

ГЛАВА 7

БІОМЕХАНІКА ОПОРНО- РУХОВОЇ СИСТЕМИ

«Наука механіка тому така благородна і більш корисна, ніж інші науки, що, як виявляється, усі живі істоти, які мають здібність до руху, діють за її законами»

Леонардо да Вінчі

Рухова діяльність людини потребує узгодженої роботи організму в цілому, але головна роль при цьому належить опорно-руховому апарату.

З механічної точки зору руховий апарат людини являє собою механізм, який складається з системи важелів, що приводяться у дію м'язами. Тобто людина – це система рухомо з'єднаних ланок, які мають деякі розміри, масу, моменти інерції і м'язові двигуни. Анатомічними структурами, які створюють ці ланки і з'єднання, є кістки, сухожилля, м'язи і фасції, фіброзні та синовіальні з'єднання кісток, а також внутрішні органи, шкіра та інше.

Для того, щоб зрозуміти устрій рухового апарату і принцип його дії, необхідно враховувати біологічну природу «механізмів» тіла людини. Аналіз діяльності рухового апарату з біологічної точки зору дозволяє розкрити своєрідність принципу дії «живих механізмів» по відношенню до «неживих» механізмів.

Головні біологічні особливості, які відрізняють руховий апарат тварин і людини від неживих технічних механізмів, полягають у наступному:

1. Апарат руху живих істот побудований з живих тканин і органів, у яких постійно, в тому числі і у стані спокою, відбувається обмін речовин. Структурною і функціональною основою живої матерії є білок – складна, хімічно активна і нестійка речовина. Хімічні перебудови білкових молекул, які вступають у різні реакції з органічними та неорганічними речовинами, є основою внутрішньоклітинного обміну речовин і специфічної робочої діяльності клітин (наприклад, скорочувальної).

2. Для підтримання тканин і органів рухового апарату в стані високої працездатності необхідно їх постійно використання, бо тривале перебування у стані спокою знижує працездатність. Тобто під впливом роботи

маємо морфологічне і функціональне вдосконалення тканин і органів рухового апарату і, навпаки, деградацію – при відсутності діяльності. Це є важливою відмінністю рухового апарату живих організмів від неживих.

3. У техніці усі рухи є наперед заданими самою формою сполучань між рухомими частинами. Навпаки ж, руховий апарат людини побудовано таким чином, що з одних і тих самих структурних одиниць (кістки, зв'язки, м'язи) може бути утворена різноманітність механізмів з різними робочими завданнями (тобто одні й ті ж самі структурні одиниці є спроможними виконувати різні завдання).

4. Управління діяльністю опорно-рухового апарату здійснюється через нервову систему, яка спрямовує його рух у необхідному напрямку. Рухову діяльність людини можна представити як систему безумовних і умовних рефлексів на подразнення із зовнішнього і внутрішнього світу, які діють у даний час або які діяли раніше і що збереглися у нервових центрах у вигляді сліду. Таким чином, рухова діяльність забезпечується не лише роботою безпосередньо опорно-рухового апарату, але й роботою органів чуття і центральної нервової системи. Саме рефлекторний механізм і, особливо, здатність до утворення тимчасових зв'язків (умовних рефлексів), забезпечує широке використання одних і тих самих структур рухового апарату для виконання різних рухових дій. Тому саме нервова діяльність визначає робоче застосування рухового апарату, як органу біологічно цілеспрямованих рухів.

§ 7.1. МЕХАНІЧНІ ВЛАСТИВОСТІ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН ТА АПАРАТІВ ОПОРНО-РУХОВОЇ СИСТЕМИ ЛЮДИНИ

Під *механічними властивостями* біологічних тканин розуміють два їх види. Один пов'язаний з процесами біологічної рухомості: скорочення м'язів, зростання клітин, рух хромосом у клітинах при їх поділі тощо. Ці процеси зумовлені

хімічними процесами і енергетично забезпечуються АТФ, їх природа розглядається у курсі біохімії. Умовно цю групу називають *активними* механічними властивостями біологічних систем. Другий вид – це *пасивні* механічні властивості біологічних тіл. Цей вид механічних властивостей біологічних тканин розглядається в курсі біомеханіки.

Як технічний об'єкт, біологічна тканина – це композиційний матеріал, який утворюється через об'ємне поєднання хімічно різнорідних компонентів. Механічні властивості біологічної тканини відрізняються від механічних властивостей кожного компонента окремо. Методи визначення механічних властивостей біологічних тканин є аналогічними

методам визначення цих властивостей у технічних матеріалів.

Механічні властивості кісткової тканини. Кістка – це основний матеріал опорно-рухового апарату людини. В скелеті людини більше 200 кісток. У спрощеному вигляді можна вважати, що 2/3 маси компактної кісткової тканини (0,5 об'єму) складає неорганічний матеріал – мінеральна речовина кістки – *гідроксилапатит*. Ця речовина представлена у вигляді мікроскопічних кришталіків. Іншу частину маси складає органічний матеріал, головним чином, *колаген* (високомолекулярна сполука, волокнистий білок, який характеризується високою еластичністю). Кришталіки гідроксилапатиту розташовані між колагеновими волокнами (фібрилами). Властивість кістки до пружної деформації зумовлюється присутністю в ній саме мінеральної речовини, а повзучість – за рахунок колагену.

Композиційна будова кістки надає потрібні їй механічні властивості: твердість, пружність і міцність. Її механічні властивості залежать від багатьох факторів, у т. ч. від віку, індивідуальних умов росту організму, і, звичайно, від ділянки організму. В нормі щільність кісткової тканини $2\ 400\ \text{кг/м}^3$, модуль Юнга $E = 10^{10}\ \text{Па}$ (10 ГПа), ліміт міцності при розтягуванні $\sigma = 100\ \text{МПа}$, відносна деформація досягає 1 %. За цими параметрами кісткова тканина є дуже близькою до капрону (табл. 7.1.1.):

Таблиця 7.1.1.

Механічні властивості деяких матеріалів

Матеріал	Модуль Юнга, ГПа	Границя міцності, МПа
Сталь	200	500
Капрон склонаповнений	8	150
Органічне скло	3,5	50

Завдяки цим характеристикам залежність $\sigma = f(\varepsilon)$ для компактної кісткової тканини має характерний вигляд твердого тіла: при невеликих деформаціях виконується закон Гука (*рис. 7.1.1.*):

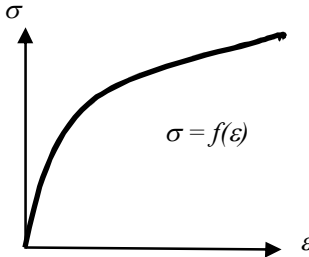


Рис. 7.1.1. Залежність деформації σ кісткової тканини від її напруженості ε

Приблизний вигляд кривої повзучості компактної кісткової тканини, при дії на неї навантаження, наведено на *рис. 7.1.2*. Ділянка *OA* відповідає швидкій деформації, ділянка *AB* – повзучості кісткової тканини при прикладеному навантаженні. В момент *t*, який відповідає точці *B*, навантаження було знято. Ділянка *BC* відповідає швидкій деформації скорочення, *CD* – зворотній повзучості. В результаті навіть за тривалий період зразок кістки не досягає своїх попередніх розмірів, зберігається деяка *залишкова деформація* $\epsilon_{\text{зал}}$.

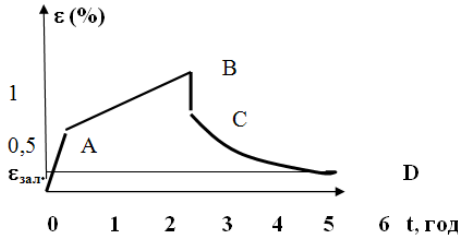


Рис. 7.1.2. Поведінка компактної кістки на напруження (залежність деформації від часу з моменту прикладення сили)

Цій залежності деформації кісткової тканини відносно часу відповідає приблизно модель Кельвіна-Фойхта (*рис. 7.1.3*).

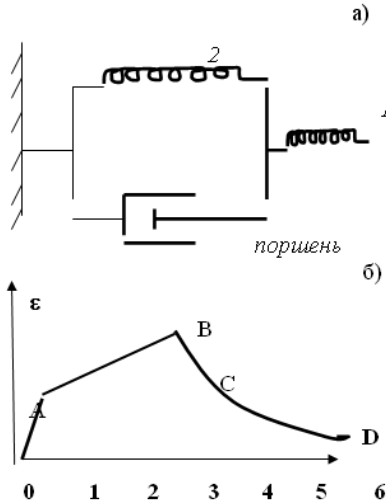


Рис. 7.1.3. Механічна модель Кельвіна-Фойхта (а) кісткової тканини та часова залежність деформації кісткової тканини (б).

Розглянемо цю модель. При дії постійного навантаження миттєво розтягується пружина 1 (це відповідає ділянці OA), потім витягується поршень (повзучість AB), після припинення навантаження відбувається швидке стиснення пружини 1 (ділянка BC), а пружина 2 втягує поршень у попередній стан (повзучість CD). Різницею є те, що в цій моделі не передбачається залишкової деформації.

Швидку деформацію кісткової тканини забезпечує її мінеральна складова, а повзучість кісткової тканини визначає полімерна частина (колаген). Тобто за моделлю Кельвіна-Фойхта мінеральна складова кісткової тканини може бути представлена у вигляді поршня, а еластична компонента – у вигляді пружини.

Поведінка кісткової тканини на деформацію характеризується наступними особливостями:

1) Кісткова тканина веде себе по-різному при різних способах деформації (навантаження). Міцність на стискання є вищою, ніж на розтягування чи на згинання. Так, стегнова кістка у прямому напрямку витримує навантаження 45 000 Н, а при згинанні – 2 500 Н. Але запас механічної міцності кісток дуже значний і помітно перевищує навантаження, з якими вони зустрічаються у звичайних життєвих умовах. Встановлено, що міцність кістки на розтягування є вищою, ніж у дуба, і майже дорівнює міцності чавуну.

2) Уся архітектоніка кісткової тканини відповідає опорній функції скелету, а орієнтація кісткової перекладини паралельна лініям основних напружень, що дозволяє кісткам витримувати великі механічні навантаження. Так, наприклад, довгі кістки кінцівок, які підвернені в основному згинанню, мають у середній частині трубчасту форму. Це забезпечує найбільш економічне використання кісткової речовини, бо при згинанні шари речовини, які знаходяться поблизу від поздовжньої осі тіла, майже не беруть участі в опорі навантаженню. В голівці стегнової кістки, заради цього, під кожне навантаження формується своя структура – *форма Мітчелла*. Усі форми пов'язані між собою і утворюють складну структуру.

3) Однією із важливих особливостей кісток скелету є *галтельність*, тобто округлення внутрішніх і зовнішніх кутів. Галтельність підвищує міцність і знижує внутрішні напруги у місцях різкого переходу.

4) Кістки мають різну міцність залежно від функції, яку виконують. Кістки черепа, грудини і тазу захищають внутрішні органи. Опорну функцію виконують кістки кінцівок і хребту. Кістки ніг та рук довгі і трубчасті. Трубчаста будова забезпечує протидію значним навантаженням і, разом із цим, у 2-2,5 рази знижує їх масу і значно зменшує моменти

інерції. Стегнова кістка у вертикальному положенні витримує навантаження до 1,5 т, а велика берцова – до 1,8 т.

5) Відповідно до виконання фізіологічних задач з реалізації опорних і локомоторних функцій у кістках формуються *зони різної твердості* відповідно розподіленню силових навантажень.

При постійних силових навантаженнях, наприклад, у спортсменів, можлива робоча гіпертрофія кісток. Наприклад, у штангістів потовщуються кістки ніг і хребту, у футболістів – зовнішня частина кістки плюсни, у тенісистів – кістки передпліччя тощо.

Механічні властивості суглобів

«... геометричні форми суглобних поверхонь так логічно пов'язані з управлінням суглобів, що за аналізом форми можна визначити усі діючі в суглобі рухи і, навпаки, за рухами, які спостерігаються у живого, можна з мате-матичною точністю визначити форму, яка лежить в основі цього руху»

П. Ф. Лесгафт

Механічні властивості суглобів визначаються їхньою будовою. Суглобна поверхня змочується синовіальною рідиною, яку, як у капсулі, зберігає суглобна сумка. Синовіальна рідина забезпечує зменшення коефіцієнту тертя в суглобі приблизно у 20 разів. Тут відбувається наче «вижимальний» принцип мастила: при зниженні навантаження на суглоб, воно поглинається губчастими утвореннями суглоба, а при підвищенні – вижимается для змочування поверхні суглобу і зменшення коефіцієнта тертя.

Величини сил, що діють на суглобні поверхні, великі і залежать від виду діяльності та її інтенсивності (табл. 7.1.2.)

Таблиця 7.1.2.

Величини сил, що діють на головку стегнової кістки (за Х. А. Янсоном, 1975 р.)

Вид діяльності	У відношенні до сили тяжіння тіла
Сидіння	0,087
Стояння на 2-х ногах	0,25
Стояння на 1 нозі	2,00
Ходьба по рівній поверхні	1,66
Підйом і спускання за поверхнею з нахилом	2,08
Швидка ходьба	3,58

Примітка. Ще вищими є сили, які діють на колінний суглоб; при масі тіла 90 кг вони досягають: при ходьбі 7 000 Н, при бігу – 20 000 Н.

Міцність суглобів, як і міцність кісток, не є нескінченною. Так, тиск у суглобному хрящі не повинен перевищувати 350 Н/см^2 . При більш високому тиску припиняється змазування суглобного хряща і підвищується небезпека його механічного стирання. Це потрібно враховувати, в особливості, при проведенні туристичних походів (коли людина несе вантаж) і при організації оздоровчих занять з людьми середнього і похилого віку (з віком змазування суглобної сумки стає менш явним).

Механічні властивості хребту. *Хребет* складається з 23 хребтнорухових сегментів (ХРС), кожен з яких являє собою рухому ланку, яка приймає участь у забезпеченні різноманітних функцій хребту як єдиної функціональної системи. Складовими частинами ХРС є тіла двох суміжних хребців, хрящевий диск, який розташовується між ними, дугоотростчаті суглоби, зв'язочний апарат і м'язи, які здійснюють фіксацію і рухомість цього комплексу.

Міжхребетний диск складається з фіброзного кільця, студенистого ядра і пластинок, які примикають безпосередньо до позвонків. Фіброзне кільце утворено концентричними пластінками, які складаються з колагенових і еластинових волокон, що визначає високу міцність на розтягування, яка сполучається з пружністю під впливом навантаження. *Студенисте ядро* розташоване в середині міжхребетного диску. Його складовими є фіброласти, хондроцити, колагенові волокна і основна речовина, яка складається переважно з кислих глікозаміногліканів, гіалуронової кислоти, проліну. Характерною особливістю основної речовини є здатність адсорбувати і зв'язувати воду, що сприяє збереженню і регуляції необхідного внутридисккового тиску, який відіграє істотну роль в реалізації амортизуючих і фіксуючих властивостей міжхребетного диску.

З біомеханічної точки зору міжхребетний диск розглядається як гідродинамічна система, властивості якої пов'язані з метаболічними процесами в його тканинах і умовами діяльності.

Дугоотростчаті суглоби мають різні форми і напрямки в різних відділах хребетного стовба. Вони є основними утвореннями, які визначають об'єм і напрямок рухів у кожному ХРС.

Суглоби вкриті еластичною, достатньо міцною сумкою, яка вміщує меніскоїди у вигляді півмісяців, які проникають в суглобну щілину та які оточені жировими подушками. Дугоотростчаті суглоби – це найбільш інервовані частини ХРС, які є достатньо активними рефлексогеними зонами.

Зв'язувальний апарат хребетного стовба представлений декількома потужними зв'язками, які відіграють стабілізуючу роль. Передня

повздожня зв'язка, починаючись з передніх бугорків шийного хребця, тягнеться через передню поверхню до копчика. При цьому вона жорстко зв'язана з тілами хребців і рихло зв'язана з міжхребетними дисками. Задня повздожня зв'язка проходить через задню поверхню тіл хребців, при цьому вона щільно прикріплюється до дисків і рихло – до тіл хребців. Жовта зв'язка, прикріплюючись до передніх поверхонь дуг хребців, обмежує рухомість у дуговідросткових суглобах. Крім того, значну роль у стабілізації ХРС відіграють міжостисті, надостні і міжпоперечні зв'язки.

Крім того, всередині хребетного стовба проходить спинний мозок, від якого в кожному сегменті відходять корешки спинного мозку. Від останніх, в свою чергу, беруть початок практично всі нерви соматичної інервації.

Таким чином, хребет виступає складноорганізованою цілісною структурою, зміни одних елементів якої обов'язково спричиняють більш довгому ланцюгу змін у всьому організмі.

Механічні властивості шкіри. Шкіра являє собою не лише досконалий покрив тіла, але є органом, який виконує важливі функції: підтримує гомеостаз, бере участь у процесі терморегуляції та регуляції загального обміну речовин в організмі, виконує секреторну функцію (через сальні і потові залози), захищає внутрішні органи від шкідливої дії механічних, фізичних, хімічних, інфекційних агентів. Вона являє собою велике рецепторне поле, яке сприймає зовні і передає до центральної нервової системи (ЦНС) цілий ряд відчуттів.

Шкіра – це межа між тілом і оточуючим середовищем, тому їй властива значна механічна міцність. Вона складається з волокон колагену, еластину (такий самий волокнистий білок) і основної тканини – матриці. Колаген складає близько 75 % сухої маси, а еластин – близько 4 %. Приблизні дані механічних властивостей шкіри наведено в табл. 7.1.3.

Таблиця 7.1.3.

Механічні властивості складових шкіри

Матеріал	Модуль пружності (модуль Юнга), МПа	Границя пружності $\sigma_{пр}$, МПа
Колаген	10-100	100
Еластин	0,1-0,6	5

Еластин розтягується дуже сильно (до 200-300 %), приблизно, як резина. Колаген може розтягуватися до 10 %, що відповідає капроновому волокну. Оскільки шкіра є в'язкопружним матеріалом з високоеластичними властивостями, вона дуже сильно розтягується і подовжується.

Шкіру часто розглядають як гетерогенну тканину, яка складається з 3-х шарів, які накладені один на одний, що тісно пов'язані між собою, але різняться за природою, структурою, властивостями.

Функції кожного шару, у т. ч. і механічні, відображують біомеханічну природу її компонентів і їх структурну організацію. Співвідношення товщини шару на різних ділянках тіла є різним. У таблиці 7.1.4. наведено товщину епідермісу L і модуль пружності E для різних її ділянок.

Таблиця 7.1.4.

Механічні властивості шкіри для різних ділянок тіла людини

Частина тіла	Товщина епідермісу L , мкм	Модуль пружності E , Па
Лице, тулуб	34-92	10^4 - 10^6
Долоні	500-600	10^7
Підощва	5 000-9 000	10^8

Механічні властивості шкіри в нормі змінюються з віком. На прикладі шкіри грудини людини ці зміни наведено в таблиці 7.1.5.

Таблиця 7.1.5.

**Механічні властивості шкіри грудини людини
для різних вікових груп**

Параметр	До 1 року	5-9 років	25-30 років
$\sigma_{пр}$, МПа	2-3	17-20	15-27
ε , %	70-100	130-145	80-140
$V_{здвиг}$, м/с	25-35	30-45	40-60

При дослідженні механічних властивостей шкіри за допомогою акустичного аналізатора тканин, який дозволяє оцінювати швидкість розповсюдження акустичних хвиль звукового діапазону (5-6 кГц) було виявлено *акустичну анізотропію* шкіри. Це проявляється в тому, що швидкість розповсюдження поверхової хвилі (V) у взаємно перпендикулярних напрямках: вздовж вертикальної (Y) та горизонтальної (X) осей тіла різняться.

Для кількісної оцінки ступеня вираження акустичної анізотропії використовується коефіцієнт анізотропії: $K = \frac{V_x}{V_y} - 1$, де V_x – швидкість

вздовж вертикальної осі, V_y – швидкість вздовж горизонтальної осі.

Коефіцієнт анізотропії приймається додатнім (K^+) при $V_y > V_x$, від'ємний (K^-) при $V_y < V_x$.

Прояв акустичної анізотропії шкіри
(для середньостатистичних осіб 18-30 рр.)

Область вимірювання	Співвідношення швидкостей	Коефіцієнт анізотропії	Прояв
Лоб (середина)	$V_y > V_x$	K^+	90 %
Лоб (краї)	$V_y < V_x$	K^-	90 %
Передпліччя	$V_y > V_x$	K^+	83 %
Стегно	$V_y > V_x$	K^+	94 %
Коліно	$V_y < V_x$	K^-	75 %

Ступінь анізотропії шкіри при деяких патологічних станах сильно підвищується: наприклад, при псоріазі, при дерматитах (особливо в районах згиначів рук, ніг), або на шкіри верхнього вуха при прогресуючій близькоокості.

Анізотропія проявляється також на деяких ділянках шкіри. Так, коефіцієнти анізотропії є різними на шкірі голені для лівої та правої рук. Існує деяка різниця механічних властивостей шкіри залежно від статі:

- ступінь розтяжності шкіри у жінок є вищою, ніж у чоловіків;
- ступінь стиснення шкіри в області задньої поверхні шиї, на стегні, біцепсах, у надколінній областях у жінок є меншою, ніж у чоловіків;
- реакція шкіри на холод у жінок є вищою.

Механічні властивості шкіри залежать від вмісту в ній вологи. Вологість оточуючого середовища істотно впливає на еластичність шкіри. Ці властивості шкіри потрібно враховувати при проведенні реабілітаційних заходів, у т. ч. при масажі.

§ 7.2. БІОМЕХАНІЧНА СИСТЕМА, БІОМЕХАНІЧНІ ПАРИ ТА БІОКІНЕМАТИЧНІ ЛАНЦЮГИ

При вивченні рухів людини потрібно добре знати, як, з точки зору біомеханіки, побудований його опорно-руховий апарат, тобто чітко уявляти принципи будови його *пасивної* (кістки та їхня сполучання) і *активної* (м'язова система) частин. На відміну від анатомії, яка вивчає усі деталі будови тіла, для біомеханіки важливо знати саме ті особливості будови, від яких залежать властивості органів опори та руху, а також участь у виконанні рухової функції.

При біомеханічному дослідженні неможливо врахувати будову і функції тіла з усіма його особливостями. Для вивчення рухів будують

модель тіла – *біомеханічну систему*. Біомеханічна система має основні властивості, які є істотними для виконання рухової функції, і не включає в себе поодинокі окремі деталі. Біомеханічна система – це спрощена копія, модель тіла людини, на якій можна вивчати закономірності рухів (рис. 7.2.1). Існують моделі: Фішера, Абалакова.

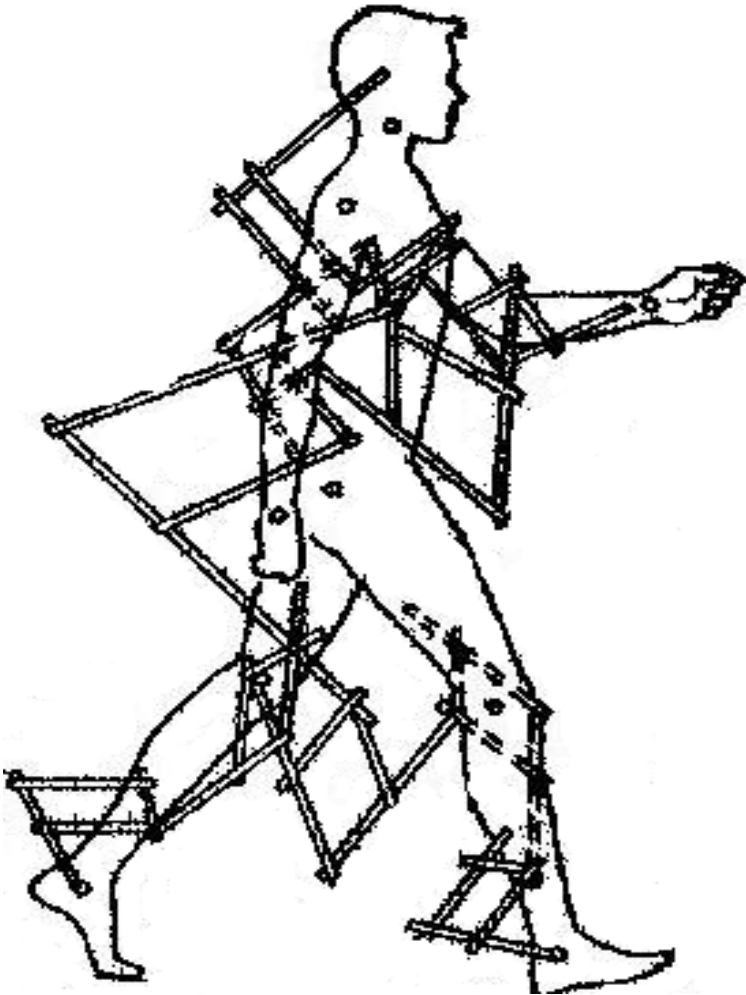


Рис. 7.2.1. Модель Фішера дослідження рухів людини

Біомеханічна система – це сукупність живих об'єктів (органів, тканин), які характеризуються загальними особливостями при проявах законів механічного руху, а також загальними особливостями способів управління ними, участі в цих рухах або в їх використанні.

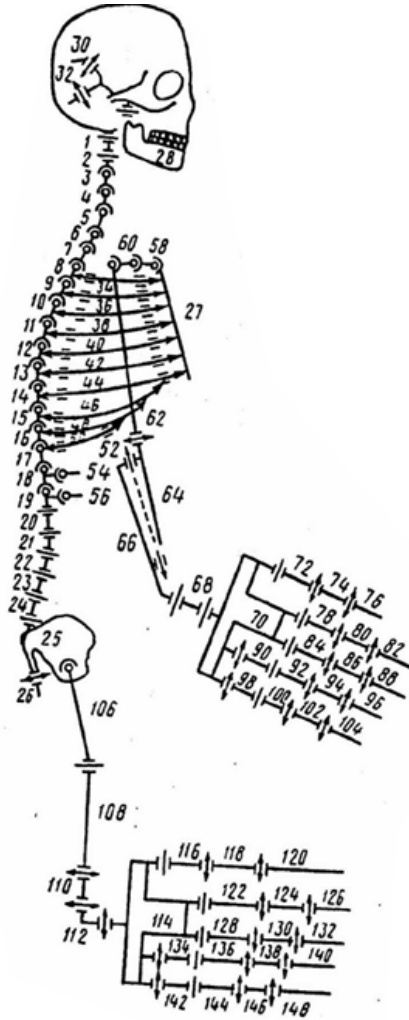


Рис. 7.2.2. Структурна схема опорно-рухового апарату людини (за А. Morecietal, 1981)

Складовими частинами біомеханічної системи є *біокінематичні ланцюги* – ланцюги між багатьма частинами тіла, що рухомо з'єднані. До цих ланцюгів прикладаються сили (навантаження), які викликають деформацію і зміну рухів.

Біокінематичний ланцюг – це послідовне з'єднання ряду біокінематичних пар.

Біокінематична пара – це рухоме (кінематичне) сполучення двох кісткових механізмів, у якому можливості рухів визначаються будовою цього з'єднання і управляючим впливом м'язів.

У біокінематичних парах рухового апарату людини з'єднання двох ланок здійснюється таким чином, щоб створити лише наперед задані (визначені) рухи. Це забезпечується *ступенями вільності* окремих ланок і організму в цілому, що і визначає направленість руху. Суттєвим є те, що кількість з'єднань ланок і кількість ступеней вільності живого організму набагато перевищує те, з чим має справу теорія механізмів і машин (тобто є більшою, ніж 1).

§ 7.3. СТУПЕНІ ВІЛЬНОСТІ В БІОКІНЕМАТИЧНИХ ЛАНЦЮГАХ

Кожна біокінематична пара володіє тією чи іншою кількістю ступеней вільності, що і визначає рухові можливості організму. Взагалі, число ступеней вільності ланки відповідає кількості її незалежних переміщень (лінійних та кутових).

З курсу механіки відомо, якщо на фізичне тіло не накладається ніяких обмежень (в'язів), то воно може рухатися в напрямку усіх трьох взаємно перпендикулярних осей поступально. Тому таке тіло має 6 ступеней вільності.

Кожен зв'язок, що накладається, зменшує кількість ступеней вільності:

- зафіксувавши одну точку вільного тіла зразу відбирають у нього 3 ступені вільності (можливих лінійних переміщень відносно основних трьох координатних осей); *приклад*: шароподібний суглоб, у якому зменшилася кількість ступеней вільності до трьох;

- закріплення двох точок тіла відповідає фіксації його на осі, що проходить крізь ці точки – залишається одна ступінь вільності;

- закріплення трьох точок повністю відбирає у тіла можливість руху; тому таке з'єднання до суглобів не відноситься.

До суглобів з *трьома ступенями* вільності відносяться шароподібні суглоби, де можливі рухи у наступних напрямках: поворот; приведення і

відведення у фронтальній площині; згинання та розгинання. Такими суглобами є: плечовий, тазостегновий.

До суглобів з двома ступенями вільності відносяться: колінний суглоб (який припускає згинання і розгинання, а також деякий поворот голені відносно стегна), зап'ястно-п'ясний суглоб великого пальця кисті руки і деякі інші.

Суглобами з одним ступенем вільності є плече, ліктьовий, міжфалангові суглоби пальців, сочленіння стопи з великою берцовою кісткою.

Кількість ступеней вільності кінематичного ланцюгу опорно-рухової системи людини дорівнює числу незалежних джерел енергії, необхідних для приведення у рух тієї чи іншої ланки відносно відповідної осі обертання суглобу.

Розрахунок числа ступеней вільності кінематичного ланцюгу проводиться за наступною формулою: $N = 6n - \sum_i i P_i$, де: N – число ступеней вільності, n – кількість рухомих ланок кінематичного ланцюга, i – число обмежень ступеней вільності в з'єднаннях – суглобах, P_i – число з'єднань з i -обмеженнями, при цьому: $\sum P_i = n-1$.

Загальна кількість ступеней вільності тіла людини складає близько: $6 \cdot 144 - 5 \cdot 81 - 4 \cdot 33 - 3 \cdot 29 = 240$, але з повною достовірністю точна кількість невідома.

Число ступеней вільності, наприклад, руки, можна розрахувати за цією залежністю:

$n = 18$, $\Sigma f = 27$, $\Sigma \lambda_n(\lambda) = 35$, $P_i = 1$ (знак Σ означає суму за усіма змінними).

Для відкритого біокінематичного ланцюга отримаємо: $N = \Sigma f = 27$. У цій залежності n характеризує число рухомих сегментів: плече, передпліччя, зап'ястя, 1-5-п'ясні кістки, проксимальні та дистальні фаланги пальців кисті, Σf – число ступенів вільності біокінематичних пар; $\Sigma \lambda_n(\lambda)$ – число сегментів, які мають λ з'єднань: плече має 2 суглоби; передпліччя, 1-5-п'ясні кістки і проксимальні фаланги пальців – також по 2. Дистальні фаланги пальців мають по 1 суглобу. Зап'ястя має 6 суглобів (променеве зап'ястний, зап'ясно-п'ясний 1-го і п'ясно-фалангові 2-5-го пальців).

Найсуттєвішим є те, що майже в усіх суглобах ступеней вільності більше, ніж у механізмах (тобто більше, ніж 1).

З одного боку, устрій пасивного апарату людини (кістки, суглоби) створює невизначеність руху, а з іншого м'язи (їх управляючі рухи)

накладають додаткові *ступені зв'язку* і залишають необхідну кількість ступеней вільності. Так і забезпечується необхідна можливість рухів. Таким чином, м'язи – це той апарат, що забезпечує управління рухами і спрямовує рух у наперед заданому напрямку. Крім того, своєрідність процесів управління рухами людини зумовлена також особливостями м'язової системи, як системи двигунів, що перемагають зайві ступені вільності.

Зрозуміло, що нервово-м'язове управління рухами, яке полягає в зменшенні цих ступенів вільності, сильно відрізняється від систем управління у техніці.

Розрізняють **замкнені та незамкнені біокінематичні ланцюги**. У *незамкнених* ланцюгах є остання («вільна») ланка, котра входить до складу лише однієї пари; у цих ланцюгах немає вільної кінцевої ланки, кожна ланка входить у дві пари. У незамкненому ланцюзі можливі ізольовані рухи у кожному окремо взятому суглобі. При цьому можливість ізольованого руху не виключається будовою незамкнутого ланцюга, бо рухи біокінематичних ланцюгів у рухових діях зазвичай відбуваються одночасно у багатьох суглобах. У *замкненому* ланцюзі ізольовані рухи в одному суглобі неможливі, бо обов'язково при цьому у рух залучаються й інші з'єднання.

Незамкнений ланцюг може стати замкненим, якщо вільна кінцева ланка отримує зв'язок (опору, захват) з іншою ланкою ланцюга чи безпосередньо, чи через будь-яке тіло. Наприклад, вільна кінцівка (руки, ноги) являють собою незамкнений ланцюг. Дві ноги через таз є замкненим ланцюгом через опору. Постійно замкнений ланцюг: грудина-ребро-хребет-ребро-грудина. Дві ноги можуть замкнути ланцюг через опору, наприклад, у положенні випаду.

Ці взаємозв'язки у біокінематичному ланцюгу обов'язково потрібно враховувати при аналізі роботи м'язів, при оцінці їх напруженості, спроможності до скорочення. Замкнений ланцюг може розімкнутися, а через це – і змінити свої можливості (наприклад, при переході ноги зі стану випаду до звичайного стану). Постійно замкнені системи тут не розглядаються. Завдяки переходу ланцюгів із замкненого стану в незамкнений і здійснюється рух людини.

Значна частина незамкнених біокінематичних ланцюгів оснащена багатосуглобними м'язами. Тому рухи в одних суглобах через такі м'язи більш чи менш пов'язані з рухами в сусідніх суглобах. Однак при точному управлінні в багатьох випадках цей взаємний зв'язок можна виключити, перебороти. В замкнених ланцюгах такий зв'язок є неперекорним, і дії м'язів передаються на віддалені суглоби. Так, при

упорі лежачи, розгинаючи руки з положення, коли плечі розімкнуті у плечових суглобах можна тягою згиначів плеча (передня частина дельтоподібного м'язу) допомагати трьохголовому м'язу плеча розгинати ліктьовий суглоб. Також можна тягою інших м'язів (великий грудний м'яз спини) допомагати трьохголовому м'язу плеча.

Інший приклад. Коли ноги знаходяться у незамкненій системі, двосуглобні м'язи (півсухожилний, півперепончатий, довга голівка двоголового м'язу стегна), які проходять ззаду поперечної вісі колінного суглобу, згинають його; при відштовхуванні від опори (система замикається) ці ж м'язи, розгинаючи тазостегновий суглоб, вже розгинають колінний суглоб.

§ 7.4. БІОМЕХАНІЧНІ ХАРАКТЕРИСТИКИ РУХІВ ЛЮДИНИ. КІНЕМАТИЧНІ ТА ДИНАМІЧНІ ОСОБЛИВОСТІ РУХІВ ЛЮДИНИ

У біокінематичних ланцюгах тіла людини рух може передаватися від ланки до ланки. Наприклад, рух кисті руки при підйомі якогось вантажу може бути результатом руху ноги і тіла, а також руху у суглобах руки. Рух кисті, в цьому випадку, складається з сукупності рухів інших ланок. Тому цей рух є *складним* рухом, і для його аналізу застосовуються усі принципи складного руху твердого тіла.

Складний рух утворюється з декількох рухів, які складають цей рух у єдиний біокінематичний ланцюг. У найпростіших випадках у механіці додаються два або більше *поступальних*¹⁰ рухів. Але переважно в рухах людини поступальні і обертальні¹¹ компоненти присутні одночасно, причому руховий апарат людини побудований таким чином, що усі рухи (в тому числі і поступальні) створюються з комбінацій обертальних рухів у суглобах.

Біомеханічні характеристики описують поступальні і обертальні рухи. Ці характеристики поділяються на: *кінематичні, динамічні, енергетичні* (табл. 7.4.1.). Вони мають різне призначення: кінематичні – характеризують зовнішню картину рухової діяльності; динамічні – несуть інформацію про причини змін рухів; енергетичні – дають уяву про механічну продуктивність і економічність.

¹⁰*Поступальним* називається такий рух, при якому всі точки тіла рухаються за однаковими траєкторіями.

¹¹*Обертальним* називається такий рух, при якому всі точки тіла рухаються за круговими траєкторіями, центри яких лежать на осі обертання.

Таблиця 7.4.1.

Класифікація біомеханічних характеристик

Кінематичні		Динамічні		Енергетичні
Для поступального руху	Для обертального руху	Для поступального руху	Для обертального руху	Для поступального і обертального руху
Переміщення – S , м	Переміщення – φ , рад (град.)	Маса – m , кг	Момент інерції – $I = \sum m \cdot R^2$, кг·м ²	Робота – A , Дж
Тривалість – t , с	Тривалість – t , с	Сила – F , Н	Момент сили – $M(F) = F \cdot S$, Н·м	Енергія – E , Дж для поступального руху:
Швидкість – v , м/с	Швидкість – ω , рад/с (град/с)	Імпульс сили $I = F \cdot S$, Н·с	Імпульс моменту сили $I = M(F) \cdot t$, Н·м·с	$E^k = (m \cdot v^2) / 2$ для обертального руху:
Прискорення – a , м/с ²	Прискорення – ε , рад/с (град/с)	Кількість руху , (кг·м)/с	Кінетичний момент (кг·м ²)/с	$E^k_{оберт} = (I \cdot \omega^2) / 2$
Темп – 1/хв	Темп – 1/хв			Потужність , Вт
Ритм	Ритм			Економічність (коефіцієнт механічної ефективності, %)
				Енергетична вартість , Дж/м
				Пульсова вартість , 1/м

Кінематика, як відомо, характеризує рух тіла в просторі. Залежно від зміни напрямку швидкостей і їх задавання, рухи ланок тіла людини можуть бути:

- 1) зворотно-обертальними;
- 2) зворотно-поступальними;
- 3) обертальними.

Будова сполучань окремих ланок скелету людини не дозволяє виконувати ним рухи у суглобах за принципом «колеса», тобто робити безмежні обертання навколо осі суглоба в один бік. Обмежувачі рухів (кісткові утворення, м'які тканини суглобів і м'язів) дозволяють виконувати рух у суглобах у межах не більше приблизно половини кола, тому майже усі рухи мають зворотній характер.

Зворотно-обертальні рухи нагадують рухи маятника (коливальні рухи) навколо осі, яка розташована поперек або вздовж біокінематичного ланцюга (наприклад, процес згинання-розгинання).

Спеціальне узгодження обертальних рухів у різних суглобах біокінематичного ланцюга дозволяє кінцевим ланкам рухатися поступально (кість боксера при обертальних рухах у плечовому і ліктьовому суглобах; тулуб бігуна при відштовхування ногою тощо). Це є зворотно-поступальний рух.

Круговий (обертальний) рух є у шароподібних суглобах, коли повздожня вісь ланки описує кінцеву поверхню. Тільки він і може виконуватися без обов'язкових зворотних рухів.

Динаміка розглядає вплив взаємодії між тілами на їхній механічний рух. На відміну від кінематичних характеристик динамічні не можна оцінити за зовнішньою картиною. Тут завжди потрібна вимірвальна апаратура. Ці характеристики вимірюють тому, що саме вони допомагають розібратися зі складним механізмом формування рухів, розкрити причини зміни рухів, механізм рухів.

До динамічних характеристик відносяться:

1) інерційні характеристики (особливості тіл, що безпосередньо рухаються),

2) силові характеристики (особливості взаємодії тіл).

Інерційні характеристики розкривають особливості тіла людини при взаємодії з іншими тілами. Від інерційних характеристик залежить збереження і зміна швидкості руху тіла.

Однією з основних інерційних характеристик є *інертність* тіла.

Усі фізичні тіла мають властивість інертності, яке проявляється в збереженні руху, а також в особливостях зміни його під дією сил.

Поняття інертності розвивається у *I законі Ньютона*: будь-яке тіло зберігає свій стан спокою або рівномірного і прямолінійного руху доти, доки зовнішні прикладені сили не примусять його змінити цей стан. Тобто, збереження швидкості у реальних умовах можливо лише тоді, коли усі зовнішні сили, що прикладені до тіла, є взаємно врівноваженими. В усіх інших випадках неуврівноважені зовнішні сили змінюють швидкість тіла відповідно до міри його інертності.

Мірою інертності тіла при поступальному русі є маса. Чим більшою є маса тіла, тим більш важко вивести його зі стану спокою або змінити його рух. Вона вимірюється відношенням прикладеної

сили до викликаного нею прискорення: $m = \frac{F}{a}$; $[m] = \text{кг}$ (маса тіла, як

його інерційна характеристика, визначає залежність прискорення від прикладеної сили, тобто маса – це коефіцієнт пропорційності між силою і прискоренням).

Вимірювання маси тут засновано на *II законі Ньютона*: зміна руху пропорційна діючій ззовні силі і відбувається в тому напрямку, за яким ця сила прикладена: $\frac{d(mv)}{dt} = F$. Маса тіла характеризує, як прикладена

до тіла сила може змінити рух тіла. Одна й та сама сила викличе більше прискорення у тіла з меншою масою, ніж у тіла з більшою

масою. Маса (m) – це кількість речовини (у кг), яке містить тіло або окрема його ланка. Масою визначають гравітаційні властивості тіла, наприклад, вагу P (у H) тіла: $P = m \cdot g$, де $g = 9,8 \frac{M}{c^2}$ – прискорення вільно падаючого тіла. Через це маса характеризує інертність тіла при поступальному русі.

При обертанні інертність тіла залежить не лише від маси, але і від того, як вона розподілена відносно осі обертання. Чим більшою є відстань від ланки до осі обертання, тим більшою є внесок цієї ланки в інертність тіла. Тому інерційною характеристикою руху людини є *момент інерції тіла*. Це головна інерційна характеристика рухів людини. Момент інерції тіла дорівнює відношенню моменту сили, відносно змінної осі, до викликаного ним кутового прискорення:

$$I = \frac{M(F)}{\varepsilon}.$$

Момент інерції тіла відносно певної осі дорівнює сумі добутків маси всіх його часток і квадратів радіусу інерції: $I = \sum_j m_j R_{in}^2$, де R_{in} – радіус інерції: середня відстань від осі обертання до матеріальних точок тіла.

Звідси видно, що момент інерції тіла є більшим, коли його частини знаходяться на більшій відстані від осі обертання. В цьому випадку той самий момент сили $M(F)$ викличе менше кутове прискорення ε . Інерційний опір швидко збільшується з віддаленням частин тіла від осі обертання.

З останньої формули видно, що при обертальному русі інертність тіла людини залежить не лише від маси, але й від положення. На *рис. 7.4.1.* зображено фігуристку, що виконує обертання. На *рис. 7.4.1. (А)* спортсменка обертається швидко і виконує близько 10 обертів в секунду. У положенні, яке зображено на *рис. 7.4.1. (Б)*, обертання різко уповільнюється і потім зупиняється. Це відбувається тому, що, відводячи руки в боки, фігуристка робить своє тіло більш інертним: хоч маса (m) залишається тією ж, збільшується радіус інерції (R) і, відповідно, момент інерції.

Для аналізу рухів у якості характеристики розподілу маси у тілі використовується характеристика, яка має назву *центру мас* – це ділянка, де перетинаються лінії дії усіх сил, що приводять тіло у поступальний рух і які не викликають обертання тіла. У полі гравітації (коли діє сила ваги) центр мас співпадає з центром ваги. *Центр ваги* – точка, до якої прикладено рівнодіючу силу ваги усіх частин тіла.

Розташування загального центру мас тіла визначається тим, де знаходяться центри мас окремих ланок. Це залежить від пози, тобто від того, як частини тіла розташовані у відношенні одна до одної у просторі.

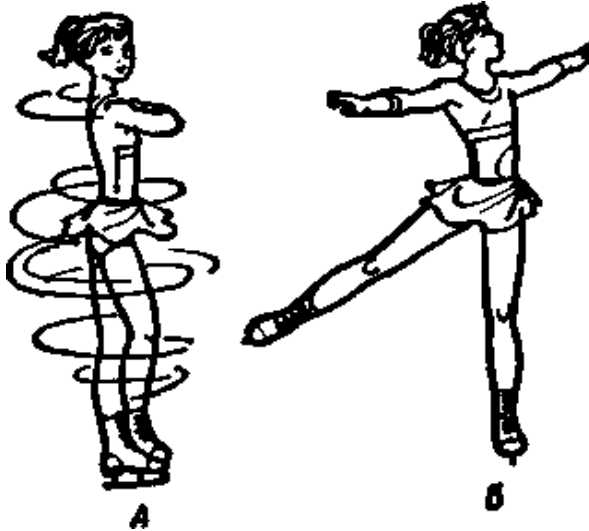


Рис. 7.4.1. Затримання обертання при зміні пози: А – менша; Б – більша величина радіуса інерції і моменту інерції, який є пропорційним квадрату радіуса інерції ($I = m R_{in}^2$)

Усі зазначені мас-інерційні характеристики (маса, радіус інерції, момент інерції, координати центру мас) описують розподіл мас між ланками тіла і всередині самих ланок. У цілому ці характеристики мають назву *геометрії мас* тіла людини.

Опорно-руховий апарат людини містить біля 70 ланок. Але такого досконалого опису геометрії мас взагалі не потрібно. Для розв'язку більшості практичних задач достатньо *15-ланкової моделі* тіла людини (рис. 7.4.2.). У 15-ланковій моделі деякі ланки складаються з деяких елементарних ланок. Тому такі збільшені ланки мають назву *сегментів*.

Наведені на рисунку значення є вірними для «середньої людини», вони отримані шляхом усереднення результатів дослідження багатьох людей. Індивідуальні особливості людини, і в, першу чергу, маса і довжина тіла, впливають на геометрію мас.

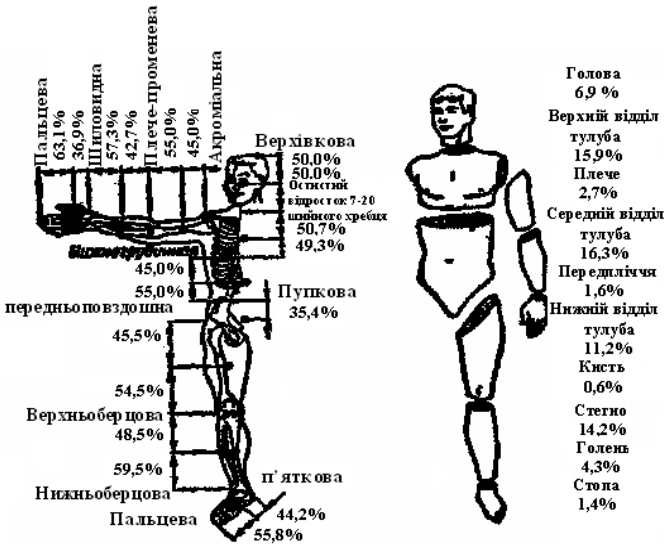


Рис. 7.4.2. 15 ланкова модель тіла людини (зліва – місця розташування ЦТ ланок, справа – відносні ваги ланок опорно-рухового апарату людини)

§ 7.5. ВИЗНАЧЕННЯ ІНЕРЦІЙНИХ ХАРАКТЕРИСТИК

Визначення маси ланки за методом відносних мас. Масу ланки визначають зазвичай за її відносною вагою (у відсотках до ваги усього тіла людини). У людей різної статі, віку і будови тіла ці співвідношення, зрозуміло, є різними. Однак у дорослих чоловіків і жінок відносні ваги є достатньо близькими.

Враховуючи невисоку точність усіх визначень, які призводять до знаходження центру ваги, зазвичай при приблизних розрахунках різницею індивідуальних співвідношень мас ланок зневажають. Знаючи вагу всього тіла і відносну вагу ланки у %, можна визначити і масу ланки: $m = \frac{P_T \cdot p_{відн}}{g} 100$, де m – маса ланки (кг), P_T – вага всього тіла (кг), $p_{відн}$ – відносна вага ланки у %, g – прискорення вільного падіння тіла.

При орієнтованих розрахунках прийнято вважати масу голови, що дорівнює 7 % від маси тіла, тулуба – 43 %, плеча – 3 %, передпліччя – 2 %, кисті – 1 %, стегна – 12 %, гомілки – 5 %, стопи – 2 %.

Визначення маси ланки за методом В. Н. Селуянова. Встановлено, що маси тіла можна визначати за допомогою наступного рівняння: $m_x = B_0 + B_1 m + B_2 H$, де m_x – маса одного з сегментів тіла (кг), наприклад, стопи, гомілки, стегна тощо; m – маса всього тіла (кг); H – довжина тіла (см); B_0, B_1, B_2 – коефіцієнти рівняння регресії, наведені у таблиці 7.5.1.

Таблиця 7.5.1.

Коефіцієнти рівняння для розрахунку маси сегментів тіла по масі (m) і довжині (H) тіла

Сегменти	Коефіцієнти рівняння		
	B_0	B_1	B_2
Стопа	- 0,83	0,008	0,007
Гомілка	- 1,59	0,036	0,012
Стегно	- 2,65	0,146	0,014
Кисть	- 0,12	0,004	0,002
Передпліччя	0,32	0,014	- 0,001
Плече	0,25	0,030	- 0,003
Голова	1,30	0,017	0,014
Верхня частина тулуба	8,21	0,186	- 0,058
Середня частина тулуба	7,18	0,223	- 0,066
Нижня частина тулуба	- 7,50	0,098	0,049

Наприклад, маса кисті = $- 0,12 + 0,004 * 60 + 0,002 * 170 = 0,46$ кг.

Знаючи маси і моменти інерції ланок тіла і де розташовані їх центри мас, можна вирішити багато важливих і практичних задач. У тому числі:

- визначити кількість руху, що дорівнює добутку маси тіла на його лінійну швидкість ($m v$);
- визначити кінетичний момент, що дорівнює добутку моменту інерції тіла на кутову швидкість (J_w); при цьому необхідно враховувати, що величини моменту інерції відносно різних осей є неоднаковими;
- оцінити, чи легко керувати швидкістю тіла або окремої ланки;
- визначити стійкість тіла тощо.

Визначення центру тяжіння окремої ланки та загального центра тяжіння тіла. Загальний центр тяжіння тіла (ЗЦТ) – це уявна точка, до якої прикладена рівнодіюча сил тяжіння усіх ланок тіла. Центр тяжіння (ЦТ) ланки визначають за відстанню її від осі проксимального суглобу (за радіусом центру ваги). Його виражають у відносних

Основи біофізики і біомеханіки

одинацях відносно довжини усієї ланки від проксимального сполучання (рис. 7.4.1., зліва). Так, ЦТ голови розташований в області турецького сідла клиноподібної кістки (проекція попереду на поверхню голови: над бровами; збоку: на 3-3,5 см вище слухового проходу). ЦТ кисті розташований у районі головки третьої п'яної кістки. ЦТ стопи – на лінії, яка з'єднує п'яточний бугор п'ятої кістки з кінцем другого пальця на відстані 0,44 від п'яти.

Експериментальним шляхом (О. Фішер, М. Бернштейн) визначені середні дані про вагу ланок тіла і про положення їх центрів тяжіння (табл. 7.5.2.).

Таблиця 7.5.2.

Відносні ваги ланок тіла і розташування їх центрів тяжіння

Назва ланки	Відносна вага	Розташування ЦТ ланки (у відносних одиницях відстані від проксимального суглобу)
Голова	0,07	Над верхнім краєм слухового проходу
Тулуб	0,43	На відстані 0,51 від плечової кістки
Плече	0,03	На відстані 0,45 від плечового суглобу
Передпліччя	0,02	На відстані 0,43 від ліктьового суглобу
Кисть	0,01	На відстані 0,37 від зап'ястного суглобу
Стегно	0,12	На відстані 0,45 від стегнового суглобу
Гомілка	0,05	На відстані 0,41 від колінного суглобу
Стопа	0,02	На відстані 0,44 від п'яти

Знаючи маси ланок і їх радіуси центрів тяжіння, можна приблизно визначити положення ЗЦТ усього тіла. Він розташований, при основній стійці, в районі малого тазу, попереду хрестця (за М. Ф. Іваницьким). Положення ЗЦТ тіла потрібно знати при визначенні рівноваги людини на підпорі (або на підвісу), у водному середовищі, у стані спокою, а також під впливом повітря або води.

Для визначення центрів рівноваги тіла у спокої або при русі в середовищі важливо знати положення двох точок: центру об'єму і центру поверхні тіла.

Визначення центру об'єму тіла. Центр об'єму (ЦО) тіла людини – це точка прикладення виштовхуючої сили при повному зануренні тіла під воду. Він співпадає з центром ваги води, яка була виштовхана у формі зануреного тіла. Через те, що щільність тіла людини неоднакова, ЦО розташований зазвичай на декілька сантиметрів ближче до голови (при випрямленому положенні тіла), ніж ЗЦТ тіла. Завдяки цьому занурене під воду тіло людини у випрямленому положенні буде повертатися навколо поперечної осі ногами донизу.

Визначення центру поверхні тіла людини. Центр поверхні (ЦП) тіла людини – це точка прикладення рівнодіючої напору середовища при заданій позі тіла і його орієнтації відносно потоку (води чи повітря). Сила дії середовища, яка розташовується по той чи інший бік від ЗЦТ людини, зумовлює відповідне повертання тіла.

Визначення моменту інерції ланки тіла дає уявлення про величину маси ланки і її розташування відносно заданої осі. Цей момент служить мірою інертності тіла. Приблизно моменти інерції довгих ланок кінцівок дорівнюють $0,3ml^2$ (m – маса ланки, l – довжина ланки). Радіуси інерції відносно поперечної осі проксимального суглобу приблизно дорівнюють:

- 0,55 – для плеча;
- 0,50 – для передпліччя;
- 0,53 – для стегна;
- 0,50 – для гомілки.

Радіуси інерції є істотно більшими за радіуси ЦТ, тому в розрахунках не можна вважати їх однаковими.

Момент інерції тіла людини відносно заданої осі визначається як сума моментів інерції усіх ланок тіла відносно тієї ж осі.

Мінімальний момент інерції – момент інерції відносно поздовжньої осі тіла, що проходить через його ЗЦТ. Направлена зміна моменту інерції широко використовується при управлінні обертальними рухами тіла.

§ 7.6. СИЛОВІ ХАРАКТЕРИСТИКИ РУХІВ ЛЮДИНИ

Сила – це міра механічного впливу одного тіла на інше у певний момент часу. Чисельно вона визначається добутком маси тіла на його прискорення, яке викликано цією силою: $F=ma$.

Вимірювання сили, так як і маси, засноване на другому законі Ньютона. Сила, що прикладена до тіла, викликає його прискорення. Джерелом сили виступає інше тіло, тобто взаємодіють два тіла. При цьому є «дія» другого тіла на перше, і «протидія» першого тіла, що прикладена до другого. За третім законом Ньютона дії завжди є однакою за величиною протидія, тобто дії двох тіл одне на одне завжди є однаковими за величиною і протилежними за напрямком.

У рухах людини, де усі рухи частин тіла є обертальними, визначають момент сили. *Момент сили* – це міра обертальної дії сили на тіло. Визначається векторним добутком сили на її плече¹²:
 $M(\vec{F}) = \vec{F} \times d = F \cdot l \cdot \sin(F, l)$.

¹² Плече сили – це мінімальна відстань від осі обертання до лінії дії сили

Якщо на тіло, яке може обертатися навколо будь-якої точки, діють одночасно декілька сил, то для складання моментів цих сил потрібно користуватися правилом додавання моментів. Момент є додатнім, коли сила викликає обертання тіла проти часової стрілки. Момент є від'ємним, коли сила викликає обертання тіла за часовою стрілкою. Чим довшим є плече сили, тим більшим є момент сили або обертальний момент M (рис. 7.5.1.).

За II законом Ньютона прискорення тіла є обернено-пропорційним його інертності і прямо пропорційним силі (моменту сили – для обертального руху): $a = \frac{F}{m}$ – для поступального руху, $\varepsilon = \frac{M(F)}{I} = \frac{F \times d}{m R^2}$ – для обертального руху.

Через те, що прискорення – це приріст швидкості за одиницю часу ($a = \frac{\Delta v}{\Delta t}$), то наведені формули перетворюються наступним чином (для вираження швидкості):

$$\Delta v = a * \Delta t = \frac{F * \Delta t}{m} \text{ – для поступального руху,}$$

$$\Delta \omega = \varepsilon * \Delta t = \frac{M(F) * \Delta t}{I} \text{ – для обертального руху.}$$

Тобто, маємо закономірність, яка добре відома з повсякденного життя, але яка не завжди використовується (у спорті): ефект дії сили (у даному випадку приріст швидкості) залежить не лише від величини сили, але і від тривалості її дії.

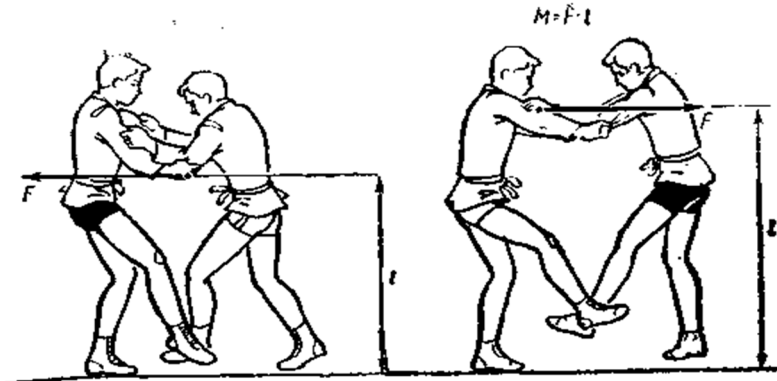


Рис. 7.6.1. Приклад з боротьби, який показує, що чим довше плече сили, тем більше момент сили $M = Fl$, який викликає круговий рух (у даному випадку, який перекидує противника)

У зв'язку з цим мають місце ще дві біомеханічні характеристики:

– Імпульс сили $F \Delta t$ (міра впливу сили на тіло за заданий проміжок часу при поступальному русі).

– Імпульс моменту сили $M(F) \Delta t$ (міра впливу сили на тіло відносно певної осі за певний проміжок часу при обертальному русі, де $\Delta t = t_k - t_n$ – інтервал часу від початку до закінчення дії сили).

Якщо імпульс сили визначає приріст лінійної швидкості, то від імпульсу моменту сили залежить зміна кутової швидкості.

Сили можуть діяти *статично* і *динамічно*. Сила, що діє статично, урівноважується іншою силою і призводить лише до деформації тіла, а не прискорює його рух. Її вимірюють силою, яка є врівноваженою для цього тіла. Сила, що діє динамічно, не врівноважується іншою силою, вона призводить до прискорення руху тіла. Її вимірюють через зміну руху тіла, до якого вона прикладена. Крім прискорення, сця сила призводить до виникнення сили інерції: $F_{in} = -m \cdot a$, яка спрямована протилежно. Знаючи масу тіла і його прискорення під дією динамічної сили, визначають її величину і напрямок.

Дію сили характеризує ще одна величина: *кількість руху* – міра *поступального руху тіла, яка характеризує його здатність передаватися іншому тілу у вигляді механічного руху*. Визначається добутком маси тіла і його швидкості: $K = m v$ (кг·м/с). Кількість руху тіла може бути визначена, наприклад, через те, як довго воно рухається до зупинки під дією гальмівної сили. Потрібно зауважити, що, якщо у механічній системі є лише внутрішні сили взаємодії її частин одна з одною, то кількість руху всієї системи залишається постійною. Цей факт добре відомий у механіці як закон збереження кількості руху.

Внутрішні і зовнішні сили відносно тіла людини. Всі сили, які прикладені до тіла людини, поділяються на дві групи: зовнішні і внутрішні відносно тіла. *Зовнішні сили* викликані дією зовнішніх для людини тіл (ці сили можна немов би перенести до центру тяжіння тіла людини і бачити, що вони призводять до зміни траєкторії і швидкості ЗЦТ). Без них рух людини змінитися не може. *Внутрішні сили* виникають при взаємодії частин тіла людини одна з одною (ці сили не можна перенести до ЗЦТ, вони не можуть змінити його рух). Саме внутрішніми силами, в результаті роботи м'язів, людина управляє непосредно.

Цей розподіл на зовнішні і внутрішні сили є відносним. Завжди потрібно зазначати, відносно якого тіла чи системи тіл виконуються такий розподіл. Так, сила тяги м'язу відносно усього тіла є внутрішньою, але вона є зовнішньою відносно кістки, до якої прикладена, бо змінює її рух.

Крім того, сила тяги м'язу може бути внутрішньою і для окремої ланки тіла, якщо м'яз має обидва прикріплення у межах певної частини тіла. Тому важливо знати місця прикріплення м'язів, щоб оцінювати те, для яких частин скелету тяга певного м'язу є силою зовнішньою, і які частини тіла вона може призводити до руху. Так, наприклад, сила тяги жувального м'язу є внутрішньою силою не лише для людини в цілому, але і безпосередньо для голови; у той же час вона виступає зовнішньою силою для нижньої щелепи. Тому жувальний м'яз може призводити у рух нижню щелепу і не може викликати руху голови.

Сила тяги плечового м'язу є силою зовнішньою для ліктьової і плечової кісток, але в той же час є силою внутрішньою для руки в цілому. Тому за допомогою плечового м'язу можна згинати руку в плечовому суглобі, але не можна безпосередньо зробити відведення усієї руки в плечовому суглобі.

Усі сили, які діють ззовні на тіло, виникають при контакті з відповідними зовнішніми силами (і середовищем у тому числі) – це *контактні сили*. Лише сили тяги можуть діяти без контакту, тобто на відстані – це *дистанційні сили*.

Серед внутрішніх сил рухового апарату розрізняють активні і пасивні сили. *Активними* є сили м'язової тяги, які виникають при збудженні м'язів. До *пасивних* відносять сили пружності і сполучання м'язової і з'єднувальної тканин у м'язах, кістках, суглобах, зв'язках тощо. Пасивні сили відіграють важливу роль у функції рухового апарату. Вони є тими реактивними силами, які протидіють зовнішнім деформуючим силам, наприклад, силі тяжіння, і забезпечують можливість спрямованого руху у суглобах під впливом активної м'язової сили.

«*М'язова сила*». Активною частиною («машиною-двигуном») рухового апарату є скелетний м'яз. При збудженні м'язу у ньому з'являється активна сила, яка прагне зблизити кінці м'язу, змінити його довжину. Ця м'язова тяга зумовлює активні рухи людини.

У реальних умовах організму, перехід м'язу зі стану спокою у стан дії виникає лише під впливом центральної нервової системи. Суть цього явища полягає у наступному: при збудженні, яке викликають у м'язовому волокні нервові імпульси, відбувається розщеплення деяких багатих на енергію хімічних речовин. Енергія, що вивільняється при цьому, змінює електричні заряди скорочувальних білків. При цьому, завдяки силам електростатичної взаємодії, у білкових молекулах з'являється напруга, яка передається на кінці м'язового волокна. Напруга сотень і тисяч м'язових волокон створює загальну напругу м'язу. Якщо умови роботи є такими, що кінці м'язу мають можливість зблизитися,

тобто, якщо дія сили м'язу є більшою за дію сили опору, то відбувається скорочення м'язу і здійснюється рух певної частини тіла.

Це дозволяє охарактеризувати м'язовий двигун, як *двигун хемодинамічний*, де рух відбувається в результаті вивільнення потенційної хімічної енергії.

М'язова сила, або м'язова тяга, є *напругою*, яка виникає у м'язі в результаті вивільнення потенційної хімічної енергії при розщепленні органічних речовин під впливом нервових імпульсів.

§ 7.7. ЕНЕРГЕТИЧНІ ХАРАКТЕРИСТИКИ РУХІВ ЛЮДИНИ

При модельному дослідженні динаміки біокінематичних ланцюгів, велику цікавість має таке поняття як енергія. *Енергія* – це кількісна міра руху матерії у всіх формах її прояву, причому, приріст кінетичної енергії сегмента людини дорівнює сумі роботи усіх сил, які діють на ділянку сегмента.

Кінетична енергія руху людини є величиною *адитивною* (тобто дорівнює сумі кінетичних енергій окремих сегментів незалежно від того, взаємодіють вони між собою чи ні). Кожний сегмент біокінематичного ланцюга має певний запас енергії, тому під час руху має місце перехід енергії від одного сегмента до іншого, або від одних його частин до інших. При цьому потрібно мати на увазі, що немає різних видів енергії, а є різні форми руху.

Мірою передачі руху в загальному випадку від одного сегмента до іншого, внаслідок дії сили, є робота. При поступальному русі обчислюється *механічна робота*, як добуток модуля сили на переміщення точки прикладення сили: $A = F \cdot \Delta S$ ($[A] = \text{Дж}$). Це міра впливу сили на заданому шляху, міра переходу енергії від одного сегмента до іншого. Якщо будь-який сегмент біокінематичного ланцюгу (наприклад, передпліччя) під дією сили виконує той чи інший рух, то плече, з боку якого діє сила, здійснює роботу; при цьому енергія рухомого передпліччя зростає на величину цієї роботи. Таким чином, мірою руху сегмента є деякий запас енергії. При обертальному русі визначається *робота моменту сили*, як добуток модуля моменту сили $M(F)$ і кута повертання тіла φ : $A_z = M(F) \varphi$.

Робота сили і моменту сили може бути додатньою і від'ємною: якщо сила спрямована у бік руху (або під гострим кутом до цього напрямку), то вона робить додатню роботу, підвищуючи енергію руху тіла; коли ж сила спрямована проти руху (або під тупим кутом), то робота є від'ємною, і енергія руху тіла зменшується.

Робота, яка виконується людиною, витрачається на підвищення потенційної і кінетичної енергії тіла людини. *Потенційна енергія* (E_n) і *кінетична енергія* (E_k) тіла у поступальному (E_k^{nocm}) і обертальному (E_k^{ob}) рухах, як відомо з механіки, визначаються так: $E_n = m \cdot g \cdot h$; $E_k^{nocm} = \frac{m \cdot v^2}{2}$; $E_k^{ob} = \frac{I \cdot \omega^2}{2}$, де $g = 9,8 \text{ м/с}^2$, прискорення вільно падаючого тіла; v – лінійна швидкість; ω – кутова швидкість; h – висота центру мас тіла над поверхнею землі; m – маса; I – момент інерції.

Повна енергія рухомого тіла за теоремою Кеніга, дорівнює сумі його потенційної і кінетичної енергії у поступальному і обертальному рухах:

$$E_{пов.} = E_n + E_k^{nocm} + E_k^{ob} = mgh + \frac{mv^2}{2} + \frac{I\omega^2}{2}.$$

Як відомо, у форму механічної енергії переходить менша частина енергії, що утворюється у м'язах. Більша її частина переходить у тепло. Подібно тому, як технічні машини характеризуються коефіцієнтом корисної дії (ККД), економічність рухового апарату людини описується рядом аналогічних показників, у їх числі є:

1) *Кількість метаболічної¹³ енергії* (КМЕ): $\text{КМЕ} = \frac{A}{E} \cdot 100\% = \frac{N}{E} \cdot 100\%$,

де N – кількість метаболічної енергії, Дж; E – швидкість її витрати, Вт.

2) *Енергетична вартість* (ЕВ) *одного метра шляху або одиниці корисної роботи*. Визначається як відношення швидкості витрати метаболічної енергії до швидкості бігу:

$$[ЕВ] = (\text{Дж/м}) = \frac{E(Bm)}{v(m/c)}.$$

3) *Пульсова вартість* (ПВ) *одного метру шляху або одиниці корисної роботи* (наприклад, пульсова вартість ходьби, бігу або інших циклічних рухів): $\text{ПВ} (1/м) = \text{ЧСС}$ (частота скорочень серця) (

$$\frac{1/xv}{60} \cdot v(m/c)).$$

Цей показник може нести більше інформації, ніж ЕВ.

При аналізі динамічних процесів у біокінематичних ланцюгах найбільше розповсюдження отримали *рівняння Лагранжа*, зокрема, *рівняння Лагранжа II роду*. В загальному випадку ці *рівняння* можуть бути записані у вигляді:

$$\frac{d}{dt} \frac{\partial E_k}{\partial \dot{v}_j} - \frac{\partial E_k}{\partial v_j} = F_j = - \frac{\partial E_n}{\partial v_j} \quad (j = 1, 2, \dots, n),$$

¹³ – енергія, яка утворюється в клітинах тіла людини в результаті трьох типів біохімічних реакцій: креатинкіназної, анаеробного гліколізу, окислювального фосфорування

де F_j – узагальнена сила¹⁴, яка віднесена до координати v_j ; величина $\partial E_k / \partial v_j$, яка дорівнює похідній від кінетичної енергії за швидкістю, називається *узагальненим імпульсом*.

Потрібно також мати на увазі, що в диференційних рівняннях Лагранжа II роду кінетична енергія E_k являє собою функцію узагальнених координат і швидкостей, а число цих рівнянь дорівнює кількості ступеней вільності, що визначають її конфігурацію.

§ 7.8. ВАЖЛИВИЙ УСТРІЙ РУХОВОГО АПАРАТУ ЛЮДИНИ

Біомеханічні ланки являють собою своєрідні важелі і маятники. Кістки, які з'єднані рухомо, утворюють основу біокінематичних ланцюгів. Прикладені до них сили (м'язової тяги та інші) діють на ланки біокінематичних ланцюгів, як важелі. Це дозволяє передавати дію сили через ланки на відстані, а також змінювати ефект прикладених сил.

Кісткові важелі, які з'єднані рухомо у суглобах, можуть під дією прикладених сил зберігати положення і змінювати його. Усі сили, що прикладені до кісткової ланки як до важеля, можна поділити на групи:

1) сили, які лежать у площині осі суглобу (вони не можуть вплинути на рух навколо цієї осі);

2) сили, які мають складові, що лежать у площині, яка є перпендикулярною до осі важеля (ці сили можуть вплинути на рух навколо цієї осі в двох прямо протилежних напрямках), тобто рухомі (направлені за рухом) і гальмівні (направлені протилежно до руху).

Як відомо, важелі бувають: I роду (коли сили прикладені по різні боки від точки опору), II роду (коли сили прикладені по один бік та плечі сил є однаковими), III роду (коли сили прикладені по один бік, але плечі сил є неоднаковими).

Двоплечими є важелі I роду, а одноплечими II і III роду. Прикладом важелю III роду є передпліччя при утриманні будь-якого тіла (*рис. 7.8.1., А*): гравітаційна сила F_1 і протидіюча їй сила м'язової тяги F_2 прикладені по один бік від точки опору, яка знаходиться в ліктьовому суглобі.

Подібних важелів у тілі людини більшість. Але є і важелі I роду, наприклад, голова. (*рис. 7.8.1., Б*).

¹⁴ Ця узагальнена сила буде силою лише тоді, коли координата, до якої вона віднесена, є лінійною величиною. Якщо координатою є кут, то узагальнена сила буде моментом сили.

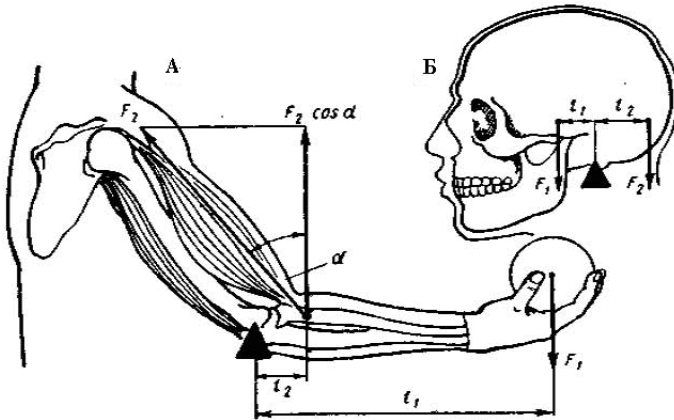


Рис. 7.8.1. Приклади важелів різного роду: А – передпліччя – важіль III роду, Б – голова – важіль I роду

Крім того, для різних м'язів, які прикріплюються у різних місцях кісткової ланки, важіль може бути різного роду. Так, як було нами розглянуто, відносно своїх згиначів передпліччя являє собою одноплечий важіль (III роду). Відносно ж м'язів-розгиначів (при утримуванні тіла над головою) – передпліччя виступає вже двоплечим важелем (I роду). Схематичний вигляд цих важелів наведено на *рис. 7.8.2*.

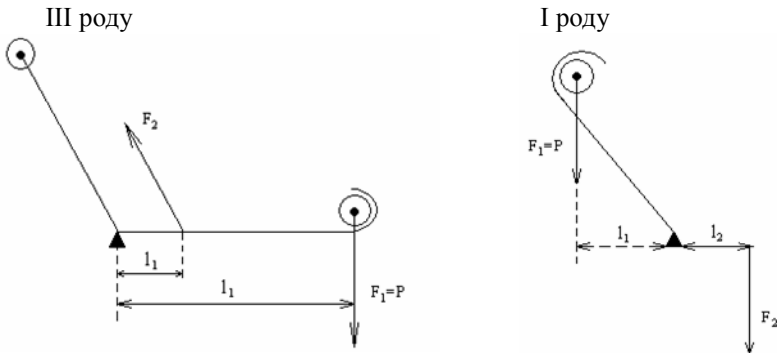
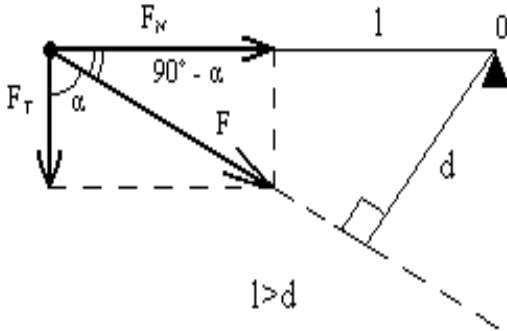


Рис. 7.8.2. Схематичний вигляд утворення важелів передпліччям руки: III роду при утриманні рукою вантажу (схема зліва), I роду – при підйомі вантажу над головою (схема справа)

Деякі відомості з механіки твердого тіла



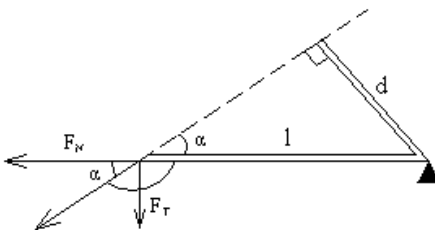
Плече важеля – це відстань від точки опори важеля до місця прикладення сили. Коли сила F прикладена до важеля під кутом, що не є прямим, то її можна розкласти на *тангенційну* (дотичну до траєкторії точок важеля) і *нормальну* (перпендикулярно напрямку руху) складові. Тангенційна складова впливає на швидкість руху важеля, тому вона має назву *обертальної* (або *явної*). З точки зору механіки нормальна складова, яка спрямована вздовж важеля, ніякого ефекту не робить. Однак біомеханічний підхід потребує враховувати, що вона притискує суглобні поверхні кісток одну до одної, і цим закріплює суглоб, звідси і її назва – *закріплююча*.



а) прямий кут:

$$l = d$$

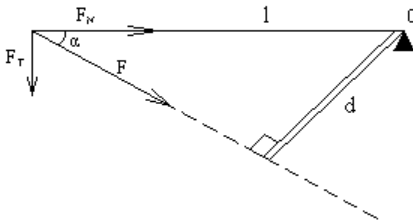
$$M(F) = F d = F l$$



б) тупий кут:

$$l > d$$

$$M(F) = F d = F l \sin \alpha$$



Якщо $\alpha = 90^\circ \rightarrow M(F) = F \cdot l$

в) гострий кут:

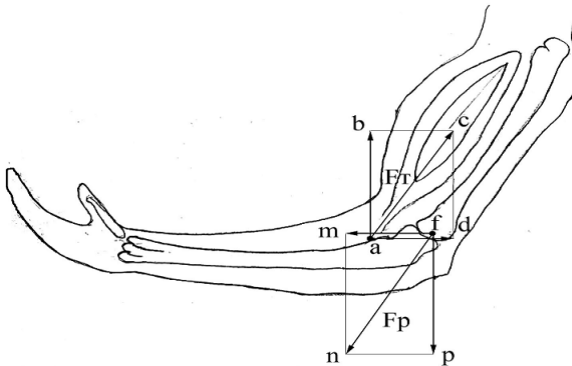
$$l > d$$

$$M(F) = F \cdot d = F \cdot l \cdot \sin \alpha$$

(Плече сили – це перпендикуляр від осі обертання до лінії дії цієї сили. Плече сили d визначають як: $d = l \sin \alpha$.

Тоді обертальний момент:
 $M(F) = F \cdot l \sin \alpha$

Умова збереження рівноваги і руху ланок як важелів. Для приведення тіла (окремої ланки) до руху потрібна пара сил. У суглобі пара сил утворюється силою тяги м'язів і реактивною силою, при чому остання утворюється внаслідок тиску однієї суглобної поверхні на іншу. Розглянемо цю обставину на прикладі обертального руху при згинанні у ліктьовому суглобі. На рис. 4.8.3. через F_T – позначено силу тяги двоголового м'язу за променеву кістку. Ця сила розкладається на дві складові: обертальну силу (ab) і силу тиску променевої кістки на плечову (ad).



F_T – сила тяги двоголового м'язу

F_p – реактивна сила

Рис. 7.8.3. Схема дії пари сил при обертальному русі в суглобі

Сила F_T при перенесенні своїм початком у точку прикладення f , являє собою тиск, який відбувається вздовж плечової кістки. Цій силі протидіє реактивна сила F_p , яка може бути розкладена на сили f_m і f_p .

Сила F_T разом із силою F_P утворює пару сил, що призводять до згинання у ліктьовому суглобі.

Якщо б реактивна сила була б відсутня, то замість згинання у ліктьовому суглобі відбулося б переміщення передпліччя за напрямком тяги двоголового м'язу.

Для визначення обертального моменту $M(F)$, величину м'язової сили (або іншої діючої сили, наприклад, сили тяжіння) F помножують на її плече d (перпендикуляр, який опущений з центру суглобу на лінію дії сили F : $d = l \sin \alpha$):

$$M(F) = Fd = Fl \sin \alpha \quad (7.8.1.)$$

Розглянемо динамічну схему обертання в ліктьовому суглобі, де кисті передпліччя утворюють важіль III роду (рис. 7.8.4.). Хай плече займає вертикальне положення, а передпліччя зігнуто під деяким кутом.

Двоголовий м'яз тягне за променеву кістку вверх. Момент обертання двоголового м'язу дорівнює добутку сили F_T на плече $l = ab$ і $\sin \alpha$:

$$M(F_T) = F_T \cdot l \sin \alpha \quad (7.8.2.)$$

Двоголовий м'яз працює проти сили тяжіння – ваги передпліччя і кисті (P_1) і ваги тіла, яке лежить на кисті (P_2). Обидва ці моменти спрямовані донизу і діють під однаковим кутом β .

Місцем прикладення сили P_1 є центр тяжіння системи «передпліччя – кисть» (т. C_1), тобто маємо плече: $l_1 = ac_1$, а місцем прикладення сили P_2 – центр тяжіння тіла (т. C_2), тобто маємо плече: $l_2 = ac_2$. Обертальні моменти цих сил у відношенні до ліктьового суглобу дорівнюють:

$$M(P_1) = P_1 \cdot l_1 \cdot \sin \beta \quad (7.8.3.)$$

$$M(P_2) = P_2 \cdot l_2 \cdot \sin \beta \quad (7.8.4.)$$

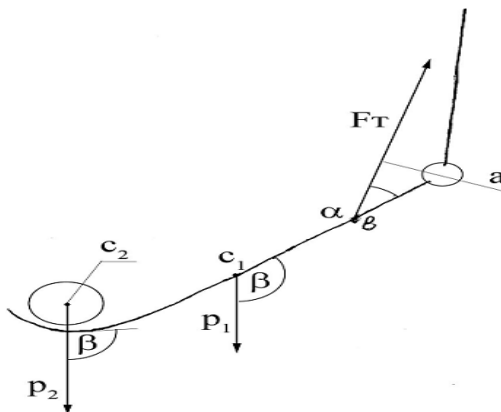


Рис. 7.8.4. Динамічна схема обертального руху в ліктьовому суглобі

Для того, щоб м'яз утримував вантаж (*умова рівноваги*) необхідно, щоб момент сили м'яза і моменти сили тяжіння урівноважували один одного:

$$M(F_T) = M(P_1) + M(P_2) \quad (7.8.5.)$$

У випадку:

$$M(F_T) > M(P_1) + M(P_2) \quad (7.8.6.)$$

у ліктьовому суглобі відбувається згинання;

У випадку:

$$M(F_T) < M(P_1) + M(P_2) \quad (7.8.7.)$$

у ліктьовому суглобі відбувається розгинання.

У випадку (7.8.5.) м'яз виконує *утримуючу роботу*, в (7.8.6.) – *переможну*, в (7.8.7.) – *уступальну*.

Зрозуміло, що зі зміною положення частин тіла, тобто зі зміною кутів між ланками тіла, змінюється і плече сили тяжіння м'язів. Разом із цим змінюються і механічні умови прояву м'язової сили. Якщо плече цієї сили підвищується, то механічні умови для роботи м'язів полегшуються. При скороченні м'язу кут його підходу до кістки збільшується, а отже, збільшується плече сили і обертальний момент, тобто сила тяги м'язу зменшується. Таким чином, механічні і фізіологічні умови прояву м'язової сили під час руху в суглобі, змінюються у протилежних напрямках.

§ 7.9. «ЗОЛОТЕ ПРАВИЛО» МЕХАНІКИ В РУХАХ ЛЮДИНИ

Важільний устрій рухового апарату дає людині можливість кидати тіла на великі відстані, виконувати сильні удари тощо. Але ніщо у світі даремно не дається. Ми виграємо у швидкості і потужності руху ціною підвищення сили м'язового скорочення. Наприклад, для того, щоб згинати руку у ліктьовому суглобі, переміщувати тіло масою 1 кг (тобто із силою тяжіння 10 Н), двоголовий м'яз плеча повинен розвивати силу 100-200 Н.

Обмін сили на швидкість є тим більше вираженим, чим більшим є співвідношення плечей важелю. Проілюструємо це важливе положення прикладом з греблі (*рис. 7.9.1.*).

Усі точки весла, яке рухається навколо осі, мають одну і ту ж саму кутову швидкість: $\omega = \Delta\varphi/\Delta t$. Але їхні лінійні швидкості є неоднаковими. Лінійна швидкість (v) є тим вищою, чим більшим є радіус обертання (r): $v = \omega r$. Тому для підвищення швидкості можна підвищувати радіус обертання. Але тоді ж потрібно буде у стільки ж разів підвищувати і силу, що прикладається до весла. Тобто для того, щоб швидше пройти дистанцію (через підвищення v), потрібно пропорційно витратити

більше сили (через збільшення радіусу обертання весла). Саме тому довшим веслом важче гребти, ніж більш коротким (хоча пройдений шлях буде довшим), кинути важкий предмет на довшу дистанцію важче, ніж на близьку. Про це знав Архімед, який керував обороною Сіракуз від римлян і який винайшов важільні пристрої для метання каміння.

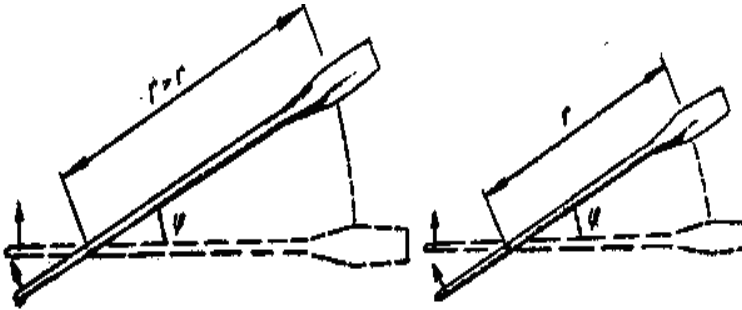


Рис. 7.9.1. При однаковому куті переміщення (φ) і кутовій швидкості $\omega = \Delta\varphi/\Delta t$ траєкторія (вказана пунктиром) є тим довшою, а прикладена до весла сила (вказана стрілками) є тим більшою і лінійна швидкість $V = \omega r$ є тим вищою, чим більшим є радіус обертання (r)

Звідси випливає *«золоте правило» механіки* в рухах людини: *виграш у силі дає програш у шляху та швидкості* (і навпаки).

Розглянемо це при роботі м'язів.

Через те, що м'язи, в більшості випадків, прикріплюються недалеко від суглобу, то плече сили тяги м'язу є коротким. У зв'язку з цим м'язи, які діють на кісткові важелі, майже завжди дають *виграш у швидкості, програючи у силі* (*«золоте правило» біомеханіки*).

Виділяють дві причини програшу в силі:

- прикріплення м'язу поблизу суглобу (невелике плече сили);
- тяга м'язу вздовж кістки під дуже гострим (або тупим) кутом (це також зумовлює невелике плече сили).

Можна вказати і на третю причину втрат у силі м'язів: при великих навантаженнях навантажуються усі м'язи, які оточують суглоб (через ланковий механізм).

Крім того, є м'язи-антагоністи, які створюють моменти сил, котрі спрямовані протилежно, через що ці м'язи корисної роботи не виконують, а енергію витрачають. Але все одно в цьому є і позитивний зміст: хоча і виникають втрати енергії, суглоб під час великих навантажень отримує підкріплення напруженою м'язів, які його оточують. Таким

чином, у зв'язку з особливостями прикладення м'язових тяг до кісткових важелів, виникають значні напруження м'язів при швидкісних і силових рухах. Виграш у силі і підкріплення суглобів потребують значного розвитку сили м'язів.

§ 7.10. МАЯТНИКОВИЙ ПРИНЦИП РУХІВ ОКРЕМИХ ЛАНОК

Верхні і нижні кінцівки людини можуть робити коливальні рухи. Це робить наші кінцівки схожими на маятники. Найменші втрати енергії при переміщенні кінцівок мають місце, коли частота рухів на 20-30 % є більшою за частоту власних коливань руки чи ноги: $\omega = \frac{1}{2}\pi\sqrt{\frac{g}{l}}$,

де $g = 9,8 \text{ м/с}^2$, l – довжина маятника (що дорівнює відстані від точки підвішання до центру мас руки або ноги). Ці 20-30 % пояснюються тим, що нога не є одноланковим циліндром, а складається з трьох сегментів (стегна, голени і ступні).

Роблячи частоту кроків або гребків при ходьбі, бігу, плаванні тощо, резонансною (тобто близькою до власної частоти коливань руки або ноги), вдається мінімізувати витрати енергії.

Помічено, що при найбільш економічному поєднанні частоти і довжини кроків або гребків людина демонструє досить високу фізичну працездатність. Це корисно використовувати не тільки при тренуванні спортсменів, але і при проведенні фізкультурних занять у школі, при фізичній реабілітації людей, при реабілітації рухів людини після травм.

Чим же пояснюється висока економічність рухів, які виконуються з резонансною частотою? Це відбувається тому, що коливальні рухи верхніх і нижніх кінцівок супроводжуються *рекуперацією механічної енергії* (від лат. recuperatio – отримання знов або повторне використання). Найпростіша форма рекуперації – перехід потенційної енергії у кінетичну, потім знов – у потенційну (*рис. 7.10.1*). При резонансній частоті рухів такі перебудови здійснюються з мінімальними втратами енергії.

Це означає, що метаболічна енергія, яка була створена у м'язових клітинах і яка перейшла у форму механічної енергії, використовується багаторазово: і в цьому циклі рухів, і в наступних. А якщо так, то потреба у притоці метаболічної енергії зменшується.

Завдяки рекуперації енергії, виконання циклічних рухів з циклом, який є близьким до резонансної частоти коливань кінцівок є ефективним способом збереження і накопичення енергії. Резонансні коливання сприяють концентрації енергії, і у світі неживої природи

вони іноді небезпечні. Наприклад, відомі випадки руйнування мосту через річку, коли по ньому йшов військовий підрозділ, чітко відбиваючи кожен крок, тому через міст необхідно йти не в ногу.

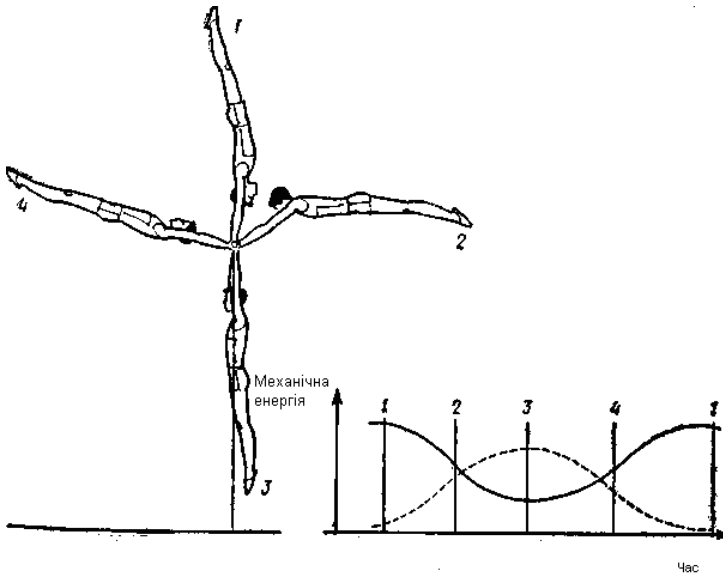


Рис. 7.10.1 Один із варіантів рекуперації енергії при циклічних рухах: потенційна енергія (суцільна лінія) переходить у кінетичну (пунктир), яка знову перетворюється у потенційну і сприяє переходу тіла гімнаста у верхнє положення; цифри на графіку відповідають пронумерованим позам спортсмена

КОНТРОЛЬНІ ПИТАННЯ

1. У чому полягають основні особливості опорно-рухового апарату людини та його відмінності від звичайних механізмів? Відповідь обґрунтуйте.

2. Охарактеризуйте механічні властивості кісткової тканини. З властивостями якого матеріалу вони схожі?

3. Вміст якої речовини в кістковій тканині визначає її деформацію, а вміст якої – її повзучість при дії навантаження?

4. Наведіть механічну модель (Кельвіна-Фойхта) деформації кісткової тканини при навантаженні на неї. У чому полягає різниця між нею та поведінкою кістки при нарузі?

5. Як Ви можете охарактеризувати анатомо-топографічні фактори, які визначають поведінку кістки при деформації? Як веде себе кісткова тканина при дії навантаження?
6. Охарактеризуйте механічні властивості суглобів.
7. Яке максимально припустиме навантаження на суглоби?
8. Чому при плануванні оздоровчо-тренувальних занять з людьми середнього і похилого віку потрібно враховувати силу тиску на суглоби?
9. Охарактеризуйте механічні властивості шкіри.
10. Що таке акустична анізотропія шкіри?
11. Які особливості шкіри потрібно враховувати при проведенні медично-реабілітаційних заходів?
12. Охарактеризуйте основні принципи моделювання тіла людини як біомеханічної системи. Поясніть, чому м'язову систему вважають системою двигунів, що переміщують зайві ступені вільності рухів?
13. Якими показниками характеризується геометрія мас тіла?
14. Що таке інерційні характеристики рухової діяльності людини?
15. Що таке біомеханічна ланка, біокінематична пара?
16. Що таке центр тяжіння ланки? Як його знайти?
17. Що таке загальний центр тяжіння тіла (ЗЦТ) людини? Пояснити, як визначити положення ЗЦТ людини за методом відносних мас?
18. Пояснити, як знайти положення ЗЦТ людини за методом Селуянова?
19. Пояснити, як знайти положення ЗЦТ тіла людини за допомогою теореми Вариньона?
20. Від чого залежить розташування ЗЦТ при здійсненні людиною різних рухів? Для чого оцінюють ЗЦТ при тренуванні спортсменів, при фізичній реабілітації людини після травм опорно-рухового апарату?
21. Що таке біокінематичний ланцюг, біокінематична пара?
22. Що таке момент сили тяжіння ланки, декількох ланок тіла людини? Чому він дорівнює?
23. Якщо відношення сил ваги двох ланок однієї біокінематичної пари дорівнює 5:12, то де буде розташований загальний ЦТ обох ланок?
24. Що таке та як знайти момент інерції ланки та усього тіла? Які фактори впливають на його величину?
25. Як впливає величина радіусу інерції (моменту інерції) на якість руху людини (наприклад, при бігу)?
26. Для чого оцінюють момент інерції тіла людини при аналізі діяльності її опорно-рухового апарату?
27. Навести приклади ланок тіла людини, як важелів I, II, III роду.

28. Навести умову рівноваги ланок тіла як важелів.
29. За якої умови важіль, який зображено на рис. 3.8.1, А, буде знаходитися в рівновазі (поясніть і запишіть формулу)?
30. Обґрунтувати, як можна полегшити роботу м'язів при однаковій її силі тяги?
31. Пояснити, в чому полягають анатомічні особливості прикріплення м'язів до суглобів і обґрунтувати необхідність розвитку сили м'язів задля підвищення їх сили тяги?
32. Пояснити, від чого залежить рухомість тієї чи іншої ланки тіла людини. Скільки ступенів вільності має: плечовий суглоб, колінний суглоб, ліктьовий суглоб, зап'ястно-п'ястний суглоб?
33. Пояснити, в чому полягає різниця, з точки зору важільного устрою руки, між положеннями руки людини при підйомі вантажу та при утриманні вантажу над головою.
34. Пояснити, як визначити силу тяги двоголового м'язу передпліччя при виконанні ним роботи з утримання вантажу?
35. Поясніть, чому м'язовий двигун характеризують як двигун хемодинамічний? Чому роботу, яку виконує певний сегмент біокінематичного ланцюга із здійснення ним руху, розглядають як міру переносу енергії від одного сегмента до іншого?
36. Чому дорівнює повна енергія рухомого тіла за теоремою Кеніга? Якими показниками описується економічність (корисність руху) рухового апарату людини?
37. Пояснити, що таке кінематична та динамічна схеми опорно-рухового апарату людини та обґрунтувати необхідність їх побудови при протезуванні?
38. Поясніть, у чому суть «золотого правила» біомеханіки. Які причини програшу в силі м'язів людини і які біомеханічні основи необхідності розвитку сили м'язів?
39. Поясніть, у чому полягає маятниковий принцип рухів окремих ланок тіла людини. Чим пояснити високу економічність рухів, які виконуються з резонансною частотою?
40. Побудуйте кінематичну схему біокінематичного ланцюга «кисть-передпліччя-плече».
41. Наведіть умову 1) утримання кистю будь-якого тіла; 2) підйому кистю будь-якого тіла; 3) опускання кистю будь-якого тіла.
42. У якого з двох бігунів (рис. 7.9.2.) ліва нога має менший радіус інерції і менший момент інерції відносно тазобедреного суглобу? Як це потрібно враховувати при технічній підготовці бігунів?

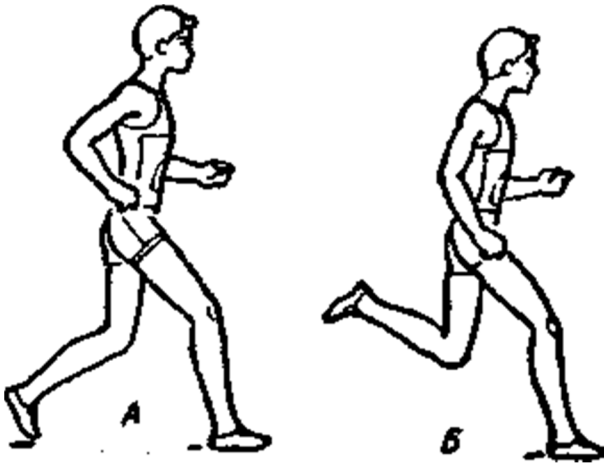


Рис. 7.10.2. Два варіанти техніки бігу

ПИТАННЯ ТЕСТОВОГО КОНТРОЛЮ

1. Властивості кісткової тканини до пружної деформації визначаються присутністю:
 - a) білка колагену;
 - b) білка еластину;
 - c) білків колагену і еластину.
2. Властивості кісткової тканини до повзучості визначаються присутністю:
 - a) білка колагену;
 - b) білка еластину;
 - c) білків колагену і еластину.
3. За механічними властивостями кісткова тканина є подібною до:
 - a) сталі;
 - b) капрону склонаповненого;
 - c) органічного скла.
4. Механічна модель поведінки кісткової тканини при дії постійного навантаження має вигляд:
 - a) однокомпонентної моделі (пружина);
 - b) однокомпонентної моделі (поршень);

- с) двокомпонентної моделі (паралельне з'єднання пружини + поршень);
 - д) двокомпонентної моделі (послідовне з'єднання пружини + поршень);
 - е) трикомпонентної моделі (послідовне з'єднання пружини з механізмом, який являє собою паралельне з'єднання пружини + поршень);
 - ф) трикомпонентної моделі (послідовне з'єднання поршня з механізмом, який представляє собою паралельне з'єднання пружини + поршень).
5. Після припинення дії навантаження на кісткову тканину остання:
- а) повертається до попередніх розмірів (залишкова деформація відсутня);
 - б) не повертається до попередніх розмірів (залишкова деформація присутня);
 - с) кісткова тканина не реагує на навантаження.
6. Дія синовіальної рідини в суглобах спрямована на:
- а) зменшення коефіцієнту тертя в суглобі;
 - б) збільшення коефіцієнту тертя в суглобі;
 - с) зниження та зменшення величини навантаження на суглоб.
7. Основну частину шкіри складає:
- а) білок колаген;
 - б) білок еластин;
 - с) білок колаген і еластин.
8. Пружні властивості шкіри визначається наявністю:
- а) білка колагену;
 - б) білка еластину;
 - с) білків колаген і еластин.
9. Повзучі властивості шкіри визначаються присутністю:
- а) білка колагену;
 - б) білка еластину;
 - с) білків колагену і еластину.
10. Колінний суглоб має наступну кількість ступенів вільності:
- а) одну;
 - б) дві;
 - с) три.

11. Плечовий суглоб має наступну кількість степенів вільності:
- одну;
 - дві;
 - три.
12. Три ступеня вільності має суглоб:
- плечовий;
 - колінний;
 - зап'ястно-п'ястний великого пальця кисті руки;
 - жодний з наведених;
 - усі наведені.
13. Два ступеня вільності має суглоб:
- плечовий;
 - колінний;
 - тазостегновий;
 - жодний з наведених;
 - усі наведені.
14. Загальний центр тяжіння тіла (ЗЦТ):
- це точка, до якої прикладено рівнодіючу силу тяжіння усіх ланок тіла;
 - це місце рівноваги тіла людини;
 - жодна з відповідей не є правильною.
15. Центр тяжіння (ЦТ) ланки опорно-рухового апарату людини визначають за:
- відстанню ланки від осі проксимального суглобу;
 - відстанню ланки від осі дистального суглобу.
16. Момент інерції ланки тіла дорівнює:
- $0,3m^2$;
 - $0,3ml$;
 - $0,5m^2$;
 - $0,5ml$.
17. М'язовий двигун є двигуном хемо-динамічним, бо:
- зумовлює рухову діяльність за рахунок вивільнення біохімічної енергії;

- b) здійснює перетворення хімічної енергії в механічну роботу;
c) виконує механічну роботу;
d) жодна з відповідей не є вірною.
18. Повна енергія рухомого тіла дорівнює:
a) $E_{заг} = mgh + mv^2/2$;
b) $E_{заг} = mv^2/2 + I\omega^2/2$;
c) $E_{заг} = mgh + mv^2/2 + I\omega^2/2$;
d) $E_{заг} = E_n + E_k^{nocm} + E_k^{ob}$;
e) жодна з відповідей не є вірною.
19. Показником економічності виконання рухової діяльності людини є:
a) коефіцієнт корисної дії $ККД = A_{кор}/A_{заг} * 100 \%$;
b) коефіцієнт метаболічної енергії $КМЕ = A/E * 100 \%$;
c) вірними є відповіді а) і b);
d) жодна з відповідей не є вірною.
20. Передпліччя у стані утримання вантажу є важелем:
a) *I роду* (коли сили прикладено по різні боки від точки опору);
b) *II роду* (коли сили прикладено по один бік від точки опору, але плечі сил є рівними);
c) *III роду* (коли сили прикладені по один бік від точки опору, але плечі сил є різними).
21. Передпліччя в стані підйому вантажу над головою є важелем:
a) *I роду* (коли сили прикладено по різні боки від точки опору);
b) *II роду* (коли сили прикладено по один бік від точки опору, але плечі сил є рівними);
c) *III роду* (коли сили прикладені по один бік від точки опору, але плечі сил є різними).
22. Умова збереження рівноваги ланки тіла полягає:
a) момент сили тяги м'язу дорівнює сумі моментів сил тяжіння на ланку тіла;
b) момент сили тяги м'язу є більшим за суму моментів сил тяжіння на ланку тіла;
c) момент сили тяги м'язу є меншим за суму моментів сил тяжіння на ланку тіла.

23. М'яз виконує переможну роботу у випадку, коли:
- a) момент сили тяги м'язу дорівнював сумі моментів сил тяжіння на ланку тіла;
 - b) момент сили тяги м'язу був більшим за суму моментів сил тяжіння на ланку тіла;
 - c) момент сили тяги м'язу був меншим за суму моментів сил тяжіння на ланку тіла.
24. Програш у силі м'язів за «золотим правилом біомеханіки» відбувається через:
- a) прикріплення м'язу поблизу суглобу;
 - b) дію сили тяги вздовж кістки під дуже гострим кутом;
 - c) вірними є відповіді a) і b);
 - d) жодна з відповідей не є вірною.
25. Анатомічна будова і прикріплення м'язів за «золотим правилом біомеханіки» зумовлює:
- a) програш у силі тяги м'язів;
 - b) виграш у силі тяги м'язів;
 - c) невизначеність сили тяги м'язів.