці і в гору, стрибки на тумбу, на гімнастичного козла тощо.
- 3) метання;
- 4) швидко виконувати вправи з бліном (від штанги), з грифом або зі штангою, що має невелику вагу;
- 5) "боксування" з гантелями в руках протягом 5-10 с. Тренуватися треба частіше, повторювати навантаження при повному відновленні швидкісних якостей.

Розвиток спритності. Спритність - це здатність швидко оволодівати новими рухами і перебудовувати рухову діяльність відповідно до вимог раптово мінливої обстановки. Критеріями спритності служать координація і точність рухів.

Для розвитку спритності використовують спортивні ігри, елементи акробатики та спортивної гімнастики, боротьбу тощо.

Розвиток спритності пов'язаний з віком, підлогою, статурою тощо.

Розвиток витривалості. Витривалість - здатність людини виконувати роботу тривалий час без зниження працездатності.

Основним фактором, що лімітує продовження роботи, є стомлення. Ранній наступ стомлення свідчить про недостатній рівень розвитку витривалості. Більш пізній наступ стомлення - наслідок підвищення рівня розвитку витривалості. Ступінь витривалості у

спортсменів визначається за фізіологічними показниками: кардіореспіраторна система, біохімічні показники тощо.

Витривалість можна розглядати як здатність долати стомлення, її слід вважати основним фактором, що визначає розвиток витривалості. Тільки робота до стомлення (до "не можу") і подолання прийдешнього стомлення сприяє підвищенню витривалості організму.

Витривалість краще виробляється, якщо робота виконується в середньому темпі.

Розрізняють загальну і спеціальну витривалість. Загальна витривалість набувається при різнобічній фізичній підготовці, але обов'язково повинні включатися тренування (біг по пересіченій місцевості, ходьба на лижах, академічне веслування тощо).

Витривалість має специфічні особливості в тому чи іншому виді спорту. Наприклад, легкоатлети-стаєри (або лижники-гонщики) мають значно більшу витривалість у бігу на довгі дистанції, ніж важкоатлети (або борці); водночас легкоатлети в підйомі тяжкостей менш витривалі, ніж важкоатлети. М'язова діяльність у легкоатлетів-стаєрів відбувається в аеробному режимі, а у важкоатлетів - у близьких до анаеробних умов. Дослідження показують, що робота на витривалість (наприклад, біг на довгі дистанції, крос тощо) негативно позначається на розвитку сили, і навпаки, тренування "на силу" (підйом штанги, гир та ін.) негативно позначаються на розвитку витривалості у бігунів-стаєрів.

Спеціальна витривалість у різних видах спорту виробляється різними способами (методами). Наприклад, спеціальна витривалість важкоатлета розвивається за рахунок збільшення кількості підйомів штанги на тренуванні.

Витривалість зростає під впливом регулярних тренувань більшою мірою, ніж сила і особливо швидкість.

Розвиток гнучкості. Гнучкість, або рухливість у суглобах - важливий компонент фізичної підготовленості в багатьох видах спорту і особливо в спортивній гімнастиці, акробатиці та інших видах спорту. Гнучкість визначають як здатність людини виконувати рухи з більшою або меншою за величиною граничною амплітудою (рис. 14.11).

Погана рухливість у суглобах у багатьох випадках ускладнює сильне, швидке скорочення мускулатури. Якщо доступна велика амплітуда рухів, значить м'язи-антагоністи легко розтягуються і чинять менший опір потужним агоністам, скорочення яких забезпечує виконання вправи. Розвиток гнучкості, як і інших фізичних якостей, має свої особливості відповідно до вимог виду спорту, віку, статі та статури.

На рис. 14.12 показано амплітуди рухів у різних суглобах.

У кожному виді спорту для розвитку гнучкості спортсмен регулярно виконує комплекс спеціальних вправ.

Зазначено, що зі зростанням м'язової сили значно зменшується рухливість у суглобах.

У молодих атлетів зазвичай більш високі показники гнучкості. З віком гнучкість знижується, особливо у важкоатлетів, у зв'язку з найсильнішим компресійним навантаженням на хребет.

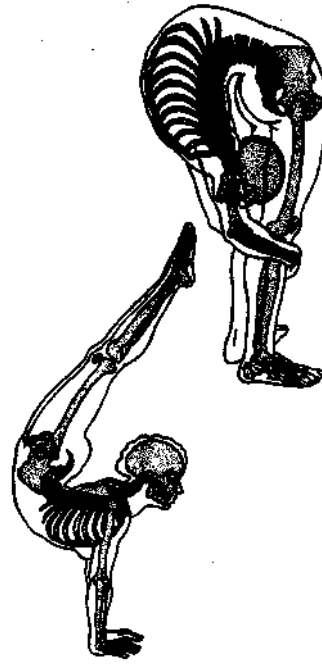
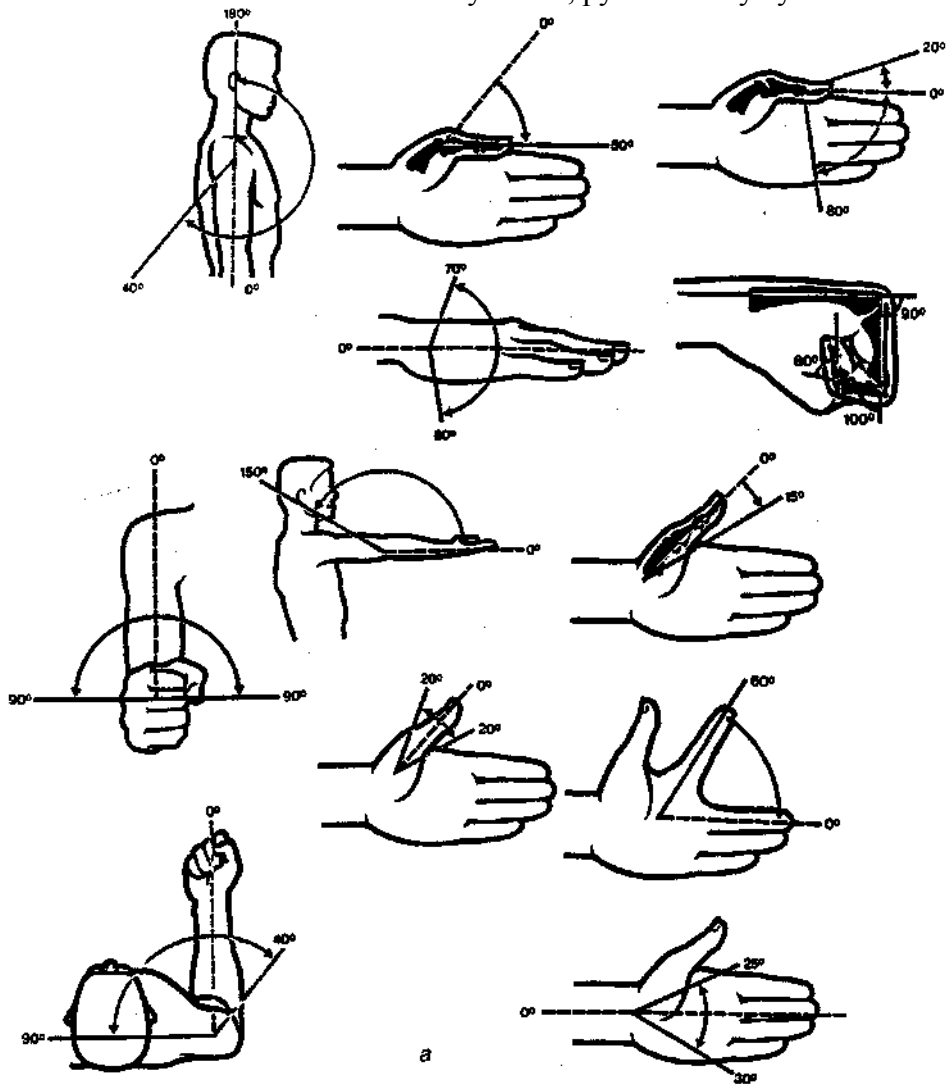


Рис. 14.11. Гнучкість, рухливість у суглобах



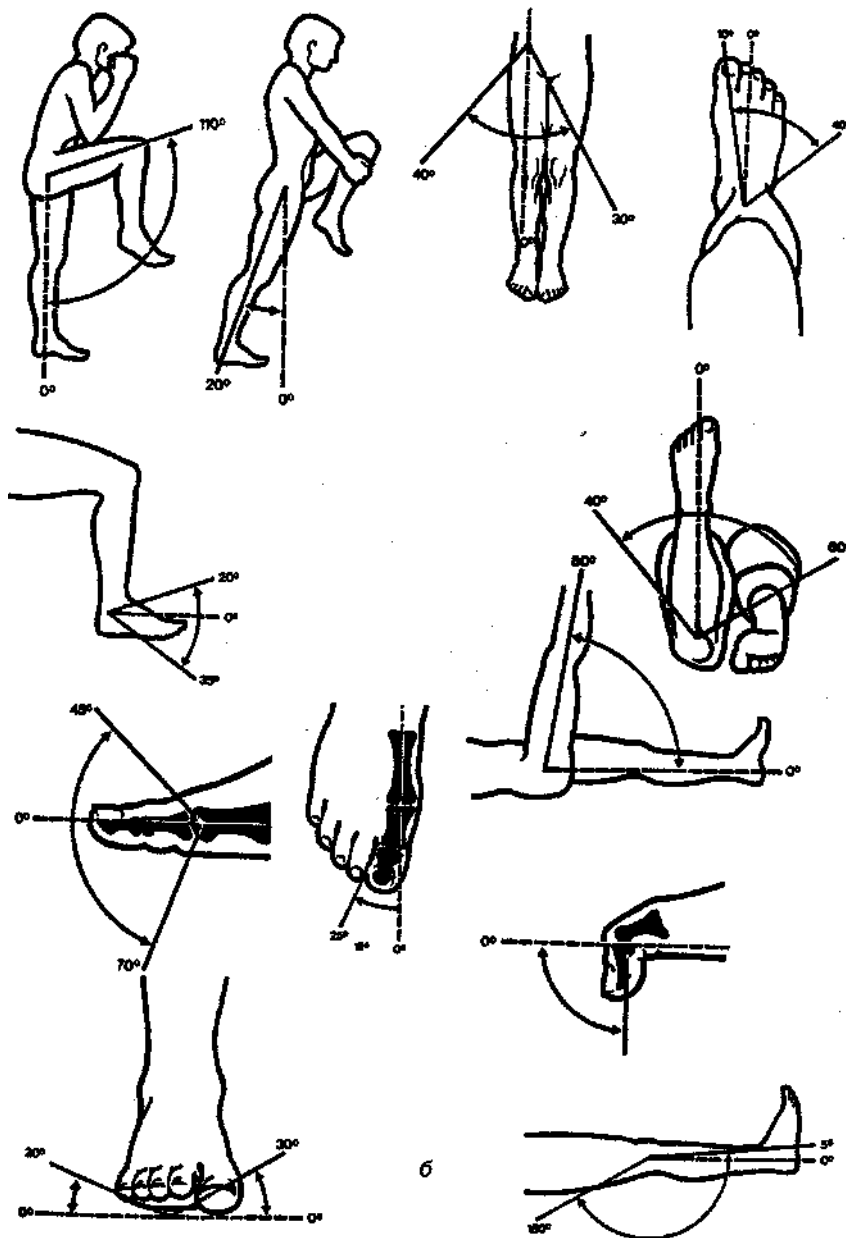


Рис. 14.12. Амплітуди рухів у суглобах: а - верхньої кінцівки; б – нижній кінцівки

Крім того, на гнучкість істотно впливає генетична (спадкова) схильність до гнучкості, до її розвитку. Не у всіх можна розвинути гнучкість. У зв'язку з цим при відборі в спортивні секції (гімнастика, акробатика та ін.), і в балет використовують тест на гнучкість. Не завжди вдається розвинути гнучкість, а при силовому варіанті її розвитку виникають різні захворювання суглобів.

Лекція 15 БІОМЕХАНІКА ЛОКОМОЦІЙ (РУХІВ) ЛЮДИНИ. ВИДИ ЛОКОМОЦІЙ. ВІКОВА БІОМЕХАНІКА

Локомоції організму - один з проявів життєдіяльності, що забезпечують можливість активної взаємодії з навколишнім середовищем.

Локомоції (від лат. locus - місце і motio - рух) - сукупність узгоджених рухів тварин і людини, що викликають активне їх переміщення в просторі; найважливіше пристосування до проживання в різноманітних умовах середовища.

До локомоцій людини відносять ходьбу, біг, стрибки, плавання тощо. У процесі еволюції локомоції змінювалися і ускладнювалися. Кожен вид локомоції має безліч різновидів. Наприклад, розрізняють ходьбу звичайну і спортивну; біг на короткі, середні та довгі дистанції тощо. Локомоціям властиві індивідуальні особливості.

Локомоції (руху) людини являють собою результат скорочення скелетних м'язів, що забезпечують підтримку пози, переміщення окремих частин тіла або всього тіла в просторі,

При класифікації рухів враховують характер досягнутої позиції частин тіла (згинання, розгинання та ін.), функціональне призначення (орієнтовні, захисні та ін.) або їх механічні властивості (наприклад, обертальні).

У людини рухи контролюються центральною нервовою системою (ЦНС); вона спрямовує діяльність органів руху на виконання того чи іншого завдання, що реалізується в послідовних м'язових скороченнях. Цю форму рухової активності називають довільними, або свідомими рухами, а узгоджену діяльність м'язових груп при здійсненні рухового акту - координацією рухів.

Координація рухів - неодмінна умова спритності, сили, швидкості, витривалості людини.

Рухові реакції бувають простими (наприклад, відпочивання руки при дотику до гарячого предмета) і складними - серія послідовних рухів, спрямованих на вирішення певної рухової задачі. Прикладом складних рухів можуть служити локомоції - рухи скелетно-м'язової системи, що забезпечують переміщення тіла в просторі (ходьба, біг, плавання, стрибки тощо). До найбільш складних рухів належать так звані спеціальні рухи - трудові, спортивні, танцювальні та ін.

У формуванні, регуляції та виконанні довільної рухової реакції - складному, багатоступеневому процесі - беруть участь всі рівні нервової системи (спинний мозок, різні утворення головного мозку, периферичні нерви (див. рис. 2.16), а також опорно-руховий апарат (ОДА) - безпосередній виконавець довільних рухів (див. рис. 2.14, 2.15).

Опорно-дикунський апарат (ОДА) складають кістки скелета з суглобами, зв'язками і м'язами з сухожиллями, які поряд з рухами забезпечують опорну функцію організму, дозволяючи йому, наприклад, надійно стояти на ногах, витримуючи при цьому тяжкість власного тіла. Кістки і суглоби беруть участь у рухах пасивно, підкоряючись дії м'язів, але відіграють провідну роль у здійсненні опорної функції. Певна форма і будова кісток надають їм більшу міцність, запас якої на стиснення, розтягнення, вигин значно перевищує навантаження, можливі при повсякденній роботі ОДА. Наприклад, великомірцева кістка людини при стисненні витримує навантаження вагою більше тонни, а за міцністю на розтягнення майже не поступається чавуну. Великим запасом міцності володіють також зв'язки і хрящі суглобів.

Рухи проявляються у вигляді зміни положення суглоба (або суглобів) під впливом скорочення скелетних м'язів, що служать ніби двигунами для кожного суглоба, або здійснюються без участі кістково-суглобового апарату одними м'язами (мімічні рухи, моргання, руху мови тощо). Скелетні м'язи здійснюють як статичну діяльність, фіксуючи тіло в певному положенні, так і динамічну, забезпечуючи переміщення тіла в просторі, окремих його частин відносно один одного. Обидва види м'язової діяльності тісно

взаємодіють, доповнюючи один одного: статична діяльність забезпечує вихідний фон для динамічної. Як правило, положення суглоба змінюється за допомогою декількох м'язів різноспрямованої, в тому числі протилежної дії. Стан, при якому всі м'язи суглоба рівномірно розслаблені і не викликають рухів, називають фізіологічним покоем (рис. 15.1), а положення суглоба при цьому - середнім фізіологічним положенням. Складні рухи суглоба наповнюються узгодженим, одночасним або послідовним скороченням м'язів ненаправленої дії. Узгодженість (координація) особливо необхідна для виконання рухових актів, в яких беруть участь багато суглобів (наприклад, біг на лижах, плавання тощо).

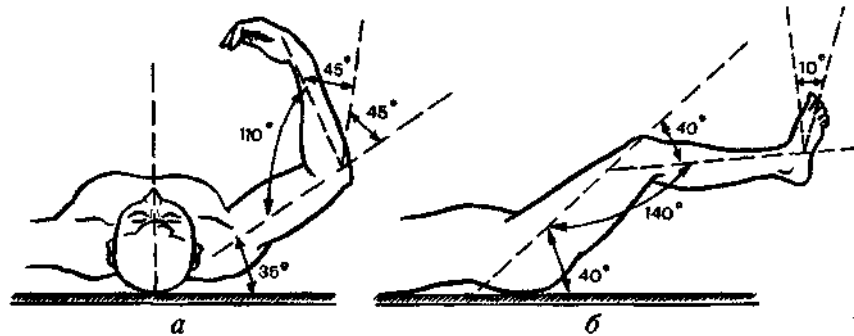


Рис. 15.1. Середнє фізіологічне положення кінцівок:
а - верхні кінцівки; б - нижні кінцівки

У світлі сучасних уявлень про механізми координації рухів, м'язи - не тільки виконавчий руховий апарат, але і своєрідний орган почуттів. У м'язовому веретені та сухожиллях є спеціальні нервові закінчення - рецептори, які посилають імпульси до клітин різних рівнів ЦНС. У результаті між нею і м'язами створюється замкнутий цикл: імпульси від різних утворень ЦНС, що йдуть руховими нервами, викликають скорочення м'язів, а імпульси, що надсилаються рецепторами м'язів, інформують ЦНС про кожен елемент і момент рухів. Циклічна система зв'язків забезпечує точне управління рухами та їх координацію. Хоча в управлінні рухами скелетних м'язів при здійсненні рухових актів беруть участь різні відділи ЦНС, провідна роль у забезпеченні їх взаємодії та постановці мети рухової реакції належить корі великих півкуль головного мозку, особливо при здійсненні складних рухів. У корі великих півкуль рухової та чутливої зони утворюють єдину систему, при цьому кожній м'язовій групі відповідає певна ділянка цих зон (рис. 15.2). Подібний взаємозв'язок дозволяє точно виконувати рухи, співвідносячи їх з чинними на організм факторами навколишнього середовища. Схематично управління довільними рухами може бути представлено наступним чином: Завдання і мета рухової дії формуються мисленням, що визначає спрямованість уваги і зусиль людини. Мислення та емоції акумулюють і спрямовують ці зусилля. Механізми вищої нервової діяльності формують взаємодію психофізіологічних механізмів управління рухами на різних рівнях. На основі взаємодії та постійного обміну інформацією різних нервових утворень та ОДА забезпечуються розгортання та корекція рухової активності. Велику роль у здійсненні рухової реакції відіграють аналізатори (рис. 15.3, схема 15.1). Руховий аналізатор забезпечує динаміку і взаємозв'язок м'язових скорочень, бере участь у просторовій і тимчасовій організації рухового акту.

Аналізатор рівноваги (вестибулярний аналізатор) взаємодіє з руховим при зміні положення тіла в просторі. Зір і слух, активно сприймаючи інформацію з навколишнього середовища, беруть участь в орієнтуванні і корекції рухових реакцій.

Розвиток рухової активності та координації рухів. Рухова активність і координація рухів у новонародженого далеко не досконала. Набір рухів досить обмежений і носить безумовно-рефлекторний характер. У цьому віці виражено плавальний рефлекс, максимальний прояв його спостерігається до 40-го дня, і у воді дитина здатна здійснювати рухи і триматися на воді до 10 - 15 хв. Але дитину необхідно підтримувати за голову,

оскільки її м'язи ший ще дуже слабкі (вона ще не тримає голову). Надалі безумовні рефлекси згасають, а їм на зміну формуються різні рухові навички (рис. 15.4).

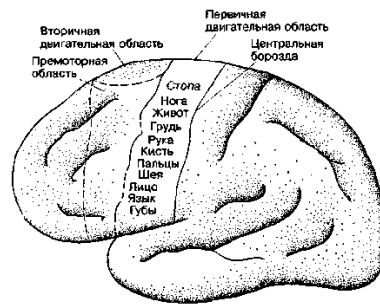


Рис. 15.2. Рухові області кори головного мозку. Велика частина вторинної рухової області розташована на медіальній поверхні кори, яка віданому малюнку не видна

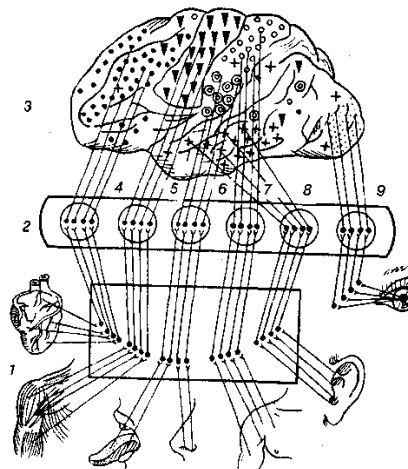


Рис. 15.3. Корові аналізатори великого мозку людини і їх функціональний зв'язок з різними органами: 1 - периферична ланка; 2 - провідникове; 3 - центральне, або коркове; 4 - інтерцептивний; 5 - руховий; 6 - смаковий і нюхливий; 7 - шкірний; 8 - слуховий; 9 - глядацький

⋯⋯⋯⋯⋯	Зрительный	⊙ ⊙ ⊙ ⊙	Вкусовой и обонятельный
+ + + + +	Слуховой	▼ ▼ ▼ ▼ ▼	Двигательный
° ° ° ° °	Кожный	• • • • •	Внутренний

Розвиток рухів у дитини обумовлений не тільки розвитком ОДА і ЦНС, а й тренуванням (застосування гімнастичних вправ, ігор, загартовування тощо). Природні локомотивні (ходьба, лазіння, ігри, біг, стрибки та ін.) та їх координація формуються у дітей до 2 - 5 років. При цьому велике значення мають систематичні заняття гімнастикою, іграми, особливо в перший рік життя дитини. Слід зазначити, що координаційні механізми і в дошкільному віці ще недосконалі.

Формування координаційних механізмів рухів закінчується до підліткового віку. При систематичних тренуваннях відбувається вдосконалення рухів та їх координація.

У старшому шкільному віці пропорції тіла вже наближаються до показників дорослих (рис. 15.5). До 14 - 16 років з'являються зони окостеніння в епіфізарних хрящах, у міжхребцевих дисках. У 16 років сповільнюється зростання у дівчат, а у юнаків - у 17 - 18 років (рис. 15.6, 15.7, 15.8).

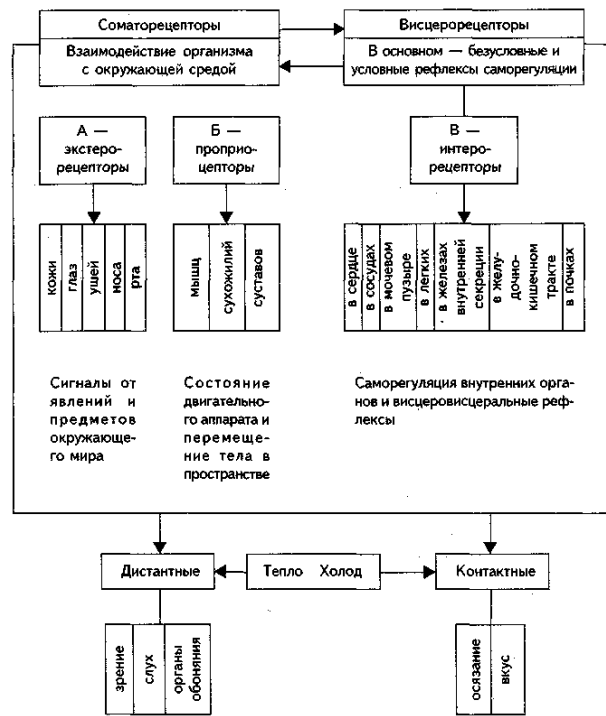


Схема 15.1. Классификация рецепторов (анализаторов)

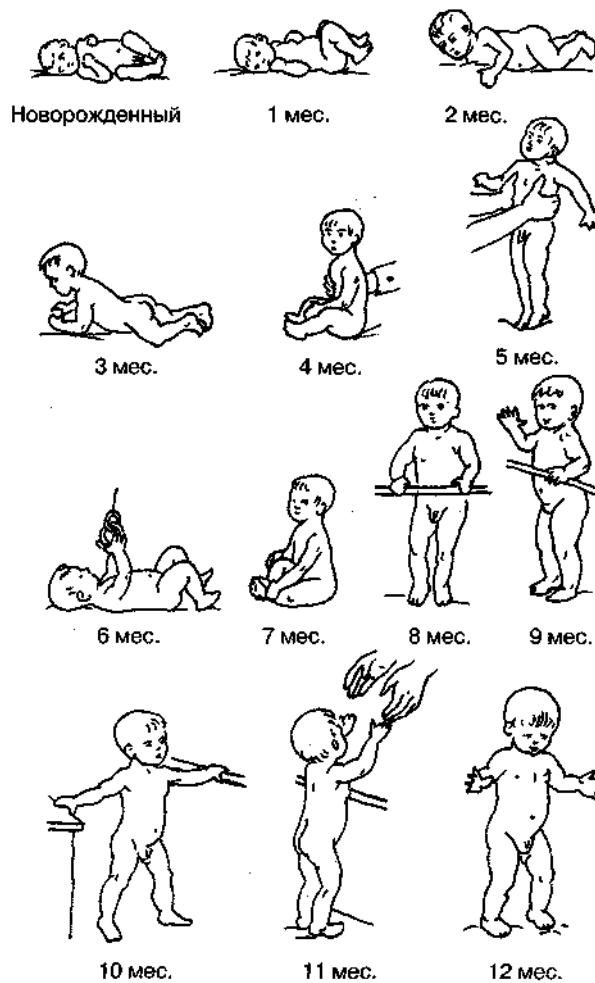


Рис. 15.4. Схема розвитку статичних і рухових функцій у грудної дитини



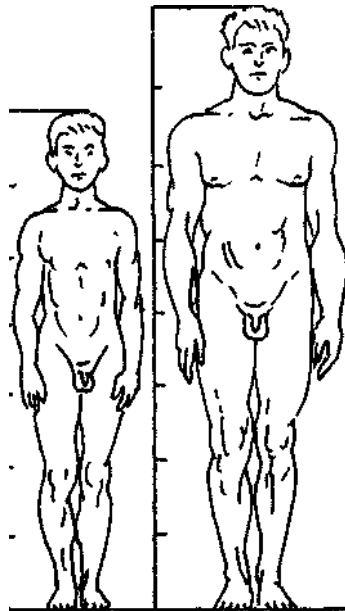
Новонароджений 50см



2 роки 100см



7літ 125см



14 років 150см

180см Дорослий

Рис. 15.5. Вікові зміни пропорцій тіла

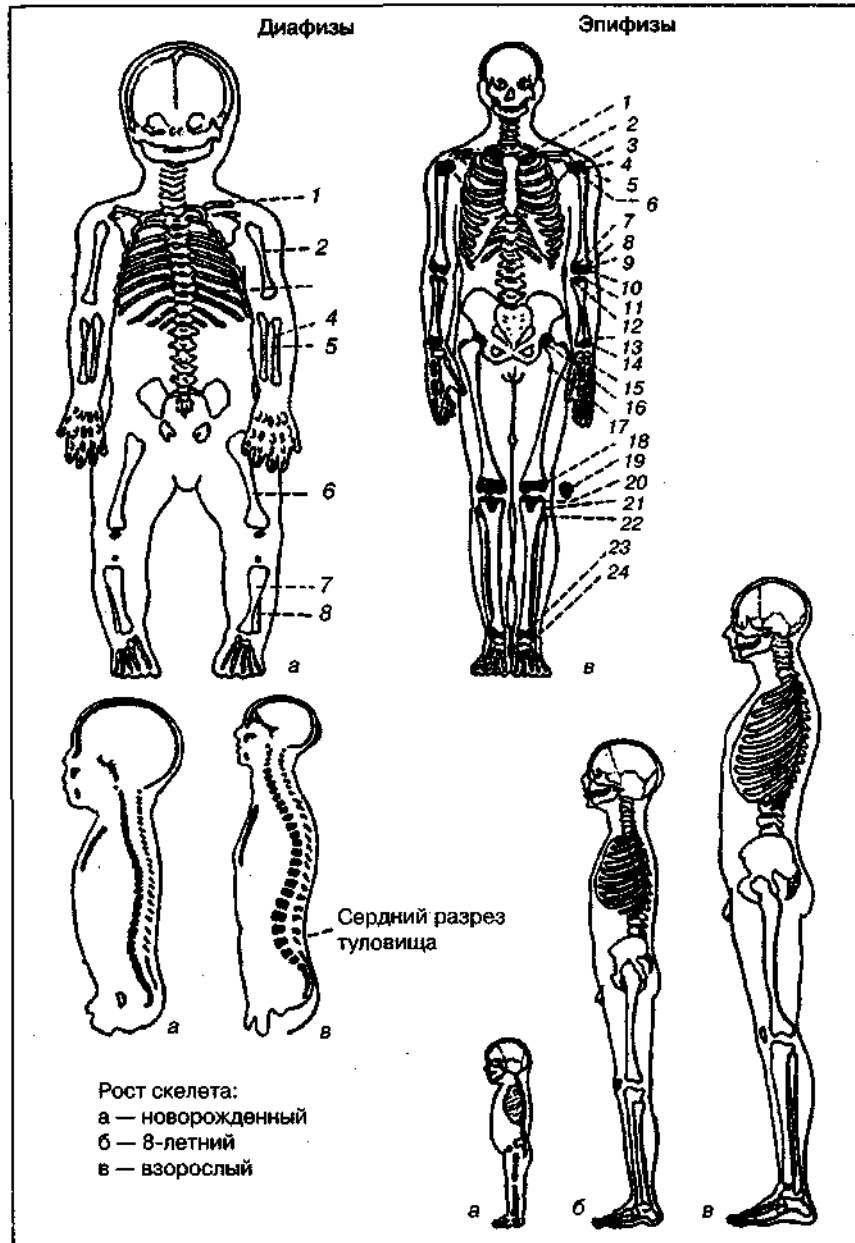


Рис. 15.6. Оссификация скелета. Весь скелет (по В.Ж. Ансон, 1966)

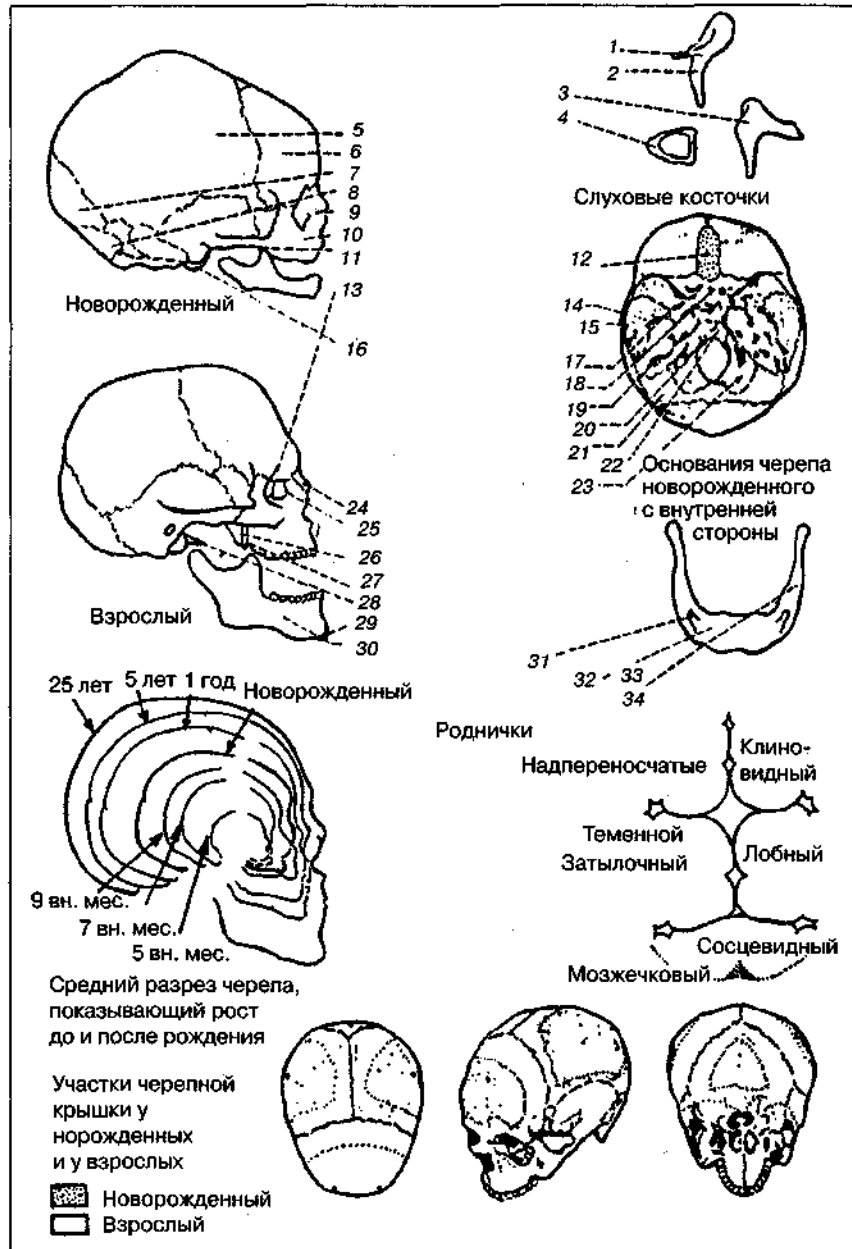


Рис. 15.7. Оссификация скелета. Череп (за В.Ж. Ансон, 1966)

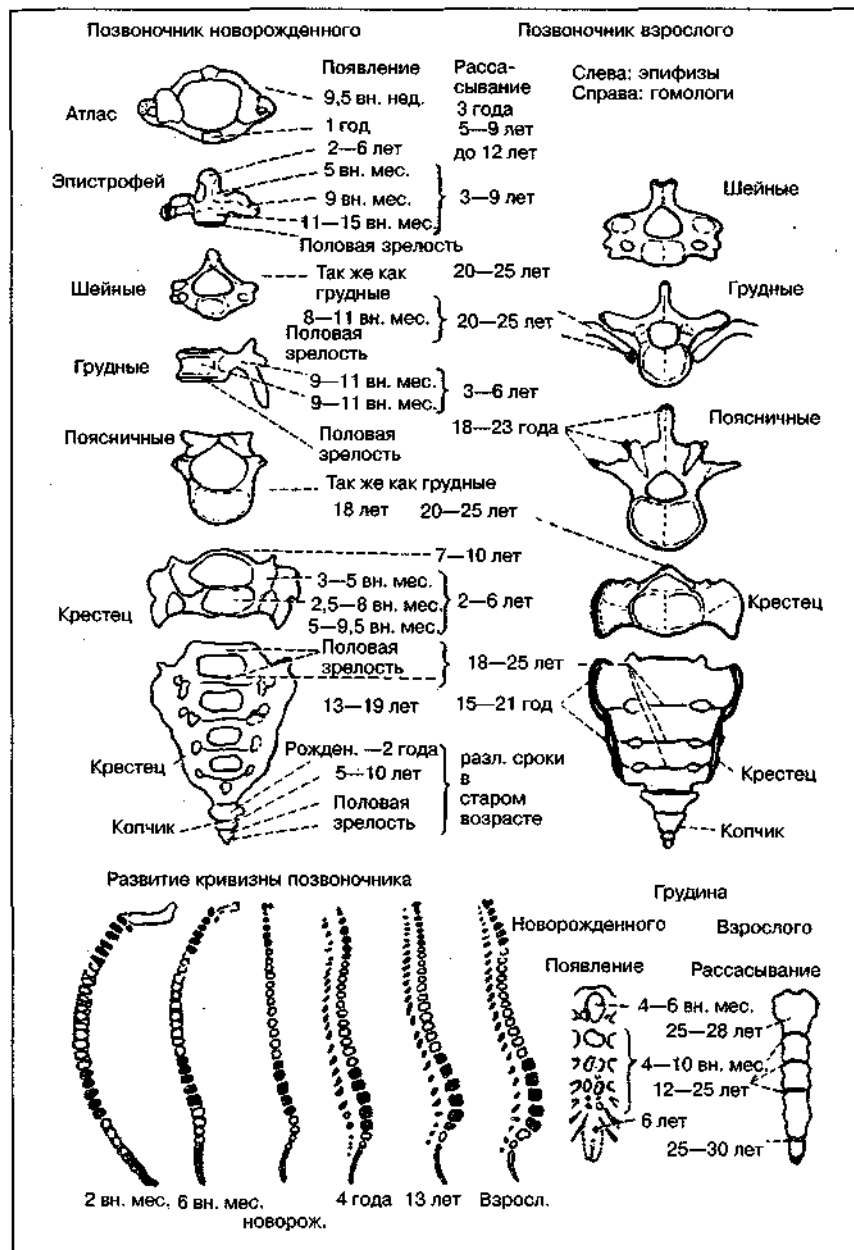


Рис. 15.8. Оссификация скелета. Хребт (за В. J. Anson, 1966)

Надмірні фізичні навантаження, особливо підйом тяжкостей (гантелей, гир, штанги та ін.) прискорюють процес окостеніння і можуть негативно впливати на зростання і розвиток. У підлітковому та юнацькому віці спостерігається зростання м'язової маси і сили. Фізичні перевантаження в 7 - 10 - 15-річному віці можуть призвести до деформацій суглобів нижніх кінцівок (стоп, гомілковостопних і колінних суглобів) у зв'язку зі змінами структури ОДА, в тому числі, і хребта. Дівчаткам у віці 13 - 14 років слід з обережністю застосовувати фізичні навантаження з підйомом тяжкостей (атлетизм, гантелі, штанга та ін.). У підлітковому віці між хлопчиками і дівчатками відзначаються суттєві відмінності в показниках м'язової сили.

Центральна регуляція рухів (локомоцій)

Рухи, які може виконувати людина, практично нескінченно різноманітні, і кожен з них обумовлений специфічним комплексом розрядів мотонейронів. Лише найбільш прості рухи (наприклад, відкинення кінцівки або почесування) здійснюються ізольованим спинним мозком. Вся різноманітність рухових актів, на які здатні мотонейрони і вставочні нейрони спинного мозку, зводиться до рефлекторних реакцій.

Центральна нервова система (ЦНС) отримує інформацію про стан навколишнього середовища від рецепторів. Кожен рецептор сприймає певний подразник - хімічний, електромагнітний (світлові хвилі), механічний або температурний. Рецептори - це датчики, що перетворюють енергію подразника в електрохімічний потенціал. Інформація про подразника кодується у вигляді імпульсів у чутливих (сенсорних) нервах. Ця інформація надходить в сенсорні структури нервової системи, де піддається декодуванню та аналізу.

Морфологічно і фізіологічно кожен рецептор пристосований для сприйняття подразника строго певної модальності. Це так звані адекватні подразники, тобто подразники, до яких рецептор найбільш чутливий.

В основу однієї із загальноприйнятих класифікацій рецепторів покладено модальність адекватних подразників. За цією ознакою всі рецептори зазвичай ділять на п'ять груп: 1) фіторецептори; 2) механорецептори; 3) терморецептори; 4) хеморецептори; 5) ноцицептивні рецептори.

Рецептори можна також підрозділяти залежно від того, де знаходиться сприймається ними подразник. Відповідно до такої класифікації рецептори поділяються на чотири групи: 1) дистантні екстероцептори, що реагують на віддалені подразники (зорові, слухові, нюхливі); 2) контактні екстероцептори, що сприймають подразнення поверхні тіла (рецептори дотику, тиску, температурні та смакові); 3) інтероцептори, що сприймають подразники від внутрішніх органів і рівень хімічних речовин у крові та 4) пропріоцептори, що сигналізують про положення тіла в просторі (про розташування суглобів, довжину м'язів).

Первинна реакція будь-якого рецептора на роздратування полягає в генерації рецепторного потенціалу, що виникає в результаті взаємодії між подразником і мембраною рецептора (рис. 15.9). Залежно від характеру адекватного подразника відбувається підвищення іонної проникності мембран, що супроводжується входженням Na^+ у чутливе закінчення. В результаті цього вхідного струму закінчення деполаризується і виникає рецепторний потенціал; у фоторецепторах ока замість деполаризації настає гіперполяризація.

Нервові імпульси виникають в початковому сегменті чутливого нерва в результаті збуджуючої дії рецепторного потенціалу (див. рис. 15.9). Послідовність процесів, що призводять до генерації потенціалу дії в чутливому нерві, залежить від анатомічних взаємин між цим нервом і рецептором, в якому виникає рецепторний потенціал. Цей рецептор може представляти собою або закінчення чутливого нерва, що виконує функцію перетворення сенсорної інформації (рис. 15.10, А), або окрему клітку, що утворює з чутливим закінченням хімічний синапс (рис. 15.10, Б).

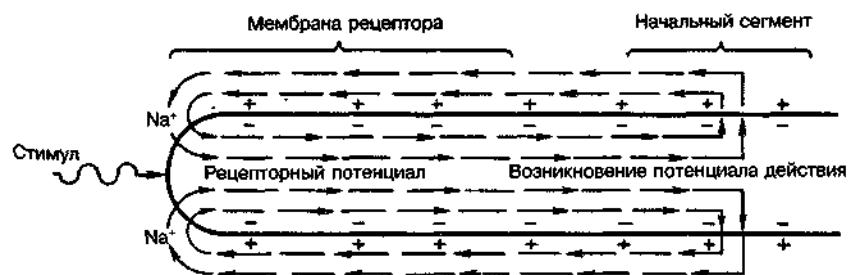


Рис. 15.9. Виникнення рецепторного потенціалу в чутливому нервовому закінченні. При взаємодії подразника з мембраною рецептора її іонна проникність зростає

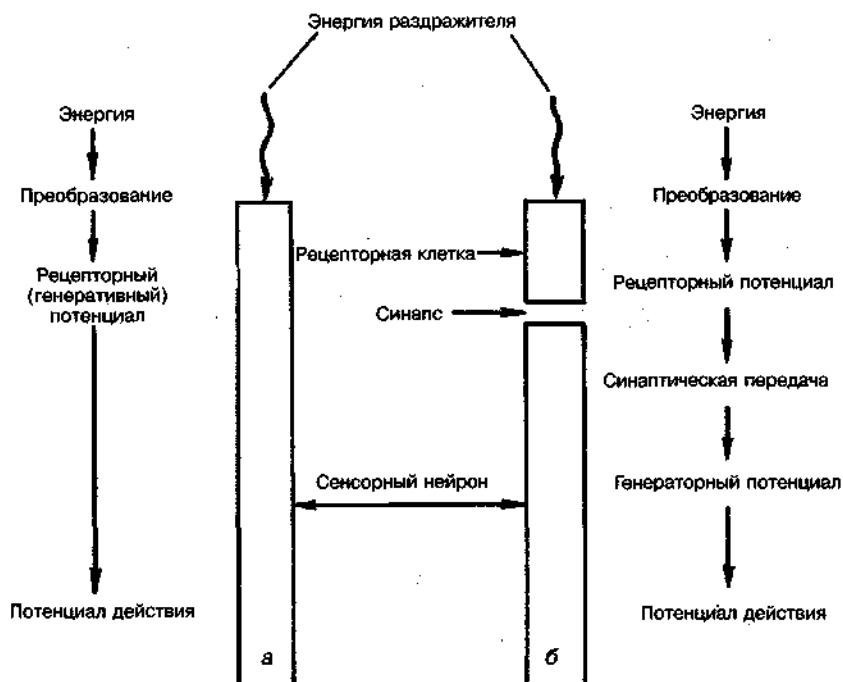


Рис. 15.10. Схема виникнення збудження в чутливому нерві, що ілюструє перетворення рецептора енергії подразника на нервову імпульсацію: а - рецептор закінчення чутливого нерва; б - рецептор - окрема клітина, яка іннервується чутливим закінченням

Деполяризуючі струми, що виникають під дією генераторного потенціалу, призводять до виникнення нервових імпульсів у чутливих нервах.

Кодування сенсорної інформації полягає в тому, що характер відчуттів, що виникає при збудженні чутливих нервів, залежить від того, в якій області ЦНС ці нерви закінчуються.

Інтенсивність подразнення кодується амплітудою рецепторного потенціалу. Величина цього потенціалу пропорційна логарифму сили подразника. Так як в свою чергу частота розрядів у чутливих нервах пропорційна величині рецепторного потенціалу, частота сенсорної імпульсації теж пропорційна логарифму сили подразника.

Нещодавно було показано, що логарифмічна залежність між силою роздратування і сенсорним розрядом приблизна. Більш точно ця залежність описується ступеневими рівняннями типу $R = KI^A$, де R - величина сенсорного розряду, I - сила роздратування, K і A - константи.

Якщо на будь-який рецептор протягом тривалого часу діяти постійним подразником, то реакція поступово зменшується (рис. 15.11). Це явище називається адаптацією. У міру адаптації знижуються обидва параметри збудження - частота імпульсації і величина рецепторного потенціалу. Само собою зрозуміло, що адаптивні зміни рівня сенсорної імпульсації є прямим наслідком "адаптації" рецепторного потенціалу: у міру зменшення цього потенціалу частота розряду в чутливих нервах падає.

Хоча адаптація властива всім рецепторам, швидкість її у різних рецепторів різна (див. рис. 15.11).

Залежно від швидкості адаптації рецептори можуть бути розділені на швидко адаптовані - фазні, і повільно адаптуються - тонічні.

Важливим у функції рухів (локомоцій) є соматосенсорна система. Види чутливості, що сигналізують про стан тіла, називаються соматостезією. До соматосенсорних рецепторів належать шкірні рецептори, що реагують на дотик, тиск, температуру і біль, а також пропріоцептори, що сприймають рухи в суглобах і м'язах.

Іншою важливою сигналізуючою системою є спеціальні сенсорні рецептори, або органи почуттів, що включають зорові, слухові, вестибулярні/Всі ці рецептори розташовані в області голови та іннервуються черепно-мозковими нервами; соматосенсорні ре-

цептори знаходяться у всіх частинах тіла - в кінцівках, в тулубі, в голові. Переважна більшість соматосенсорних рецепторів локалізується в тулуб і кінцівках і іннервується спинномозковими нервами.

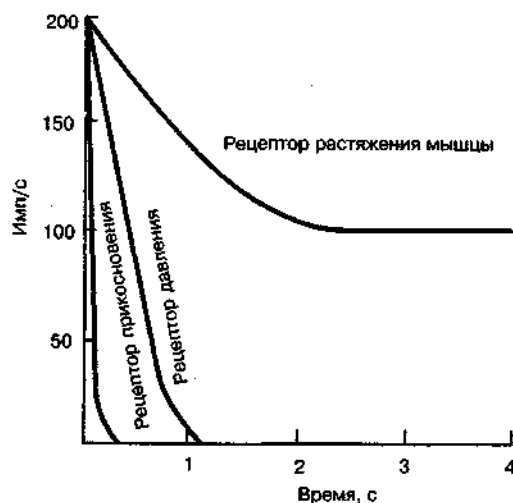


Рис. 15.11. Реакція рецепторів на механічне роздратування

При роздратуванні рецептора виникає відповідна реакція звана рефлексом. Рефлекси - це найпростіші реакції нервової системи, що виникають в результаті послідовного збудження чутливих, нервових і рухових структур.

Рефлекси здійснюються на багатьох рівнях нервової системи. Рефлекси спинного мозку відіграють важливу роль у регуляції рухів тулуба і кінцівок. До них належать рефлекси, які контролюють довжину м'язів (рефлекси розтягнення), що відповідають за відхід від шкідливих впливів (згинальні рефлекси) і руху (перехресні розгинальні рефлекси). Інші рефлекси - наприклад, відповідають за підтримку вертикального положення і регуляцію зору, замикаються на рівні стовбура мозку.

Всі складні рухи (локомоцій) (ходьба, біг, стрибки та ін.) вимагають участі центральних областей головного мозку. Ці області регулюють активність мотонейронів спинного мозку через спадні спинномозкові шляхи. До вищих центрів регуляції рухів належать кора головного мозку, що здійснює контроль як над пірамідною, так і над екстрапірамідною системами, базальними гангліями і мозочком (рис. 15.12).

Комплекс "рухова кора - пірамідна система" відповідає за тонкі довільні рухи. Грубі мимовільні рухи здійснюються блоком "рухова кора - екстрапірамідна система". Базальні ганглії і мозочок беруть участь у координації рухів. З базальними гангліями пов'язана координація повільних (червонорідних) рухів, а з мозочком - швидких (балістичних).

Кортикальний контроль рухових реакцій

Кора великих півкуль головного мозку у людини управляє всіма руховими актами цілісного організму.

Кортикальний контроль рухових актів можливий тому, що в моторній, премоторній та інших зонах кори є нейрони, що посилають ефферентні імпульси як у спинний мозок (до проміжних і моторних його нейронів), так і в ядра екстракортикоспинальної системи. Неодмінною умовою кортикального контролю рухів є надходження в кору в кожен даний момент афферентних імпульсів від рецепторів тіла - зорових, вестибулярних, суглобово-м'язових, тактильних, що доставляють інформацію про хід виконуваного руху (його напрямок, силу, амплітуд тощо) і про його результати (див. рис. 15.3).

До рухових областей кори головного мозку належать первинна і вторинна моторна і премоторна кора (див. рис. 15.2). Кожна ділянка кори відповідає тим чи іншим рухам.

Первинна рухова область відповідає за скорочення окремих м'язів. Роздратування вторинної рухової області супроводжується менш дискретними і локалізованими руховими реакціями; до них належать складні рухи голови, шиї, тулуба і кінцівок. Премоторна кора контролює оторні акти, в тому числі руху рота і мови при артикуляції, координовані рухи очей і голови, тонкі рухи рук і пальців.

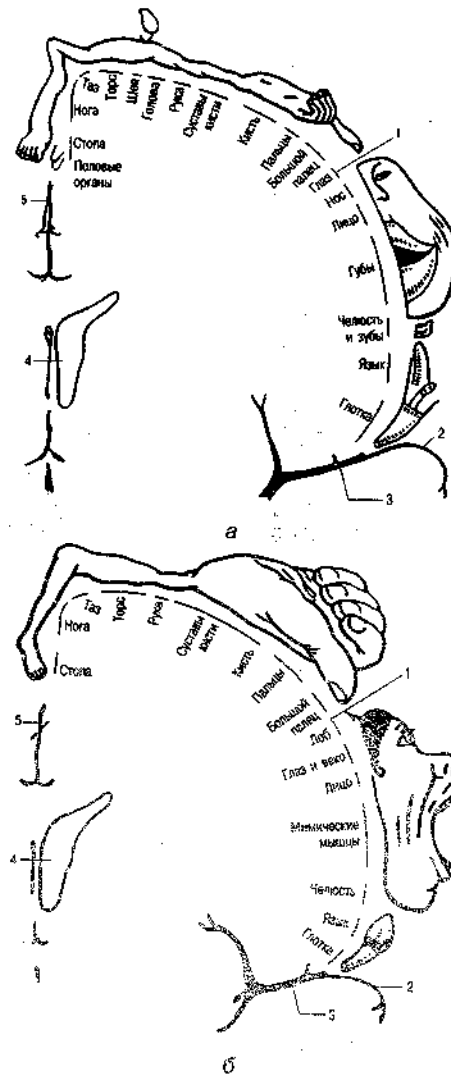


Рис. 15.12. Чутливий і руховий гомункулуси (По У.Пенфілду, Т.Расмуссену). Розріз півкуль у фронтальній площині, а - проекція загальної чутливості в корі постцентральної звивини; б - проекція рухової системи в корі прецентральної звивини

Функція пірамідної системи полягає в здійсненні тонких рухів - наприклад, подовження нитки в голку, біг з перешкодами, акробатичні вправи тощо. Вважається, що таким рухам передують виникнення збудження в сусідніх областях премоторної та вторинної рухової кори. Після того, як сформується "ідея" руху, у руховій корі утворюється складний комплекс збуджень, необхідний для здійснення тонкого руху.

Слід зазначити, що для багатьох основних рухових актів, таких, як поза стоячи, ходьба, біг, стрибки і споживання їжі, участь пірамідної системи не обов'язково.

Пірамідна система відіграє важливу роль у підтримці м'язового тону.

Рухові ядра стовбура мозку беруть участь у регуляції пози і в підтримці вертикального положення тіла. На цих ядрах перемикаються екстрапірамідні волокна нейронів кори, базальних гангліїв і мозочка (рис. 15.13). У регуляторній формації та пов'язаних з нею ядрах сигнали, що надходять за цими волокнами від вищих рухових центрів, інтегруються з соматосенсорною інформацією, що передається спіноталамічними шляхами і з імпуль-

сами від вестибулярної системи. У результаті формуються рухові акти, необхідні для підтримки вертикального положення.

Для збереження вертикального положення тіла сила тяжкості повинна протидіяти скороченню розгиначів. Передні дві третини рухових серединних структур стовбура мозку служать джерелом потужної полегшуючої імпульсації з мотонейронами розгиначів. На цей розгинальний тонус в нормі справляє гальмівний вплив сигнали, що йдуть від вищих рухових центрів кори і базальних гангліїв.

Функція екстрапірамідної системи - участь у регуляції пози і здійсненні таких оторних актів як ходьба, поза стоячи, стрибки, біг, плавання та ін.

Для здійснення відповідного рухового акта інформація про його часові параметри, що надходить від мозку і базальних гангліїв, інтегрується в проміжних ядрах з чутливими сигналами про стан організму (від ретикулярної формації).



Рис. 15.13. Головні зв'язки між базальними гангліями, мозочком, руховими ядрами стовбура мозку і руховою корою

Мозочок, який бере участь у координації рухів і розподілі їх у часі, відіграє важливу роль як порівнюючий пристрій. Коли в руховій корі приймається рішення про будь-який рух, то в мозочок направляється інформація про природу і очікувані результати цього руху. У мозочку ця інформація зберігається і викривається з чутливою імпульсацією від проприорецепторів та інших рецепторів, що збуджуються при здійсненні руху. Якщо сигнали, що надходять в мозочок в ході рухового акта, свідчать про те, що останній виконується неправильно, то від мозочка в ствол і в коркові рухові центри посилюються імпульси, завдяки яким здійснюється необхідна корекція.

Мозочок має особливо велике значення для побудови та здійснення балістичних рухів. Швидкість виконання таких рухів занадто велика, щоб під час рухового акту в нього вносилися якісь виправлення; до них належать метання диска, списи, сальто, стрибки через перешкоди (бар'єрний біг) тощо. Корекція під час руху в таких випадках неможлива, оскільки час, необхідний для 1) передачі сенсорної інформації до мозку; 2) аналізу цієї інформації та 3) побудови коригуючого руху, набагато більше, ніж тривалість самого рухового акту. Отже, балістичні рухи повинні бути запрограмовані заздалегідь. Мозочок має першорядне значення для такого програмування, оскільки в ньому зберігається чутлива і рухова інформація, що дозволяє пірамідній та екстрапірамідній системам обрати той комплекс рухових імпульсів, під дією якого буде успішно виконано необхідний балістичний рух.

Наступна найважливіша функція мозку полягає в координації рухів, які потребують послідовного скорочення багатьох м'язів.

Мозочок отримує афферентні імпульси, що надходять в центральну нервову систе-

му (ЦНС) по каналах зворотного зв'язку від усіх рецепторів, подразнення яких відбувається під час рухів тіла. До мозку приходять імпульси від пропріо- і вестибулорецепторів, а також від зорових, слухових і тактильних рецепторів. Отримуючи, таким чином, інформацію про стан рухового апарату, мозочок впливає на червоне ядро і ретикулярну формацію мозкового стовбура, які безпосередньо регулюють м'язовий тонус (рис. 15.14).

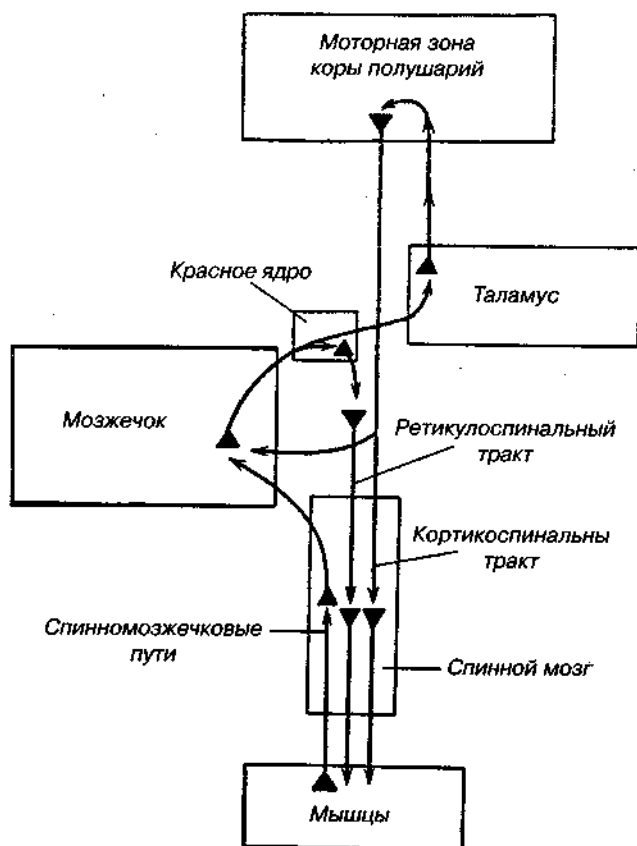


Рис. 15.14. Зв'язки між мозочком і червоним ядром, таламусом, корою великих півкуль і спинним мозком, завдяки яким здійснюється мозочковий контроль рухів (по Гайтону)

У механізмі впливу мозочка на м'язовий тонус певна роль належить змінам розрядів гамма-мотонейронів спинного мозку.

Таким чином, мозочок коригує рухові реакції організму, інакше кажучи, вносить в них необхідні поправки, забезпечуючи їх точність. Ця роль мозжечка особливо виразно проявляється при здійсненні довільних рухів завдяки наявності двосторонніх зв'язків мозжечка і кори великих півкуль, а також через посередництво ретикулярної формації стовбура мозку (рис. 15.15). Мозочок регулює стан активності нейронів кори великих півкуль. Головна його функція полягає в узгодженні швидких (фазичних) і повільних (тонічних) компонентів рухових актів.

Одна з функцій мозку в координації м'язової діяльності полягає в припиненні або загальмуванні руху. Для успішного здійснення будь-якого руху необхідна участь двох груп м'язів, одна з яких просуває кінцівку до тієї точки в просторі, яку необхідно досягти, а друга припиняє рух після досягнення цієї точки.

Крім того, мозочок має здатність "передбачати" як хід, так і тривалість руху, особливо для успішного виконання швидких (балістичних) рухів.

Таким чином, між корою головного мозку і руховим апаратом існує кільцева взаємодія: кора посилає еферентні імпульси, що викликають рух, і отримує зворотні афферентні імпульси, що виникають в результаті руху. Цим забезпечується можливість точного пристосування руху до мінливих умов його здійснення та перебудови рухової реак-

ції, так би мовити, на ходу, залежно від отримуваних результатів.

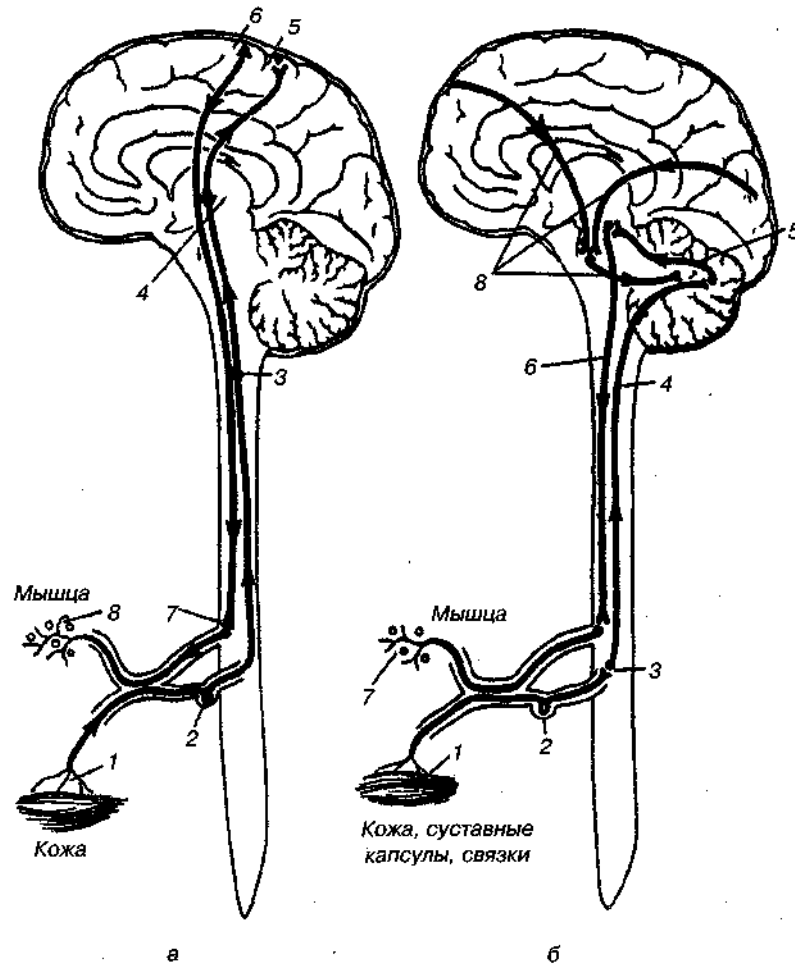


Рис. 15.15. Провідні шляхи головного і спинного мозку: а - зв'язки великих півкуль мозку: 1 - рецептори; 2 - спинномозковий вузол; 3 - чутливі ядра продолговатого мозку; 4 - специфічні ядра зорового бугра; 5 - постцентральна звивина (теменна частка); 6 - передцентральна звивина на лобній частці (початок пірамідного шляху); 7 - рухове ядро передніх рогів (стовпів) спинного мозку; 8 - рухові закінчення в м'язі; б - зв'язки мозочка: 1 - рецептори; 2 - спинномозковий вузол; 3 - чутливі ядра спинного мозку; 4 - висхідний шлях у мозочок; 5 - той, хто проводить шлях від мозку до червоного ядра середнього мозку; б - спадний шлях від червоного ядра до рухових ядерів спинного мозку; 7 - рухові закінчення в м'язі; 8 - зв'язки кори великих півкуль з мозочком

Характерною особливістю рухових реакцій, керованих корою, є те, що вони виробляються в результаті індивідуального життєвого досвіду, в процесі тренувань.

Тренування, тобто багаторазове повторення певних рухів, призводить до їх автоматизації, завдяки чому вони стають більш точними, в необхідній мірі швидкими, розміреними за силою і амплітудою, відповідно до завдання, яке вирішується при виконанні даного рухового акта (вправи). Зайві рухи в процесі тренувань усуваються.

Автоматизованими руховими актами у людини є ходьба, біг і багато трудових рухів (процеси, акти).

Біомеханіка вправ, тренувань, руховий дії

Механізм управління руховими діями людини (на стадії формування нових рухових навичок) був обґрунтований ще в 30 - 40 рр. XX століття Н.А. Бернштейном. Потім

академік П.К. Анохін розробив теоретичні положення про функціональну систему, які пояснюють дії даного механізму (схема 15.2).

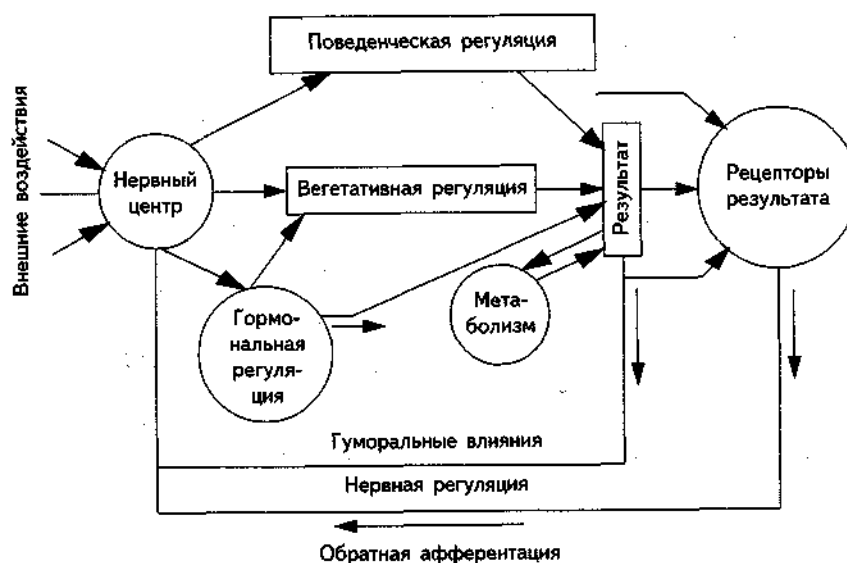


Схема 15.2. Функціональна система по П.К. Анохину

Описати це можна так. Людина при виконанні нового руху створює собі (на основі його мети і змісту) певний образ майбутнього руху. У міру виконання руху відбувається його викриття з програмою управління, а також здійснюються послідовні його корекції (так звані сенсорні корекції).

Механізм управління дозволяє виділити три стадії формування руху.

Перша стадія - формується загальне уявлення про рух за участю м'язів, що здійснюють рух, м'язів-антагоністів та інших м'язів (участь яких в освоєному русі не потрібна); тому людина виконує рух (руху) надміру напружено, тим самим значно зменшуючи швидкість її виконання. Якщо на цій стадії руху виконувати в швидкому темпі, то сенсорні корекції скрутні або неможливі.

Друга стадія - зникає напруженість і виникає досить чітка м'язова координація при виконанні постійних рухів. Рух поки ще не виконується вільно і автоматизовано.

Третя стадія - використовуються реактивні сили, сили інерції, руху стають більш економічними, їх виконання доводиться до автоматизму.

На підставі загальних теоретичних уявлень про формування руху в теорії фізичного виховання (для всіх видів спорту) в процесі навчання виділяють три етапи.

Перший етап - початкове розучування руху (виробляється вміння відтворювати техніку в загальній, "грубій" формі).

Другий етап - поглиблене, деталізоване розучування руху (рухів).

Третій етап - подальше вдосконалення рухової навички.

У практиці спорту навчання та тренування рухової навички передбачають багаторазове повторення однотипного (однотипних) руху (вправи), з урахуванням віку, статі та технічної підготовленості, координованості, гнучкості спортсмена. В останні роки все ширше застосовуються технічні засоби навчання (лонжі, блоки, пояси, дзеркала, різні тренажери тощо). У деяких видах спорту (спортивна гімнастика, акробатика, стрибки у воду з трампліну та ін.) використовують метод фіксованого положення, коли зупиняють рух і фіксують його в певній позі. Цей метод найбільш доступний для початкового періоду навчання, він дозволяє швидше і ефективніше розучити кінематику рухів, уточнити положення ланок тіла, контроль за динамікою і загальним ритмом руху (рухів).

Важливим при навчанні та на тренуваннях є врахування такого фактору як адаптація. Адаптація до фізичних навантажень (вправ) у всіх випадках являє собою реакцію цілого організму, проте специфічні зміни в тих чи інших функціональних системах мо-

жуть бути виражені в різній мірі.

Виходячи з навчання П.К. Анохіна про функціональні системи впливає, що організм реагує на вплив зовнішнього середовища як ціле, діяльність одних органів і систем найтіснішим чином пов'язана з функцією інших (див. схему 15.2).

Ходьба в нормі

Ходьба - автоматизований руховий акт, що здійснюється в результаті складної координованої діяльності скелетних м'язів тулуба і кінцівок.

Відштовхуючись від ґрунту, нога приводить тіло в рух - вперед і кілька вгору і знову здійснює розмах у повітрі.

Послідовність положення кінцівки дорослої людини при ходьбі показана на рис. 15.16. При ходьбі тіло по черзі спирається то на праву, то на ліву ногу.

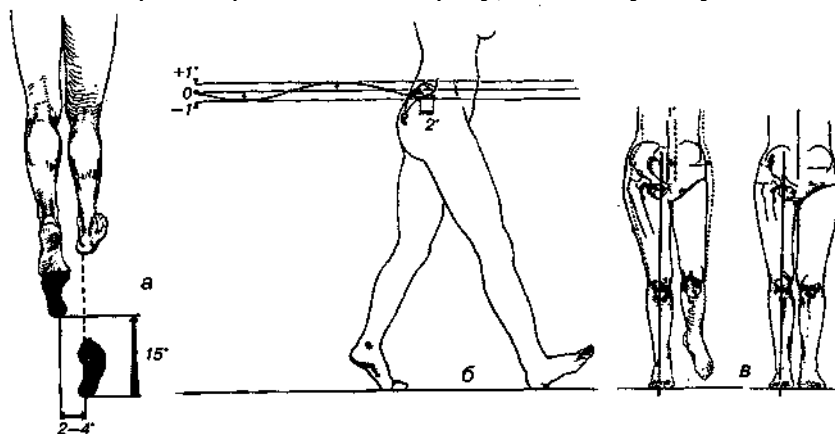


Рис. 15.16. Ходьба в нормі. Ширина та довжина кроку (а). Відхилення центру тяжкості (ЦТ) під час ходьби по вертикальній осі на 5 см (б). Відхилення ЦТ у бік на 2,5 см (в) (за S. Hoppenfeld, 1983)

Акт ходьби відрізняється надзвичайно точною повторюваністю окремих його компонентів, так що кожен з них представляє точну копію в попередньому кроці.

В акті ходьби діяльність беруть також верхні кінцівки людини: при виносі вперед правої ноги права рука рухається назад, а ліва - виноситься вперед. Руки і ноги людини при ходьбі здійснюють рухи в протилежних напрямках.

Рух окремих ланок вільної ноги (стегна, гомілки та стопи) визначається не тільки скороченням м'язів, але й інерцією. Чим ближче ланка до тулуба, тим менша його інерція і тим раніше вона може послідувати за тулубом. Так, стегно вільної ноги переміщається вперед раніше за все, оскільки воно найближче до тазу. Гомілка, будучи далі від тазу, відстає, що веде до згинання ноги в коліні. Точно так само відставання стопи від гомілки викликає згинання в гомілковостопному суглобі (див. рис. 15.16).

Послідовне залучення м'язів в роботу і точна координація їх скорочень при ходьбі забезпечуються у людини ЦНС і головним чином корою великих півкуль головного мозку. З точки зору нервового механізму, ходьба являє собою автоматизований ланцюговий рефлекс, в якому афферентна імпульсація, що супроводжує кожен попередній елемент руху, служить сигналом для початку наступного.

Функціональний аналіз ходьби. Ходьба - це складна циклічна оторна дія, одним з основних елементів якої є крок (рис. 15.17).

При ходьбі, як і при інших видах оторного руху, переміщення тіла в просторі відбувається завдяки взаємодії внутрішніх (скорочення м'язів) і зовнішніх (маса тіла, опір опорної поверхні та ін.) сил. У кожному кроці, що здійснюється правою і лівою ногою, розрізняють період опори і період маху. Найбільш характерною особливістю всіх видів ходьби в порівнянні з бігом і стрибками є постійне опорне положення однієї ноги (період

одиначної опори) або двох ніг (період подвійної опори). Співвідношення цих періодів зазвичай дорівнює 4:1. Як період опори, так і період маху може бути розділений на дві основні фази, а саме: період опори - на фази переднього поштовху і заднього поштовху, розділені моментом вертикалі; маха - фази заднього кроку і переднього кроку, між якими також знаходиться момент вертикалі.

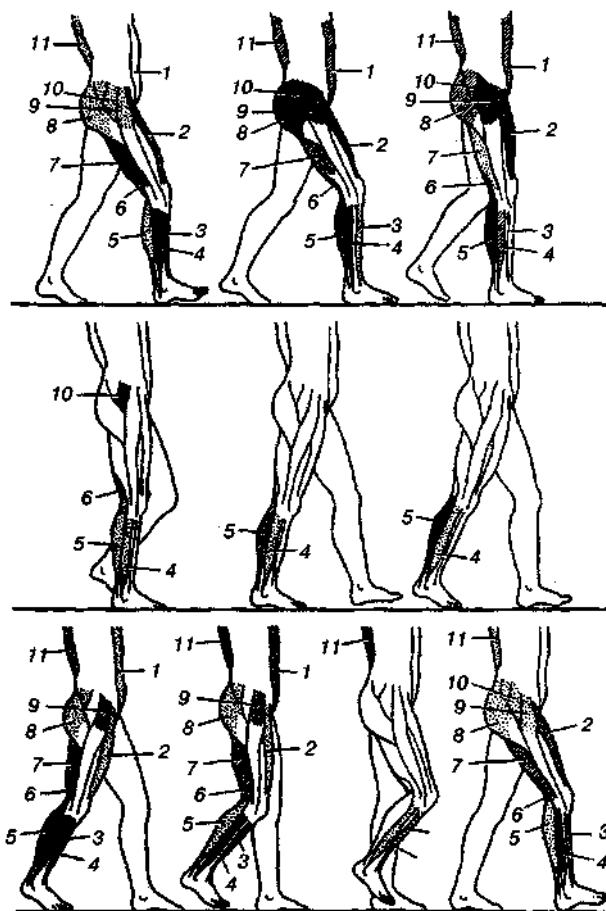


Рис. 15.17. Ступінь скорочення м'язів тулуба і нижньої кінцівки протягом подвійного кроку при звичайній ходьбі (за даними електроміографічного аналізу, виробленого В.С. Гурфінкелем у ЦНДІТі протезування та протезобудування). Чорним кольором показано максимальне скорочення, подвійним штрихом - сильне скорочення, одинарним - середнє скорочення, точками - слабе скорочення, білим показано розслаблення м'яза: 1 - прямий м'яз живота; 2 - прямий м'яз стегна; 3 - передній більшоберцевий м'яз; 4 - довгий малогомілковий м'яз; 5 - литковий м'яз; 6 - напівсухожильний м'яз; 7 - двоголовий м'яз стегна; 8 - великий сідничний м'яз; 9 - м'яз, що натягує широку фасцію; 10 - середній сідничний м'яз; 11 - хрестовоолистий м'яз

Фаза переднього поштовху. Після заключної фази переднього кроку починається постановка стопи на ґрунт при майже випрямленому, але не закріпленому колінному суглобі і зігнутому, злегка відведеному і супінованому стегні. Стопа стає на опорну поверхню п'ятою, після чого вона здійснює подвійний переكات: з п'яти на шкарпетку і зовні всередину. Цей переكات відбувається під впливом сили тяжкості тіла і послідовного включення в роботу короткого малогомілкового м'яза, що піднімає назовні край стопи і далі м'язів - довгого малогомілкового, заднього великомірцевого, довгого згинача великого пальця стопи і довгого згинача пальців, що підтримують поздовжню дугу (склепіння) стопи. Такий рух стопи має двояке значення: збільшення довжини кроку і розтягування м'язів заднього відділу гомілки, що беруть участь у відштовхуванні тіла. У початковому періоді опори набуває великого значення ресорна функція, що виконується суглобами сто-

ни і незакріпленим суглобом коліна. Далі під дією тяжкості та інерції тіла нога децю згинається в колінному суглобі і розгинається в гомілковостопному суглобі при поступальній роботі чотириголового м'язу і м'язів заднього відділу гомілки, що ще більше підвищує буферні властивості кінцівки.

Момент вертикалі. До моменту вертикалі нога випрямляється і приводиться за рахунок скорочення більшої частини м'язів стегна і почасти під впливом сили тяжкості. У цей час стопа спирається на ґрунт всією підошвою, причому більшість її м'язів своїм скороченням сприяє збереженню склепінь і бере участь у функції утримання рівноваги тіла.

Фаза заднього поштовху тіла (відштовхування від опорної поверхні). У зв'язку з цим контактуюча з ґрунтом кінцівка подовжується за рахунок розгинання у всіх її суглобах. У тазостегновому суглобі знову відбувається деяке відведення, але на відміну від переднього поштовху, супроводжуване невеликим поворотом стегна (всередину). Провідна роль у цій фазі належить чотириголовій, підлозі сухожильній, напівперепінчастій, довгій головці двоголовій і головним чином сідничним м'язам.

Фаза заднього кроку. На початку цієї фази (безпосередньо після закінчення заднього поштовху) махова нога знаходиться в положенні розгинання, деякого відведення і повороту всередину, що призводить до повороту тазу разом з тулубом у протилежний бік. З цього положення нога, що виробляє крок, починає здійснювати згинання в тазостегновому і колінному суглобах,

доповнюване незначним поворотом її назовні, що взаємопов'язане з обертанням тазу в бік махової ноги. У цей час основне навантаження падає на м'язи: підвздошно-поперекову, привідні, заднього відділу стегна і почасти на розгиначі стопи.

Момент вертикалі. Махова нога випрямлена в тазостегновому суглобі і досягає максимального згинання (порівняно з іншими фазами) в суглобі коліна. Скорочені головним чином м'язи заднього відділу стегна.

У фазі переднього кроку м'язи заднього відділу стегна розслабляються і завдяки силі інерції і короткочасному балістичному скороченню чотириголового м'язу гомілка викидається вперед. Після цього починається новий цикл руху.

Центр тяжкості тіла (ЦТ) при ходьбі (рис. 15.18, а) поряд з поступальними рухами (вперед), здійснює ще рухи бічні і в вертикальному напрямку. В останньому випадку розмах (вгору і вниз) досягає величини 4 см (у дорослої людини), при цьому тулуб опускається найбільше саме тоді, коли одна нога спирається всією підошвою, а інша винесена вперед. Бічні рухи (качання в сторони) центру тяжкості доходять до 2 см.

Коливання ОЦТ тіла в сторони пов'язані з переміщенням на опорну ногу всієї маси тіла, завдяки чому траєкторія ОЦТ тіла проходить безпосередньо над площею опори. Чим ходьба швидше, тим ці коливальні рухи менші, що пояснюється впливом інерції тіла.

Розмір кроку в середньому приймається за 66 см, при спокійній ходьбі тривалість його - близько 0,6 сек.

Крім м'язів нижніх кінцівок при ходьбі включаються в динамічну роботу майже всі м'язи тулуба, шиї і верхніх кінцівок.

У зв'язку з послідовним чергуванням розтягнення, скорочення і розслаблення різних м'язових груп, що відбувається під час ходьби, значне навантаження на всю м'язову систему зазвичай не викликає вираженої втоми. Значною мірою це також пояснюється тим, що ритмічні рухи всього тіла полегшують нормальну вентиляцію легенів і поліпшують кровообіг всіх органів, включаючи центральну нервову систему (ЦНС). Таким чином, ходьба - це найкращий вид фізичного тренування.

Кінематичні та динамічні характеристики людини між поздовжніми осями суміжних сегментів кінцівки можна вимірювати (так звані міжзвенні кути). 15.18 приведено графіки межзв'язкових кутів в тазобедерному суглобі (ТБС), колінному (КС), голіностопному (ГСС) і плюснефаланговому (ПФС) при ходьбі в нормі.

Характерною особливістю графіків цих кутів (ангулограм) є досить стабільна

періодичність. У різних людей змінюються тільки тривалість періоду і діапазон змін кута (амплітуда). У нормі ці амплітуди складають: у ТБС $26 - 30^\circ$; у КС в опорний період кроку $12 - 15^\circ$; у переносний період - $55 - 62^\circ$; у ДСС підшвенне згинання дорівнює $17 - 20^\circ$; тильне - $8 - 10^\circ$. У ПФС завжди є тильне згинання при перенесенні ($10 - 12^\circ$), при опорі спочатку йде випрямлення до 0° , а при задньому поштовху (від заднього поштовху опорної ноги тіло спрямовується вперед) в ПФС знову відбувається згинання до $10 - 12^\circ$.

При ходьбі людина взаємодіє з опорною поверхнею, при цьому виникають силові фактори, звані головним вектором і головним моментом сил реакції опори. Типові графіки вертикальної і поздовжньої складових головного вектора опорної реакції при ходьбі в довільному темпі в нормі представлені на рис. 15.18. Для графіка вертикальної складової головного вектора опорної реакції характерна наявність двох вершин, що відповідають передньому (опора на п'яту) і задньому (відштовхування переднім відділом стопи) поштовхам. Амплітуди цих вершин перевищують масу людини і досягають $1,1 - 1,25P$ (P - маса людини).

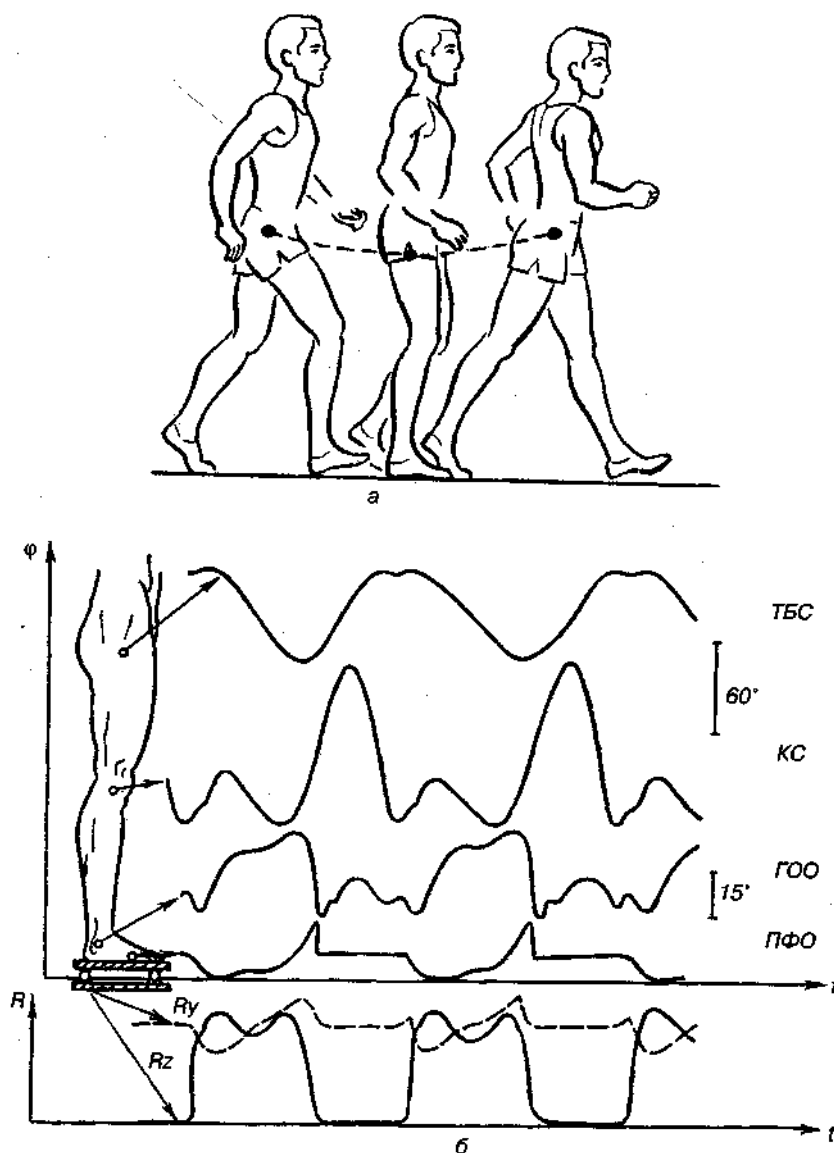


Рис. 15.18. Переміщення загального центру тяжкості (ОЦТ) тіла при звичайній ходьбі (а). Графіки міжзв'язних кутів та опорних реакцій під час ходьби в нормі: ТБС, КС, ДСС, ПФС - відповідно, тазостегновий, колінний, гомілковостопний, плюснефаланговий суглоби; R_z , R_y - вертикальна і поздовжня компоненти опорної реакції (б)

Поздовжня складова головного вектора сил реакції опор має теж дві вершини різних знаків: перша, що відповідає передньому поштовху, спрямована вперед; друга, що відповідає задньому поштовху, спрямована назад. Так воно і повинно бути - відштовхуючись опорною ногою, людина спрямує все тіло вперед. Максимуми поздовжньої складової головного вектора опорної реакції досягає 0,25Р.

Є ще одна складова головного вектора опорної реакції - поперечна. Вона виникає при переступанні з однієї ноги на іншу і її максимум досягає 8 - 10% від маси людини.

Тимчасова структура кроку. Локомоції людини - процес періодичний, в якому через приблизно рівні проміжки часу повторюються подібні положення тіла. Найменший час, що минув від даного положення до його повторення, є часом циклу. При ходьбі і бігу час циклу називають за кількістю зроблених кроків "часом подвійного кроку". Кожна нога у своєму циклічному русі знаходиться або на опорі, або переноситься на нове місце опори (рис. 15.19).

При бігу момент опори менше моменту перенесення; спостерігається період вільного польоту над опорою (див. рис. 15.19).

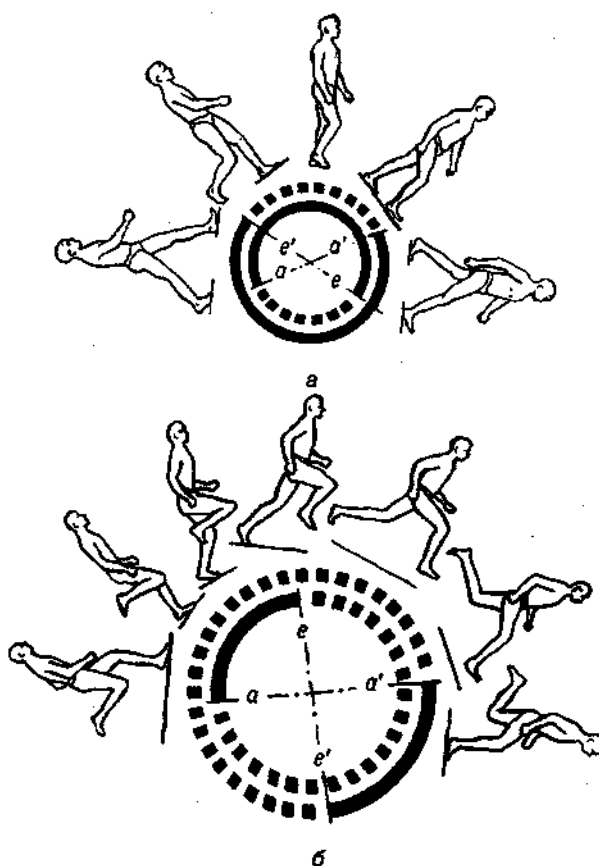


Рис. 15.19. Кінограми ходьби (а) і бігу (б) протягом одиночного кроку і діаграми часу подвійного кроку (за Е. Муубриге, 1887; Д.А. Семенову, 1939). а - початок, е - кінець опори ноги, а і е - ліва, а'е' - права нога, ае - час опори лівої ноги, а'е' - час опори правої ноги; вгорі ае' і а'е - час подвійних опор при ходьбі, внизу е'а і еа' - час польоту при бігу.

Безперервна лінія - опора, штрихова - перенесення ноги

Зовнішні сили і сили реакції опори

На тіло людини, що йде або біжить по поверхні Землі, діють ззовні аеродинамічні сили опору атмосфери, сили реакції опори.

Аеродинамічні сили розподілені по поверхні тіла і зростають приблизно пропорційно площі фронтальної проекції поверхні тіла і квадрату швидкості руху.

Однією з найбільш істотних сил є сила реакції опорної поверхні, що впливає на

стопи людини. Відповідно до кінетостатичного принципу Д'Аламбера, ці сили рівні і протилежні силам аеродинамічного опору, вагі частин тіла і силам інерції, що з'являються в тілі внаслідок зміни швидкостей руху його частин. Тому величина опорних реакцій може служити своєрідним індикатором, що показує одночасну дію всіх сил на організм при локомоції.

Протягом опорного часу тіло людини отримує необхідний імпульс, що є результатом активної дії мускулатури.

Опорні реакції нерівномірно розподілені на деякій порівняно невеликій площі контакту між стопою і поверхнею опори. Розподіл змінюється протягом часу опори: спочатку тиск створюється на п'яту, потім при постановці всієї стопи на опору він виникає в області плеснових кісток (див. рис. 15.19) і тут в момент відштовхування від опори тиск досягає максимальної величини. Місце розташування максимуму тиску на стопу змінюється при зміні темпу локомоції, виду локомоції (біг, стрибки, ходьба тощо). Найбільш часто цей максимум розташовується посередині стопи в районі головок плеснових кісток (див. рис. 15.19).

За правилами механіки силова взаємодія між стопою і опорою може бути представлена одним рівнодіючим вектором сили і одним рівнодіючим вектором моменту сил (див. рис. 15.19). Під час вимірювання за допомогою динамометричних платформ, встановлених на одному рівні з опорною поверхнею, реєструються шість еквівалентних компонент цих двох векторів. З них три компоненти є проекціями вектора рівнодіючої сили: вертикальна сила - це проекція на нормаль до поверхні платформи (що збігається з гравітаційною вертикаллю),

поздовжня і бічна сили - проекції, розташовані в горизонтальній площині, відповідно, за напрямом руху і перпендикулярно напрямку руху тіла (рис. 15.20). Інші три компоненти - це проекції рівнодіючого вектора моменту сил на ті ж напрямки. Оскільки підбічна та бічна компоненти моменту сил залежать тільки від величини вертикальної сили і від значення координат передбачуваної точки програми цієї сили на площині динамометричної платформи, то, прирівнюючи зазначені компоненти моменту нулю, знаходять рівняння для обчислення двох координат точки програми вертикальної сили.

При ходьбі графіки компонент опорної реакції мають два максимуми (рис. 15.21). Перший максимум утримує тіло від падіння вперед і виникає на опорі приблизно в кінці відштовхування з шкарпетки протилежної ноги. Сила реакції опори докладена до п'яти гальмуючої ноги і спрямована вгору-назад і злегка всередину стопи. Момент сил під час опори на п'ятку порівняно невеликий, а напрямок його дії виражено нечітко. Другий максимум на графіках компонент опорних реакцій, названий заднім поштовхом, виникає в кінці опорної фази ноги приблизно перед початком перенесення опори на протилежну ногу. При задньому поштовху реакція опори докладена в області плюснефалангових суглобів і спрямована вгору-вперед і злегка всередину стопи. Долаючи інерцію тіла і вагу, ця сила розганяє тіло в напрямку руху, а також сприяє боковому руху в бік протилежної ноги, п'ята якої ставиться на опору. Між головними максимумами знаходиться пауза в змінах величини опорної реакції. У цей час стопа повністю стоїть на опорі і в деякий момент часу, названий моментом вертикалі, тіло знаходиться над стоїть стопою, а переносна нога проходить поруч з опорою. Сила реакції опори докладена поблизу середини стопи і спрямована вертикально вгору. Момент сил реакції опори перешкоджає розвороту стопи шкарпеткою назовні.

Відзначено невеликі величини бокової сили і моменту сил. Це пов'язано з тим, що локомоції здійснюються переважно в сагітальній площині, а невеликі бічні сили виникають через прагнення тіла компенсувати невеликі відхилення від сагітального напрямку.

Вертикальна та поздовжня сили опорної реакції, а також деякі кінематичні характеристики, зареєстровані сучасними способами тензометрування та осциллографування, показані на рис. 15.21 та рис. 15.22.

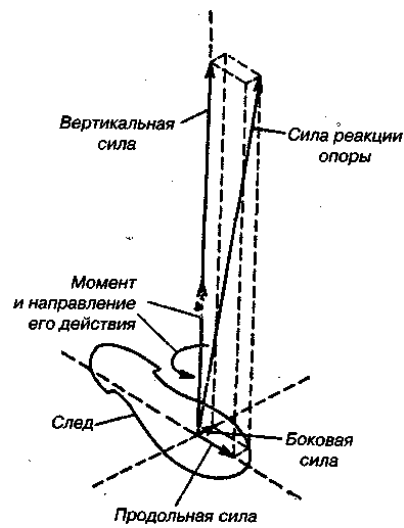


Рис. 15.20. Реактивные силы і момент сил, що діють на праву стопу людини. Напрямок дії, співвідношення між силами та положенням точки їх додатку відповідають середині їх циклу на рис. 15.21

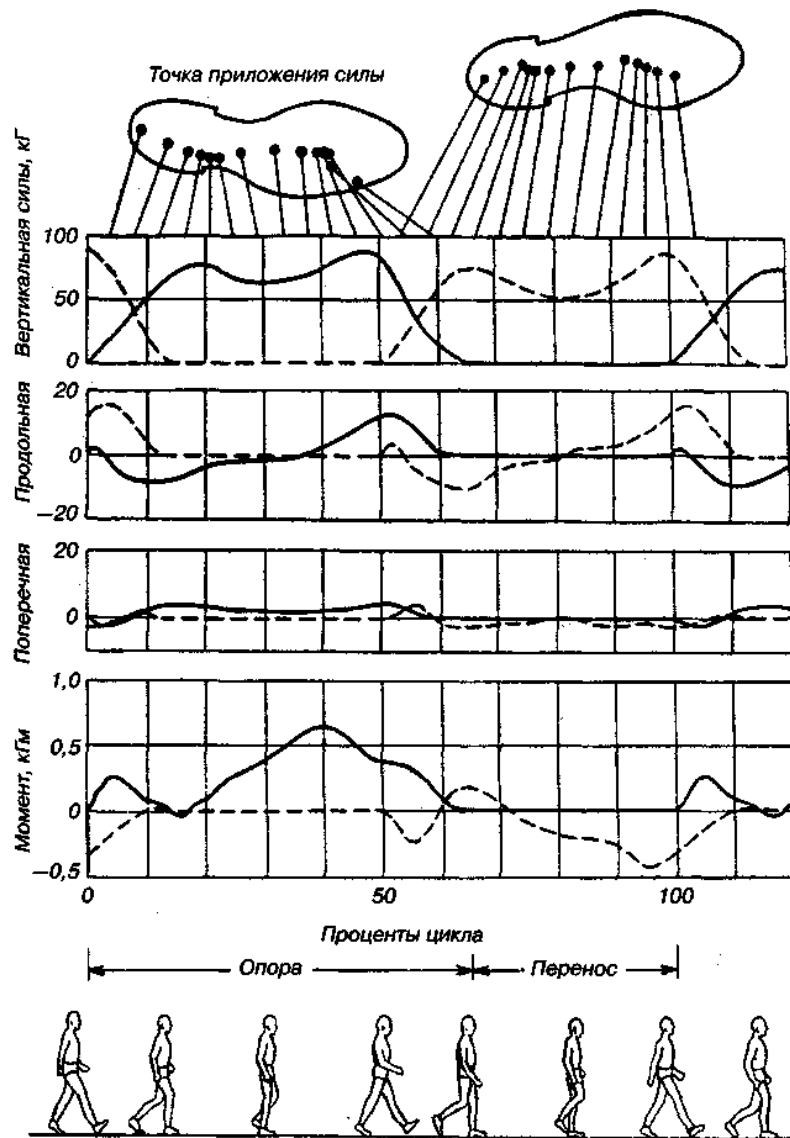


Рис. 15.21. Зміна опорної реакції під час одиночного кроку при ходьбі (по Н.Д. Eberhart, V. Inman, 1951; Н.Д. Eberhartetal, 1954)

Руху загального центру тяжкості (ОЦТ) тіла і переміщення тіла в цілому. Компоненти сили опорної реакції пов'язані з рухом ОЦТ при локомоціях. Якщо знехтувати незначним аеродинамічним опором, то з принципу Д'Аламбера випливає, що компоненти F_{ni} і F_{li} векторів рівнодіючих сил опорної реакції на стопах правої і лівої ніг залежать від прискорення W_i центру тяжкості тіла наступним чином: $mW_i = F_{ni} + F_{li} - G$ ($i = 1, 2, 3$), де m - маса і G - вага тіла.

З цієї залежності можуть бути виведені, зокрема, деякі загальні властивості вертикальної сили при локомоціях. Після одноразового інтегрування за часом одиночного кроку отримуємо рівняння для проекції імпульсів сил на гравітаційну вертикаль:

$$m \cdot [v(2) - v(1)] = \int_{t(1)}^{t(2)} [F_{n3}(t) + F_{l3}(t)] dt - \underline{G}$$

де $v(1)$ і $v(2)$ - вертикальна швидкість загального центру тяжкості (ОЦТ) тіла, відповідно на початку $t(1)$ і в кінці $t(2)$ часу одиночного кроку; $F_{n3}(t)$ та $F_{l3}(t)$ - вертикальні сили з боку правої та лівої ноги в момент часу t .

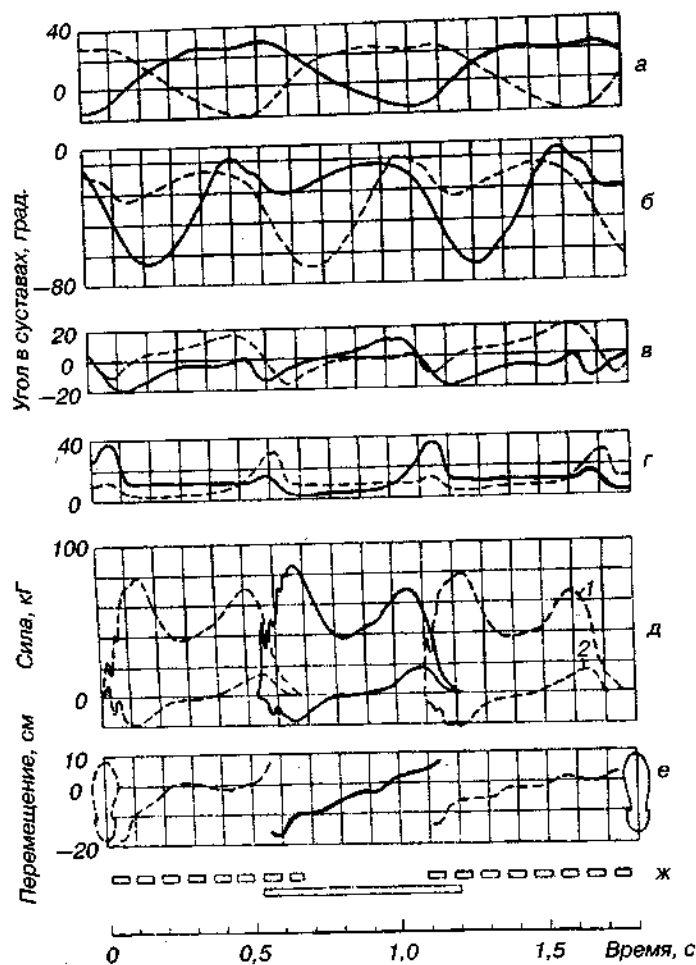


Рис. 15.22. Гоніограми тазостегнового (а), колінного (б), гомілковостопного (в) і плюснефалангового (г) суглобів ніг; динамограми (д) вертикальної (1) і поздовжньої (2) сил реакції опори; переміщення точки програми рівнодіючих сил в сагітальній площині (е); тимчасова структура ходьби (ж) (за В.О. Богданова, В.С. Гурфінкель, 1976). Суцільною лінією показані графіки для правої ноги, пунктирною - для лівої. Кути в суглобах прийняті рівними нулю в положенні стоячи і стають позитивними, коли дистальна ланка тіла переміщується (відносно проксимального) вперед у напрямку ходьби. Темп - 110 кроків в 1 хв, довжина кроку 0,83 м, швидкість ходьби 5,5 км/год. Вага випробуваного 60 кг. Довжина ноги від тазостегнового суглоба до опорної поверхні в положенні стоячи 0,86 м

Оскільки в одиночному кроці $v(2)$ дорівнює $v(1)$ (з точністю до варіацій часу кроку або швидкості центру тяжкості), то можна записати:

$$\frac{1}{t(2) - t(1)} \int_{t(1)}^{t(2)} [F_{n_3}(t) + F_{j_3}(t)] dt = G.$$

Зазначено, що за одиночний крок середнє за часом значення вертикальних сил дорівнює вазі тіла і це фізично очевидно, так як інакше тіло опускалося б або піднімалося. Точно так само виявлено, що середні значення поздовжніх і бічних сил, а також моменту сил реакції опори приблизно дорівнюють нулю.

Якщо врахувати одноершинний, близький до трикутника, характер зміни вертикальної сили при бігу і наявність фази польоту, то на підставі даних формул можна отримати наступне орієнтовне правило для оцінки величини вертикальної сили при локомоціях людини: під час ходьби $F_z < 2G$, коли біжить $F_z > 2G$. Подвійне інтегрування вихідної залежності для діючих сил за часом дає точні значення величин переміщення загального центру тяжкості тіла в просторі. Ці дослідження були виконані при ходьбі (G. Demeny, 1887; H. Elftman, 1938; G.A. Cavagna, R. Margaria, 1966; V. Ihman, 1966) і бігу (W.O. Fenn, 1930; H. Elftman, 1940 та ін.).

Дослідження багатьох авторів показують, що центр тяжкості (ЦТ) переміщується подібно кульку в жолобі з напівеліптичним перерізом, займаючи найвище положення на правій або лівій стінці жолоби в момент вертикалі і найнижче на дні жолоби - під час подвійної опори. Крива переміщення ЦТ нагадує синусоїду, причому її амплітуда становить від 4 до 6 см.

При бігу ЦТ переміщається як би по стінці перевернутого жолоба і займає своє найнижче положення під час опори і найвище положення в середині вільного польоту тіла (рис. 15.23). На проекції збоку крива переміщень ЦТ, так само як і при ходьбі, нагадує синусоїду. Однак її амплітуда, як впливає з орієнтовного правила для величин опорних реакцій при локомоціях, більше, ніж при ходьбі, і становить приблизно 10 - 12 см (Д.А. Семенов, 1939; Н.А. Бернштейн та ін., 1940; J. Saunders et al. 1953).

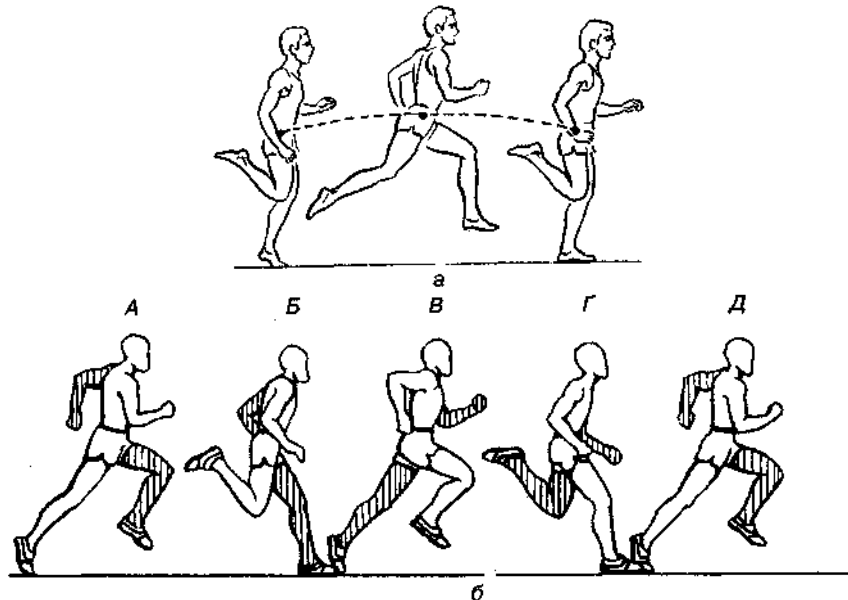


Рис. 15.23. Переміщення загального центру тяжкості (ОЦТ) тіла при бігу (а).
Цикл бігу (б)

Слід зазначити, що дослідження рухів ОЦТ тіла іноді виявляють невелику асиметрію ходьби у здорових людей, ця асиметрія різко зростає у хворих (J. Gersten et al, 1969), і її реєстрація разом зі спостереженням інших кінематичних порушень може служити діаг-

ностичним цілям (M. Murray, 1967; М.П. Полян, А.С. Вітензон, 1969; та ін.).

Періодичність траєкторії руху ОЦТ тіла характеризується не тільки часом циклу, а й відстанню, на яку ЦТ зміститься в просторі за час оторного циклу, і, зокрема, за час подвійного кроку.

Іхнографічним методом дослідження встановлено, що сліди стоп при ходьбі розташовуються на слідовій доріжці інакше, ніж при бігу (Д.А. Семенов, 1939; D.P. Roche, 1972 та ін.). Під час нормальної ходьби стопа ставиться на опору з п'яти, але при бігу така постановка спостерігається тільки коли швидкість невелика, це можна побачити при бігу літньої людини. При швидкому бігу людина зазвичай спирається (відштовхується від ґрунту) пальцями стопи (див. рис. 15.23). Сліди при бігу лежать (розташовані) ближче до середньої лінії, а розворот стоп, на відміну від ходьби, практично відсутній.

При ходьбі довжина кроку залежить від багатьох причин, однією з істотних є довжина ніг (або зростання людини), рухливість (амплітуда) в тазостегновому і гомілково-стопному суглобах тощо. Широка постановка ніг і сильний розворот шкарпеток зменшують довжину кроку (Д. А. Семенов, 1939). Довжина одиночного кроку змінюється приблизно від 0,5 до 1 м і при ходьбі в зручному темпі склад-л $O, 7 - 0,8$ м (RDrillis, 1951; M.P. Murray et al., 1964; K. Chatinier et al, 1970 та ін.). Зі збільшенням темпу ходьби довжина кроку спочатку зростає (приблизно до 0,9 м при темпі 150 кроків на хвилину), а потім дещо зменшується (Д. А. Семенов, 1939).

Дослідження (D. Grieve, 1968; M. Milner, A. Quanbury, 1970 та ін.) показали, що між частотою і довжиною кроку при ходьбі існує пряма залежність.

При бігу зі зростанням темпу довжина кроку збільшується незначно: в середньому від 2 до 2,2 м у чоловіків і від 1,7 до 1,9 м у жінок (Д.А. Семенов, 1939).

Природною залежністю між довжиною L одиночного кроку, темпом p і середньою швидкістю v поступального переміщення людини є формула $v = Lp$.

Середня швидкість, з якою здебільшого пересувається людина, знаходиться в межах 1,3 - 1,6 м/с (R. Drillis, 1951; K. Chatinier et al. 1970); її величина близька до швидкості найбільш економної ходьби, встановлюваної в результаті аналізу енерготрат організму. Фізичні можливості людини дозволяють їй досягати при бігу максимальної швидкості близько 10 - 12 м/с.

Біомеханіка (біодинаміка) бігу

Біг - спосіб пересування, при якому фаза опори однією ногою чергується з безопорною фазою польоту, коли обидві ноги знаходяться в повітрі (рис. 15.19, б; 15.23).

Тимчасові фази бігу (А)

Кінематографічним методом виявлені фази бігу, або цикл рухів, що починається торканням однієї з ніг землі і триває до тих пір, поки ця ж нога знову не торкнеться землі (див. рис. 15.23). Кожен цикл включає фазу опори на одну ногу і фазу маху (тобто повернення ноги вперед), коли тіло не спирається на цю ногу.

На рис. 15.23, б показаний повний руховий цикл. Він починається в момент відштовхування правою ногою (А) і закінчується в положенні (Д), коли ліва нога знову покидає землю. Момент постановки і відштовхування використовуються для виділення різних фаз бігового циклу.

При помірних швидкостях бігу мах ногою триває приблизно втричі довше, ніж опорний період (С. J. Dillman, 1970; D. Slocum, S.L. James, 1968). Протягом фази повернення вперед є два періоди, коли тіло знаходиться в повітрі: один - безпосередньо після відриву даної кінцівки, і другий - наступний за відривом від землі протилежної ноги.

Опорний період (Б). Період опори (від Б до В), при якому тіло продовжує рухатися вперед. В останній стадії фази опори (В) тіло знову виштовхується вперед. Другий без-

опорний період закінчується, коли права нога стосується землі (Г) і потім тіло повертається відносно опорної ноги до тих пір, поки вона не відштовхується від землі, даючи початок новому циклу бігу.

Від швидкості бігу залежить, яка частина ступні першої стосується землі. Так, кінематографічний аналіз бігу показує, що при малих швидкостях нога ставиться на опору з п'яти або на всю ступню, а при більш високих швидкостях опора починається з латеральної сторони ступні.

Рух у суглобах опорної кінцівки, що визначаються кінематографічним методом свідчать, що негайно після контакту ступні із землею протягом короткого проміжку часу в колінному суглобі триває згинання, а в гомілкоstopному відбувається тильне згинання. Коли центр тяжкості (ЦТ) обганяє опорну ногу і опорне стегно нахилиється вперед від вертикалі, гомілковостопний суглоб згинається, а в колінному і тазостегновому суглобах відбувається розгинання, в результаті чого ЦТ просувається в напрямку вгору і вперед.

Зазначено (D.V. Slocum, S.L. James, 1968), що в опорній фазі точкою опори важельної системи нижньої кінцівки є поперековий відділ хребта.

Період опори при збільшенні швидкості бігу значно зменшується. В опорному періоді виділяють фази амортизації та відштовхування. У фазі відштовхування суглоби опорної ноги розгинаються. При бігу виявлені вертикальні коливання тіла, які носять хвилеподібний характер (по рухах голови, тазу, центру тяжкості).

Зазначено, що в період опори ЦТ знижується, а у фазі відштовхування - піднімається. Вертикальне зниження під час періоду опори не таке велике, як вертикальне падіння у фазі польоту.

Маховий рух ноги (В). Аналіз бігу спринтерів показує, що коли махова кінцівка рухається вперед, то згинання коліна і пронос н'яти виконуються бігуном ближче до тазу. Другою характерною рисою є високий підйом коліна; стегно! повертається до горизонталі перед тілом у момент, коли протилежна опорна нога залишає землю (F.C. Clouse, 1959; J. Dittmer, 1962; W.O.Fenn, 1931; D. Slocum, S.L. James, 1968 и др.). Кут між стегном і горизонталлю, проведеної через тазостегновий суглоб, стає меншим, коли стегно піднімається ближче до горизонталі.

Рух ноги при бігу можна розділити на дві фази. Під час контакту із землею нога підтримує тіло і виштовхує його вперед. Після відштовхування нога рухається з положення ззаду, в положення попереду тулуба - ця фаза маху (перенесення) або фаза повернення ноги.

Коли стопа стосується землі, суглоби ноги (тазостегновий, колінний, гомілковостопний) короткочасно згинаються, амортизуючи приземлене тіло. Як тільки тіло просунулося досить вперед, кінцівка розгинається, рухаючи тіло вгору і вперед.

Тривалість згинання і розгинання коліна під час періоду опори зменшується при збільшенні швидкості. Виявлено, що під час опори висококваліфіковані бігуни повністю і швидко розгинають тазостегновий суглоб, роблячи це раніше, ніж стопа залишає землю (точку опори, місце відштовхування).

Виявлено, що при максимальному проштовхуванні висококваліфікований спортсмен виносить колінний суглоб махової ноги вгору-вперед тіла.

На початку фази маху, коли стегно швидко згинається в тазостегновому суглобі, відбувається також швидке згинання гомілки в колінному суглобі.

Довжина і частота кроку (Г). Оскільки швидкість бігу дорівнює виробу довжини на частоту кроків, С.І. Dillman (1970) зазначив, що довжина кроку від відриву правої ноги до відриву лівої ноги у всіх випадках перевищувала 192 см.

Частота кроку збільшується зі швидкістю бігу і вона вища в короткий період початкового прискорення, ніж при бігу на дистанції. Але лінійна залежність між частотою кроку і швидкістю бігу спостерігається лише до швидкості приблизно 6,1 м/с, збільшення швидкості за цією точкою відбувалося більше за рахунок частоти, ніж довжини кроку (W. Fenn, 1930; P. Hogberg, 1952; R. Osterhoudt, 1969 та ін.).

G.H. Dyson (1971) показав, що частота кроку спортсменів високого класу змінюється в межах 4,5 - 5,0 кроків на секунду.

На рис. 15.24 показано зв'язок між довжиною одиночного кроку і швидкістю бігу. Крива малюнка показує, що при низьких швидкостях (3,5 - 6,5 м/с) довжина кроку збільшується практично лінійно в міру того, як дискретно зростає швидкість. При великих швидкостях у міру того, як бігун дискретно збільшує швидкість бігу, довжина одиночного кроку змінюється відносно мало, а деякі дослідники повідомляють про невелике зменшення довжини кроку при максимальних швидкостях (пунктирна лінія на рис. 15.24). З ростом швидкості частота одиночних кроків збільшується. 15.25 показано залежність між частотою кроків і швидкістю. У зоні низьких швидкостей (3 - 6 м/с) відзначається невелике збільшення частоти кроків у міру дискретного зростання швидкості. Якщо ж швидкість збільшується від помірно швидкої до максимальної (6 - 9 м/с), спостерігається пропорційно більше збільшення частоти кроків.

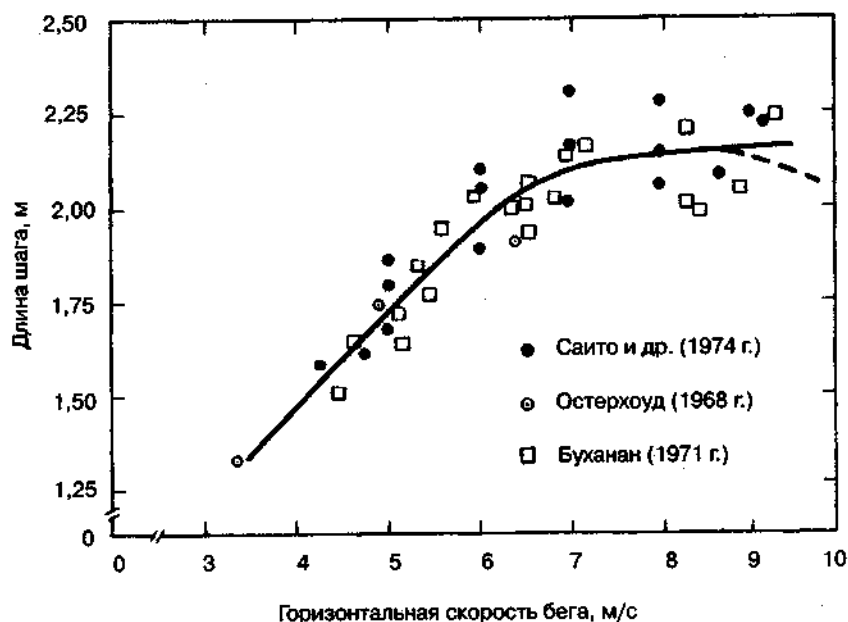


Рис. 15.24. Залежність між довжиною кроку і горизонтальною швидкістю бігу (M. Saito et al, 1974; C.W. Buchanan, 1971; R.G. Osterhoudt, 1968)

Спостереження показують, що при одній і тій же швидкості кращі бігуни мають більш низьку частоту кроків.

Вертикальні рухи центру тяжкості (ЦТ) (Д). Центр тяжкості (ЦТ) тіла при бігу рухається по хвилеподібній коливальній кривій (M.G. Veck, 1966; F.C. Clause, 1959 та ін.). Зі збільшенням швидкості бігу величина підйому тіла, або вертикальне переміщення ЦТ, стає менше, тоді як горизонтальне переміщення збільшується. ЦТ рухається вгору, поки нога випрямляється у фазі опори, і досягає максимальної висоти в момент відриву від землі безпосередньо після неї. Потім ЦТ рухається вниз і вперед, досягаючи нижчої точки безпосередньо після торкання землі опорної ноги (див. рис. 15.23, а). W.O. Fenn (1930) знайшов, що загальний підйом ЦТ у дорослих спринтерів-чоловіків за час опори дорівнює приблизно 6 см.

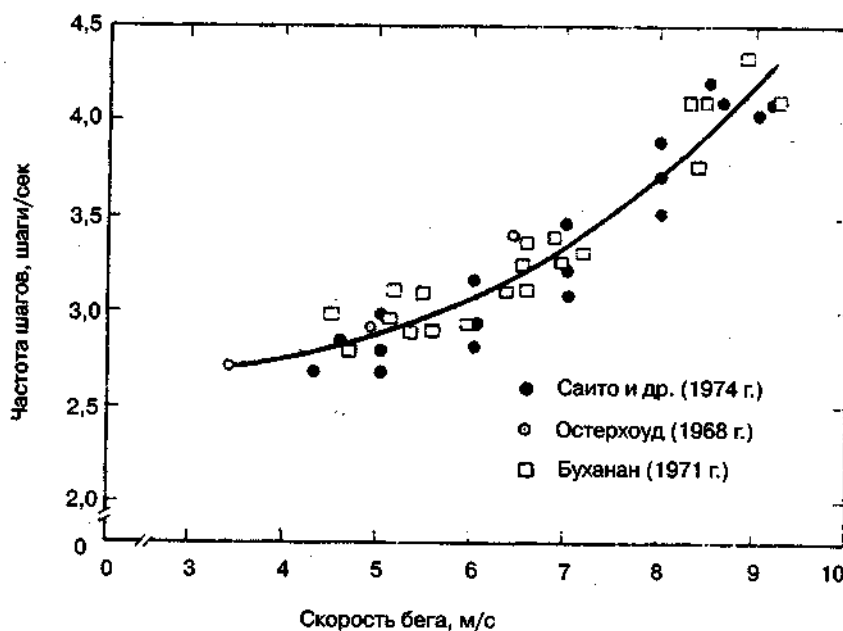


Рис. 15.25. Залежність між частотою кроків і швидкістю бігу (M. Saito et al, 1974; C.W. Buchanan, 1971; R.G. Osterhoudt, 1968)

Положення тулуба (E). Нахил корпусу сприяє більш сильному проитовхуванню вперед, ось чому спринтери стартують з колодок і низького старту (рис. 15.26). Нахил тулуба у ряду видатних спринтерів за даними R. Wickstzom (1970) лежав в межах 12 - 20° з тенденцією зменшення (див. рис. 8.8, 8.9).

М. Gagnon (1969) визначив, що кращий час на перших 2,3 і 5,5 метра від стартової лінії досягалося в тому випадку, коли відповідні відстані були гранично малими. Розташування центру тяжкості в стартовій позиції можливо ближче до стартової лінії виявилось фактором, найбільш тісно пов'язаним з часом, що вимагає на подолання перших 5,5 м. R.A. Desrochers (1963), М. Gagnon (1969) виявили, що відмінності в розташуванні колодок впливають на довжину і тривалість першого кроку, але не наступних.



Рис. 15.26. Низький старт Р. Хейеса

Кінематичні фактори бігу. Фактори, що впливають на швидкість бігу, різноманітні. Так, при бігу на короткі дистанції важливим є стартове прискорення і підтримання максимальної швидкості до кінця бігу. А при бігу на довгі дистанції спортсмен повинен бігти зі швидкістю, яка забезпечить йому можливість зберегти достатньо енергії, щоб закінчити дистанцію.

При бігу з певною швидкістю спортсмен вибирає певну довжину і швидкість одиначних кроків, так що комбінація цих двох величин створює (визначає) бажану швидкість.

Наприклад, якщо довжина кроку спортсмена 2 метри і частота кроків 3 кроки на секунду, його середня швидкість за один крок буде 6м/с.

У табл. 15.1 наведено якісну оцінку та спортивні досягнення для низки швидкостей бігу людини.

Таблиця 15.1

Оцінка швидкості бігу

Якісний опис (дорослі ловіки)	Швидкість м/с	Еквівалентна швидкість фу-ти/с	Час бігу на 1 милі * (1609,3 м)	Час бігу на 100 ярдів * (91,44 м)
Повільна	4	13,2	6: 42	—
ДО	5	16,40	5:22	—
помірно швидкою Швидкою	6 8	19,69 26,25	4:28	11,4
до	9	29,53	—	10,2
спринтерська	10	32,81	—	9,1

* Обчислення базується на тому, що вся дистанція долається при постійній швидкості.

Антропометричні показники і довжина кроків. Довжина ніг істотно впливає на величину одиночного кроку. У табл. 15.2 наведено дані залежності між довжиною тіла і ніг, з одного боку, і довжиною одиночного кроку - з іншого.

Таблиця 15.2

Кореляція між довжиною тіла, довжиною ноги і довжиною кроку

Дослідник	Кількість випробувань	Довжина тіла з довжиною кроку	Довжина ноги з довжиною кроку
Ромпотті (1956)	40 (чоловіки)	0,71	0,54
Ромпотті (1956)	12 (чоловіки)	0,50	0,60
Гоффманн (1964)	56 (чоловіки)	0,59	0,70
Гоффманн (1967)	23 (жінки)	0,63	0,73

К. Rompott (1956) виявив низьку негативну залежність між довжиною кроку і вагою тіла, що дорівнює 0,20. К. Hoffmann (1964) відзначив залежність між максимальною довжиною одиночного кроку, з одного боку, і зростанням і довжиною ноги - з іншого.

Результати цих досліджень свідчать, що є виражена кореляція між ростом, довжиною ноги і величиною одиночного кроку.

Вікова біомеханіка. Вікові локомоції. У новонароджених руховий апарат має певний ступінь зрілості, що дозволяє виконувати цілий ряд найпростіших рухів (рис. 15.27).

У перші тижні життя у дитини з'являються умовні рефлекси, які відрізняються крайньою неміцністю, слабкістю, і набувають відносної сталості лише до 3 - 4 місяців.

Наростання тонузу потиличних м'язів дозволяє двомісячній дитині, покладеній на живіт, піднімати голову. До 2,5 - 3 місяців починається розвиток рухів рук у напрямку до видимого предмета (іграшки), а до 5 - 6 місяців дитина точно простягає руку до предмета, з якого б боку вона не перебувала.

У 4 місяці розвиваються рухи перевертання зі спини на бік, а в 5 місяців - на живіт і з живота на спину.

У віці 4 - 6 місяців дитина повзає, в положенні на животі піднімає голову і верхню частину тулуба.

У 6 - 7 місяців починає вставати на четвереньки. З розвитком м'язів тулуба і тазу дитина віком 6 - 8 місяців починає сидіти і робить спроби вставати, стояти і опускатися, дотримуючись руками за опору.

У період підготовки до ходьби анатомо-фізіологічні особливості дитини ускладнюють процес оволодіння рівновагою: м'язова система нижніх кінцівок ще слабка, ніжки

короткі і напівсогнуті; загальний центр тяжкості (ОЦТ) розташовується більш високо, ніж у дорослої людини; стопи також менші, ніж у дорослого. Тому в період навчання ходьби дуже важливо допомогти дитині в підтримці рівноваги. До кінця першого року дитина вільно стоїть і, як правило, починає самостійно ходити. Початком самостійної ходьби можна вважати той день, коли дитина вперше пройде кілька кроків. Але в цей період стійкість його при ходьбі і пряморяді незначна. Рівновагу йому вдається зберігати, балансує руками, розлученими в сторони і широко розставленими ногами.

До 3 - 4 років вдосконалюється координація рухів, що дозволяє дитині при ходьбі і стоячи зберігати рівновагу, не вдаючись до допомоги рук.







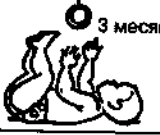
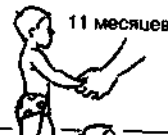
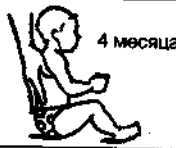

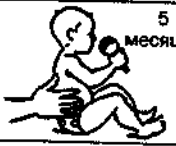

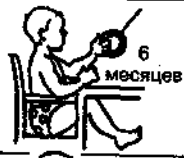
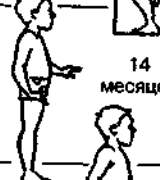
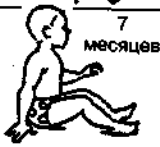

1 день		Поза новорожденного	8 місяців		Стоит с помощью
1 місяц		Поднимает подбородок	9 місяців		Стоит, держась за мебель
2 місяця		Поднимает грудь	10 місяців		Ползает
3 місяця		Пытается брать предметы	11 місяців		Ходит с помощью
4 місяця		Сидит с поддержкой	12 місяців		Встает сам, держась за мебель
5 місяців		Сидит, играя предметами	13 місяців		Ползает по ступенькам
6 місяців		Сидит, играя подвешанными предметами	14 місяців		Стоит самостоятельно
7 місяців		Сидит один	15 місяців		Ходит самостоятельно

Рис. 15.27. Послідовність оволодіння основними рухами у дітей (по Сейдж)

У віці 4 - 5 років дитині доступні різноманітні та складні за координацією рухи: біг, стрибки, гімнастичні та акробатичні вправи, катання на ковзанах тощо. У цьому віці дитина освоює і більш точні рухи, пов'язані з розвитком дрібних м'язів кисті, передпліччя тощо.

До 6 - 7 років помітно збільшується сила м'язів розгиначів тулуба, стегна та гомілки. Найважливішим у формуванні рухових факторів є ходьба, ігри, біг і поєднання ходьби з бігом, стрибками.

У віці 5 - 8 років помітно збільшується точність і влучність рухів (метання м'яча та

інших предметів).

У період від 8 до 11 - 12 років триває подальше вдосконалення рухових навичок, особливо в бігу, ходьбі, стрибках, метанні, гімнастичних та акробатичних вправах.

Разом з тим у школярів порівняно з дошкільнятами, збільшується час вимушеної нерухомості (гіподинамія). На цьому етапі важливою є роль активних рухів як фактора здоров'я (біг, ігри, ходьба на лижах, плавання та інші види локомоцій).

Показано, що у дошкільнят і молодших школярів при збільшенні віку і швидкості бігу у фазі відштовхування збільшується швидкість випрямлення опорної ноги, а при більш високій швидкості характерні також великий кут розгинання в колінному суглобі і більше просування тіла вперед від опорної ноги в момент відриву її від землі. З віком, особливо в осіб похилого віку, ці показники значно змінюються.

Центр тяжкості (ЦТ) при бігу рухається по хвилеподібній кривій. Зі збільшенням віку величина підйому тіла або вертикальне переміщення ЦТ, стає менше, тоді як горизонтальне переміщення збільшується.

Відзначено також вікові зміни тимчасової структури кроку; зокрема, до 30 років час опори трохи і поступово збільшуються, а потім залишається приблизно постійним (K.U. Smith et al., 1960; K.U. Smit., D. Greene, 1962). У літніх людей, які займаються бігом, повного розгинання в тазостегновому і колінному суглобах до завершення відштовхування не відбувається. Крім того, махова нога виноситься вперед незначно, бігун тримає її поблизу опорної ноги.

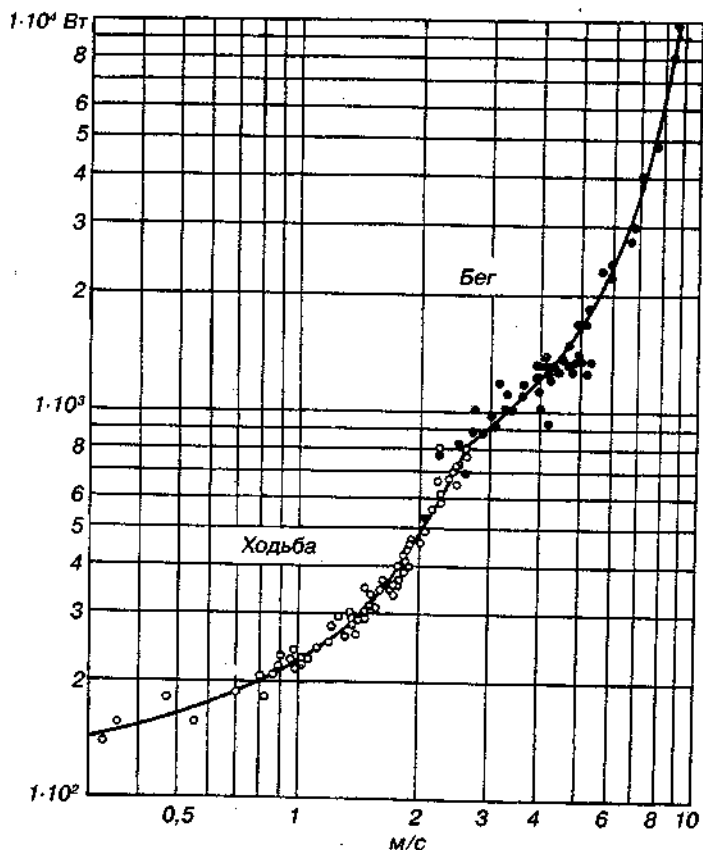


Рис. 15.28. Швидкість загальних енерготрат (ординат) людини при ходьбі і бігу залежно від швидкості руху (абсциса)
(no R. Passmore, J.V. Durnin, 1955; С.М. Roth, 1966)

Енергетичний обмін при ходьбі і бігу (рис. 15.28). Організм отримує енергію з навколишнього середовища у вигляді потенційної енергії, укладеної в хімічних зв'язках молекул жирів, вуглеводів і білків. У результаті складних окислювальних процесів утворюється енергія.

Виявлено, що 80% енергії, яка використовується при м'язовій діяльності, втра-

чається у вигляді тепла через малу ефективність її перетворення, і тільки 20% перетворюється на механічну роботу.

М'язова робота істотно змінює інтенсивність обміну. Так, у спортсменів при короткочасних інтенсивних вправах, виявлено збільшення метаболізму в 20 разів порівняно з показником основного обміну, а при тривалій роботі - в 10 разів.

У людей метаболізм неухильно змінюється з віком. У дітей він більший, у період статевого дозрівання зменшується і найменше він у старості.

У табл. 15,3 показані енерготрати при ходьбі і бігу.

Таблиця 15.3

Енерготрати при ходьбі і бігу

Вид діяльності	Енерготрати на 1 кг маси тіла, Дж/с
Ходьба. 110 кроків в 1 хв	4,74
6 км/год	4,98
Біг зі швидкістю 8 км/год	9,46
10,8 км/год	12,4

Розрахунки показують, що людина, яка долає в день при звичайній ходьбі відстань в 5 км, потребує заповнення енергії, що дорівнює 5 МДж, а на терренкурі (ходьба з кутом підйому 15° і швидкістю 2 км/год) 60 хв - 450 ккал (при масі тіла 70 кг).

Витрати енергії зростають зі збільшенням швидкості в степеневій залежності. Вони збільшуються при малих швидкостях в другій мірі, а при наближенні до доступного для даної особи максимуму - в третій і навіть в четвертій мірі.

Біомеханіка різних видів спорту

Веслування

При веслуванні весла здійснюють робочі рухи (гребок), спрямовані назад, відносно човна, і поворотні рухи (замах), спрямовані вперед. 15.29 представлено веслувальний човен, швидкість руху якого U ми будемо вважати постійним, хоча реальний човен рухався б під час робочого ходу весел прискорено, а під час поворотного ходу уповільнено. На неї діє лобовий опір D . Лопасті весел рухаються вперед і назад зі швидкістю U відносно човна, так що відносно води вони мають швидкість $(U - V)$, спрямовану назад під час робочого руху і швидкість $(U + V)$, спрямовану вперед

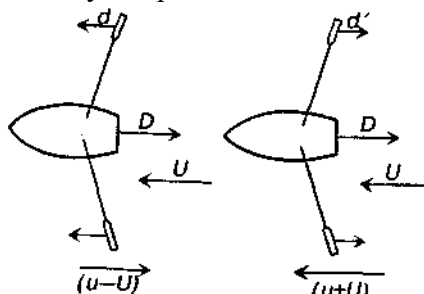


Рис. 15.29. Механіка веслування (за Р. Александер, 1970)

під час поворотного руху. У першому випадку лопаті відчують лобовий опір d , а в другому - d' . Потужність, необхідна для того щоб човен долав опір води, дорівнює DV . Під час робочого руху весел на подолання їх лобового опору витрачається потужність $2d(U - V)$ так що загальна потужність становить $2d(U - V) + DV$. Під час поворотного руху замість $2d(U - V)$ ми матимемо $2d'(U + V)$ і загальна потужність дорівнюватиме $2d'(U + V) + DV$. Середня витрата потужності становить $d(U - V) + d'(U + V) + DV$, а ККД дорів-

ное $\frac{DV}{d[(U-v)+d'(U+v)+DV]}$. Під час робочого руху на весла діє сила $2d$, спрямована вперед, а при поворотному русі - сила $2d'$, спрямована назад, так що середня сила рівна $(d - d')$ і спрямована вперед. Ця сила повинна врівноважувати лобовий опір човна, тобто $D = (d-d')$.

Після того, як ми підставили $(d - d')$ замість D наш вираз для ККД прийме вигляд $\left(\frac{v}{U}\right)\left[\frac{(d-d')}{(d+d')}\right]$. Перший множник у цьому вираженні $\left(\frac{v}{U}\right)$ залежить від відносних розмірів і коефіцієнтів опору човна і весел, і його можна порівняти з теоретичним ККД гвинта. Насправді ККД буде менше величини наведеного виразу, так як ми не враховували деяких втрат енергії. Наприклад, лопаті весел рухаються не по прямій, а по дузі кола і слід було б врахувати роботу, що витрачається на відштовхування води в бік.

Для того щоб ККД був високим, швидкість руху весел не повинна бути набагато більше швидкості руху човна. Форма весла повинна забезпечувати великий лобовий опір при малій швидкості. Швидкі веслувальні човни мають обтічну форму, але весла у них з широкою, плоскою лопатю, яку тримають перпендикулярно траєкторії її руху у воді, щоб зробити можливо великим лобовий опір. Значення d' має бути малим. Для поворотного руху веслярі піднімають весла над водою, оскільки опір повітря набагато менший, ніж при тій же швидкості у воді. Щоб ще більше знизити d' , лопаті весел повертають у горизонтальне положення.

Плавання

При плаванні всі частини тіла втягуються в рух. Плавання засноване на взаємодії плавця з водою, при якому створюються сили, що просувають його у воді і утримують на її поверхні.

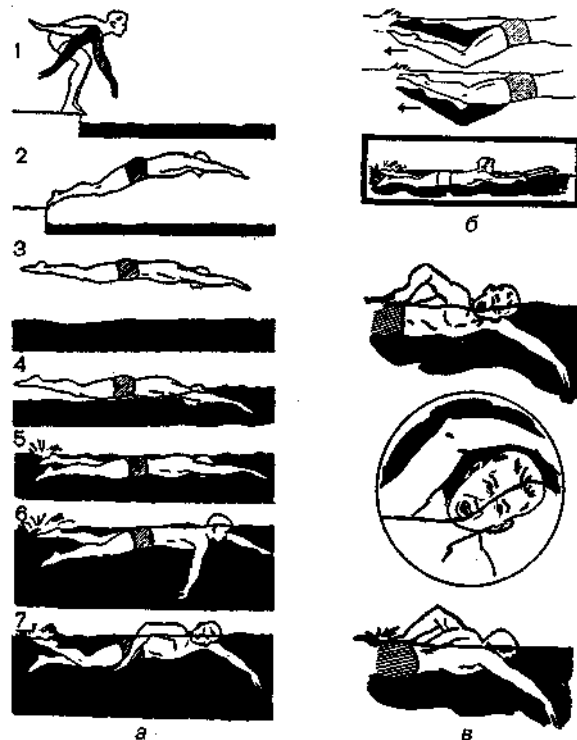


Рис. 15.30. Плавання вільним стилем (а, б, в).

Старт у плаванні вільним стилем (а): 1. Початкове положення: обличчя плавця звернено вперед; плечі - над колінами, коліна - над пальцями ніг; положення рук варіативне. 2. Виліт зі стартової тумбочки. 3. Тіло в польоті витягнуто, голова між руками. 4. Тіло

під невеликим кутом входить у воду. 5. Ноги починають рух в той момент, коли досягнута максимальна швидкість від стрибка. 6. Руки починають гребкові рухи, підтримуючи максимальну швидкість. 7. Через кілька гребків починається дихання. Рухи ногами в кролі (б). На верхньому малюнку права нога виконує удар, а ліва виходить у вихідне положення для удару. На середньому малюнку удар виконує ліва нога. Сила відштовхування спрямована, як показують стрілки, не вниз, а назад. Нижній малюнок демонструє положення плавця при плаванні за допомогою ніг з дошкою. Руки витягнуті вперед, пальці покладені на дошку зверху, плавець лежить у воді, як при плаванні кролем, що створює велике навантаження для ніг. в: Дихання в кролі. На верхньому малюнку показано початок вдиху в той момент, коли ліва рука увійшла у воду. Голова опущена і її вісь є продовженням осі тіла. Середній малюнок ілюструє положення голови в поєднанні з рухом правої руки. Нижній малюнок показує, як швидко обличчя повертається у воду після закінчення вдиху

Біомеханіка плавання пов'язана з тим, що сили, які гальмують просування, значні, змінні і діють безперервно. "Опора" на воду створюється під час гребкових рухів і залишається змінною за величиною.

Спортивне плавання включає чотири види: вільний стиль (кроль), плавання на спині, брас, батерфляй.

Вільний стиль (рис. 15.30). Просування вперед відбувається постійно за рахунок зміни роботи рук і ніг. Руки діють під водою для просування вперед, а протилежний рух - винесення рук вперед - відбувається над водою. Рух кисті під водою відбувається без сильного відхилення в бік при злегка зігнутій руці. Воно закінчується, коли рука виходить з води у стегон. Потім без зупинки рука переноситься вперед і знову включається в ефективну роботу перед плечем. Рухи ніг - вгору-вниз являє собою малий гальмуючий момент. Рух починається від тазу і триває через стегно, колінний суглоб, гомілку, гомілковостопний суглоб аж до пальців ніг. При ударі вниз стопа повертається всередину для підвищення ефективності відштовхування.

Плавання на спині (рис. 15.31). Тіло випрямлене, плечовий пояс лежить трохи вище тазу, голова злегка підтягнута до грудей.

Рухи рук. До початку підводного руху, що просуває тіло плавця вперед, руки знаходяться на поверхні води у випрямленому положенні над плечем. Пензель - у положенні відштовхування. Руки починають підтягувати, при цьому вони злегка зігнуті в ліктьовому суглобі. Наприкінці руху під водою руки знову майже випрямлені. Під час всієї роботи у воді пензель проводиться на глибині 20 - 30 см. Рука переноситься над водою і, опускаючись в неї, починає нову робочу фазу. Ритм зміни рук тут відрізняється від кроля. У той час, як одна рука здійснює рух під водою, інша виробляє маховий рух над водою і потім занурюється у воду.

Рухи ніг. Ноги здійснюють по черзі удари вгору і вниз. Тут стопа в міру потреби розгортається всередину під час удару вгору з тим, щоб підвищити дієвість відштовхування. Амплітуда руху становить 30 - 50 см.

Брас (рис. 15.32). Брас - найповільніший стиль з чотирьох спортивних способів плавання. Це пояснюється насамперед гальмуючими моментами, що виникають при винесенні рук вперед, а також слабо вираженим підводним рухом.

Рухи рук. З витягнутого положення руки симетрично розводяться в сторони і кілька вниз; при цьому внутрішні поверхні пензлів, розвернуті в зовнішній бік і злегка заокруглені, діють як весла. Приблизно на рівні прапорів руки роблять легкий потужний поштовх всередину, підводяться близько до грудей і широко розводяться вперед.

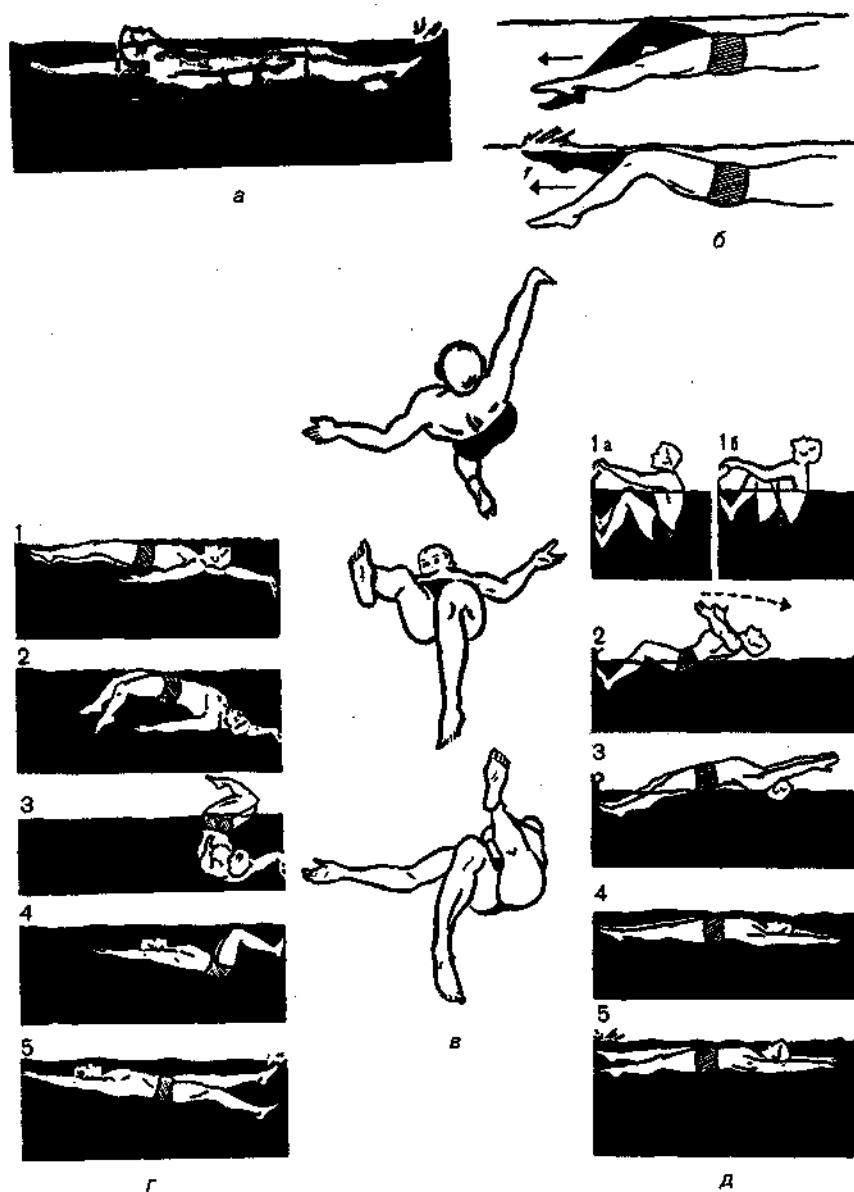


Рис. 15.31. Плавання на спині (а, б, в, г, д). Вигляд збоку (а) - показана пряма лінія "спина - стегна" і плоске положення тіла у воді. Пунктирна лінія окреслює зону виконання гребка. Рух ногами при плаванні на спині (б) - нога рухається вгору в зігнутому положенні, вниз - випрямлена. Ноги виконують рухи дещо глибше, ніж при плаванні кролем на грудях. Вигляд спереду і ззаду (в) - верхній малюнок показує гребок лівою рукою і пронос правою. Середній і нижній малюнки показують зігнуте положення руки в гребці; рука проводиться близько до поверхні води. Старт (д): 1 - найбільш поширені вихідні положення на старті: а) стопа однієї ноги стоїть вище іншої; б) обидві стопи знаходяться на одному рівні. Перше становище більш зручне і надійне. 2. Відтоплення від стінки з активним рухом головою. Руки виконують мах через сторони або над головою. 3. Наприкінці польоту тіло майже пряме, голова відхилена назад. 4. Голова злегка піднімається для регулювання глибини ковзання. 5. Ноги починають рухи, після чого вмикаються руки. Звичайний швидкісний поворот на спині (г): 1 - Права рука стосується стінки. 2. Голова опускається вниз; ноги згинаються для підвищення швидкості повороту; права рука стосується стінки на глибині 50 - 60 см; ліва підтримує рівновагу. 3. Плавець проносить ноги по повітрю до стінки. 4. Плавець готовий до відштовхування. 5. Спортсмен відштовхується, злегка направляючи тіло до поверхні води

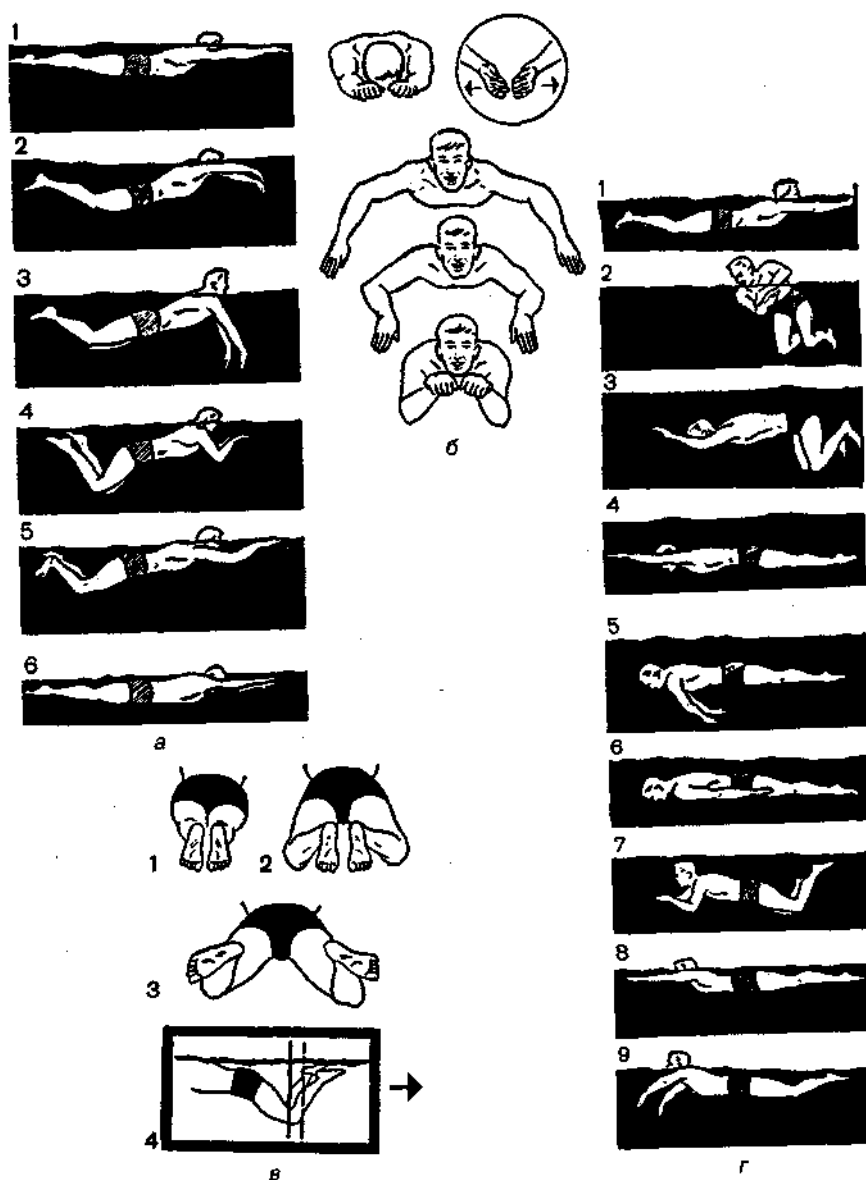


Рис 15.32. Плавання брасом (а, б, в, г). Перегляд помилки (а): 1. Початкове положення: руки витягнуті, голова опущена, ноги прямі. 2. Руки почали гребок, ноги - підтягування Голова поки опущена. Зверніть увагу на коліна. 3. Руки виконують гребок. Голова піднята для вдиху. 4. Руки закінчили гребок. Голова у високому становищі. Ноги готові почати відштовхування. 5. Ноги закінчують відштовхування. Руки витягнуті, голова опущена. Зверніть увагу на високе, близьке до поверхні води положення ніг. 6. І знову вихідне положення. Рух руками в брасі (вид спереду) (б). На двох верхніх малюнках - положення рук перед початком гребка. На наступних двох показано гребок з високим положенням ліктя. Нижній малюнок ілюструє положення рук перед їх виведенням вперед. Рухи ногами в брасі (в): 1. Положення перед початком підтягування ніг. 2. Починається підтягування ніг. Стопи все ще разом, відстань між колінами більша, ніж між стопами. 3. Ноги підтягнуті повністю. Стопи розгорнуті в сторони для того, щоб збільшити площу відштовхування. Починається поштовх назад. 4. Вигляд збоку ілюструє фазу підтягування ніг. Зверніть увагу на високе положення колін. Поворот у брасі (г): 1. Руки стосуються стінки на рівні води. 2. Тіло розвертається. 3. Плавець готовий до відштовхування, 4. Відштовхування від стінки; тіло витягнуто. 5 і 6. Руки виконують довгий гребок до стегон. 7. Починається виведення ніг і рук у вихідне для гребка положення. 8. Після відштовхування ногами тіло виходить на поверхню води. 9. Починається веслування руками

Рухи ніг. З витягнутого положення гомілки одночасно і симетрично підводяться до тазу, при цьому коліна і п'яти дещо розведені, ступні розгорнуті назовні і підтягнуті до великої берцевої кістки. З цього положення, при якому п'яти знаходяться на відстані 30 - 40 см від тазу, проводиться широкий поштовх розведеними ногами в сторони. При цьому особливо сильно відштовхуються гомілками і підшвами ступні. У затухаючій фазі руху ноги знову зводять разом і випрямляють.

Баттерфляй (рис. 15.33). Плавання батерфляєм виконується за допомогою пірхальних над водою рук одночасно з рухами ніг і корпусу, які нагадують рухи хвостових плавників дельфіна. До початку підводного руху обидві руки знаходяться попереду вигод; вони підводяться під тулуб одночасно. Після того, як кисті обох рук виносяться з води в бік від стегон, руки якомога більш напружено знову виводяться вперед до чергового занурення.

Рух ніг починається в поперековій частині. Для збільшення сили відштовхування при ударі вниз стопи повернуті всередину, а при ударі вгору знову стають продовженням гомілки.

Плаваючість точно так само як сила, обумовлена вагою тіла, додана до його центру тяжкості (ЦТ), підйомна сила, обумовлена вагою витісненої їм рідини, додана до точки, званої центром плавучості.

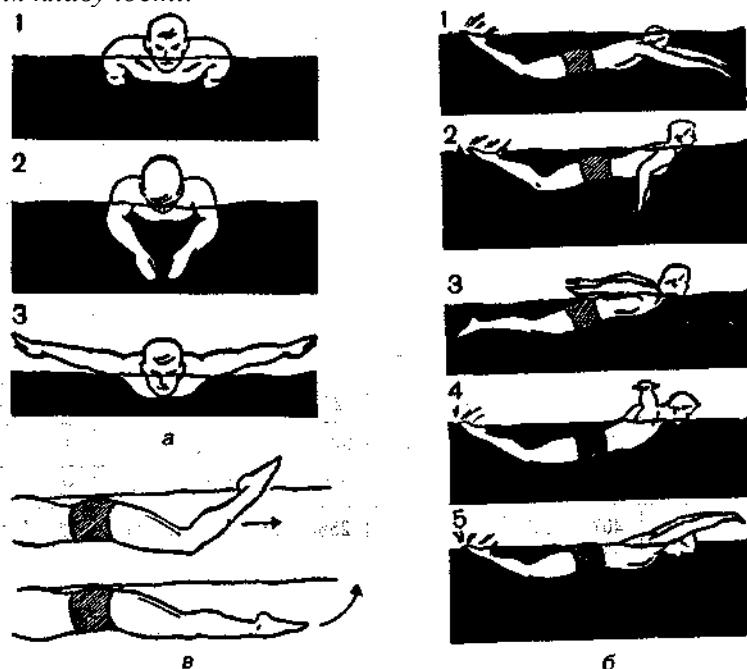


Рис. 15.33. Плавання способом батерфляй (а, б, в). Перегляд попереду (а):

1. Положення голови перед проносом рук. 2. Гребок зігнутими руками, подібно до того, як він виконується в кролі. 3. Положення рук після гребка на початку проносу. Перегляд збоку (б): 1. Руки занурені у воду і готові почати гребок.

2. Руки виконали половину веслування. Починається вдих. 3. Руки закінчили гребок. Вдих закінчується. 4. Руки виконали половину проносу. Голова все ще над водою. 5. Голову опущено у воду перед зануренням рук. Дельфіноподібні рухи ніг у батерфляї (в). Малюнок показує схожість рухів ногами при плаванні батерфляєм з рухами ногами при плаванні кролем. Ноги згинаються при ударі вниз і, випрямлені, піднімаються вгору

При русі в рідині твердого тіла (наприклад, кулі) найближчий шар рідини прилипає до нього і рухається разом з ним; інші шари ковзають один відносно одного. Сила, що діє на тверде тіло, що рухається всередині в'язкого середовища (рідина), і спрямована протилежно швидкості тіла, називається опором середовища.

Якщо при русі тіла за ним не виникає завихрення, то опір середовища пропорційний швидкості тіла v . У приватному випадку при русі кулі радіусом R опір середовища

$$F = 6\pi\eta Rv, \quad (15.1)$$

Де - коефіцієнт внутрішнього тертя або в'язкість. Одиниці вимірювання коефіцієнта внутрішнього тертя:

$$\frac{\text{КГ}}{\text{М} \cdot \text{С}} \text{ (СИ)}, \frac{\text{Г}}{\text{СМ} \cdot \text{С}} \text{ — пуаз (СГС); } 1 \frac{\text{КГ}}{\text{М} \cdot \text{С}} = 10 \frac{\text{Г}}{\text{СМ} \cdot \text{С}} \quad (15.2)$$

Формула (15.1) має назву формула Стокса.

Таблиця 15.4

В'язкість води при різних температурах

t, °C	0	5	10	15	20	25	30	40	50	60
$\eta \cdot 10^6 \text{ КГ/М} \cdot \text{С}$	1797	1518	1307	1140	1004	895	803	655	551	470
t, °C	70	80	90	100	110	120	130	140	150	160
$\eta \cdot 10^6 \text{ КГ/М} \cdot \text{С}$	407	357	317	284	256	232	212	196	184	174

Таблиця 15.5

Кінематична в'язкість деяких рідин при 20° (Hagman C.D., 1965)

Середа	В'язкість, ПЗ	Щільність, г/см ³	Кінематична В'ЯЗКІСТЬ, СМ ² /С
Повітря	$1,8 \cdot 10^{-4}$	$1,3 \cdot 10^{-3}$	0,14
Вода	0,010	1,00	0,010

Вода перешкоджає просуванню плавця. У гідродинаміці для розрахунку руху рідин використовують число Рейнольдса. Число Рейнольдса - це безрозмірна величина $\frac{\rho v a}{\eta}$, де ρ і η - щільність і в'язкість рідини, v - швидкість її руху відносно тіла і a - деяка довжина.

Правило, згідно з яким будова потоку біля тіл однієї і тієї ж форми однакова, якщо однакова кількість Рейнольдса, неприменимо в тих випадках, коли мова йде про поведінку рідини біля її вільної поверхні.

Число Рейнольдса зручно виражати як $\frac{\rho v a}{\eta}$, где $V = \frac{\eta}{\rho}$ величина, звана кінематичною в'язкістю.

У багатьох випадках важко вимірювати сили, які діють на тіло, що рухається в рідині. У зв'язку з цим для експериментів використовують аеродинамічні та гідродинамічні труби.

Лобовий опір. При русі якого-небудь тіла в рідині, на нього діє сила, що затримує його рух. Цю силу називають лобовим опором. Величина її залежить від природи рідини і від розмірів, форми і швидкості рухомого тіла.

Як показали експерименти в аеродинамічних трубах, лобовий опір тіла або різних тіл однієї і тієї ж форми можна визначити за формулою $D = \frac{1}{2} \rho v^2 A C_d$, де D - лобовий опір, ρ - щільність рідини, v - швидкість руху рідини відносно тіла, A - характеристична площа і C_d - величина, звана коефіцієнтом лобового опору, яка залежить від форми тіла і від числа Рейнольдса.

На жаль, не існує єдиного визначення A , яке було б зручним при будь-якій формі тіла. Використовуються такі площі:

1) лобова площа, тобто площа проекції тіла на площину, перпендикулярно напрямку потоку. У разі циліндра, що має висоту h і радіус r , лобова площа дорівнюватиме πr^2 , якщо вісь циліндра паралельна потоку, і $2rh$, якщо вона перпендикулярна йому;

2) площа найбільшої проекції, тобто проекції по тому напрямку, за яким площа її буде найбільшою; цю величину використовують, коли мають справу з обтіканням профілю крила; порівняно з лобовою площею вона має ту перевагу, що не змінюється при нахилі профілю;

3) сумарна поверхня тіла. Слід пам'ятати, що в разі тонкої платівки це буде сумарна площа обох її сторін.

Якщо є сумніви, то важливо вказати, яка саме з цих площ була використана при обчисленні коефіцієнта C

На рис. 15.34 наведено криві залежності коефіцієнта лобового опору C від числа Рейнольдса для тіл різної форми.^д

Всі коефіцієнти були вираховані на основі лобової площі.

Число Рейнольдса для всіх тіл, крім диска, визначалося звичайним способом за довжиною, виміреною в напрямку потоку; для диска ж його визначали по діаметру, хоча він розташований перпендикулярно потоку.

У зв'язку з відсутністю роботи з лобового опору у плавців, ми наводимо дані Т.О. Lang, K.S. Norris (1966), R. Alexander (1968) отримані при вивченні дельфінів. Було знайдено, що при коротких "кидках" дельфін може розвивати швидкість до 830 см/с (близько 16 вузлів), а зі швидкістю 610 см/с (близько 12 вузлів) здатний плисти приблизно протягом 1 хв. Дельфін (*Turbiopsisgilli*) мав довжину 191 см, так що число Рейнольдса при першій з цих швидкостей Профіль дельфіна добре обтікаємо. Шкіра дуже гладка і позбавлена волосся. Все вказує на малу величину лобового опору.

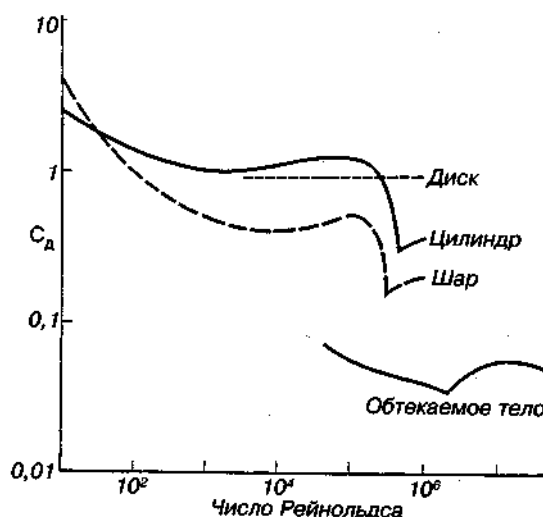


Рис. 15.34. Залежність коефіцієнта лобового опору від числа Рейнольдса для диска, розташованого перпендикулярно напрямку свого руху; для подовженого циліндра, що рухається перпендикулярно своїй осі; для кулі і для тіла обтічної форми, що рухається вздовж своєї осі (за Р. Александер, 1970)

Спробуємо оцінити величину лобового опору для дельфіна, що пливе зі швидкістю 830 см/с і потужність, що розвивається його м'язами. Лобова площа у дельфіна довжиною 191 см, ймовірно, становить близько 1100 см². Коефіцієнти лобового опору для обтічних тіл при числі Рейнольдса близько 1,6-10⁷ близькі до 0,055. Підставивши ці величини в рівняння

$$D = \frac{1}{2} \rho u^2 A C_d,$$

ми знайдемо, що лобовий опір у нашого дельфіна становить приблизно $1/2 (830)^2 \cdot 1100 \cdot 0,055 = 2,0 \cdot 10^7$ дин. Потужність дорівнює опору, помноженому на швидкість, тобто в даному випадку $830 \cdot 2,0 \cdot 10^7$ ерг/с, або 1660 Вт. Однак від м'язів потрібна велика потужність, оскільки ККД дельфіна при плаванні не може досягати 100%; тому вона навряд чи могла бути менше 2000 Вт. Дельфін важить 89 кг, з яких на частку беруть участь у плаванні м'язів припадає, ймовірно, близько 15 кг. Таким чином, потуж-

ність м'язів повинна становити приблизно 130 Вт/кг. Це в 3 рази більше максимальної потужності, яку можуть розвивати м'язи людини при роботі на велоергометрі.

Лобовий опір - не єдина гідродинамічна сила, що діє на тіла, які рухаються в рідині або знаходяться в потоці. За визначенням він має той же напрямок, що і швидкість руху рідини відносно тіла. Коли симетричне тіло рухається вздовж своєї осі симетрії, гідродинамічна сила спрямована прямо і являє собою лобовий опір. Але коли симетричне тіло рухається під деяким кутом до осі симетрії, гідродинамічна сила діє під кутом до його шляху. Її можна розкласти на дві складові, одна з яких спрямована назад і являє собою лобовий опір, а інша діє під прямим кутом до першої.

Енергетика плавця. Коли людина пливе, вона повідомляє деяку кількість енергії воді, щоб просунутися (пропливти) в ній. Це створює хвилю, яка в кінцевому рахунку втратить всю повідомлену їй енергію у вигляді тепла, і поверхня води знову стане спокійною. Витрачена таким чином при плаванні енергія являє собою досконалу роботу плюс тепло, втрачене тілом плавця.

Лижний спорт

На лижних гонках відбувається поєднання вільного ковзання, відштовхування лижами і палицями від снігу, махових рухів рук і ніг і кидка (переміщення) тіла вперед-вгору (рис. 15.35).

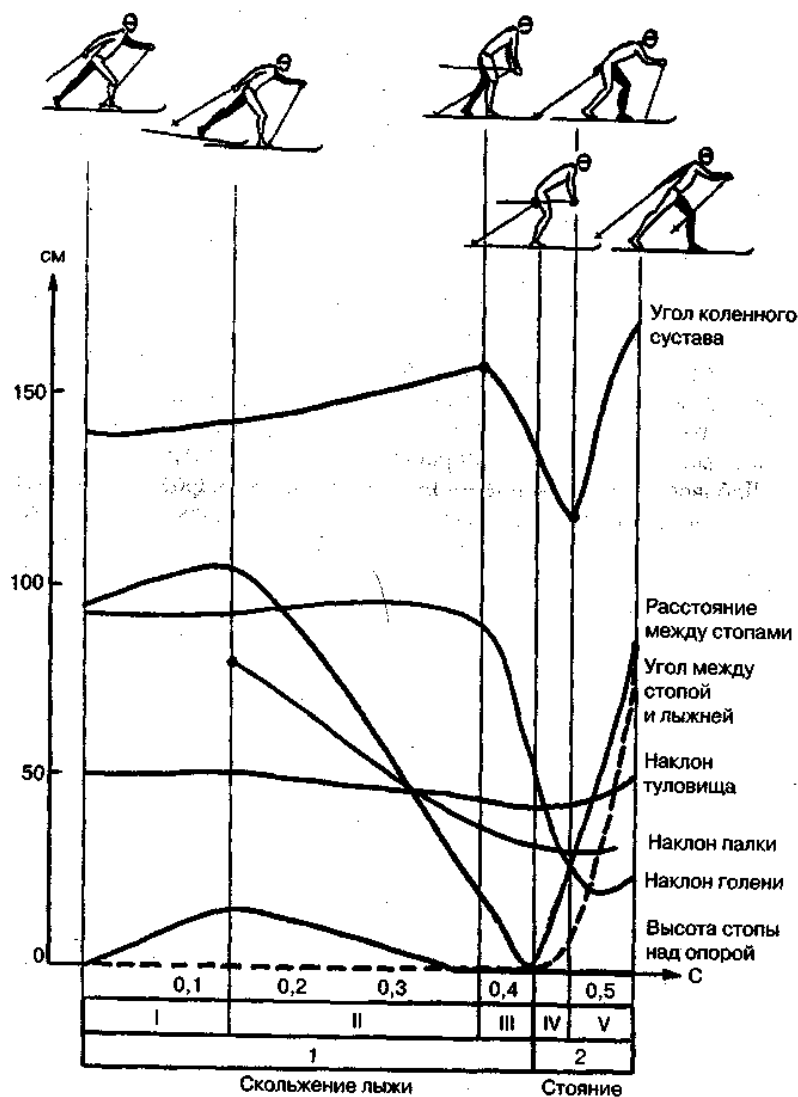


Рис. 15.35. Фази поперемінного ходу на лижах (по Х.Х. Гроссу)

Вільне ковзання (фаза I) відбувається при гальмуванні тертя лижі по снігу і незначному опорі повітря. Щоб менше втрачати швидкість, не можна робити різких рухів (рукою або ногою) спрямованих вгору-вперед. Вільне ковзання закінчується постановкою палиці на сніг.

Починається фаза ковзання з випрямленням опорної ноги (фаза II). Збільшуючи нахил тулуба і натиснемо на палицю лижник прагне збільшити (підвищити) швидкість ковзання лижі.

Підсідання починається ще (вже) при ковзанні лижі (фаза III), яка при енергійному розгинанні опорної ноги в колінному і тазостегновому суглобах швидко втрачає (гасить) швидкість і зупиняється. Підсідання, розпочате у фазі III, триває і завершується у фазі IV, що супроводжується випадом - рухом переносної ноги вперед. З закінченням підсідання починається випрямлення поштовхної ноги в колінному суглобі (фаза V), що супроводжується завершенням випаду.

Слід зазначити, що з підвищенням швидкості пересування змінюється ритм ковзного кроку (скорочується час відштовхування лижів; підсідання і випрямлення поштовхної ноги робляться швидше).

Основою лижної техніки є поперемінний крок з постановкою палиць при кожному кроці. Він відповідає нормальному бігу, який за допомогою лиж переходить у ритмічне ковзання. Поштовх до ковзання дається потужним відштовхуванням відповідної ноги від снігової основи і поштовх палицями. Відштовхування завжди починається тоді, коли обидві ноги знаходяться приблизно поруч. Однак ефективним воно буває, якщо лижа в цей момент має достатнє тертя зі сніговою основою завдяки правильній мастилі. У той час як ліва нога відштовхується, права стає ковзною. При цьому маса тіла переходить з ноги, що відштовхується, на ковзну. Лижник-гонщик ковзає переважно на одній лижі. Тільки під час короткого проміжку відштовхування ногою обидві лижі одночасно стосуються снігу.

Велосипедний спорт

Велосипедист повинен подолати три сили опору (рис. 15.36):

— силу опору зустрічного потоку повітря;



Рис. 15.36. Посадка велогонщика

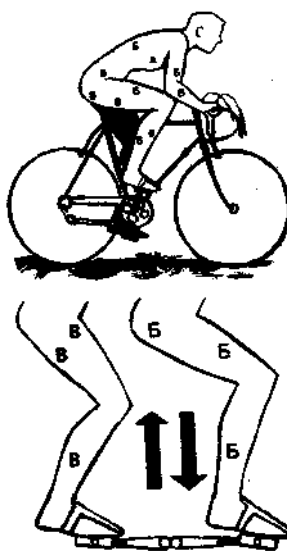


Рис. 15.37. М'язи, які беруть участь у процесі їзди велосипедиста:
*А - дихальна мускулатура, Б - м'язи, що беруть участь в переміщенні педалі вниз,
 В - м'язи, що беруть участь в переміщенні педалі вгору*

- силу тертя качання (див. рис. 6.5, табл. 6.2);
- стикаючу силу при підйомі на гору.

Зовнішнім силам опору спортсмен протиставляє силу своїх м'язів, правильну посадку тощо.

На рис. 15.37, показано м'язи, що працюють у процесі натискання на педалі.

Головна перешкода для подолання дистанції - зустрічний потік повітря. Чим вища швидкість, тим більша сила опору зустрічного потоку повітря. Опір повітря можна зменшити кількома способами.

Сила опору повітряного потоку F_B залежить від таких факторів:

A - величина поверхні опору, яку можна змінити посадкою;

K_c - коефіцієнт опору, який залежить від обтічності фігури велосипедиста і від величини поверхні одягу;

$\frac{B}{2}$ - щільність повітря, яка на рівнині приблизно постійна, а в гірських районах дещо нижче;

V^2 - квадрат швидкості. Опір повітря зростає, отже, не пропорційно швидкості велосипедиста, а набагато сильніше.
$$F_B = A \cdot K_c \cdot \frac{B}{2} \cdot V^2. \quad (15.3)$$

При зустрічному вітрі ця сила збільшується, при попутному - зменшується, що дає зменшення або збільшення швидкості. Для зменшення сили опору зустрічного потоку повітря необхідно сісти так, щоб поверхня (A), яку ви займаєте, була відносно невеликою. У спринті - переважно здійснювати (приймати) горизонтальну посадку. Для зменшення опору повітря використовують (застосовують) спеціальні шоломи і обтічні костюми (комбінезони).

На швидкість переміщення велосипедиста впливає сила тертя гойдання (тертя шин про покриття шосе). Чим важчий велосипедист, тим більше тертя качання, а також чим товщі шини і менше вони накачані - тим більше тертя качання. Впливають на швидкість велосипедиста також якість покриття шосе, розмір коліс.

Сила тертя качання $F_{тр}$ залежить від таких факторів:

- F_n - нормальна сила відповідає вазі спортсмена з велосипедом, якщо він спрямований перпендикулярно до поверхні, по якій відбувається переміщення;
- r - радіус коліс;

- f - відстань між теоретичною точкою опори шини і фактичною точкою зустрічі шини з поверхнею, по якій відбувається переміщення. Звідси маємо формулу:

$$F_{\text{тр}} = F_{\text{н}} \cdot \frac{f}{r}. \quad (15.4)$$

Посадка велосипедиста учас шосейної гонки має бути максимально обтічної і водночас не заважати роботі внутрішніх органів (рис. 15.38). Посадка велосипедиста на підйомі може бути такою: 1) кисті рук на гальмівних важелях; 2) пензлі в центрі керма, обхоплюють його знизу; 3) положення, при якому переноситься центр тяжкості тіла.

Під час підйому швидкість невелика, вирішальну роль набуває стикаюча сила, а опором зустрічного повітряного потоку можна знехтувати.



Рис. 15.38. Посадка велосипедиста при шосейних гонках

Для стикаючої сили (F_c) вирішальними є такі фактори:

G - сумарна вага спортсмена з велосипедом;

l - довжина шляху;

h - висота підйому на 100 м шляху

$$F_c = G \cdot \frac{h}{l}. \quad (15.5)$$

Чим більша вага спортсмена з велосипедом і крутизна підйому (наприклад, при перепаді висот 6 м на 100 м підйому - 6%), тим більше стикаюча сила.

При виконанні повороту виникає відцентрова сила, величина якої залежить від трьох факторів: 1) чим більша швидкість і вага спортсмена з машиною і чим менше радіус заокруглення, тим більше відцентрова сила; 2) для протидії відцентровій силі слід нахилитися разом з велосипедом у бік заокруглення. 15.39 показані відцентрова сила і напрямок взаємодії інших сил, що виникають при проходженні віражу; 3) залежно від форми віражу і швидкості необхідно нахилитися так, щоб кут між велосипедом і поверхнею треку становив від 70° до 110° . В ідеальному варіанті він повинен дорівнювати 90° .

Але в деяких ситуаціях гонщик повинен їхати по треку повільно, наприклад, у спринті, парній груповій гонці тощо. У цих випадках при занадто маленькій швидкості можна впасти, оскільки колесо зісковзне вниз. При повільній їзді або спробі повністю зупинитися відцентрові сили незначні або навіть рівні нулю, а значить нахилитися на віражі не можна.

Перевага їзди зверху полягає в можливості використовувати стикаючу силу (F_c) для значного збільшення швидкості. Зіштовхуюча сила прямо пропорційна висоті кривої (h) і вазі велосипедиста з машиною (G).

$$F_c = G \cdot h. \quad (15.6)$$

Чим важче спортсмен і чим вище розташовується він на віражі, тим більше стикається сила. Перевага буде на боці гонщика, якщо при виході з фінішного віражу він опиниться у верхній його частині на одному рівні з суперником.

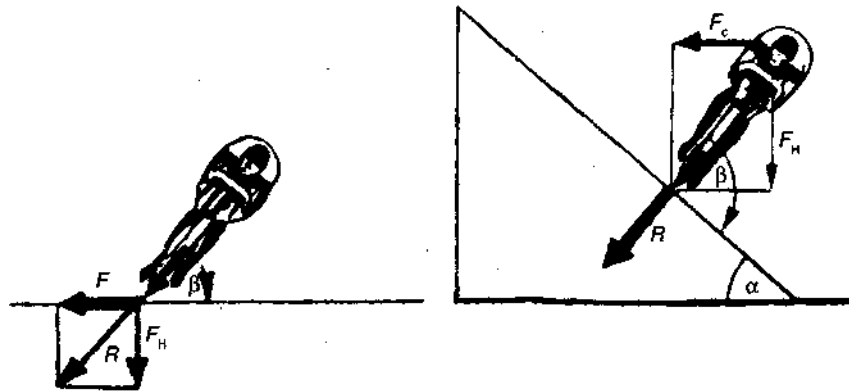


Рис. 15.39. Сили, що діють на велосипедиста при проходженні віражу: F - відцентрова сила, F_H - нормальна сила, R - результуюча, α - кут крутизни треку, F_c - сталкуюча сила, β - кут нахилу

Стрибки

При стрибках обидві ноги після згинання в головних своїх суглобах (тазостегнових, колінних, гомілкостопних) випрямляються швидким і сильним скороченням розгиначів і відриваються від землі поштовхом, який передається тілу. При цьому стрибок або відбувається на місці - тіло піднімається у вертикальному напрямку, або ж тілу повідомляється поступальний рух вперед і вгору (рис. 15.40).



Рис. 15.40. Стрибки в довжину з розбігу

Стрибки в довжину з розбігу. Чим швидше людина біжить, тим далі вона може стрибнути. Кінетична енергія бігу може також за відомих обставин використовуватися для стрибків у висоту. На цьому принципі засновані стрибки з жердиною (G.H. Dyson, 1962).

Перед стрибком центр тяжкості вже знаходиться на висоті близько 90 см над землею, а під час стрибка виявляється лише трохи вище планки. Наприклад, при використанні методу "вестерн-рол" центр тяжкості (ЦТ) тіла може підніматися над планкою на висоту близько 15 см (G.H. Dyson, 1962).

Коли людина стрибає "з місця", кожна з тих, хто бере участь у цьому акті м'язів, скорочується тільки один раз. Максимальна сила, що розвивається м'язом, пропорційна площі її поперечного перерізу. Можливе укорочення м'яза пропорційне його довжині. Отже, робота, яку вона може здійснити при одиночному скороченні, пропорційна виробу її довжини на площу поперечного перерізу, тобто її обсягу. М'язи однакового об'єму (або ваги) здатні здійснювати однакову роботу. Уявімо тепер тварину, маса якої m , а м'язи, що беруть участь у стрибку, - маса m' . Нехай ці м'язи при одиночному скороченні здатні здійснювати роботу Km' . Ця робота дорівнює кінетичній енергії, яку набуває тіло тварини при відриві від землі:

$$\begin{aligned} \frac{1}{2}mu^2 &= Km', \\ u^2 &= \frac{2Km'}{m}, \end{aligned} \quad (15.7)$$

де u - швидкість у момент відриву. Якби тварина стрибнула вертикально, вона

піднялася б на висоту $\frac{u^2}{2g} = \frac{Km'}{mg}$. У разі стрибка під кутом 45° воно опустилося б на відстань $u^2 g = \frac{2Km'}{mg}$ від початкового пункту. Тому можна очікувати, що різні тварини, у яких відносини маси використовуваних при стрибку м'язів до загальної маси тіла рівні (тобто рівні величини $\frac{m'}{m}$), здатні стрибати на однакову висоту і однакову відстань незалежно від розмірів тіла.

Спробуємо тепер виходити з іншого припущення щодо м'язів. Будемо вважати, що здатність здійснювати стрибки обмежується максимальною потужністю, яку можуть розвинути м'язи, і що одиниця маси м'язової тканини може розвивати потужність Kl . Нехай за час від початку скорочення м'язів до моменту відриву ніг від землі центр тяжкості (ЦТ) тварини переміщається на відстань l . Для більшості тварин l буде трохи менше довжини ніг. Ми вже знаємо, що до моменту відриву від землі повинна бути здійснена робота $\frac{1}{2mu^2}$. Щоб знайти необхідну потужність, нам потрібно розділити цю роботу на час t , за який вона виробляється. Проходячи шлях/за час t , тварина збільшує свою швидкість від 0 до U . Припустимо, що прискорення постійно і використовуємо рівняння. Тоді отримаємо

$$l = (0 + u) \frac{t}{2}, \quad t = \frac{2l}{u}. \quad (15.8)$$

Потужність, необхідна для здійснення роботи $\frac{1}{2mu^2}$ за цей час, становить $\frac{mu^3}{4l}$, а потужність, яку можуть розвивати використовувані при стрибку м'язи, дорівнює Kml . Звідси

$$K'm' = \frac{mu^3}{4l},$$

$$u = \left(\frac{4K'lm'}{m} \right)^{\frac{1}{3}}. \quad (15.9)$$

Якщо тварина відривається з цією швидкістю від землі вертикально вгору, вона досягає висоти. $\frac{u^2}{2g} = \frac{\left(\frac{4K'lm'}{m} \right)^{\frac{2}{3}}}{2g}$ Якщо ж воно відривається під кутом 45° , воно стрибне на

$$\frac{u^2}{g} = \frac{\left(\frac{4K'lm'}{m} \right)^{\frac{2}{3}}}{g}.$$

відстань

Для тварин різної величини, але з однаковою відносною масою м'язів, що використовуються при стрибку, найбільша висота і довжина стрибків повинна бути пропорційна шляху прискорення (тобто шляху, на якому швидкість рівномірно зростає від 0 до u) у ступені $2/3$. Спортсмен може стрибнути в довжину з розбігу на відстань до 8 м. За допомогою розглянутих вище формул ми можемо приблизно визначити початкову швидкість, з якою спортсмен повинен відірватися від землі (швидкість відриву). У разі оптимального кута відриву від землі в 45° необхідна швидкість визначається

$$\text{з рівняння } \frac{u^2}{g} = 800, \text{ звідси}$$

$$u = \sqrt{800 \cdot 981} = 885,8 \text{ см/с} \quad (15.10)$$

Отже, швидкість відриву від землі становить 885,8 см/с без урахування опору повітря.

Якщо кут відриву дорівнює 55° , а дальність стрибка та ж, то спортсмен повинен

відриватися від землі зі швидкістю, яку можна знайти з рівняння

$$\frac{u^2 \sin 10^\circ}{g} = 800, \quad (15.11)$$

значить,

$$u = \sqrt{\frac{800 \cdot 981}{0,94}} = 913 \text{ см/с.} \quad (15.12)$$

Якби при цьому прискорення було постійним, його можна було б вирахувати за формулою:

$$(913)^2 = 2a \cdot 4, \quad (15.13)$$

$$a = 104196 \text{ см/сек}^2.$$

Якщо маса тіла спортсмена дорівнює m грамів, то для того, щоб надати йому таке прискорення, знадобилася б сила $104\,196 m$ дин. Одна діна - це сила, необхідна для того, щоб повідомити масу в 1 г прискорення, рівне 1 см/с^2 (тобто збільшити її швидкість на 1 см/с за кожен секунду).

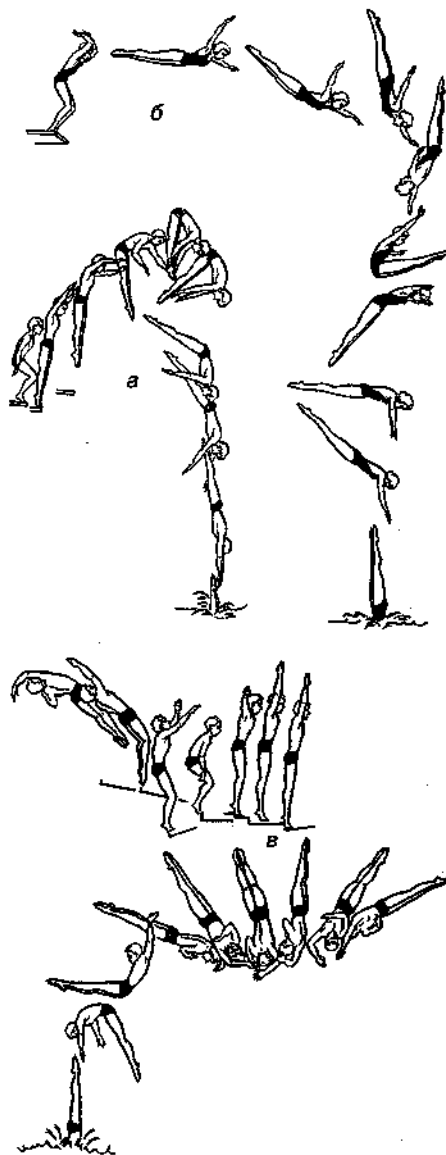


Рис. 15.41. Стрибки у воду.

а - з передньої стійки напівобіг вперед зігнувшись; - з передньої стійки півтора оберту вперед "влітку" зігнувшись; в - півтора оберти назад з двома з половиною гвинтами

Стрибки у воду

Стрибки у воду відносяться до техніко-композиційних видів спорту і включають в себе стрибки з трампліну і з вишки. Стрибки виконуються з передньої або задньої стійки, з обертальними рухами, гвинтами, стрибки зі стійки на кистях тощо (рис. 15.41).

Головним елементом техніки стрибка з трампліну і вишки є розбіг, поштовх, фаза польоту і вхід у воду.

Виконання всього стрибка залежить від поштовху. При цьому напрямком поштовху визначається подальша траєкторія польоту, яку спортсмен не зможе змінити в ході фази польоту. Фаза польоту починається в момент відриву ніг від дошки або від майданчика і закінчується торканням поверхні води. Фаза польоту вводиться поштовхом, який визначає оптимальну траєкторію польоту і виконання рухів. Основною вимогою до входу у воду є вертикальне положення занурюваної частини тіла по відношенню до поверхні води для того, щоб увійти у воду майже без бризок.

Штовхання ядра

Послідовність рухів при штовханні ядра можна описати, розділивши вправу на три фази: стрибок, поворот тулуба і випрямлення руки (рис. 15.42). Дальність польоту ядра залежить від траєкторії ядра, від стартової точки до моменту випуску ядра, швидкості стрибка (тобто у першій фазі вправи), швидкості випуску ядра випрямленою рукою, висотою випуску ядра, маси спортсмена та ін.

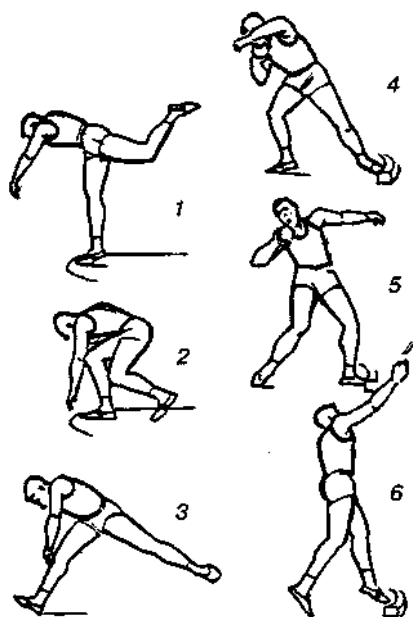


Рис. 15.42. Штовхання ядра (1 - 6 – фази штовхання ядра)

S. Francis (1948) виявив, що середня висота випуску ядра була на 152 мм вище середнього зросту обстежених спортсменів (183 см).

Важка атлетика

Важка атлетика - вид спорту, що вимагає високої точності відтворення вправи як системи рухів. Змагання з підйому (підняття) тяжкостей (штанги) - відносяться до таких видів спорту, в яких вирішальну роль відіграють однаковою мірою фізична сила і техніка.

Вправи для розвитку сили досить різноманітні, їх можна виконувати за допомогою штанги, гир, гантелей, тягових снарядів (тренажерів) тощо. Ці вправи добре зарекомендували себе в багатьох видах спорту і служать спортсменам для розвитку сили і витривалості (швидкісно-силових якостей). Вправи з великими тяжкостями застосовуються в основному для розвитку максимальної сили, а за допомогою вправ у високому темпі розвивається швидкісна сила, тобто швидкісно-силові якості.

Метою штангіста є підйом штанги при одночасному збереженні рівноваги тіла на маленькій площі опори в період рухів, пов'язаних з підйомом. При цьому рухи відрізняються від фази підйому до опорної фази. На певний час потрібна відносно невелика сила для впливу на штангу, для того щоб зробити необхідні зміни в стійкості ніг при утриманні штанги. Сила застосовується у вертикальному напрямку, але, оскільки штанга описує криву у вигляді букви S на рівні корпусу тіла, в дію можуть вступити також і горизонтальні сили. Прискорення штанги залежить від величини сили, яка впливає на неї, а також від маси снаряда. Чим менше маса снаряда, тим більше швидкість при рівному застосуванні сили і навпаки. Досягнута максимальна швидкість є вирішальною для так званої тягової висоти штанги.

Сили, що впливають на систему "штанга - корпус", повинні використовуватися в основному періоді тягової фази тільки для необхідних перегруповань частин корпусу тіла від фази підйому до підриву. Вплив м'язової сили на штангу обумовлює еластичну деформацію штанги. Виникають так звані еластичні сили в снаряді. Вони сприяють прискоренню штанги і надійному переміщенню її. Штангіст повинен для використання еластичної дії штанги виробити певне почуття ритму в період тренувань.

При переміщенні штанги спортсмен досягає і долає різні сили: а) вага штанги (сила тяжкості); б) сила інерції штанги, яка залежить від маси і від швидкості штанги; в) сила тяжкості і сила інерції власного тіла.

Ці фактори є вирішальними критеріями для оцінки техніки і сили спортсмена. Освоєння техніки вправ сприяє виробленню правильної постави.

До найважливіших вправ належать присідання і нахили зі штангою на плечах (рис. 15.43). На рис. 15.44 показано навчання правильної (нормальної) постави при виконанні вправ з обтяженнями.

Координація рухів важкоатлета ускладнюється в результаті деяких факторів:

1. Труднощі при підйомі штанги граничної ваги - це комплексний фактор: а) атлет весь час змушений змінювати вагу піднімаєної штанги, що змушує змінювати координацію м'язових напружень; б) атлет не має можливості багаторазово повторювати ривок і поштовх зі змагальними варіантами ваги штанги у зв'язку з граничним характером навантаження.

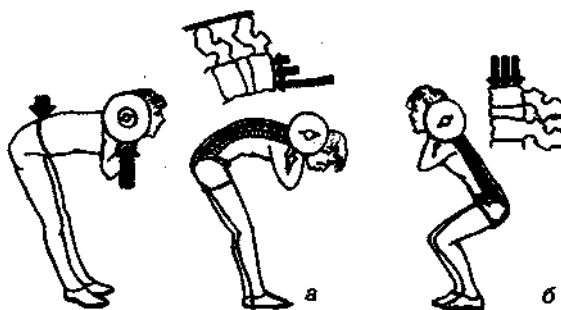


Рис. 15.43. Навантаження на хребет при піднятті штанги: а - неправильно; б - правильно

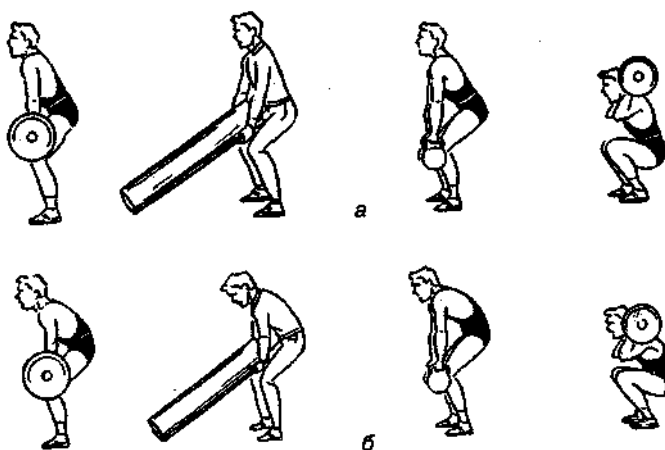


Рис. 15.44. Тренування з обтяженням: а - правильно; б - неправильно

2. Значні зрушення в силовій підготовленості важкоатлетів в процесі тренування змушують відповідно змінювати техніку підйому штанги у зв'язку з великими змінами внутрішніх сил в системі "атлет - штанга".

3. Короткочасність всієї вправи або окремих її частин обмежує можливість поточних корекцій рухів на основі функціонування зворотного зв'язку.

Для розвитку (тренування) сили тих чи інших м'язів важливим є вихідне положення спортсмена. 15.45 показано присідання спортсмена зі штангою вагою 50 кг на плечах в одній з поз і момент сили, що діє в окремих суглобах буде різний (табл. 15.6), хоча сила дії штанги скрізь одна і та ж - 50 кг.

Таблиця 15.6

Обертальні моменти сили, створювані дією м'язів в суглобах нижніх кінцівок при присіданні зі штангою вагою 50 кг на плечах (ньютонметри, вага спортсмена 75 кг) (по S. Plagenhoef, 1971)

Положення тіла	Суглоби		
	Тазостегновий	Колінний	Гомілковостопний
А	+185	+70	+25
Б	+76	+175	+4
У	+185	+10	+38
Г	+218	-22	+22

Знак (+) означає, що момент сили спрямований на розгинання в суглобі, знак (-) вказує дію моменту в напрямку згинання.

Таким чином, при одній і тій же силі дії в різних позах їх величини сил і силових моментів, що діють в окремих суглобах, можуть бути різними. При неправильно обраній позі момент сили, що діє на хребет і суглоби може бути критичним і викликати травму (рис. 15.45 а, б, г), а якщо вправи зі штангою виконуються тривало, з великою кількістю повторень, то виникають захворювання опорно-рухового апарату (ОДА). При правильній техніці виконання вправи цього не відбувається (див. рис. 15.43, б, 15.45, в).

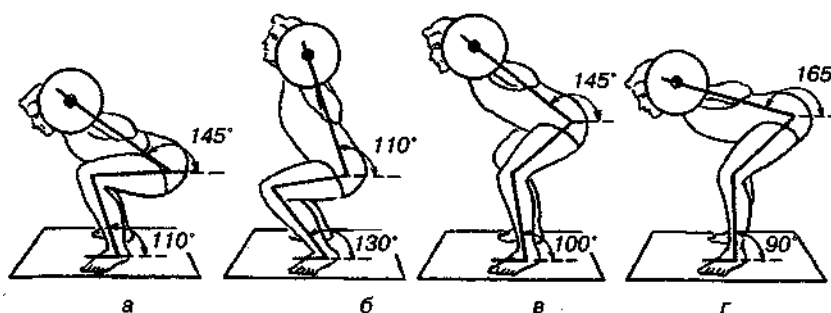


Рис. 15.45. Варіанти поз спортсмена при присіданні зі штангою 50 кг на плечах (по S. Plagenhoef, 1971).

У кожному з цих положень сила дії однакова (= 50 кг), а обертальні моменти сили в суглобах різні

Енергетика локомоцій

Енергетичний обмін здійснюється в результаті перетворення поживних речовин в енергію. Енергія використовується для забезпечення функції м'язів. Інтенсивність енергопродукції організму в цілому залежить від кількості виділеної енергії (зовнішня робота, тепло) і від кількості запасеної енергії (депонування поживних речовин, структурні перетворення) в одиницю часу: загальна кількість виробленої енергії - це сума зовнішньої роботи, теплових втрат і запасеної енергії.

Енергетичний обмін висловлюють у кілокалоріях на одиницю часу. Однак у Міжнародній системі одиниць (СІ) в якості основної одиниці енергії прийнятий джоуль (Дж): 1 Дж = 1 Вт · 1 секунда = $2,39 \cdot 10^{-4}$ ккал; 1 ккал = 4187 Дж = 4,187 кДж \approx 0,0042 МДж. Звідси випливає, що 1 кДж/год \approx 0,28 Вт (\approx 0,239 ккал/год) і 1 кДж/сут \approx 0,012 Вт (\approx 0,239 ккал/сут).

Механічна енергія пересування людини обумовлена потужністю її мускулатури і потужністю зовнішніх факторів.

Робота, що розвивається м'язами в певний відрізок часу, відповідає зміні механічної енергії тіла, яка, в свою чергу, складається з двох компонент: кінетичної та потенційної енергії тіла. Кінетичну та потенційну енергію при розрахунку визначають приблизно по кінематиці тіла або по руху загального центру тяжкості (ОЦТ) тіла.

Потенційна енергія під час ходьби змінюється. Так, під час подвійної опори вона мінімальна і максимальна в момент вертикалі (тобто відштовхування від землі). Виявлено, що до часу подвійної опори зменшення потенційної енергії призводить до зростання кінетичної енергії тіла до моменту вертикалі (див. рис. 15.19). Таким чином, створюються умови для економного витрачання м'язової енергії. Розрахунок механічної роботи м'язів протягом оторного циклу здійснюється методами прямої і непрямой калориметрії, або за кількістю споживаного кисню.

Таблиця 15.7

Витрата енергії при різних видах спортивної діяльності (ккал)

Види спорту	Чоловіки	Жінки
Гімнастика, фехтування	3600—4200	3000-3600
Волейбол, баскетбол	4200—4500	3600-3800
Бігуни на короткі дистанції, стрибунки, металники списа і диска	3700—4200	3200—3600
Бігуни на довгі дистанції	5000—5500	4200—4700

Бокс, боротьба, важка атлетика: у легкій вазі	4200-4500	3700-4000
середньому	4800—5000	4100-4500
важкому	5600—6000	4600—5200
Гірські лижі, стрибки з трампліну	4400—4600	3800—4100
Лижні гонки	5200—5800	4200—4800
Ковзани	4400—4800	3700—4100
Веслування	5200—5600	4200—4800
Плавання	4200-4800	3600-4100
Стрілянина	3900-4300	3300-3600
Кінний спорт	3800-4200	3400-3800
Велоспорт	5400-6000	4100-4600

Як видно на рис. 15.28, швидкість енерготрат залежно від швидкості локомоцій зростає нелінійно.

Будь-яка механічна робота м'язів (м'язів) завжди вимагає витрати енергії, незалежно від того, скорочується (або подовжується) м'яз, або він знаходиться в ізометричному скороченні (табл. 15.7).

Під час крокового циклу при ходьбі витрата енергії змінюється. Так, зменшення механічної енергії (роботи) відбувається в кулі при передньому поштовху, коли м'язи ноги, долаючи інерцію падаючого вперед тіла, гальмують його і переважно розтягуються] (див. рис. 15.19), а під час заднього поштовху основна частина м'язів скорочується і тим самим просувається (переміщує) тіло вперед. В інші фази ходьби активність м'язів значно знижена.

Зазначено, що темп ходьби, бігу, довжина кроку корелює з довжиною тіла (тобто з ростом і особливо з довжиною ніг), що в результаті супроводжується досить високою кореляцією між енерготратами і вагою людини, що йде (або біжить).

Зміст

ЛЕКЦІЯ 1 ВВЕДЕННЯ ІСТОРІЯ РОЗВИТКУ БІОМЕХАНІКИ.....	2
ЛЕКЦІЯ 2 ТОПОГРАФІЯ ТІЛА ЛЮДИНИ. ЗАГАЛЬНІ ДАНІ ПРО ТІЛО ЛЮДИНИ	6
ЛЕКЦІЯ 3 КІНЕМАТИКА.....	32
3.1. МЕХАНІЧНИЙ РУХ. СИСТЕМА ВІДЛІКУ. МАТЕРІАЛЬНА ТОЧКА. ТРАСЕКТОРІЯ. ШЛЯХ І ПЕРЕМІЩЕННЯ. ВЕСТИБУЛЯРНИЙ АПАРАТ ЯК ІНЕРЦІЙНА СИСТЕМА ОРІЄНТАЦІЇ.....	32
3.2. ШВИДКІСТЬ. СЕРЕДНЯ І МИТТЄВА ШВИДКІСТЬ. ТИМЧАСОВІ ХАРАКТЕРИСТИКИ РУХУ	35
3.3. РІВНОМІРНИЙ ПРЯМОЛІНІЙНИЙ РУХ І ЙОГО ГРАФІЧНЕ ПРЕДСТАВЛЕННЯ.....	40
3.4. ПРИСКОРЕННЯ. РІВНОУСКОРЕНИЙ ПРЯМОЛІНІЙНИЙ РУХ, ГРАФІКИ.....	40
3.5. ВІЛЬНЕ ПАДІННЯ І ЙОГО ПРИСКОРЕННЯ	43
3.6. РУХ ПО ОКРУЖНОСТІ, ЦЕНТРОСТРЕМНИЙ І ТАНГЕНЦІЙНЕ ПРИСКОРЕННЯ. КУТОВЕ ПРИСКОРЕННЯ.....	46
3.7. ЗВ'ЯЗОК ОБЕРТАЛЬНОГО РУХУ З КОЛИВАЛЬНИМ.....	48
3.8. ЕЛЕМЕНТИ ОПИСУ РУХУ ЛЮДИНИ.....	50
ЛЕКЦІЯ 4 ДИНАМІКА РУХУ МАТЕРІАЛЬНОЇ ТОЧКИ	51
4.1. ПЕРШИЙ ЗАКОН НЬЮТОНА. ІНЕРЦІЙНА СИСТЕМА ВІДЛІКУ.....	52
4.2. МАСА. СИЛА! ДРУГИЙ ЗАКОН НЬЮТОНА. ДОДАВАННЯ СИЛ.....	52
4.3. ТРЕТІЙ ЗАКОН НЬЮТОНА.....	54
4.4. КІНЕТИЧНА ЕНЕРГІЯ МАТЕРІАЛЬНОЇ ТОЧКИ І МЕХАНІЧНА РОБОТА	54
4.5. ДИНАМІКА РУХУ МАТЕРІАЛЬНОЇ ТОЧКИ ПО КОЛА. ЦЕНТРОСТРЕМНА І ТАНГЕНЦІЙНА СИЛИ. ПЛЕЧЕ І МОМЕНТ СИЛИ. МОМЕНТ ІНЕРЦІЇ. РІВНЯННЯ ОБЕРТАЛЬНОГО РУХУ ТОЧКИ	56
ЛЕКЦІЯ 5 ДИНАМІКА ПОСТУПАЛЬНОГО РУХУ ТІЛА	58
5.1. ЦЕНТР МАС ТІЛА. МАСА ТІЛА.....	58
5.2. РОЗПОДІЛ МАСИ В ТІЛІ ЛЮДИНИ.....	59
5.3. ЗАКОНИ НЬЮТОНА ДЛЯ ДОВІЛЬНОГО ТІЛА. ПОСТУПАЛЬНИЙ РУХ	62
5.4. ПРИНЦИП ВІДНОСНОСТІ ГАЛІЛЕЯ.....	63
5.5. РОБОТА СИЛ, ЩО ДІЮТЬ НА ТІЛО, І ЙОГО КІНЕТИЧНА ЕНЕРГІЯ	63
5.6. ПОТУЖНІСТЬ.....	64
5.7. РОБОТА І ПОТУЖНІСТЬ ЛЮДИНИ. ЕРГОМЕТРІЯ.....	65
5.8. ІМПУЛЬС ТІЛА. ІМПУЛЬС СИСТЕМИ ТІЛ	67
ЛЕКЦІЯ 6 ВИДИ СИЛ У ПРИРОДІ.....	68
6.1. ГРАВІТАЦІЙНІ СИЛИ. ЗАКОН ВСЕСВІТНЬОГО ТЯЖІННЯ.....	68
6.2. СИЛИ ПРУЖНОСТІ. ЗАКОН ГУКА.....	69
6.3. СИЛИ ТЕРТЯ СПОКОЮ І КОВЗАННЯ. КОЕФІЦІЄНТ ТЕРТЯ КОВЗАННЯ	70
6.4. СИЛА ТЕРТЯ КАЧАННЯ	71
6.5. СИЛА ОПОРУ ПРИ РУСІ В РІДИНІ АБО ГАЗІ.....	72
ЛЕКЦІЯ 7 ДИНАМІКА ОБЕРТАЛЬНОГО РУХУ ТВЕРДОГО ТІЛА.....	73
7.1. ПЛЕЧЕ СИЛИ. МОМЕНТ СИЛИ. МОМЕНТ ІНЕРЦІЇ ТІЛА. КІНЕТИЧНА ЕНЕРГІЯ ОБЕРТОВОГО ТІЛА. ОСНОВНЕ РІВНЯННЯ ДИНАМІКИ ОБЕРТАЛЬНОГО РУХУ	73
7.2. МОМЕНТ ІМПУЛЬСУ ТІЛА. ЗМІНА МОМЕНТУ ІМПУЛЬСУ.....	75
7.3. МОМЕНТИ ІНЕРЦІЇ ДЕЯКИХ ТІЛ	75
7.4. ВІЛЬНІ ОСІ.....	77
7.5. СТАТИКА. ЦЕНТР ТЯЖКОСТІ. ВАЖЕЛІ І БЛОКИ.....	79
ЛЕКЦІЯ 8 НЕІНЕРЦІЙНІ СИСТЕМИ ВІДЛІКУ	87
8.1. СИЛА ІНЕРЦІЇ. ПРИНЦИП Д'АЛАМБЕРА.....	87
8.2. СИЛА ТЯЖКОСТІ. ВАГА ТІЛА	88
8.3. ПЕРЕВАНТАЖЕННЯ І НЕВАГОМІСТЬ. РУХ У БЕЗОПОРНОМУ ПРОСТОРИ. ШТУЧНЕ ТЯЖІННЯ	90
8.4. МЕДИЧНІ АСПЕКТИ	94
8.5. ЗАСТОСУВАННЯ ЗАКОНІВ ДИНАМІКИ ДЛЯ АНАЛІЗУ РУХІВ СПОРТСМЕНІВ.....	95
ЛЕКЦІЯ 9 ЗАКОНИ ЗБЕРЕЖЕННЯ	97
9.1. КОНСЕРВАТИВНІ СИЛИ, ПОТЕНЦІЙНА ЕНЕРГІЯ. ЗАКОН ЗБЕРЕЖЕННЯ ЕНЕРГІЇ В МЕХАНІЦІ	97

9.2. ЕНЕРГЕТИКА СТРИБКІВ СТИБОК У ВИСОТУ З МІСЦЯ	102
9.3. ЗАКОН ЗБЕРЕЖЕННЯ ІМПУЛЬСУ. РЕАКТИВНИЙ РУХ.....	105
9.4. ЗАСТОСУВАННЯ ЗАКОНУ ЗБЕРЕЖЕННЯ ІМПУЛЬСУ ДО УДАРІВ	108
9.5. ЗІСТАВЛЕННЯ ПРЕДМЕТА З МАСИВНОЮ ПЕРЕШКОДОЮ	111
9.6. ЗАКОН ЗБЕРЕЖЕННЯ МОМЕНТУ ІМПУЛЬСУ	112
ЛЕКЦІЯ 10 МЕХАНІЧНІ КОЛИВАННЯ	113
10.1. ВІЛЬНІ КОЛИВАННЯ: ГАРМОНІЙНІ ТА ЗАТУХАЮЧІ КОЛИВАННЯ	113
10.2. Вимушені коливання. Резонанс	117
10.3. Додавання гармонійних коливань, спрямованих по одній прямій	118
10.4. Складне коливання. Розкладання складного коливання на прості складові. Гармонійний спектр	118
ЛЕКЦІЯ 11 МЕХАНІЧНІ ВЛАСТИВОСТІ	120
11.1. Деформація. Способи деформування	120
11.2. Види деформації.....	123
11.3. Міцність.....	124
11.4. Твердість.....	125
11.5. Руйнування.....	125
11.6. Механічні властивості біологічних тканин	128
ЛЕКЦІЯ 12 ВПЛИВ ФІЗИЧНИХ ФАКТОРІВ НА ЛЮДИНУ	138
12.1. Механічні дії	138
12.2. Електромагнітний вплив.....	142
12.3. Теплові дії.....	147
12.4. Радіаційні дії	155
12.5. Акустичні дії	161
ЛЕКЦІЯ 13 БІОМЕХАНІКА РУХОВОГО АПАРАТУ ЛЮДИНИ.....	167
ЛЕКЦІЯ 14 БІОДИНАМІКА (БІОМЕХАНІКА) РУХОВИХ ЯКОСТЕЙ	180
ЛЕКЦІЯ 15 БІОМЕХАНІКА ЛОКОМОЦІЙ (РУХІВ) ЛЮДИНИ. ВИДИ ЛОКОМОЦІЙ. ВІКОВА БІОМЕХАНІКА	197